

Власник документу:
Бевза Олег Миколайович

ID перевірки:
1004035743

Дата перевірки:
15.06.2020 02:39:19 EEST

Тип перевірки:
Doc vs Internet + Library

Дата звіту:
15.06.2020 02:51:29 EEST

ID користувача:
90740

Назва документу: 2020-bachelor-EDD_Sahan_kontrol_uvahy_fch

ID файлу: 1004048809 Кількість сторінок: 24 Кількість слів: 8955 Кількість символів: 64306 Розмір файлу: 105.02 KB

10.4% Схожість

Найбільша схожість: 1.92% з джерело бібліотеки. ID файлу: 1003987385

3.54% Схожість з Інтернет джерелами 22 Page 26

8.26% Текстові збіги по Бібліотеці акаунту 94 Page 26

0.32% Цитат

Цитати 1 Page 27

Вилучення переліку посилань вимкнено

0% Вилучень

Вилучений текст відсутній

Підміна символів

Заміна символів 13

Роман САГАН

Електронна система контролю рівня уваги оператора**АНОТАЦІЯ**

Дана дипломна робота присвячена розробці пристрою для контролю рівня уваги оператора. Виходячи з переваг та недоліків існуючих систем та методів була розроблена структурна та принципова схема системи контролю уваги та обґрунтовано вибір компонентів системи.

Робота складається з таких розділів: вступ, аналіз літератури, теоретичної частини, розрахунків та заключення. У вступі сформульована головна задача роботи і показана її актуальність. В аналізі літератури представлений огляд науково-технічної інформації по методам контролю уваги, проблематика роботи та способи покращення. В теоретичній частині приведені основні методи контролю рівня уваги.

Розроблена конструкція, структурна та електрична принципова схема системи контролю уваги, який забезпечує виконання наступних функцій:

- Неперервний контроль за фізіологічними показниками людини;
- Індикація оператора про його фізіологічний стан;
- Попередження оператора про наближення стану до аварійного (момент коли можливе засипання)
- Передає данні до єдиного серверу чи смартфону оператора для аналізу своїх фізіологічних показників.

ANNOTATION

This thesis is devoted to the development of a device for monitoring the level of attention of the operator. Based on the advantages and disadvantages of existing systems and methods, a structural and basic scheme of the attention control system was developed and the choice of system components was substantiated.

The work consists of the following sections: introduction, literature analysis, theoretical part, calculations and conclusions. The introduction formulates the main task of the work and shows its relevance. The analysis of the literature presents an overview of scientific and technical information on methods of attention control, issues of work and ways to improve. The theoretical part presents the main methods of recording the level of attention.

Developed design, structural and electrical schematic diagram of the attention control system, which provides the following functions:

- Continuous monitoring of human physiological parameters;
- Indication of the operator about his physiological condition;
- Warning of the operator about the approach of the emergency (the moment when falling asleep is possible)
- Transmits data to a single server or smartphone of the operator for analysis of its physiological parameters.

ВСТУП

Недостатня увага людини на робочому місці може бути джерелом помилок або навіть катастрофи

Сон під час виконання службових обов'язків (сон на роботі) в деяких професіях є злісно неправомірною поведінкою і може привести до

дисциплінарних стягнень, аж до звільнення. В інших професіях, таких, як пожежники або рятувальники, сон протягом деякої частини зміни може входити до оплачуваного робочого часу. Сон на роботі може бути як навмисним, так і випадковим.

Сон на роботі є важливою проблемою, тому про неї часто згадується в правилах підприємства. Щоб запобігти зниженню продуктивності, погіршення зовнішнього вигляду працівників та виключити можливість виникнення небезпечної ситуації, за працівниками ведеться спостереження. [1]

Згідно зі статистикою дорожньо-транспортних пригод з усього світу незадовільний фізичний стан людини є однією з головних причин значної кількості аварій на автомобільних дорогах [2]. За даними Національного агентства з безпеки хайвеїв (NHTSA) приблизно 25-50% аварій відбувається через неухважність людини, половина випадків зниження уважності пов'язана з втомою або фізичними недугами. В даний час багато автовиробників спантеличені розробкою систем для контролю стану водія. Ці системи призначені для оповіщення водія транспортного засобу (ТЗ), а також водіїв інших транспортних засобів про їх небезпечний фізіологічний стан. Є кілька способів визначення втоми: спостереження за особою водія за допомогою відеокамери, оцінка дій водія з управління ТЗ, контроль характеру руху ТЗ. Іншим напрямом, який розвивають автовиробники в цілях запобігання аварійним ситуаціям на дорогах, є створення пристроїв для визначення важливих для здоров'я показників (частота дихання, температура тіла, артеріальний тиск). такі пристрої вважаються дуже перспективними, і слід очікувати появи серійно виготовляються систем подібного призначення. Особливу важливість такі системи мають для водіїв, що рухаються на далекі відстані. Для досягнення максимальної ефективності при вантажоперевезеннях по автомобільними дорогами та економії часу в дорозі професійні водії часто нехтують елементарними нормами безпеки і відпочинком, що може спричинити аварійну ситуацію. актуальність розробки подібних штатних систем серійного виробництва підкреслює той факт, що часто аварії, що відбуваються через небезпечний фізіологічний стан водія (Засипання за кермом, хворобливий стан з уповільненою реакцією) ведуть до небезпечних наслідків для здоров'я [3]. Метою даної роботи є створення системи контролю рівня уваги оператора. Ця система зчитує показники біофізичного стану людини, обробляється та подає сигнали при критичних показниках.

1 АНАЛІЗ СИСТЕМ ТА МЕТОДІВ КОНТРОЛЮ УВАГИ

1.1 Історія розвитку систем контролю уваги

Розробка вперше з'явилася на ринку від японської компанії «Nissan», яка запатентувала революційну технологію для автомобілів в 1977 році. Але складність технічної реалізації в той час змусила виробника зосередитися на більш простих рішеннях для підвищення безпеки транспорту. Перші робочі рішення з'явилися через 30 років, але їх продовжують удосконалювати і покращувати способи розпізнавання втоми водія. Суть рішення полягає в тому, щоб аналізувати стан водія і якість водіння. Спочатку система визначає параметри при старті поїздки, що дозволяє оцінити повноту реакції людини, а

після цього починає відстежувати подальшу швидкість прийняття рішень. Якщо виявлено, що водій сильно втомився, з'являється повідомлення з рекомендацією відпочинку. Відключити звукові та візуальні сигнали не можна, але вони автоматично з'являються через задані проміжки часу[4].

Особлива потреба в рішенні спостерігається у водіїв одинаків. Коли людина їде з пасажиром, вони можуть підтримувати його бадьорий стан розмовами і відстежувати втому. Самостійна їзда сприяє сонливості і уповільненню реакції на дорозі [5].

1.2 Аналіз сучасних систем

Для розробки системи зроблений огляд існуючих систем контролю стану людини, виділені їх особливості та характеристики, виконаний аналіз вимог технічного завдання, виходячи з якого буде обрано потрібні компоненти системи і методи вирішення поставленого завдання.

Виконаємо аналіз вимог технічного завдання для того, щоб визначити клас пристроїв, що потенційно є аналогами розроблюваного. Згідно технічного завдання необхідно забезпечити зручність при індивідуальному використанні розроблюваної системи. Для цього потрібно підібрати такі датчики вимірюваних величин які можна змонтувати в один браслет для розміщення на зап'ясті руки людини. Система повинна являти собою знімний браслет закріплений на зап'ясті людини.

Таким чином, аналогами для розроблюваної системи є автономні і вбудовані системи контролю показників життєдіяльності людини, виконані у вигляді браслета або манжети індивідуального використання, що не обмежує рухливості.

Нижче представлені деякі з існуючих або патентованих систем контролю стану людини.

1.2.1 Система підтримки уваги водія «Vigiton»

Система безперервно контролює фізичний стан водія і запобігає переходу водія від неспання до сну або станом, близькому до сонного. «Vigiton» (Рисунок 1.1 Система підтримки водія "Vigiton") складається з світло-звукового індикатора, кільця та браслета з вбудованими датчиками, блоку взаємодії з системами автомобіля [6]. Недоліком даної системи є великі розміри та доволі висока ціна.

Рисунок 1.1 Система підтримки водія "Vigiton"[6]

1.2.2 Система «StopSleep»

Система «StopSleep» (Рисунок 1.2 Система "StopSleep") являє собою пристрій, що надягається на 2 пальця, контролює стан водія зі зміни провідності шкіри і при небезпечній ситуації видає сигнали у вигляді вібрацій і гучного звуку. Прилад реагує на ослаблення реакцій людини, а не на сон.

Пристрій попереджає, що протягом двох-трьох хвилин водій може заснути, але не констатує факт засипання. Слід зазначити, що можливо наступне застосування пристрою, близьке по функціональності до проектованої системи: пристрій потрібно одягти за кілька хвилин до початку роботи, щоб воно визначило початковий стан людини, а потім порівнювало б його з сонним або близьким до сонного. На внутрішній стороні пристрою розташовані

датчики, які вимірюють шкірно-гальванічні реакції (електричний опір шкіри), виходячи з цих даних робиться висновок про активність водія. У верхній частині пристрою знаходиться капсула з процесором, що обробляє сигнали датчика, а також формує команди вібраційного, звукового і світлового оповіщення[7]. Недоліком пристрою можна вважати те, що в розрахунок береться лише зміна провідності шкіри, за цим показником складно точно визначити фізичний стан водія. Розроблювана система буде використовувати більшу кількість параметрів.

Рисунок 1.2 Система "StopSleep"[7]

Порівняння технічних характеристик двох розглянутих систем представлено в Таблиця 1.1 Технічні характеристики систем "Vigiton" та "StopSleep".

Таблиця 1.1 Технічні характеристики систем "Vigiton" та "StopSleep"

1.2.3 Система «Health Care Support System»

Цей пристрій містить декілька датчиків, що вимірюють фізичні параметри водія: температуру, електрокардіограму, артеріальний тиск, пульс, рівень цукру в крові. Крім датчиків система містить: мікроконтролер, приймач глобальної системи позиціонування (GPS), блок звукової сигналізації і радіопередавач. За даними, отриманими з датчиків фізіологічних параметрів, мікроконтролер приймає рішення про стан здоров'я людини, а також про засипання водія ТЗ. Якщо виявлено поганий стан здоров'я або засипання водія, спрацьовує звукова сигналізація, що попереджає про можливість виникнення аварійної ситуації і про неприпустимість подальшого ведення ТЗ, а на вбудованому дисплеї виводиться рекомендація для водія про зупинку і відпочинку. Крім того, інформація про погіршення здоров'я може відправлятися по радіоканалу лікаря і родичам водія або третім особам (власнику ТЗ) одночасно з інформацією про місцезнаходження транспортного засобу[8]. Структура запатентованої системи представлена на Рисунок 1.3 Структурна схема системи «Health Care Support System»

Рисунок 1.3 Структурна схема системи «Health Care Support System»[8]

На рис. 1.3 прийняті позначення: 1-Мікроконтролер, 2-Кермо, 3-датчик температури, 4-електроди для вимірювання артеріального тиску, серцевого ритму, 5-датчик вимірювання пульсу, 6-автокрісло, 7-датчики тиску, 8-ПК-дисплей, 9-динамік

До переваг системи можна віднести те, що датчики розташовані прямо на кермі і не заважають водієві вести ТЗ. Зрозуміло, що даний патент може бути реалізований тільки виробниками самих транспортних засобів. Внесення конструктивних змін в ТЗ неприпустимо, оскільки може бути порушена основна функціональність автомобіля і погіршені його технічні характеристики. Недоліками системи є складність конструкції, що містить велике число датчиків, що зменшує надійність роботи пристрою. Розміщення датчика пульсу на кермі не гарантує безперервності вимірювань пульсу через постійне переміщення рук по керму, тому надійніше буде розташувати датчики в браслеті, як в розроблювальній системі.

1.2.4 Системи на базі машинного зору

Існують системи які використовують алгоритми машинного зору (Рисунок 1.4 Система на базі машинного зору), щоб визначити, чи знаходиться людина в зосередженому стані. Він постійно аналізує частоту моргання очей, руху очей та інші форми виразу обличчя. Якщо людина почне засинати, пристрій подасть сигнал тривоги протягом 1-2-х секунд і моментально розбудить[9].

Головною перевагою методів на базі машинного зору є те, що вони не відволікають людину і ніяким чином не заважають процесу роботи. До недоліків таких методів можна віднести недостатню інформативність. Крім цього, системи машинного зору мають високу вартість та не завжди точно визначають правильне положення голови чи очей, адже алгоритм обробки даних, зазвичай, коректно працює лише за ідеальних умов – добре освітлення, максимальна відмінність обличчя людини від фону, тощо.

Рисунок 1.4 Система на базі машинного зору[9]

1.3 Основні методи що використовуються для контролю рівня уваги

1.3.1 Фотоплетизмографія

Фотоплетизмографія (ППГ) - це проста оптична методика, яка використовується для виявлення об'ємних змін крові в периферичному кровообігу. Це низько вартісний і неінвазивний метод, який робить вимірювання на поверхні шкіри. Методика надає цінну інформацію, що стосується нашої серцево-судинної системи. Останні досягнення в галузі техніки відновили інтерес до цієї методики, яка широко використовується в клінічному фізіологічному вимірюванні та моніторингу [10].

PPG використовує інфрачервоне (ІЧ) світло низької інтенсивності. Коли світло проходить через біологічні тканини, воно поглинається кістками, шкірними пігментами, а також венозною та артеріальною кров'ю. Оскільки світло сильніше поглинається кров'ю, ніж оточуючі тканини, зміни кровотоку можуть бути виявлені датчиками PPG як зміни інтенсивності світла (Рисунок 1.5 Фотоплетизмографія)

Сигнал напруги від ППГ пропорційний кількості крові, що протікає по кровеносних судинах. Навіть невеликі зміни об'єму крові можна виявити за допомогою цього методу, хоча він не може бути використаний для кількісного визначення кількості крові.

Сигнал PPG містить кілька компонентів, включаючи об'ємні зміни в артеріальній крові, що пов'язано з серцевою діяльністю, коливання обсягу венозної крові, що модулює сигнал PPG, компонент постійного струму, що демонструє оптичну властивість тканин і тонкі зміни енергії в організмі.

Деякі основні фактори, що впливають на записи з ППГ, - це місце вимірювання та сила контакту між ділянкою та датчиком.

Колівання кровотоку в основному виникають в артеріях, а не у венах.

Форма хвилі PPG. PPG показує зміни кровотоку як форму хвилі за допомогою бруска або графіка. Форма хвилі має компонент змінного струму та компонент постійного струму (Рисунок 1.6 Фотоплетизмограма).

Компонент змінного струму відповідає варіаціям обсягу крові при синхронізації з серцебиттям. Компонент постійного струму виникає з-за

відбитих або переданих тканинами оптичних сигналів і визначається структурою тканини, а також об'ємом венозної та артеріальної крові.

Компонент постійного струму показує незначні зміни при диханні. Основна частота компонента змінного струму змінюється залежно від частоти серцевих скорочень і накладається на базову лінію постійного струму. Однак це вимірювання підлягає багатьом неточностям, викликаним розміщенням датчику і рухом. Таким чином, вимірювання частоти серцевих скорочень може бути менш точним для оцінки варіабельності серцевого ритму, ніж вимірювання за електрокардіограмою.

Рисунок 1.5 Фотоплетизмографія[10]

Рисунок 1.6 Фотоплетизмограма

1.3.2 Електроенцефалографія

Одним із контактних методів є електроенцефалографія (Рисунок 1.7 Енцефалографія), яка дає змогу отримати характеристику спонтанної електричної активності головного мозку. Електроенцефалографія, або ЕЕГ, є фізіологічним методом вибору для запису електричної активності, що створюється в мозку за допомогою електродів, розміщених на поверхні шкіри голови. Для більш швидкого застосування електроди встановлені в еластичних ковпачках, подібних до шапок для купання, забезпечуючи можливість збирання даних з однакових положень шкіри голови для всіх респондентів. Оскільки коливання напруги, виміряні на електродах, дуже малі, записані дані оцифровуються та надсилаються на підсилювач. Потім ампліфіковані дані можуть відобразитися у вигляді послідовності значень напруги[11].

Різниця в цінах в системах ЕЕГ, як правило, обумовлена кількістю електродів, якістю оцифрування, якістю підсилювача та кількістю знімків, які пристрій може зайняти за секунду (це частота дискретизації в Гц).

ЕЕГ - одна з найшвидших методів візуалізації, оскільки вона часто має високу частоту вибірки. Її перевага полягає у дослідженні стану головного мозку, що відображає найменші зміни його активності із затримкою у мілісекунди. Головними недоліками методу енцефалографії є відносно висока вартість пристроїв, складність аналізу отриманих даних. На Рисунок 1.8 Електроенцефалограма зображений приклад ЕЕГ, де А та t_i – відповідно амплітуда та час, за який мозок видає електричну активність.

Рисунок 1.7 Енцефалографія[12]

Рисунок 1.8 Електроенцефалограма

1.1.1 Електродермальна активність

Один з найбільш ефективних методів контролю виникнення емоційної напруженості у людини базується на вимірюванні електродермальної активності (ЕДА). Відомо що у відповідь на стимули різної природи, що мають важливе значення для людини, виникають електродермальні реакції (ЕДР) – швидкі зміни електричних властивостей шкіри з постійними часу порядку секунд. ЕДР називають фізичною компонентою ЕДА, на відміні від тонічних змін ЕДА з постійними часу порядку хвилини (Рисунок 1.9 Сигнал електродермальної активності).

ЕДР спостерігається при сильних емоціях. На цьому явищі, зокрема, заснований широко відомий "детектор брехні". Перехід до фази інтенсивних ЕДР легко спостерігається також для всіх осіб при появі суб'єктивно неприємних впливів типу різкого гучного звуку, особливо дратівливих розмов і т.д.

ЕДР також виникає завжди, коли людина змушена часто перемикає свою увагу з одного об'єкта на інший, за умови, що отримується при цьому інформація для нього важлива. Наприклад, якщо людина керує рухомим транспортним засобом і спостереження за дорожньою обстановкою є для нього надзвичайно важливим завданням, то у нього розвивається інтенсивна ЕДР. Той же чоловік, розглядаючи картинки в журналі, теж перемикає увагу, але, якщо при цьому його вони не хвилюють і він знаходиться в розслабленому стані, ЕДР зникає. Між цими двома крайніми випадками існує безліч станів людини. І цим станам можна зіставити інтенсивність ЕДР. При одній і тій же інтенсивності стан людини може відповідати роду виконуваної ним діяльності чи не відповідати. Тому порогові значення ЕДР вибираються для різних професій різні. Цей метод визначає електричну активність шкіри на долонях чи пальцях рук[13].

Мінімально допустимий рівень неспання був визначений експериментально. З міркувань безпеки та з урахуванням індивідуального розкиду фізіологічних параметрів людей критичний рівень неспання був зафіксований поблизу кордону працездатного стану людини, коли людина ще працездатний, але ймовірність вчинення ним помилки зростає. Саме ці частини тіла багаті на особливий вид потових залоз під назвою екринні. Основна перевага - точність визначення бадьорості людини. Недоліком даного методу є вплив на показники індивідуальних особливостей шкіри людини.

Рисунок 1.9 Сигнал електродермальної активності[13]

Де dRA – приріст опору за час наростання імпульсу ЕДА, $t1$ – тривалість наростання імпульсу, $t2$ – тривалість зменшення імпульсу, $t3$ – тривалість імпульсу, T – період імпульсів.

Опір зовнішнього шару шкіри Z_H складається з активного і ємнісного опорів, включених паралельно. Опір зовнішнього шару шкіри Z_H залежить від площі електродів, частоти струму, а також від значення прикладеної напруги і при площі електродів в кілька квадратних сантиметрів може досягати дуже великих значень[14].

Внутрішній опір тіла вважається чисто активним, хоча, суворо кажучи, воно також має ємнісну складову. Внутрішній опір R_B практично не залежить від площі електродів, частоти струму, а також від значення прикладеної напруги і дорівнює приблизно 500 - 700 Ом. Еквівалентна схема заміщення представлена на Рисунок 1.10 Еквівалентна схема заміщення опору тіла ЛЮДИНИ

Рисунок 1.10 Еквівалентна схема заміщення опору тіла людини

Наведену вище схему можна спростити, уявивши опір тіла людини як паралельне з'єднання опору R_h і ємності C_h які назвемо відповідно активним

опором і ємністю тіла людини (Рисунок 1.11 Спрощена схема заміщення опору тіла людини). При цьому

Рисунок 1.11 Спрощена схема заміщення опору тіла людини

В випадку спрощеної схеми заміщення опору людини вираз повного опору тіла людини в дійсній формі буде, Ом,

де Z_h - опір зовнішнього шару шкіри в комплексній формі, Ом; $w=2\pi f$ – циклічна частота, рад/с; f - частота струму, Гц. Представивши опір тіла людини як паралельне з'єднання опору R_h і ємності C_h які назвемо відповідно активним опором і ємністю тіла людини.

При малій ємності (коли її можна прийняти рівною нулю) повний опір тіла людини виявляється рівним сумі активних опорів обох шарів епідермісу і внутрішнього опору тіла, Ом, тобто:

1.1.2 Температура тіла

Периферична температура, виміряна на поверхні шкіри, змінюється залежно від кровопостачання шкіри. У реальному застосуванні температуру шкіри можна виміряти, помістивши датчик на палець. Звичайно коливання температури шкіри пов'язані з розширенням периферичних кровоносних судин. Це розширення пов'язане зі збільшенням активності симпатичної системи. А ця зміна залежить від стану суб'єкта.

Якщо людина боїться, кров буде спрямована до м'язів, які контролюють рух тіла, наприклад м'язи ніг, так що суб'єкт може підготувати втечу. Ця реакція 21 організму викликає низькі температури на кінцівках тіла внаслідок звуження судин. Дослідники виявили, що для індивіда температура шкіри обернено корелює зі стресом. Якщо суб'єкт перебуває в стресовому стані, температура кінцівок його тіла зменшується [15].

Це відбувається тому, що кров спрямована в першу чергу на життєво важливі органи, такі як серце, печінка, легені і шлунок, для захисту. Внаслідок цього його пальці охолоджуються. Пізніше, якщо об'єкт розслаблений, температура пальців збільшується. Зміна температури протягом дня представлена на Рисунок 1.12 Зміна температури людини протягом дня

Рисунок 1.12 Зміна температури людини протягом дня[15]

1.1.3 Використання акселерометру

Акселерометр – це прилад, який вимірює прискорення. Принцип роботи даного методу досить простий: пристрій закріплюється на вухо та при певному нахилі голови (приблизно 15-20 градусів) прилад видає довгий звуковий сигнал(Рисунок 1.13 Система з використанням акселерометру).

Таким чином, пристрій будить людину, не дає йому заснути. Проте не попереджає момент настання сну.

Тобто коли спрацює пристрій може бути здійснена певна помилка. Недоліком даного методу коли людина закидає голову назад, пристрій не розпізнає нахилу.

Метод контролю уваги людини, який базується на вимірюванні прикореннь не дозволяє чітко визначити процес засипання [16]. Основною перевагою є простота та низька ціна пристроїв які працюють на даному методі.

Рисунок 1.13 Система з використанням акселерометру

1.1.4 Висновок до розділу 1

Проаналізувавши всі наявні системи та методи контролю уваги були зроблені висновки:

- 1) Однією з причин порушення безпеки на підприємстві є зниження рівня пильності та працездатності оператора.
- 2) Метод енцефалографії дозволяє достатньо точно визначити рівень фізіологічної активності людини. Головними недоліками даного методу є відносно висока вартість пристроїв, складність аналізу отриманих даних, а також неможливість отримання коректної енцефалограми при неправильному розташуванні датчиків.
- 3) Методи контролю фізіологічного стану людини за допомогою фотоплетизмографії, а також за допомогою акселерометра є достатньо простими. Проте кожен з них сам по собі не може дати повну картину про рівень активності та працездатності.
- 4) Головною перевагою методів на базі відеоспостереження є те, що вони не відволікають людину і ніяким чином не заважають процесу роботи. Проте такі методи не дозволяють отримати достатню інформацію про функціональний стан людини.
- 5) Достатньо ефективним є метод вимірювання електродермальної активності. Враховуючи сучасний рівень розвитку інформаційних технологій, доцільним є комплексне застосування даного методу у поєднанні з іншими, наприклад – з фотоплетизмографією, вимірюванням температури і так далі. Комплексний аналіз різних діагностичних параметрів дозволить об'єктивно визначити рівень фізіологічного стану та працездатності людини.

2 РОЗРОБКА СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ УВАГИ

1.4 Складання структурної схеми системи

Система що розробляється в обов'язковому порядку повинна містити датчики температури та вологості, датчик пульсу. Виміряні значення температури та опору шкіри зап'ястя і пульсу водія передаються до мікроконтролера де данні обробляються та відстежують рівень уваги людини. На Рисунок 2.14 Структурна схеми системи представлена структурна схема системи.

Структурна схема містить:

- Мікроконтролер
- Джерело живлення
- Датчик пульсу
- Датчик температури та вологості
- Модуль бездротового зв'язку
- Динамік
- Вібродвигун

Рисунок 2.14 Структурна схеми системи

З джерела автономного живлення подається напруга на мікроконтролер для того щоб забезпечити живлення системи. Сигнали з виходу датчика температури та вологості і датчику пульсу надходять на мікроконтролер. Виміряні та оброблені значення температури, вологості та пульсу на зап'ясті

аналізуються та робиться висновок про фізичний стан людини. Якщо рівень уваги задовільний буде ввімкнений зелений світлодіод. Вібродвигун потрібен для того щоб сигналізувати зменшений рівень уваги. При занадто низькому рівні фізіологічних показників ввімкнеться динамік, та буде блимати червоний світлодіод.

1.5 Розробка принципової схеми

Рисунок 2.15 Принципова схема системи

Розроблена принципова схема складається з:

1. Мікроконтролер ATmega328
2. Bluetooth HC-06
3. Сенсор пульсу «Pulse Sensor»
4. Модуль температури та вологості «SHT20»
5. Регульований стабілізатор напруги
6. Акумуляторна батарея

ВИБІР ЕЛЕМЕНТІВ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ

1.6 Вибір Мікроконтролера

В системі що розробляється буде використовуватись 1 мікроконтролер: він буде керувати функціонуванням браслету. В розроблювальній системі буде використовувати мікроконтролер ATmega328.

Мікроконтролер ATmega328 є 8-ми розрядним CMOS МК з низьким енергоспоживанням, заснованим на вдосконаленій AVR RISC архітектурі.

Компанія «Atmel» застосовує досить незручну систему іменування чіпів AVR, яка часто приводить в подив навіть досвідчених користувачів. Буває важко зрозуміти, з якою саме маркуванням слід використовувати кристал для розробки, якщо є кілька на перший погляд не дуже різних варіантів. Відмінності між ATmega328, ATmega328P, ATmega328PU представлені нижче [17].

- Для звичайних застосувань немає ніякої різниці між Atmega328P і Atmega328. Так що можна просто замінити ATmega328 на ATmega328P або навпаки.
- Atmega328P менше споживає енергії, ніж Atmega328 (у чому можна переконатися, якщо подивитися таблиці параметрів DATASHEET). Це означає, що для Atmega328P використовувався більш точний техпроцес (60 нм у ATmega328P проти 90 нм у ATmega328), і зазвичай ці чіпи дорожче. Мікроконтролери AVR, які менше споживають, мають по термінології Atmel класифікацію PicoPower. Таким чином, в пристроях з батарейним живленням краще використовувати ATmega328P, і задіяти у них спеціальні режими управління живленням з метою зниження енергоспоживання.
- Сигнатури чіпа для Atmega328P і Atmega328 відрізняються. Так що якщо використовуються програми, які читають сигнатуру чіпа (на зразок утиліти програмування avrdude в складі Arduino IDE), то Ви можете зустрітись з повідомленнями про помилку, якщо неправильно вкажете тип мікроконтролера.
- Корпус мікроконтролера типу TQFP32 доступний тільки для Atmega328P, і його немає для Atmega328. Можливо це пов'язано з тим, що товщина кристала Atmega328 більше, і він не поміщається в корпус TQFP32.

- У Atmega328 немає FUSE біта для заборони детектора неякісного живлення (Brown-out Detector, BOD). У Atmega328P цей FUSE біт є, що дозволяє додатково зменшити енергоспоживання, якщо відключити BOD.
- Є незначні відмінності в системі команд, що відносяться до інструкцій переходу. Якщо компілювати для чіпа ATmega328, то програма буде однаково працездатна і на ATmega328, і на ATmega328P.
- Суфікс PU позначає тип корпусу кристала - пластиковий DIP28 (PDIP), це не має ніякого відношення до суфікс P. Т. е. ATmega328PU це просто ATmega328 в корпусі PDIP28. Ці суфікси позначають тип корпусу мікроконтролера. PU - відповідають пластиковому DIP (PDIP), AU - пластиковому TQFP, MU - пластиковому QFN.

Можна зробити певні висновки що мікроконтролери мало чим відрізняються та їх відмінності не будуть сильно впливати на роботу системи. Для даної системи був обраний МК ATmega328 (Рисунок 2.16 Мікроконтролер ATmega3283, Рисунок 2.174).

Рисунок 2.16 Мікроконтролер ATmega328

Рисунок 2.17 Призначення контактів МК ATmega328

Технічні характеристики зображені в Рисунок 2.17 Призначення контактів МК ATmega328

Таблиця 2.2 Основні технічні характеристики МК ATmega328

1.7 Вибір модуля температури та вологості

Даний модуль (SHT20) необхідний для вимірювання температури тіла людини та вологості (Рисунок 2.18 Датчик температури та вологості5).

Рисунок 2.18 Датчик температури та вологості[18]

Модуль зібраний на основі цифрового датчика температури і вологості SHT20. Цифрові датчики вологості SHT2x використовуються в великих обсягах в самих різних областях і сьогодні фактично є галузевим стандартом. Серія SHT2x складається з недорогий версії з датчиком вологості SHT20, стандартної версії з датчиком вологості SHT21 і високопродуктивної версії з датчиком вологості SHT25.

Основною перевагою модуля є його габарити і точні показання параметрів. Він призначений для використання в проєктах, де потрібні параметри температури та вологості.

Серія датчиків вологості SHT2x містить датчик вологості емнісного типу, температурний датчик із забороненою зоною і спеціалізовані аналогові і цифрові інтегральні схеми - все на одному чіпі CMOSens®. Це забезпечує чудову продуктивність датчика з точки зору точності і стабільності, а також мінімальне енергоспоживання. Технічні характеристики відображені в таблиці 2.2.

Кожен датчик індивідуально відкалібрований і протестований. Ідентифікатор партії надрукований на датчику, а електронний ідентифікаційний код зберігається в чіпі і може бути лічений по команді. Крім того, дозвіл датчика вологості SHT20 можна змінити за командою (8/12 біт до 12/14 біт для RH / T), а використання контрольної суми при передачі дасть змогу покращити зв'язку. З таким набором функцій, перевіреною надійністю і довготривалою стабільністю

серія датчиків вологості SHT2x пропонує чудове співвідношення ціни і якості[18]. Технічні характеристики модуля SHT20 представлені в Таблиця 2 .3 Технічні характеристики модуля SHT20.

Для роботи модуля необхідно подати живлення 3,3V до VCC і підключити мінус на GND мікроконтролера.

Таблиця 2.3 Технічні характеристики модуля SHT20

Модуль забезпечує вимірювання температури з точністю ± 0.3 ° C та відносну вологість з точністю ± 3 %RH. Графіки точності вимірювань ми можемо спостерігати на Рисунок 2 .19 Типова і максимальна похибка для датчиків температури та вологи.

Рисунок 2.19 Типова і максимальна похибка для датчиків температури та вологи[18]

Даний модуль працює стабільно в межах рекомендованої норми (Рисунок 2 .20 Умови роботи модуля SHT207). Дані межі ідеально підходять під поставлені задачі, оскільки температура людини коливається в межах 35.5 – 40 °C.

Рисунок 2.20 Умови роботи модуля SHT20[18]

1.8 Вибір датчика пульсу

Pulse sensor - На датчиках встановлено світлодіод і фотоприймач, розташований так, що промінь світла випромінений світлодіодом, попадає на фотоприймач лише відбившись від попереднього, яким виступає подушечка пальця, зап'ястя або мочка уха. Датчик побудований на принципі оптичного вимірювання відбитого світлового потоку від кровеносних судин (рис. 2.8). Основні технічні характеристики можна бачити в Таблиця 2 .4 Основні характеристики Pulse Sensor

Рисунок 2.21 Датчик пульсу Pulse Sensor[19]

Датчик представляє собою фотоплетизмограф.

Фотоплетизмографія - метод реєстрації кров'яного потоку з використанням джерела інфрачервоного або світлового випромінювання і фоторезистора або фототранзистора (Рисунок 2 .22 Принцип фотоплетизмографії9).

Судини, наповнюючись кров'ю, змінюють свою оптичну щільність, що впливає на зміну кількості відбитого світла. Відповідно, при постійному рівні світлового потоку, випроміненого світлодіодом, інтенсивності світла яке реєструє фотоприймач, буде залежати від наповненості судин кров'ю.

Електрична схема датчика влаштована так, щоб зареєструвати лише динамічне вимірювання інтенсивно прийнятого світлового потоку. При незмінному світлому потоці (незалежно від його інтенсивності), напруга на виході датчика знаходиться в районі половини напруги живлення. При вимірі інтенсивності світлового потоку, напруга на виході датчика відхиляється від середнього значення, в сторону зменшення або збільшення, пропорційно вимірюванню світлового потоку. Таким чином датчик не потребує налаштувань під кожну людину[19].

Рисунок 2.22 Принцип фотоплетизмографії[10]

Таблиця 2.4 Основні характеристики Pulse Sensor

1.9 Вибір Bluetooth модуля

Bluetooth дозволяє об'єднувати різні пристрої по бездротовому каналу зв'язку. Ви можете передавати повідомлення від датчиків і мікроконтролерів на Android пристрій і навпаки, отримувати команди зі смартфонів по bluetooth. Підключення та програмування Bluetooth модулів зовсім не складне заняття.

Нерідко в проєктах виникає необхідність дистанційного керування або передачі даних з телефону або іншого пристрою. Одним з найпопулярніших і зручних способів є обмін даних через Bluetooth. Для зв'язку МК і комп'ютера використовується інтерфейс UART (Serial). Так як вибраний МК має хоча б 1 послідовний порт UART, для підключення Bluetooth модуля не потрібні спеціалізовані бібліотеки і схеми.

Найпопулярнішими модулями є пристрої на основі чіпа BC417. Ця серія називається HC. Модулі HC-03 і HC-05 можуть бути і сервером з'єднання, і клієнтом, вони мають широкий набір AT команд.

Для підключення до ПК будуть потрібні модуль Bluetooth, МК, з'єднувальні дроти і комп'ютер. Скетч для управління МК через смартфон і комп'ютер буде однаковим, так як в обох випадках дані в мікроконтролер вступатимуть по протоколу UART.

Всі існуючі типи модулів Bluetooth мають свої особливості, але за функціями і дії вони схожі. Одним з видів модулів є Bluetooth HC 06 (Рисунок 2.2310). З боку Ардуіно модуль виглядає як звичайний послідовний інтерфейс, що дозволяє відразу налагодити взаємодію з пристроєм на комп'ютері[20]. Основні характеристики модуля відображені в Таблиця 2.5 Технічні характеристики Bluetooth HC-06

Таблиця 2.5 Технічні характеристики Bluetooth HC-06

Рисунок 2.23 Контакти Bluetooth модуля HC-06[21]

Модуль має наступні контакти:

- VCC, GND – плюс та мінус живлення
- RX и TX – приймач та передавач;
- MCU-INT – виводить статус;
- Clear (Reset) – скидання та перезавантаження модуля.

Модуль HC-06 використовується тільки в режимі slave, тобто він не може самостійно підключатися до інших пристроїв Bluetooth. Всі налаштування для підключення «пароль, швидкість передачі даних» можна змінити за допомогою AT-команд [21].

Порівняння модулів HC 05 та HC 06

Модулі HC 05 і HC 06 є найбільш використовуваними, їх частіше за інших можна знайти в продажу (Рисунок 2.24 Модуль Bluetooth HC-05 та HC-0611). Принцип дії цих модулів схожий, обидва модуля засновані на однаковому чіпі, але є і важливі відмінності. В першу чергу, модуль HC 05 може працювати в двох режимах роботи - і в якості ведучого (master), і в якості веденого (slave).

Обидва модулі представляють собою дві спаяні плати. Одна з них - заводська з мікросхемою, інша потрібна для саморобних пристроїв, вона оснащена ніжками GPIO зі стандартним кроком 2,54 мм і стабілізатором напруги.

Рисунок 2.24 Модуль Bluetooth HC-05 та HC-06

З порівняння можемо зробити висновок про те що модулі майже не відрізняють. Оскільки режим ведучого (master) не потрібен, доцільно буде використовувати модуль HC 06.

Плата HC 05 має напругу 3.3 В. Отже МК може неправильно передавати сигнали чи в гіршому випадку вивести даний модуль з ладу. Даний модуль передбачає таку можливість та підключається без зайвих проблем. Проте що на 100% уникнути даного випадку, можна поставити на лінії дільник напруги для зниження логічних рівнів (Рисунок 2.25 Підключення через дільник напруги12).

Рисунок 2.25 Підключення через дільник напруги

1.10 Вибір акумуляторної батареї та регулятора потужності

Для роботи мікроконтролера потрібна електроенергія. Для цього на нього потрібно завести живлення. Напруга живлення у МК Atmel AVR різниться від 1.8 до 5 вольт, в залежності від серії і моделі. Всі AVR можуть працювати від 5 вольт. Так що будемо вважати що напруга живлення контролера у нас завжди 3.3 вольт або близько того. Плюс напруги живлення зазвичай позначається як Vcc. Нульовий вивід (а також Земля, Корпус) позначають GND. Якщо взяти за приклад комп'ютерний блок живлення. То чорний провід це GND, а червоний це +3.3, буде нашим Vcc.

Для роботи контролерів серії AVR досить тільки живлення. На всі входи Vcc треба подати 3.3 вольт, а всі входи GND треба посадити на землю. У мікроконтролера може бути багато входів Vcc і багато входів GND. Багато висновків зроблено не для зручності монтажу, а з метою рівномірного живлення кристала з усіх боків, щоб внутрішні ланцюги живлення не перевантажувались.

Найкраще для живлення портативних пристроїв підходять батарейки або акумулятори стандартних типорозмірів. Різноманітність розмірів і ємності таких елементів надає достатню гнучкість вибору потрібного елемента. (Рисунок 2.26) Можна легко замінити старі акумулятори в будь-який момент на нові.

Рисунок 2.26 LI-ION акумулятор

При виборі сумарної напруги батареї живлення необхідно врахувати, на скільки важливо стоїть питання збереження працездатності пристрою при значному розряді батареї.

В середньому можна вважати, що хімічне джерело живлення може бути розряджене максимум на 20% - 30% від свого початкового стану. Більш глибокий ступінь розряду для акумуляторів іноді недопустимий.

Акумулятори в процесі роботи розряджаються і напруга на них падає. Але багато електронних схем для нормальної роботи вимагають стабільної напруги живлення однієї певної величини. У таких випадках застосовують стабілізатори напруги. При такій побудові живлення, стабілізатор буде компенсувати зменшення напруги на розрядженій батареї і видавати стабільну напругу, а підключена через стабілізатор схема буде продовжувати нормально працювати. При виборі схеми стабілізатора необхідно врахувати мінімальний і максимальну вхідну напругу, необхідну для її роботи.

В нашому випадку було прийнято рішення використовувати стабілізатор напруги на базі мікросхеми «LM317T» [22] (Рисунок 2.27)

Рисунок 2.27 Стабілізатор напруги "LM317T"

1.11 Програмування мікроконтролера

Програмування ATMEGA можна за допомогою Atmel Studio, спеціальної середовища розробки для AVR. Середовище має непоганий набір інструментів для повноцінної розробки чого-небудь під фірмові мікроконтролери. У 7-й версії «з коробки» є створення проєктів на C, C++ і на Assembler. Більш того, можливе створення проєкту з скетчу Arduino. При всьому при цьому у розробника в руках опиняється відладчик, з можливістю дизасемблювання коду, перегляду всіх регістрів і будь-якого куточка пам'яті мікроконтролера. А якщо врахувати, що програмувати і налагоджувати код, в більшості сценаріїв, можна на емуляторі мікроконтролера, то очевидно, що Atmel Studio криє Arduino IDE з помітними перевагами. Але Atmel Studio - професійний інструмент. Далі мова піде більше про Arduino IDE в зв'язці з AVRDUDE.

Методи програмування ATMEGA328

Програмувати ATMega328, втім, і інші мікроконтролери AVR, можна як безпосередньо з-під Arduino IDE, так і через AVRDUDE. При використанні AVRDUDE необхідно скопіювати в Arduino IDE прошивку в файл з розширенням «.hex». В цьому випадку прошити мікроконтролер можна через ISP. Для прошивки мікроконтролера безпосередньо з-під Arduino IDE, як програмуються будь-які Arduino і сумісні з ними плати, необхідна попередня установка bootloader в мікроконтролер (здійснюється через ISP), а в подальшому можна програмувати і через USB-TTL перетворювач.

Для нормальної прошивки через USB-TTL на ньому повинен бути присутнім вихід DTR, який програмно-апаратним способом скидає мікроконтролер і той завантажується в bootloader. Який, в свою чергу, вже завантажує прошивку через USB-TTL. Якщо такого виходу немає, то при початку завантаження потрібно застосовувати спосіб перезавантаження мікроконтролера натиском пальця на скидання.

Прошивка завантажувача (bootloader) можлива через ISP, хоча в деяких випадках ви можете придбати мікроконтролер у вигляді мікросхеми, але з уже прошитим завантажувачем. Коштують такі мікросхеми трохи дорожче, ніж повністю порожні, але при цьому немає необхідності мудрувати з ISP програматором, думати про FUSE і завантажувач, все відбувається набагато простіше. USB-TTL необхідний не тільки для завантаження скетчів безпосередньо з Arduino IDE, але і для спілкування з мікро контролером через послідовний порт (Serial.println). А якщо врахувати, що єдиний нормальний спосіб налагодження в Arduino IDE - висновок в Serial, то без USB-TTL не обійтися. Виходить, що для нормальної роботи потрібно і ISP-програматор, і USB-TTL перетворювач.

Купуючи для розробки або дослідів мікроконтролери ATMEGA бажано відразу взяти їх з запасом. Коштують вони недорого, а ламатися вони на початковому етапі роботи з ними будуть часто. Тому при прописуванні FUSE намагаємося не допускати помилки і уважно читаємо опис самих

мікроконтролерів від виробника. Я вже провів невелику роботу і вибрав непоганий (стандартний) завантажувач і провів налаштування FUSE для ATMEGA328. Важливо, для роботи ATMEGA328 я використовую вбудований, внутрішній резонатор, а не зовнішній кварц.

Програмування AVR за допомогою AVRISP mkii

Запрограмувати ATMEGA328 можна за допомогою AVRDUDE і скомпільованої за допомогою Arduino вихідного коду (Рисунок 2.28 Інтерфейс з встановленими FUSEs, обраним файлом для прошивки⁵). Оскільки AVRDUDE є основним програматором в Arduino для прошивки без завантажувача, то він вже є в системі і зазвичай розташовується в папці з встановленою Arduino IDE, далі в hardware, tools, avr і там в папці bin. Можна знайти його і пошуком в системі на наявність файлу avrdude.exe. AVRDUDE - утиліта командного рядка. Копіюємо файл, вказуємо всі параметри. А якщо помилимося, то можуть прописатися невірні fuses.

Рисунок 2.28 Інтерфейс з встановленими FUSEs, обраним файлом для прошивки

Можна застосувати AVRDUDESS, спеціальну графічну оболонку, яка істотно полегшує роботу по прошивці AVR. При роботі з AVRDUDESS важливо перевірити установку всіх fuses, так як те, що було прописано в налаштуваннях плати в Arduino тут вже не має ніякого значення, все потрібно встановлювати заново з нуля або вважати з працюючою мікросхеми. За допомогою AVRDUDE або AVRDUDESS можна не тільки запрограмувати AVR, але і вважати прошивку скомпільованою.

Для отримання скомпільованої прошивки, в Arduino IDE вибираємо меню Sketch, а в ньому Export Compiled Binary, вибрати в якості плати нашу ATmega328 on a Breadboard (Рисунок 2.29 Відкомпільовані файли). У різних версія IDE пункт експорту знаходився в різних меню, тому є певна складність в його визначенні при оновленні версій.

Рисунок 2.29 Відкомпільовані файли

Програмування AVR за допомогою AVRISP mkii з Arduino

Програмувати AVR можна не тільки за допомогою AVRDUDESS, але і безпосередньо з Arduino. У старих версіях Arduino IDE все було складніше, для AVRISP (Рисунок 2.30) був потрібний спеціальний драйвер, що не йде разом з Atmel Studio, а свій власний, потрібно було вносити зміни в конфігураційні файли Arduino IDE.

Рисунок 2.30 AVRISP от SeedStudio

Програматор підключається по USB і працює в системі з драйвером USB-Serial CH340. Для роботи з цим драйвером і програматором безпосередньо з-під Arduino IDE необхідно:

- Вибрати в якості плати нашу ATmega328P on a Breadboard.
- Вибрати правильний COM-порт, на якому влаштувався програматор.
- Вибрати Atmel STK500 Development board як програматора.

Потім в меню Sketch використовуємо пункт Upload using Programmer. Скетч компілюється в бінарний код, а потім завантажується через AVRDUDE і вибору програми в мікроконтролер. За допомогою AVRISP можна тільки

завантажити прошивку, ніякого спілкування через послідовний порт (Serial.println) за допомогою ISP не буде. Все працює тільки в одну сторону.

Програмування AVR за допомогою FabISP під USBTiny44 / USBTiny85 з 6 виходами ISP

FabISP - це внутрішньосхемний програматор для мікроконтролерів AVR, розроблений для роботи з FabLab (Рисунок 2.31). Він дозволяє програмувати мікроконтролери на інших платах, використовуючи тільки USB кабель і 6-ти контактний кабель IDC-IDC. У пристрої використовуються прошивки USBtiny і V-USB, які дозволяють ATtiny44 програмно здійснювати зв'язок по інтерфейсу USB.

Рисунок 2.31 FabISP

Програмування можна зробити за допомогою Avrdude. Схема дуже проста: USB роз'єм, ATtiny44, і 6-контактний роз'єм внутрисхемного програмування на платі, з відповідними пасивними компонентами.

Через 6-ти піновий кабель FabISP може жити і мікроконтролер. В такому випадку не потрібне додаткове живлення, як у AVRISP mkII.

Після встановлення драйверів програматор визначився як Atmel USB Devices - USBtiny. Для того, щоб програматором можна було користуватися, необхідно розпаяти (якщо вона у вас не розпаяна) перемичку SJFAB Перемичка використовується для можливості програмування самого програматора. Більш того на платі присутній і друга перемичка SJ2 (або ж SJVCC). Вона відповідає за подачу живлення на мікроконтролер з програматора. Якщо її розпаяти, то для мікроконтролера буде потрібно зовнішнє живлення.

При програмуванні через FabISP необхідно звернути увагу, що оскільки програматор використовує порт USB, то в AVRDUDESS необхідно так само вибрати порт USB. Ніякого моста на послідовні порти не створюється. При прошивці в Arduino IDE як програматора вибираємо USBTiny. Порт вибрати не потрібно. У середовищі відсутня можливість вибрати USB, тому опція просто ігнорується, AVR знаходить програматор самостійно.

Відповідно, за допомогою FabISP можна програмувати внутрішньосхемний, в тому числі і завантажувач, як за допомогою AVRDUDE, так і безпосередньо з Arduino IDE.

Програмування AVR за допомогою Arduino AVP ISP Shield

Щоб стати програматором ISP, потрібно мати цифрові виходи, які можна перетворити в виходи ISP: MISO, SCK, RST, MOSI. На всіх платах Arduino Uno (і багатьох інших) взагалі спеціально розлучений ISP 6-пін коннектор. Через нього можна запрограмувати сам мікроконтролер на платі (Рисунок 2.32 DIYMORE AVR ISP shield встановлений на RoboDun Uno R39).

Рисунок 2.32 DIYMORE AVR ISP shield встановлений на RoboDun Uno R3

Плата встановлюється як плата розширення на Arduino Uno.

Для того щоб скористатися AVR ISP shield спершу в Arduino-носії потрібно завантажити скетч ArduinoISP. Завантажити скетч можна як звичайним способом, через завантажувач (по USB), так і через ISP на платі Arduino за допомогою одного з вище описаних програматорів ISP. Знову ж таки якщо завантажувати скетч з Arduino IDE за допомогою Upload using

programmer, то скетч завантажиться в плату без завантажувача. І для того, щоб потім плату можна було програмувати по USB доведеться окремо завантажити в неї завантажувач. Дана операція здійснюється в тому числі і через Arduino IDE (Burn bootloader), зрозуміло, з використанням ISP програматора. Однак, якщо скомпілювати скетч через Export compiled Binary, то можна завантажити через ISP-програматор і AVRDUDESS (або просто AVRDUDE) прошивку разом з завантажувачем.

Але, рекомендується йти простим шляхом, а саме завантаженням по USB з середовища Arduino IDE скетчу ArduinoISP. Після завантаження можна встановлювати плату, важливо не увіткнути її зі зміщенням. Як програматор вибирається ArduinoISP, так само необхідно вибрати потрібний тип мікроконтролера. Прошивка здійснюється через Upload using programmer (через звичайну кнопку завантаження скетч завантажиться в носій).

Ще одна особливість AVR ISP Shield. На ній, як і на платі Arduino Uno присутній висновок ISP 6-пін. Роз'єм на AVR ISP Shield дає доступ тільки до мікроконтролеру, що встановлений на колодці. Запрограмувати плату Arduino-носієм через Shield вийде. Потрібно його зняти і підключитися до гнізда ISP самої плати Arduino. З іншого боку, AVR ISP Shield можна використовувати взагалі без Arduino-носія (Uno), просто підключивши 6-ти пінний роз'єм до ISP-программатору (не забувши про живлення). Точно так само можна підключити і USB2TTL, щоб отримувати висновок з Serial.

Завдяки своїй популярності, запрограмувати AVR від Atmel можна багатьма методами. І наведені вище «адаптери», і програмні продукти - лише мала частина всього різноманіття систем і засобів по програмуванню.

1.12 Висновок до розділу 2

З всього вище переліченого, ми чітко бачимо чому вибір прийшов саме на мікроконтролер серії AVR, а саме ATmega328. Всі підібрані модулі мають компактні розміри та споживають малу кількість електроенергії що дозволить системі довше працювати без підзарядки. Для цього була обрана акумуляторна батарея яка займає мало місця та дозволяє працювати пристрою від 12 годин без підзарядки.

Таким чином у розділі розглянуті усі складові і поясненні причини вибору всіх вказаних компонентів.

3 РОЗРОБКА ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ

1.13 Вибір програмного забезпечення

Для симуляції та складання плати скористаємось програмним забезпеченням «EAasyEDA».

EasyEDA підходить для розробки електронних пристроїв будь-якої ступені складності і призначається для інженерів, викладачів, студентів і радіоаматорів.

Даний онлайн-сервіс підтримує імпорт файлів з САПР LTSpice, Eagle, Kicad і Altium Designer. Підтримується створення і редагування, як окремих компонентів схем, так і ієрархічних схем і підсхем SPICE-моделей.

Редактор друкованих плат формує макети плат на основі електричних схем. Є інструменти розміщення і редагування компонентів, прокладки

доріжок, перевірки правил дизайну DRC, створення моделей посадочних місць(Рисунок 3.33).

Сервіс EasyEDA безкоштовний і не має обмежень.

Рисунок 3.33 Вигляд інтерфейсу для проектування ДП. ПЗ "EasyEda

1.13.1 Структура блоку живлення

Регульований лінійний стабілізатор напруги і струму LM317t, характеристики якого дозволяють використовувати його в схемах включення регульованих блоків живлення.

Розпіновка стабілізатора LM317 проводиться за трьома контактам. Якщо дивитися на пристрій спереду, то перший контакт зліва (Adj) - це регульований вивід, середній (Vout) - вихід і останній праворуч (Vin) - вхід.

- Vin - це вивід, на який подається вхідна напруга, яку потрібно регулювати. Наприклад, на нього може подаватися 5 В, яке пристрій буде знижувати до 3.3 В на Vout.
- Vout - це вивід, на який виводиться напруга.
- Регульований (Adj) - це вивід, який дозволяє регулювати вихідну напругу через резистор.

Знаючи номери контактів і їх призначення можна понизити напругу, що подається на вхід мікросхеми до необхідного значення(Рисунок 3.34).

Рисунок 3.34 Принципова схема блоку живлення системи

Знаючи номери контактів і їх призначення можна зменшити напругу, що подається на вхід мікросхеми до необхідного значення. Для цього треба змінити опір R33, підключеного до регульованого виводу Adj.

Як видно на схемі включення LM317 до контакту Adj треба підключити два резистора R32 і R33. Вони визначають напругу, **яке** знижує стабілізатор і видає на вихід.

Виходячи з формули видно, що величина Vout залежить від значення резистора R32. Чим більше збільшується значення опору R32, тим більше буде вихідна напруга.

1.14 Вибір параметрів друкованої плати

Друкована плата - пластина з діелектрика, на поверхні і / або в обсязі якої сформовані електропровідні ланцюги електронної схеми. Друкована плата призначена для електричного і механічного з'єднання різних електронних компонентів. Електронні компоненти на друкованій платі з'єднуються своїми виводами з елементами провідного рисунка зазвичай паянням.

Види друкованих плат:

- Односторонні (одношарові)
- Двосторонні (двошарові)
- Багатшарові

В односторонніх ДП навісні елементи встановлюються на протилежній стороні від місця пайки. Такий метод забезпечує низьку вартість конструкції та простоту виготовлення. Основними недоліками є низька щільність розташування компонентів, низьку механічну і теплову стійкість.

В двосторонніх ДП виконуються зазвичай, з металізованими отворами, характеризуються високими комутаційними властивостями, підвищеною

міцністю з'єднання компонентів з провідним шаблоном, дозволяють полегшити трасування провідників і оптимізувати розміри плати завдяки щільному розміщенню елементів. Недоліком двосторонніх ДП є більш висока вартість в порівнянні з ОДП.

Багатошарові плати складні в виробництві та потребують додаткової апаратури, фінансування, тому вибір такого типу не є оптимальним.

В нашому випадку доцільним буде обрати двосторонній тип друкованих плат. Такий вибір ДП дозволяє забезпечити необхідну точність, щільність монтажу, надійність і при цьому забезпечити мінімальну вартість.

Найбільш поширеним матеріалом для виробництва двосторонніх ДП є FR-4. Для основи виберемо FR4, оскільки він володіє високою механічною міцністю, стійкістю до стирання, низьким прониканням вологи, високою хімічною стійкістю, та відмінними діелектричними характеристиками.

В якості методу виготовлення було прийнято рішення використати комбіновано позитивний метод. Застосування цього метода надає змогу підвищити надійність зчеплення металевих елементів з основою, виконання металізованих отворів.

1.15 Висновок до розділу 3

Регульований лінійний стабілізатор напруги і струму LM317t, характеристики якого дозволяють використовувати його в схемах включення регульованих блоків живлення було обрано для даної системи. Вибір двосторонньої друкованої плати дозволяє забезпечити необхідну точність, щільність монтажу, надійність і при цьому забезпечити мінімальну вартість;

4 МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ СИСТЕМИ

1.16 Складання системи та перегляд результатів вимірювань

Для отримання експериментальних даних потрібно скласти тимчасово працюючу систему.

Модулі які проводять постійні виміри необхідно закріпити до зап'ястя людини, для цього скористаємось звичайним манжетом (Рисунок 4 .35 Тимчасове кріплення датчика пульсу до манжети; Рисунок 4 .36 Модулі які закріплені на манжеті для проведення експериментів)

Рисунок 4.35 Тимчасове кріплення датчика пульсу до манжети

Рисунок 4.36 Модулі які закріплені на манжеті для проведення експериментів

Після встановлення модулів необхідно одягнути манжет на зап'ястя та відрегулювати натяг (Рисунок 4 .37 Одягнений на руку манжет).

Рисунок 4.37 Одягнений на руку манжет

Подамо живлення на систему та під'єднаємось до комп'ютера або через Bluetooth модуль до смартфона.

Для перегляду показників вимірювань скористаємось ПЗ «Arduino IDE» звідки і був запрограмований мікроконтролер (Рисунок 4 .38; Рисунок 4 .39).

Рисунок 4.38 Зміна ЕДА протягом часу

Рисунок 4.39 Відображення зміни пульсу протягом часу

Для перегляду результатів вимірювання з телефону необхідно:

1. Завантажити безкоштовний додаток «Bluetooth terminal»;

2. Увімкнути Bluetooth на смартфоні та знайти модуль який матиме назву HC-06 та під'єднатись використавши пароль «1234». Таким чином Bluetooth модуль буде під'єднано до смартфона;
3. Запустити додаток та обрати з якого з'єднання буде зчитуватись інформація, після чого наші результати будуть відображатись на екрані смартфона (Рисунок 4.40 Показ результатів вимірювань через додаток на смартфоні).

Рисунок 4.40 Показ результатів вимірювань через додаток на смартфоні

1.17 Симуляція роботи системи

Для симуляції скористаємо ПЗ «Proteus» яка має безкоштовну пробну версію.

Складено схему (Рисунок 4.41 Складена схема для проведення симуляції роботи)

Рисунок 4.41 Складена схема для проведення симуляції роботи

Для початку проведемо вимірювання пульсу (Рисунок 4.42)

Рисунок 4.42 Вимірювання пульсу сенсором пульсу

Якщо один з показників нижче від заданого значення, динамік та вібратор спрацювати не буде (передбачено ПЗ) (Рисунок 4.43)

Рисунок 4.43 Динамік та вібратор не спрацювали

При умові якщо значення температури та вологості тіла в межах норми (Рисунок 4.44), нічого відбуватись не буде.

Рисунок 4.44 Значення вимірюваної температури та вологості зап'ястя

При зменшенні всіх вимірюваних значень нижче норми (Рисунок 4.45), спрацює динамік та вібратор.

Рисунок 4.45 Значення при яких настає критичний стан

При зменшенні значень вимірюваної температури, значення пульсу та вологості спрацює вібратор та динамік для сигналізування оператора про низький стан уваги (Рисунок 4.46)

Рисунок 4.46 Система спрацювала, тим самим подавши сигнал оператору

1.18 Висновок до розділу 4

В даному розділі була складена система та проведено моделювання. Дивлячись на розділ ми можемо зробити висновок що система працює у відповідності до поставленого завдання, проте потребує деяких вдосконалень, а саме:

- Проведення більшої кількості дослідів, в тому числі в стані коли людина має ризик засипання;
- Точного визначення критичних показників.

ВИСНОВОК

В результаті проведеної роботи була розроблена система яка вимірює фізіологічні параметри оператора такі як:

- Температура тіла;
- Частоту пульсу;
- Значення електродермальної активності.

Вимірювання здійснюються за допомогою датчика пульсу та модуля температури та вологості. Розроблена система здатна сигналізувати оператора про низький рівень уваги для запобігання помилок на підприємстві. Система має декілька вигідних відмінностей від наявних систем, наприклад: кількість та тип датчиків, час безперервної роботи та значно нижча ціна. Провівши

експерименти можемо зробити висновок що система працює відмінно. Система має всі необхідні параметри для використання в умовах, в яких перебуває оператор.

Всі вибрані модулі мають не високу ціну та доволі низьку вагу.

Саме тому вага браслету не буде заважати проводити будь – які роботи.

Розроблений програмний код, який дає можливість керувати датчиками через мікроконтролер а також доданий Bluetooth модуль за допомогою якого можна передавати дані на телефон.

Вибір двосторонньої друкованої плати дозволяє забезпечити необхідну точність, щільність монтажу, надійність і при цьому забезпечити мінімальну вартість;

Система повністю відповідає поставленим вимогам в завданні до дипломного проєкту.

SUMMARY

Electronic system to control operator attention

Keywords: attention control; polygraph; electrodermal activity; sleep detector; physiological state of man

Summary of the project: 5–8 pages

Insufficient human attention in the workplace can be a source of error or even disaster

Sleep while on duty (sleep at work) in some professions is a malicious misconduct and can lead to disciplinary action, up to dismissal. In other occupations, such as firefighters or rescuers, sleep may be part of paid working hours for some of the shift. Sleep at work can be both intentional and accidental.

Sleep at work is an important issue, so it is often mentioned in the rules of the enterprise. To prevent reduced productivity, deterioration of the appearance of employees and to exclude the possibility of a dangerous situation, employees are monitored.

Developed design, structural and electrical schematic diagram of the attention control system, which provides the following functions:

- Continuous monitoring of human physiological parameters;
- Indication of the operator about his physiological condition;
- Warning of the operator about the approach of the emergency (the moment when falling asleep is possible)
- Transmits data to a single server or smartphone of the operator for analysis of its physiological parameters.

Peripheral temperature, measured on the surface of the skin, varies depending on the blood supply to the skin. In real use, the skin temperature can be measured by placing the sensor on your finger. Usually fluctuations in skin temperature are associated with dilation of peripheral blood vessels. This expansion is associated with increased activity of the sympathetic system. And this change depends on the state of the subject(Figure 1 Change in human temperature during the day).

Figure 1 Change in human temperature during the day

One of the most effective methods of controlling the occurrence of emotional tension in humans is based on the measurement of electrodermal activity (EDA). It is

known that in response to stimuli of different nature, which are important for humans, there are electrodermal reactions (EDR) - rapid changes in the electrical properties of the skin with time constants of the order of seconds. EDR is called the physical component of EDA, in contrast to the tonic changes of EDA with time constants of the order of minutes(Figure 2)

Figure 2 Signal of electrodermal activity

Where dRA - is the increase in resistance during the increase of the pulse EDA, $t1$ - is the duration of the increase of the pulse, $t2$ - is the duration of the decrease of the pulse, $t3$ - is the duration of the pulse, T - is the period of the pulses.

Photoplethysmography (PPG) is a simple optical technique used to detect volumetric changes in blood in the peripheral circulation. This is a low cost and non-invasive method that makes measurements on the surface of the skin. The technique provides valuable information regarding our cardiovascular system. Recent advances in technology have restored interest in this technique, which is widely used in clinical physiological measurement and monitoring(Figure 3 photoplethysmogram).

Figure 3 photoplethysmogram

From the choice of elements, we can clearly see why the choice came from the AVR series microcontroller, namely ATmega328.

To measure the physiological parameters were selected: Pulse sensor, Temperature and humidity module SHT20. For data transmission selected Bluetooth HC-06 All selected modules are compact in size and consume a small amount of electricity that will allow the system to work longer without recharging. For this purpose, a rechargeable battery was chosen, which takes up little space and allows the device to work from 12 hours without recharging.

Adjustable linear voltage and current stabilizer LM317t, the characteristics of which allow its use in the circuits of adjustable power supplies was selected for this system(Figure 4). The analysis of parameters for creation of system, provides the following actions: - We choose bilateral boards. Such choice of DDP allows to provide necessary accuracy, density of installation, reliability and at the same time to provide the minimum cost; All work with the routing of the board will be performed in the EasyEDA program

Figure 4 Schematic diagram of the power supply system

To obtain experimental data, you need to make a temporary system.

Modules that perform constant measurements must be attached to the human wrist, for this we use a normal cuff.

We will supply power to the system and connect to a computer or via a Bluetooth module to a smartphone.

To view the measurement indicators, we will use the software "Arduino IDE" from where the microcontroller was programmed.

So as we see the system works properly and displays the correct values of electrodermal activity and heart rate(Figure 5;Figure 6).

Figure 5 EDA change over time

Figure 6 Pulse change over time

If one of the values is lower than the set value, the speaker and vibrator will not work (software is provided) but if all values are lower than normal, the speaker and vibrator will work

As a result of this work, a system was developed that measures the physiological parameters of the operator such as:

- Body temperature;
- Heart rate;
- The value of electrodermal activity.

Measurements are made using a heart rate sensor and a temperature and humidity module. The developed system is able to signal the operator about the low level of attention to prevent errors in the enterprise. The system has several advantageous differences from existing systems, such as the number and type of sensors, continuous operation time and a much lower price. After conducting experiments, we can conclude that the system works perfectly. The system has all the necessary parameters for use in the conditions in which the operator is. The weight of the bracelet which in development will not interfere with carrying out any works.

Developed software code that allows you to control the sensors through a microcontroller, as well as added a Bluetooth module with which you can transfer data to the phone.

Схожість

Схожість із джерелами з Інтернету

22

3	http://eadnurt.diiit.edu.ua/handle/123456789/11421?mode=full	1.19%
7	https://instrumentationforum.com/t/photoplethysmography-ppg-principle/5353	4 Джерело 0.61%
12	https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/28928/1/Salarov_bakalavr.pdf	0.4%
14	https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/30569/1/Klymenko_magistr.pdf	0.34%
15	https://kafvp.kpi.ua/wp-content/uploads/2018/09/%D0%9B%D0%90%D0%91%D0%9E%D0%A0%D0%90%D0%A2%D0%9E%D0...	0.29%
17	https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/28969/1/Stupak_bakalavr.pdf	0.27%
19	https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/21160/1/%D0%9C%D0%B5%D1%82%D0%BE%D0%B4%D0%B8%D1%87%D0%	6 Джерело 0.25%
22	https://ppt-online.org/124017	0.2%
28	https://www.BiblioFond.ru/view.aspx?id=805488	3 Джерело 0.11%
29	https://revolution.allbest.ru/programming/00417763_0.html	0.09%
30	https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/28113/1/Siryk_bakalavr.pdf	2 Джерело 0.09%

Схожість по Бібліотеці акаунту

94

1	Студентська робота ID файлу: 1003987385 Institution: Lviv Polytechnic National University	3 Джерело 1.92%
2	Шуліков Арсеній_2019 ID файлу: 1000048177 Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic"	1.74%
4	Malchenko_Yevhenii_IK-52 ID файлу: 1000061389 Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic"	0.97%
5	diplom_Кисель ID файлу: 1000066699 Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic"	7 Джерело 0.71%
6	2020-bachelor-EDD_Mosiychuk_plazmonnyy_sensor_fch ID файлу: 1004048806 Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic"	9 Джерело 0.63%
8	Студентська робота ID файлу: 1000088026 Institution: Lviv Polytechnic National University	8 Джерело 0.54%
9	Студентська робота ID файлу: 1003444507 Institution: Lviv Polytechnic National University	2 Джерело 0.46%
10	Диплом Сичевський_v05 ID файлу: 1000064351 Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic"	0.45%

11	Наталія_БОСЕЦЬКА_017b5f	ID файлу: 1000083965	Institution: National Technical University of Ukraine "I	3 Джерело	0.41%
13	salarov_bondarenko	ID файлу: 1000082164	Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polyt	2 Джерело	0.39%
16	Студентська робота	ID файлу: 1000530999	Institution: Lviv Polytechnic National University	2 Джерело	0.29%
18	IvanovYV_bakalavr	ID файлу: 1004037820	Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Ins...		0.26%
20	Gedz_magistr	ID файлу: 1000785680	Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic	4 Джерело	0.22%
21	Сімінько_Без ОБЖ і економіки	ID файлу: 1000067075	Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv...		0.21%
23	Студентська робота	ID файлу: 1004033988	Institution: Lviv Polytechnic National University	20 Джерело	0.18%
24	Студентська робота	ID файлу: 1000096625	Institution: Lviv Polytechnic National University		0.17%
25	2018-Думанський-бак	ID файлу: 6005281	Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic In...		0.12%
26	Студентська робота	ID файлу: 1000798439	Institution: National University of Water Management and N	3 Джерело	0.11%
27	Студентська робота	ID файлу: 1003925980	Institution: National Aviation University	23 Джерело	0.11%
31	Вербіцький_бак	ID файлу: 1003785959	Institution: National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Inst...		0.09%

Цитати

Цитати

1

- 1 1.2.4 Системи на базі машинного зору Існують системи які використовують алгоритми машинного зору (Рисунок 1 .4 Система на базі машинного зору), щоб визначити, чи знаходиться людина в зосередженому стані.