

КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ

Кафедра радіотехніки та радіоелектронних систем

«На правах рукопису»

Робота допущена до захисту в ЕК
рішенням кафедри радіотехніки та радіоелектронних систем
від 21 червня 2024 року, протокол № .

Завідувач кафедри доктор фіз.-мат. наук, професор

_____ Ігор АНІСІМОВ

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА БАКАЛАВРА

на тему:

«Апаратний модуль системи збирання та аналізу даних комплексу
спостереження за змінами параметрів периферійного кровотоку та динамікою
трансформації молекул HbO_2 в стоматології»

Виконав:

студент 3-го курсу

денної форми навчання

спеціальності 172 - Телекомунікації та радіотехніка

ОПП «Інформаційна безпека телекомунікаційних систем і мереж»

Палаша Олега Олеговича _____

Науковий керівник:

канд. фіз.-мат. наук,

доцент кафедри радіотехніки та радіоелектронних систем, доцент

Ігор БЕХ _____

Рецензент:

канд. техн. наук,

н.с. Лабораторії № 11

Інституту магнетизму НАН та МОН України

Дмитро ВЕЛИГОЦЬКИЙ _____

Засвідчую, що у цій бакалаврській роботі
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань Студент _____ Олег Палаш

РЕФЕРАТ

Дипломна робота: 37 с., 2 табл., 12 рис., 1 дод. (4 с.), 20 джерел.

КРОВОТОК, ОКСИГЕМОГЛОБІН, ТЕРАПЕВТИЧНИЙ ЕФЕКТ, СТОМАТОЛОГІЧНИЙ ЛАЗЕР.

Об'єкт розроблення – автономний апаратний модуль системи збирання та аналізу даних комплексу спостереження за змінами параметрів периферійного кровотоку та динамікою трансформації молекул оксигемоглобіну під час використання стоматологічного лазера.

Мета роботи – створення прототипу автономного апаратного модулю для спостереження за змінами параметрів периферійного кровотоку та динамікою трансформації молекул HbO_2 під час використання стоматологічного лазера.

В даній роботі розроблено прототип автономного апаратного модуля для контролю змін параметрів периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул HbO_2 під час використання стоматологічного лазера. Було вивчено літературу з використання лазерного випромінювання в стоматології та медицині, підібрано компонентну базу для створення та функціонування модуля. Також було розроблено корпус, який підходить для використання під час роботи стоматологічного лазера та може бути використаний протягом проведення стоматологічних операцій. Прототип дозволяє вимірювати рівень насичення крові киснем під час стоматологічних операцій та спостерігати за змінами параметрів периферійного кровотоку та динамікою трансформації молекул HbO_2 в режимі реального часу з точністю до $\pm 1\%$. Ця інновація дає друге життя та перспективи на подальший розвиток вже відомій технології.

Одним із шляхів подальшого вдосконалення розробленого прототипу є заміна використаного пульсоксиметричного датчика на більш точний. Також необхідно буде створити програмний застосунок з можливістю збереження інформації про пацієнта та про зміни периферійного кровотоку та динамікою трансформації молекул HbO_2 під час застосування приладу. Також автономний апаратний модуль необхідно буде покращити з врахуванням побажань фахівців для комфортного використання саме стоматологами.

ЗМІСТ

РЕФЕРАТ.....	2
ЗМІСТ.....	3
ВСТУП.....	4
РОЗДІЛ 1. ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ВИКОРИСТАННЯ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ У МЕДИЦИНІ.....	7
1.1 Розвиток фотодинамічної терапії (ФТД) в медицині.....	8
1.2 Магнітно-лазерна терапія.....	10
1.3 Первинні механізми та біологічна дія лазерного випромінювання.....	12
1.4 Шкідливі виробничі фактори.....	13
1.5. Використання лазерного випромінювання в стоматології.....	17
РОЗДІЛ 2. ОБҐРУНТУВАННЯ ТА ВИБІР КОМПОНЕНТНОЇ БАЗИ.....	19
2.1. Порівняння мікроконтролерів.....	19
2.2. Порівняння пульсоксиметричних датчиків.....	22
2.3. Схема підключення.....	24
2.4. Розробка корпусу.....	26
РОЗДІЛ 3. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	27
ВИСНОВКИ.....	30
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	31
Додаток А.....	34

ВСТУП

Серед актуальних проблем хірургічної стоматології зростає інтерес до використання лазерних технологій, які забезпечують високоточне та безболісне лікування. Однак, застосування стоматологічних лазерів потребує ретельного моніторингу фізіологічних параметрів пацієнта для забезпечення безпеки та ефективності процедур. Одним з важливих аспектів є контроль за змінами параметрів периферійного кровотоку та динамікою трансформації молекул оксигемоглобіну. Ці показники дозволяють оцінити реакцію організму на лазерне випромінювання, виявити можливі ускладнення та оптимізувати лікувальний процес.

У медицині лазери використовуються для лабораторної діагностики, профілактики та лікування різних захворювань. Зокрема, в медичних цілях використовують терапевтичні (низько енергетичні) та хірургічні (високоенергетичні) лазери [1, 2]. Терапевтичні лазери використовуються в комплексному лікуванні хронічних захворювань для стимуляції імунної системи організму шляхом серії біологічних ефектів [3, 4].

Лазерна технологія знайшла широке застосування в галузі стоматології [5]. Хірургічні лазери використовуються в стоматології для розрізу з метою дренивання абсцесів, видалення фібром, оголення імплантатів, видалення поверхневих уражень слизової оболонки порожнини рота, корекції високих ниркових прикріплень губ, язика та щоки, а також для резекції кінчика кореня, серед інших процедур.

Незважаючи на широке застосування хірургічних лазерів, їх терапевтичний ефект часто залишається не дослідженим. При використанні лазерних технологій навіть для одного і того ж пацієнта в різний час доби параметри можуть відрізнятися [6]. Лікарі, які багато років використовують терапевтичні лазери, мають значний досвід і підбирають індивідуальні параметри для кожного пацієнта.

Більшість стоматологічних лазерів мають довжину хвилі в червоній та ближній інфрачервоній областях спектра, що відповідає області фотодисоціації оксигемоглобіну, оскільки в яснах багато кровоносних судин [7]. Існує припущення, що терапевтичний ефект лазерів у стоматології пов'язаний із виділенням вільного кисню через фотодисоціацію оксигемоглобіну. Ця теорія може пояснити, чому терапевтичні результати нестабільні в часі, оскільки фотодисоціація залежить від насичення крові киснем [8]

Запропоновано провести серію прямих досліджень змін периферичного кровотоку та динаміки трансформації молекули гемоглобіну з метою вивчення терапевтичного ефекту застосування дентальних лазерів. Для цього потрібен компактний і високоточний аналізатор. Його завдання включають: запис двохвильової фотоплетизмографії, вилучення однієї фотоплетизмографії та визначення відносного рівня оксигенації крові.

Актуальність дослідження зумовлена необхідністю розробки та впровадження апаратно-програмних комплексів, які забезпечують неінвазійний та оперативний моніторинг змін фізіологічних параметрів під час стоматологічних процедур. Сучасні технології дозволяють створювати системи, що поєднують високу точність вимірювань із зручністю використання в клінічних умовах.

Мета дипломної роботи є розробка прототипу портативного апаратного модуля для моніторингу змін параметрів периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну при використанні стоматологічного лазера. Реалізація такої системи дозволить підвищити якість і безпеку стоматологічного лікування, забезпечити своєчасне виявлення негативних реакцій організму та коригування терапевтичних впливів.

У процесі виконання роботи передбачається вирішення таких **завдань**:

1. Аналіз існуючих методів та засобів моніторингу параметрів периферійного кровотоку та оксигемоглобіну.
2. Розробка архітектури апаратного модуля для неінвазійного моніторингу.

3. Проведення експериментальних досліджень з метою оцінки ефективності розробленої системи.

Об'єкт дослідження – зміни параметрів периферійного кровотоку та динаміка трансформації молекул НвО₂ для вивчення терапевтичного ефекту при застосуванні стоматологічних лазерів.

Предмет дослідження – теоретичні та практичні аспекти функціонування апаратного модуля системи збирання та аналізу даних для моніторингу змін параметрів периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул НвО₂ в умовах стоматологічної практики.

Результати дослідження матимуть значний вплив на підвищення стандартів стоматологічного лікування, а також можуть бути застосовані в інших медичних галузях, де необхідний моніторинг кровотоку та оксигенації тканин.

РОЗДІЛ 1. ЗАСТОСУВАННЯ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ У МЕДИЦИНІ

У кінці 70-х років інтенсивно почали розвиватися оптичні методи діагностики біотканин, зокрема, в цьому напрямку активно працював Ф. Джабсіс, який досліджував властивості розповсюдження світлового потоку інфрачервоної області спектру у біологічних тканинах. Протягом останніх кількох років широкого розвитку набули неінвазійні методи діагностики з оптичною реєстрацією та перетворенням біомедичної інформації, особливо у випадках їхньої безальтернативності [9].

Інтенсивні дослідження в області "відбиваючої" пульсометрії дозволяють зробити висновок про появу в найближчому майбутньому серійних приладів з універсальними оптичними датчиками. Головна перевага таких приладів полягає в можливості проводити вимірювання практично в будь-якій точці поверхні тіла, що дозволяє використовувати різні їх модифікації для розв'язання цілого ряду спеціальних завдань, пов'язаних з дослідженням показників локального кровотоку, діагностики порушень мікроциркуляції в хребетно-рухомих сегментах, визначення порушень рівня мікроциркуляції в щелепно-лицьовій області тощо [10]. Крім того, залежно від особливостей методу вимірювання, можуть бути оцінені такі біомедичні показники як загальна концентрація гемоглобіну, відносне кровонаповнення тканини, загальна сатурація крові (ступінь насичення крові киснем), загальна концентрація білірубину [9].

Таким чином, найбільш перспективним напрямком реєстрації фізіологічних параметрів є використання неінвазійних методів діагностики, серед яких широкого розвитку набули оптичні методи реєстрації і перетворення біомедичної інформації. Сучасний рівень розвитку електроніки та оптоелектроніки дозволяє будувати малогабаритні, мобільні системи діагностики з малим споживанням енергії. [9] Сучасні мікропроцесори дозволяють відмовитись від персональних комп'ютерів для обробки даних і візуалізації, розміщуючи їх безпосередньо в пристрої, досягаючи мобільності, зменшення собівартості та підвищення надійності [10].

Застосування оптико-електронних датчиків відкриває нові можливості для визначення показників крові. Стає можливим безманжетне вимірювання артеріального та венозного тисків, швидке визначення рівня сатурації крові, швидкості розповсюдження крові та частоти пульсу. Сенсори досить прості у використанні та безпечні, оскільки не містять струмопровідних контактів [9].

Розробка медичних методик, алгоритмів, програмного забезпечення та технічних засобів для аналізу мікроциркуляції серцево-судинної системи на базі сучасних оптико-електронних та лазерних технологій забезпечують високу оперативність, точність та неінвазивність досліджень [10].

1.1 Фотодинамічна терапія (ФТД)

Сучасні технології, зокрема лазерні, дають можливість використовувати нові методики лікування у різних галузях медицини. За останні роки широкого застосування набув метод фотодинамічної терапії та її різновид — антимікробна фотодинамічна терапія. Однак незважаючи на те, що про фотодинамічний ефект відомо давно, інтерес до його застосування на практиці посилюється порівняно нещодавно [10].

Енергію фотохімічних реакцій люди використовували з давніх-давен. Прототипом сучасної фотодинамічної терапії можна вважати лікування древніми єгиптянами захворювань шкіри світлочутливими речовинами, які містяться у рослинах та зумовлюють фотореакцію у тканинах. Так, у VI тис. до н.е. для лікування депігментованих ділянок шкіри (лат. vitiligo) лікарі використовували порошки, виготовлені з листя пастернаку, петрушки та звіробою, якими посипали уражені ділянки та активували сонячним світлом. Після процедури на шкірі з'являлася пігментація схожа на засмагу [9]. 1550 р. до н.е. фотодинамічні процедури були описані в Еберському папірусі та священній індійській книзі Atharvaveda [10]. У XIII ст. в арабських країнах для лікування депігментації шкіри використовували тинктуру з меду і порошку насіння ейетріллалі (лат. Aatrillal).

Вперше кисневозалежний фотодинамічний ефект описав О. Raab (1900 р.) у лабораторії Н. von Tarreiner у Мюнхенському університеті. Він встановив, що

при опромінюванні парамецій (лат. *Paramecium* — рід найпростіших одноклітинних організмів) сонячними променями за допомогою акридинового помаранчевого та деяких інших барвників вони гинуть, тоді як при опромінюванні без використання барвників чи з їхнім використанням у темряві, парамеції виживають [2]. Отримані під час експерименту результати підштовхували вчених до терапевтичного застосування флюоресцентних субстанцій у комбінації з опромінюванням світлом.

1903 р. Н. von Tarreiner і Н. Jesionek вперше провели фотодинамічну терапію хворому на рак шкіри, 1905 р. таким методом лікували 6 пацієнтів та досягли повної резорбції вогнищ у 4 пацієнтів без рецидиву упродовж 1 року. Як фотосенсибілізатор використовували розчин еозину, уражені ділянки опромінювали сонячними променями або штучним світлом за допомогою дугової лампи [10]. 1904 р. Н. von Tarreiner запропонував термін фотодинамічна реакція для опису специфічної фотохімічної реакції внаслідок якої гинуть біологічні системи за умови опромінення світлом та використання кисню і барвника, що поглинають випромінювання [4].

Поступом у фотодинамічній терапії було відкриття 1908 р. W.H. Hausmann нового фотосенсибілізатора — гематопорфірину. Подальші дослідження (F. Meyer-Betz, 1912 р.; A. Policard, 1924 р.; F.H.J. Figge, 1948 р.) підтвердили можливість фотодинамічного лікування раку з використанням порфіринів. Уперше системну дію гематопорфірину на організм людини випробував 1912 р. німецький лікар F. Meyer-Betz, провівши експеримент на собі. Тоді існувала гіпотеза, що гематопорфірин призводить до клінічних проявів *Hydroa vacciniformia* (різновид ендемічного дерматиту). 14 жовтня 1912 р. для підтвердження гіпотези F. Meyer-Betz увів собі 0,2 г гематопорфірину внутрішньовенно. Два дні потому під час подорожі потягом у сонячну погоду зазнали опромінення права половина обличчя та ліва рука. Вже за 10 хв. з'явилися набряк, почервоніння та гіперпігментація, що зникли через два тижні. Подальші дослідження підтвердили, що системне застосування гематопорфірину зумовлює виражену фотосенсибілізацію різних тканин організму [5].

1924 р. А. Policard запропонував застосовувати фотодинамічну терапію в онкології, акцентуючи увагу на діагностичному значенні флюоресценції неопластичних тканин, яка також ґрунтується на використанні гематопорфірину [5]. У 1960-х рр. синтезували похідний гематопорфірину — фотосенсибілізатор з поліпшеними властивостями HpD (Hematorporphyrin derivative), що був удвічі ефективнішим, проте й удвічі токсичнішим за гематопорфірин [9]. Вперше фотодинамічне лікування раку молочної залози за допомогою HpD провели 1966 р., раку сечового міхура — 1976 р. На початку 1980-х рр. його почали використовувати у лікуванні пухлин стравоходу, голови та шиї, ендобронхіального раку та хороїдальної меланоми [2].

Враховуючи вищесказане, ми можемо зробити висновок, що фотодинамічна терапія – один із методів малоінвазійного вибіркового лікування поверхневих новоутворень. Метод фотодинамічної терапії (ФДТ) полягає в тому, що після введення фоточутливої речовини – фотосенсибілізатора (ФС), який вибірково накопичується в пухлинних тканинах, – відбувається їхнє опромінення оптичним (здебільшого лазерним) випромінюванням із довжиною хвилі, що відповідає максимальному піку поглинання ФС [2].

Механізм дії ФДТ базується на принципі фотоселективності руйнування пухлинних клітин. В момент опромінення молекули ФС переходять у збуджений триплетний стан (перший рівень збудження) і вступають у фотохімічні реакції, або випромінюють кванти флюоресценції.

1.2 Магнітно-лазерна терапія

Магнітно-лазерна терапія (МЛТ) у сучасній медицині означає спільну дію низькоінтенсивного лазерного випромінювання та постійного магнітного поля. Під впливом магнітного поля ми постійно знаходимося у звичайних умовах, оскільки на нас впливає магнітне поле Землі. Окрім того, у деяких місцевостях існують локальні магнітні аномалії, зумовлені наявністю корисних копалин. У сучасній медицині штучні магніти та генератори застосовуються для лікування, забезпечуючи необхідний терапевтичний вплив.

Постійне магнітне поле з індукцією в межах 10-100 мТл вважається неспецифічним подразником біологічних тканин. Найбільш чутливими до нього є нервова система, кров та ендокринна система. Біологічний ефект МЛТ може бути помітний вже після одного сеансу впливу постійного магнітного поля. Терапевтичний ефект від дії на тканини живого організму інфрачервоного (ІЧ) випромінювання світлодіодів та лазерів у поєднанні з магнітним полем значно підсилюється. Це досягається завдяки багаторівневій і різноспрямованій активації капілярного кровотоку та нормалізації обміну речовин.

Лікувальні властивості МЛТ базуються на біостимуляції та мобілізації наявного енергетичного потенціалу організму. Вони проявляються як регенераційні, протиалергійні, знеболювальні ефекти, а також сприяють нормалізації імунітету, кровотворення та інших функцій організму.

Основні області застосування магнітно-лазерної терапії такі.

1. Кардіологія:
 - стенокардія;
 - інфаркт міокарда.
2. Оториноларингологія:
 - фарингіт;
 - фонзиліт;
 - отит.
3. Дерматологія:
 - дерматити;
 - дерматози;
 - нейродерміти.
4. Пульмонологія:
 - бронхіальна астма;
 - пневмонія.
5. Невропатологія:
 - неврити кінцівок;
 - радикуліти.

6. Артрологія:
 - захворювання суглобів і хребта.
7. Стоматологія:
 - карієс;
 - пульпіт;
 - періодонтит;
 - пародонтоз.

Магнітно-лазерна терапія виявилася ефективною у багатьох медичних галузях, завдяки своїм властивостям сприяти регенерації тканин, зменшувати запалення та біль, а також підтримувати загальний стан здоров'я пацієнтів. Використання цих методів у стоматології, зокрема, дозволяє покращити результати лікування і забезпечити пацієнтам більш комфортні умови під час процедур.

1.3 Механізми дії лазерного випромінювання

Лазерні технології отримали широке визнання наприкінці ХХ століття і знайшли багато областей застосування, зокрема у сфері лазерних технологічних процесів. Це обумовлено унікальними особливостями таких процесів, які відбуваються в екстремальних умовах: дуже малі області протікання, надзвичайно високі температури, величезні густини потужності, а також пов'язані з цим значно нерівноважні процеси випаровування вихідних матеріалів та формування їх конденсатів.

Дослідження фоторецепторів та фотоакцепторів електромагнітного випромінювання ведуться вже тривалий час. Що стосується акцепторів, наукове співтовариство розділилося на два табори. Одні наполягають на наявності у організму специфічних акцепторів строго визначених довжин хвиль світлового випромінювання, інші схильні до узагальнення і вважають неспецифічними акцепторами дві великі групи: біополімери (білки, ферменти, біологічні мембрани, пігменти та інше) та біологічні рідини (кров, лімфа, плазма) [9].

Клінічні експериментальні дослідження, спрямовані на виявлення специфічних фотоакцепторів, свідчать, що таким може бути молекулярний

кисень, який утворює синглетний кисень. Максимальна фотоіндукована біостимуляція електромагнітним випромінюванням спостерігається в червоній (633 нм), зеленій (500 нм) та фіолетовій (415 нм) областях спектра [11].

Інша група фахівців вважає, що біоструктури, які сприймають електромагнітне випромінювання, виконують роль неспецифічних рецепторів. Спектр поглинання біополімерів в оптичному діапазоні доволі широкий: білки можуть поглинати випромінювання від ультрафіолетового до інфрачервоного спектра, залежно від їхньої структури. Ферменти, які мають активаційні центри, слугують каталізаторами. Зважаючи на енергію конформаційних переходів біополімерів, яка становить близько 10 Дж/моль, можна пояснити чутливість системи навіть до слабого енергетичного впливу, такого як низько інтенсивне лазерне випромінювання червоного та ближнього інфрачервоного діапазону [9].

Клітинні мембрани, рідкокристалічні структури та пігментні комплекси є дуже чутливими до всього діапазону довжин хвиль електромагнітного випромінювання. Ці структури нестійкі при температурі тіла, близькій до 37°C. Чутливість біоструктур до електромагнітних хвиль оптичного діапазону пояснюється наявністю специфічних та неспецифічних фотоакцепторів, які поглинають енергію випромінювання і забезпечують протікання біофізичних та біохімічних процесів.

Низькоінтенсивне лазерне випромінювання викликає в тканинах різноманітні ефекти, пов'язані з прямою та непрямою дією електромагнітного випромінювання оптичного діапазону. Взаємодія з фотоакцепторами запускає комплекс фотофізичних та фотохімічних реакцій. Непряма дія, ймовірно, пов'язана з трансформацією енергії. Основним проявом цього є перевипромінювання клітинами електромагнітних хвиль та передача ефекту взаємодії через рідкі середовища організму [11].

1.4 Шкідливі фактори лазерного випромінювання

Лазери у біології та медицині застосовуються доволі давно, та все одно не можна оминати їхній негативний вплив на живі організми. Найбільшу небезпеку становить пряме лазерне випромінювання через свою велику інтенсивність.

Ступінь потенційної небезпеки залежить від потужності випромінювача, довжини хвилі, тривалості імпульсу, зовнішніх умов, відбиття та розсіювання випромінювання та ін.

Визначимо, які небезпечні виробничі фактори під час роботи з лазерами, можуть впливати на організм людини. В залежності від конструкції лазера та умов його експлуатації існує ряд небезпек таких як:

- лазерне випромінювання (пряме, розсіяне, відбите);
- світлове випромінювання від імпульсних ламп накачування та зони взаємодії лазерного випромінювання з матеріалом мішені;
- ультрафіолетове випромінювання від ламп накачування чи кварцових газорозрядних трубок;
- шум та вібрація, що виникають при роботі лазера; – іонізуюче випромінювання;
- висока напруга в електричному колі живлення ламп накачування, підпалу чи газового розряду;
- електромагнітні поля ВЧ та НВЧ діапазону від генератора накачування;
- запиленість та загазованість повітря робочої зони продуктами взаємодії лазерного променя з мішенню та радіолізу повітря;
- агресивні та токсичні речовини, що використовуються в конструкції лазера.

Внаслідок впливу на організм людини вище зазначених чинників виникають біологічні ефекти, які в свою чергу залежать від енергетичної експозиції в імпульсі чи енергетичної освітленості, довжини хвилі випромінювання, тривалості імпульсу, частоти повторення імпульсів, часу впливу та площі ділянки, що опромінюється, а також від біологічних та фізико-хімічних особливостей тканин та органів, що опромінюються.

Біологічні ефекти, що виникають під час впливу лазерного випромінювання на організм поділяються на дві групи:

- первинні ефекти – органічні зміни, які виникають безпосередньо в тканинах, що опромінюються;
- вторинні ефекти – неспецифічні зміни, що виникли в організмі у відповідь на опромінення [3].

Для гігієнічної оцінки умов праці за шкідливістю виробничих чинників при роботі з джерелами лазерного випромінювання, керуються нормативними документами, що регламентують величину ГДК або ГДР відповідних чинників.

За граничнодопустимі рівні лазерного випромінювання (ГДР) приймаються енергетичні експозиції опромінюваних тканин. ГДР лазерного випромінювання відносяться до спектрального діапазону від 0,2 до 20 мкм та регламентуються на рогівці, сітківці і шкірі. ГДР виключають появу первинних біологічних ефектів для всього спектрального діапазону та вторинних – для видимої області спектру.

ГДР залежить від наступних параметрів [4]:

- довжини хвилі лазерного випромінювання – l , мкм;
- тривалості імпульсу – τ , с;
- частоти повторення імпульсів – f , Гц;
- тривалості впливу – t , с.

З 2007 року класифікація небезпеки лазерного обладнання здійснюється відповідно до стандарту Міжнародної електротехнічної комісії IEC 60825-1: 2007 [1], згідно з яким замість класів I, II, IIIa, IIIb і IV (стандарт IEC 60825-1: 1993) використовуються 1, 1M, 2, 2M, 3R, 3B і 4. У США аналогічна класифікація затверджена стандартом ANSI Z136.1 [2].

Оновлення стандартів, головним чином, було обумовлено створенням лазерів з новими довжинами хвиль випромінювання і появою надяскравих світлодіодів. У стандарті IEC 60825-1: 2007 також зазначаються види попереджувальних знаків і інформація на них, в залежності від класу небезпеки лазера, які повинні бути присутніми на корпусі або упаковці пристрою. Клас небезпеки лазерів встановлюється підприємством, що виготовляє і тестує дане лазерне обладнання.

При роботі з лазерами необхідно забезпечити такі умови праці, за яких не перевищуються гранично допустимі рівні опромінення очей і шкіри. Заходи безпеки полягають у влаштуванні захисних екранів, каналізації лазерного випромінювання по світловодах, використанні захисних окулярів. Захисні окуляри слід ретельно підбирати залежно від робочої довжини хвилі лазерного світла, а їх спектр пропускання необхідно перевіряти. Окуляри мають ефективно стримувати випромінювання лазера, однак не бути надто темними. Для захисту від розсіяного випромінювання, крім використання окулярів, застосовують спеціальне фарбування або обробку стін лабораторії, а також огороження екранами.

При використанні лазерів видимого діапазону потрібні спеціальні попереджувальні світлові табло або надписи під час роботи з лазерами. Для безперервних лазерів потужністю 1-5 мВт бажане виконання ряду заходів, серед яких: захист очей; робота в спеціальному приміщенні; обмеження шляху променя; попереджувальні світлові табло. При застосуванні лазерів середньої потужності ці заходи є обов'язковими, а для потужних лазерів, крім названих заходів, необхідно контролювати приміщення і систему оповіщення, забезпечувати дистанційне вмикання, управління роботою і блокування живлення.

Робота з лазером дозволяється тільки особам, що досягли 18-літнього віку, пройшли медичний огляд і визнані гідними для роботи з ОКГ, пройшли інструктаж на робочому місці, здали екзамен з ПТБ і ПТЕ, що мають кваліфікаційну групу не нижче III і отримали допуск до роботи у встановленому порядку. При роботі на лазерній установці необхідно дотримуватися правил внутрішнього розпорядку. Забороняється курити, розпивати спиртні напої, залишати установку без 2 нагляду. Установка та устаткування повинні бути закріплені за відповідальною особою, яка відповідає за технічний стан що гарантує безпечну роботу з ними.

Для забезпечення безпеки в робочому приміщенні повинні знаходитись: діелектричні килимки біля пульта і щитка керування, діелектричні печатки, заземлювачі (штанги для накладання заземлення), захисні окуляри з фільтрами які мають смугу поглинання відповідну основним частотам випромінювання ОКГ та їх інтенсивним гармонікам, укомплектована аптечка, предмети санітарної гігієни (умивальник, мило, рушник), засоби пожежогасіння (вуглекислотний вогнегасник). В робочому приміщенні при роботі установки повинні знаходитись не менше ніж два співробітника одночасно. Співробітник, який порушив інструкції по ОП і інструкції по експлуатації лазерної установки, несе дисциплінарну або кримінальну відповідальність.

Задля власної ж безпеки потрібно чітко дотримуватись вище наведених правил, оскільки, слід пам'ятати, що лазерне випромінювання становить небезпеку, головним чином, для тих тканин, які безпосередньо поглинають випромінювання, тому потенційної небезпеки впливу та захисту від лазерного випромінювання розглядають здебільшого очі і шкіра. Вплив на очі або шкіру прямого або відбитого випромінювання може навіть призводити до серйозних травм і навіть повної втрати зору.

1.5. Застосування лазерного випромінювання в стоматології

Застосування лазера в стоматології – це удосконалення старих, а також застосування інноваційних способів лікувань захворювань. Завдяки лазеру в стоматології, лікар-стоматолог може виконати велику кількість процедур майже безболісно для пацієнта і в стерильних умовах. Технології застосування лазера відповідають найбільш високим стандартам і вимогам в сучасній стоматології.

Переваги застосування лазерного випромінювання в стоматології [12]:

- безпечність;
- точність;
- швидкість;
- безболісність (можливість роботи без анестезії);
- знижений ризик виникнення алергічних реакцій;

- мінімальний ризик ускладнень (за рахунок покращення мікроциркуляції стихають гострі запальні процеси);
- скорочення термінів загоєння (відсутність кровоточивості і запалення);
- імунокорегуючий ефект.

Не дивлячись на те, що вже 30 років хірургічні лазери використовуються у медицині, зокрема у стоматології в останні роки, поза увагою залишають їх терапевтичну дію. Причиною такої неувagi може бути відсутність завершеної теорії механізму терапевтичної дії лазерів. Оскільки ясна є кровонасиченою тканиною, то цей ефект має ключову роль. Закордонні дослідники [7, 8] припускають, що терапевтичний ефект стоматологічних лазерів пов'язаний з виділенням вільного кисню внаслідок фотодисоціації оксигемоглобіну. З цього вони роблять висновок про залежність від сатурації артеріальної крові киснем фотодисоціації оксигемоглобіну, що є причиною нестабільності терапевтичних результатів.

Також авторами роботи [7] вперше була запропонована і розроблена гіпотеза про лазерно-індуковану фотодисоціацію оксигемоглобіну (HbO_2) в кровоносних судинах, що є ланцюгом у механізмі біостимулюючого та терапевтичного ефекту низькоінтенсивного лазерного випромінювання. Ідея полягає у неминучому поглинанні частини випромінювання оксигемоглобіном в кровоносних судинах, при дії лазерного випромінювання через шкіру.

Реакція фотодисоціації з вивільненням кисню та відновленням гемоглобіну (Hb) буде відбуватися не так часто, як ми цього очікуємо, з ймовірністю близько 10% за такою формулою: $[HbO_2] \rightarrow [Hb] + [O_2]$ [7].

В роботі [8] ця гіпотеза була підтверджена та узагальнена. Для усунення тканинної гіпоксії, коли організму не вистачає кисню, лазерно-індукована фотодисоціація дозволяє вивільнити кисень з комплексу з гемоглобіном. Цим буде стимулюватися аеробний механізм метаболізму клітин і досягатися терапевтичний ефект під впливом низькоінтенсивного лазерного випромінювання.

РОЗДІЛ 2. ОБҐРУНТУВАННЯ ТА ВИБІР КОМПОНЕНТНОЇ БАЗИ

2.1 Вибір мікроконтролера

Для створення свого пристрою, необхідно обрати мікроконтролер, що задовольняв би наші потреби, тому почнемо з аналізу Arduino UNO [13], на основі, якої було створено більшість попередніх макетів, зображено на рис. 2.1.

Arduino UNO – це одна з найпопулярніших та найпростіших у використанні плат для створення електронних проєктів. Заснована на мікроконтролері ATmega328P, вона ідеально підходить для початківців через своє просте програмування та велику кількість прикладів і документації. Arduino UNO широко використовується для створення невеликих проєктів автоматизації, роботів і навчальних проєктів.

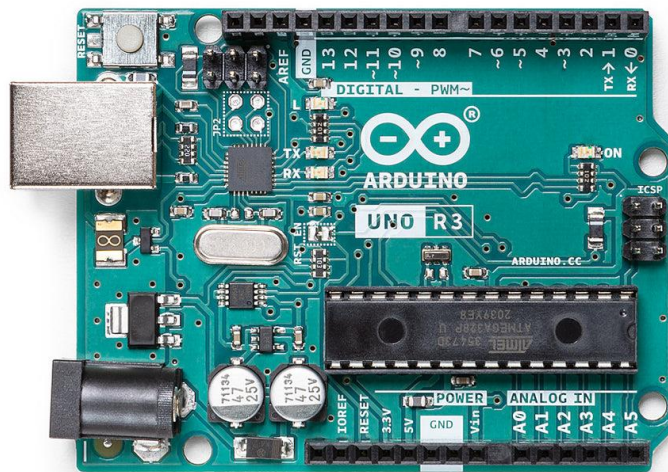


Рис 2.1 – Зовнішній вигляд плати мікроконтролера Arduino UNO [13].

Живлення Arduino Uno може здійснюватися від USB або від зовнішнього джерела живлення - тип джерела вибирається автоматично. Як зовнішнє джерело живлення (не USB) може використовуватися мережевий AC/DC-адаптер або акумулятор/батарея. Штекер адаптера (діаметр – 2.1 мм, центральний контакт – позитивний) необхідно вставити у відповідний роз'єм живлення на платі. У разі живлення від акумулятора/батареї, її дроти необхідно під'єднати до виводів GND і Vin роз'єму POWER.

Напруга зовнішнього джерела живлення може бути в межах від 6 до 20 В. Однак, зниження напруги живлення нижче 7 В призводить до зменшення

напруги на виводі 5 В, що може стати причиною нестабільної роботи пристрою. Використання напруги понад 12 В може призводити до перегріву стабілізатора напруги і виходу плати з ладу. З огляду на це, рекомендується використовувати джерело живлення з напругою в діапазоні від 7 до 12 В.

ESP8266 NodeMCU [14] – це плата на базі мікроконтролера ESP8266, відома своїм вбудованим Wi-Fi модулем. NodeMCU забезпечує потужні можливості для роботи з інтернетом речей (IoT). Вона більш потужна, ніж Arduino UNO, і ідеально підходить для проєктів, що потребують підключення до інтернету, наприклад, для віддаленого керування пристроями або передачі даних в хмару.

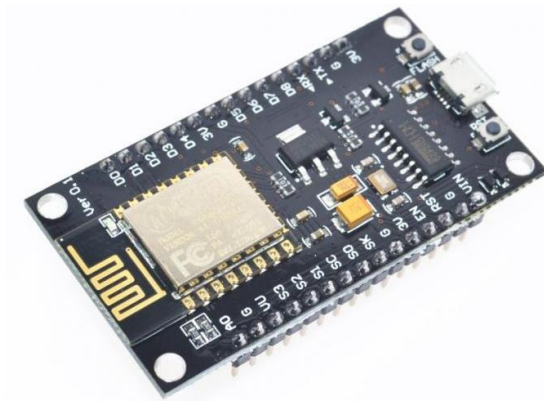


Рис 2.2 – Зовнішній вигляд плати мікроконтролера ESP8266 NodeMCU [14].

ESP8266 NodeMCU, зображено на рисю 2.2, може живитися від зовнішнього джерела живлення, яке подає напругу 3.3 В. У цьому випадку джерело живлення підключається до виводів: 3V3 та GND – для підключення до землі.

Важливо зазначити, що напруга повинна бути стабільною і не перевищувати 3.3 В, оскільки ESP8266 дуже чутливий до перепадів напруги і може легко вийти з ладу.

ESP32 Wroom [15] – це плата на базі мікроконтролера ESP32, зображено на рис. 2.3, яка значно перевершує за продуктивністю та можливостями попередні дві плати. Вона має два ядра, вбудовані Wi-Fi та Bluetooth модулі, багато інтерфейсів і велику кількість GPIO. ESP32 Wroom підходить для

складних проєктів, що потребують високої продуктивності, точності та можливостей підключення складних IoT пристроїв та зовнішніх носіїв.

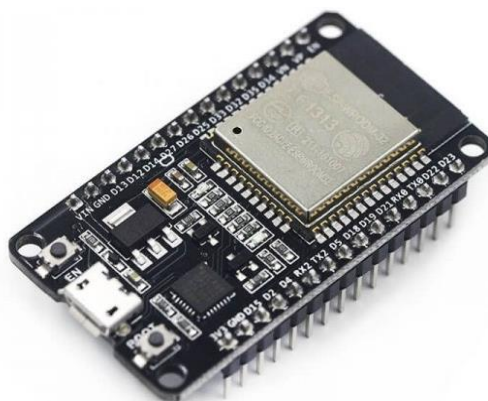


Рис 2.3 – Зовнішній вигляд плати мікроконтролера ESP32 Wroom [15].

Плата ESP32 Wroom може також живитися від літійового акумулятора. Акумулятор підключається до спеціального роз'єму для акумулятора (якщо такий є на платі) або до виводів: 3V3 – для подачі напруги 3.3 В, а GND – для підключення до землі. Подаємо таблицю 2.1., у якій порівняємо технічні характеристики всіх трьох плат в таблиці.

Таблиця 2.1 – Порівняння характеристик плат Arduino UNO, ESP8266 NodeMCU та ESP32 Wroom.

Характеристики	Arduino UNO	ESP8266 NodeMCU	ESP32 Wroom
Процесор	ATmega328P	ESP8266	ESP32
Тактова частота	16 МГц	80/160 МГц	160/240 МГц
Кількість ядер	1	1	2
Flash пам'ять	32 КБ	4 МБ	4 МБ
SRAM	2 КБ	160 КБ	520 КБ
EEPROM	1 КБ	Немає	Немає
Цифрові I/O	14 (6 PWM)	11	34
Аналогові входи	6	1 (макс. 1 В)	18
UART	Так	Так	Так
SPI	Так	Так	Так
I2C	Так	Так	Так
I2S	Ні	Ні	Так
CAN	Ні	Ні	Так
Wi-Fi	Ні	Так	Так
Bluetooth	Ні	Ні	Так
Живлення	5 В	3.3 В	3.3 В

Отже, для вимірювання рівня насичення крові киснем, нам важливі такі параметри: тактова частота процесора, наявність шини I2C, кількість ядер та наявність і обсяг flash пам'яті. Враховуючи всі вище перелічені параметри, нам найбільше підходить плата ESP32 Wroom, яка має найпотужніший процесор та менше споживає живлення. Також вона має Bluetooth та Wi-Fi модулі для подальшого розвитку проєкту, шину I2C, що використовує аналогово-цифрові входи, які підходять для введення даних з пульсоксиметричного датчика.

Розберемо мікроконтролер ESP 32 WROOM за маркування виводів (рис. 2.4).

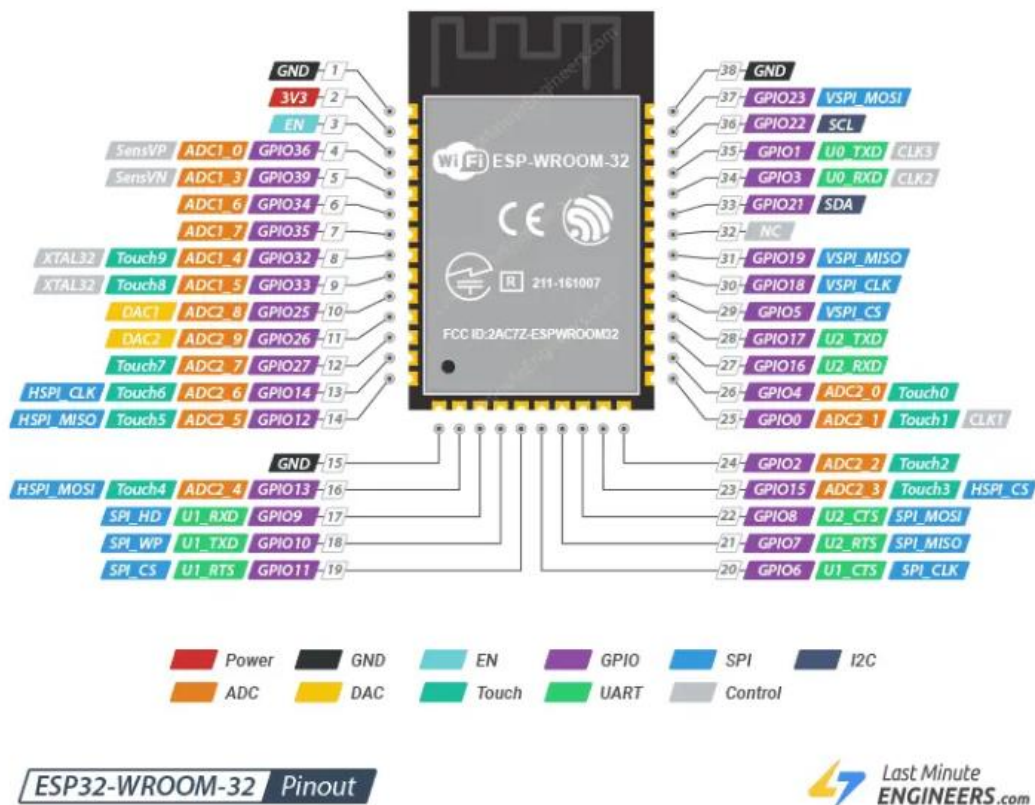


Рис 2.4 – Маркування виводів плати мікроконтролера ESP 32 WROOM [16].

Було використано виходів шини I2C G22 (SCL) та G21(SDA), для живлення використовуємо 3V3 та GND.

2.2. Порівняння пульсоксиметричних датчиків

Датчики пульсоксиметрів MAX30100 [17] та MAX30102 [18] є компонентами для вимірювання рівня кисню в крові (SpO_2) і частоти серцевих скорочень, зображено на рис. 2.5. Обидва датчики виробляються компанією

Maxim Integrated, але мають істотні відмінності. МАХ30100 має менші розміри, що може бути важливо для компактних пристроїв, але його продуктивність поступається МАХ30102. МАХ30102 трохи більший, однак це сприяє його покращеній точності за рахунок використання АЦП більшої розрядності. В датчику МАХ30102 використовується АЦП розрядністю 18 біт, а в МАХ30100 використовується АЦП розрядністю 16 біт. Розрядність АЦП вказує на кількість бітів, що використовуються для представлення аналогової величини в цифровій формі. Наприклад, 16-бітовий АЦП може розрізнити 65 536 різних рівнів сигналу, тоді як 18-бітовий АЦП може розрізнити 262 144 рівні. МАХ30102 може більш точно фіксувати зміни в рівнях світла, що відбивається від крові, і, відповідно, більш точно визначати рівень кисню в крові та пульс. Він також має меншу чутливість до шуму та рухів завдяки вбудованому декартовому фільтру. Це робить МАХ30102 більш надійним в умовах, де рух і шум можуть впливати на точність вимірювань.

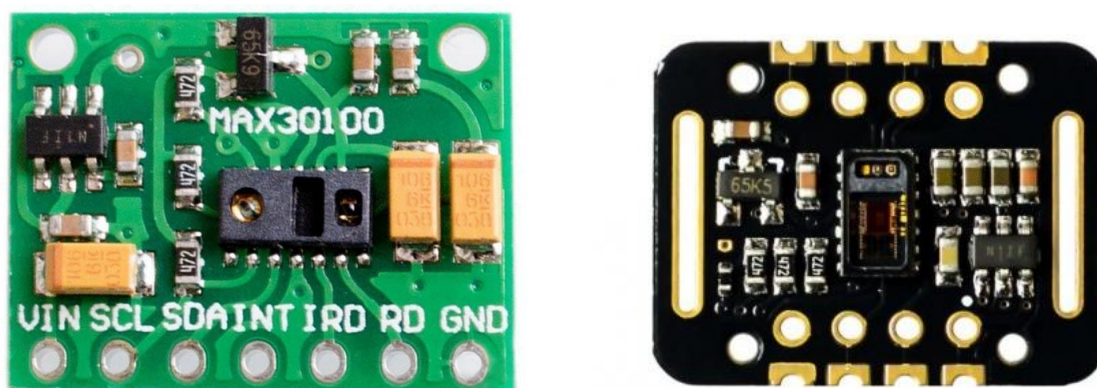


Рис 2.5 – Зовнішній вигляд датчика МАХ30100 [17] та МАХ30102 [18].

МАХ30100, хоч і менш точний, може бути вибраний для застосувань з обмеженим простором і де менше впливає рух. Його висока чутливість до рухів і відсутність шумозахисту можуть обмежувати його застосування в умовах, де ці фактори мають значення, як у нашому випадку використання стоматологічного лазера під час операції. Що стосується енергоспоживання, обидва датчики мають схожі характеристики, але МАХ30102 є більш оптимізованим в цьому аспекті, що може бути важливим для портативних пристроїв, що дуже важливо для нашої розробки. Порівняємо їхні технічні характеристики в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Порівняння характеристик датчиків МАХ30100 та МАХ30102.

Характеристика	МАХ30100	МАХ30102
Розрядність АЦП	16 біт	18 біт
Робочий діапазон	600-1300 нм	600-1300 нм
Функції	Вимірювання SpO ₂ та ЧСС	Вимірювання SpO ₂ та ЧСС
Кількість світлодіодів	2 (червоний та інфрачервоний)	2 (червоний та інфрачервоний)
Інтерфейс	I2C	I2C
Розмір	5.6 мм x 2.8 мм x 1.2 мм	5.6 мм x 3.3 мм x 1.55 мм
Споживання енергії	1.8 В (основна) + 3.3 В (світлодіоди)	1.8 В (основна) + 3.3 В (світлодіоди)
Температурний сенсор	Вбудований	Вбудований
Покращена продуктивність	Немає	Так
Чутливість до рухів	Висока	Низька
Шумозахист	Відсутній	Інтегрований декартовий фільтр
Придатність для мобільних умов	Обмежена	Висока

Отже, обидва датчики можуть ефективно використовуватися для вимірювання рівня кисню в крові та частоти серцевих скорочень. Однак, МАХ30102 є більш вдосконалим і точним варіантом, особливо в умовах руху або високих шумових рівнів. Та його характеристики значно переважають, тому найкращим вибором для розробки апаратний модуль системи збирання та аналізу даних комплексу спостереження за змінами параметрів периферійного кровотоку та динамікою трансформації молекул НвО₂ в стоматології так, як МАХ30100 може видавати не точні дані в таких умовах.

2.3. Схема підключення

Для того, щоб зібрати схему було необхідно додати ще два елементи для автономної роботи апаратного комплексу, а саме дисплей для виводу інформації та літій-полімерний акумулятор на 3.7 В з ємністю 600 мА. Було обрано дисплей OLED GME12864-52 [19], бо він ідеально підходить за параметрами: живиться від 3.3 В та використовує шину I2C – двопровідний інтерфейс для зв'язку.



Рис 2.6 – Зовнішній вигляд дисплею OLED GME12864-52 [19]

Цей дисплей ідеально підходить для використання в портативних електронних пристроях, розумних годинниках, медичних приладах та інших пристроях, де важливий малий розмір і висока якість відображення. OLED дисплеї споживають менше енергії порівняно з LCD, оскільки кожен піксель випромінює власне світло. Кути огляду близькі до 180° , що дозволяє добре бачити зображення під різними кутами. Також OLED дисплеї забезпечують відмінний контраст та яскравість, що робить їх ідеальними для використання у середовищах з різним освітленням.

Також для безперебійної роботи нам був необхідний акумулятор Fullymax 3.7 В 600 мА [20]. Якщо взяти ємність акумулятора меншу ніж 600 мА, не виключена ймовірність збоїв в системі.

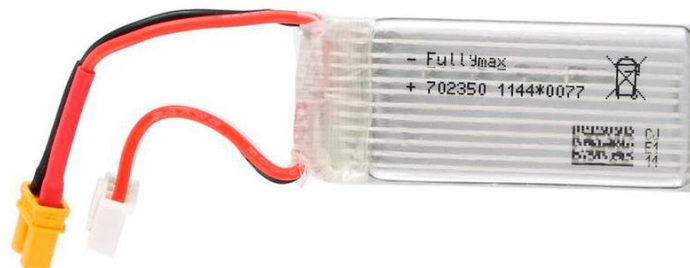


Рис 2.7 – Зовнішній вигляд акумулятор Fullymax 3.7 В 600 мА [20].

Завдяки високій ємності та розрядному струму, цей акумулятор ідеально підходить для використання в моделях та пристроях, які потребують стабільного і потужного джерела енергії. Його компактність і висока продуктивність ідеально підійдуть для безперебійної, автономної роботи апаратного комплексу.

2.4. Розробка корпусу

До корпусу автономного апаратного комплексу необхідно було підійти з точки зору комфортного використання під час стоматологічних операцій. Важливо, щоб він був не великого розміру, зручний для тримання однією рукою, тонкий на кінці, щоб датчик міг бути в безпосередній близькості до стоматологічного лазера. Також необхідно зробити кнопку RST, щоб кожної хвилини можна було перезавантажити пристрій та почати вимірювання параметрів периферійного кровотоку та динамікою трансформації молекул HbO_2 з початку. В середовищі для 3D моделювання Autodesk Tinkercad було розроблено корпус, який можна роздрукувати на 3D принтері. Також в конструкції продумано можливість замінити датчик на більш новий.



Рис 2.8 – Зовнішній вигляд макету корпусу, розробленого для друку на 3D принтері.

Також було розроблено спеціальний утримувач для оптичного модуля для зручного використання під час роботи зі стоматологічним лазером. Сам прототип був створений без використання макету, для майбутнього вдосконалення.

РОЗДІЛ 3. ОСНОВНА ЧАСТИНА

В ході виконання поставленої задачі на основі обраних компонентів було розроблено структурну схему пристрою для аналізу змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну.

Структурна схема пристрою наведена на рис. 3.1. Вона складається із оптичного датчика 1 з вбудованими світлодіодами та фотоприймачем, мікропроцесорного блоку керування 2, що включатиме схему формування імпульсів живлення світлодіодів, комутатор, вхідний підсилювач сигналу фотоприймача, АЦП та дисплея на який виводиться інформація, також з блоку живлення 3.7 В 600 мА.

На рис. 3.2. – схема з'єднання компонентів: до плати ESP 32 WROOM під'єднано акумулятор, а датчик і екран живляться від плати мікроконтролера, що забезпечує стабільну подачу струму. Також датчик і екран підключені до шини I2C, двопровідного інтерфейсу зв'язку.



Рис. 3.1 – Структурна схема аналізатора змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну.

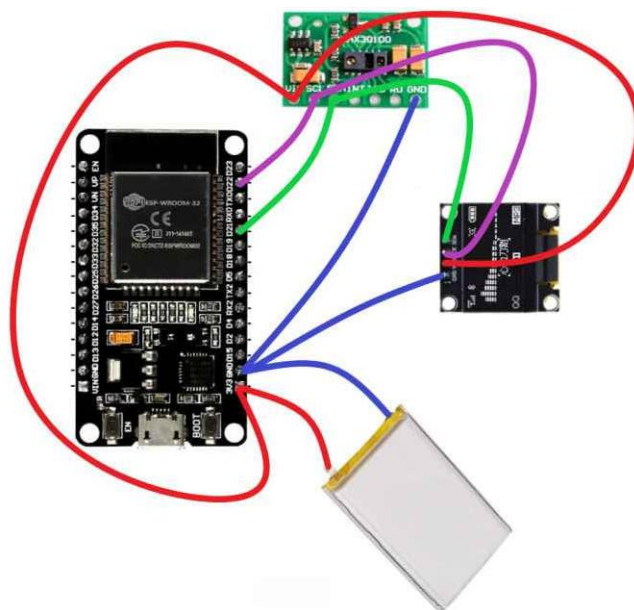


Рис. 3.2. – Схема з'єднання компонентів пристрою.

В процесі розробки першого прототипу, а саме під час написання коду для датчика MAX30102, було виявлено, що бібліотека «MAX30105.h», яка необхідна для коректної роботи датчика MAX30102, не працює з мікроконтролером ESP 32 WROOM, хоча видимих причин на це не було виявлено. Як показало подальше дослідження, це певна помилка в роботі середовища програмування Arduino IDE. Ця бібліотека нормально працює з мікроконтролерами Arduino, але під час роботи з платами ESP вона не запускається. Через це було вирішено замінити датчик MAX30102 на датчик MAX30100, бо для нього використовується інша бібліотека, а саме «MAX30100_PulseOximeter.h», з нею датчик MAX30100 коректно працює у парі з платою мікроконтролера ESP 32 WROOM. Тому в конструкції корпусу автономного апаратного комплексу передбачено можливість заміни датчика, коли буде усунена проблема з бібліотекою «MAX30105.h».

На рис. 3.3 наведено фото діючого варіанту прототипу аналізатора змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну, зібраного на макетній платі без пайки. Відповідно до змін у компонентному складі пристрою було змінено і програмний код мікроконтролера. Повний текст

програмного коду, написаного в середовищі розробки програмних кодів для мікроконтролерів Arduino 1.8.19, наведено у Додатку А.

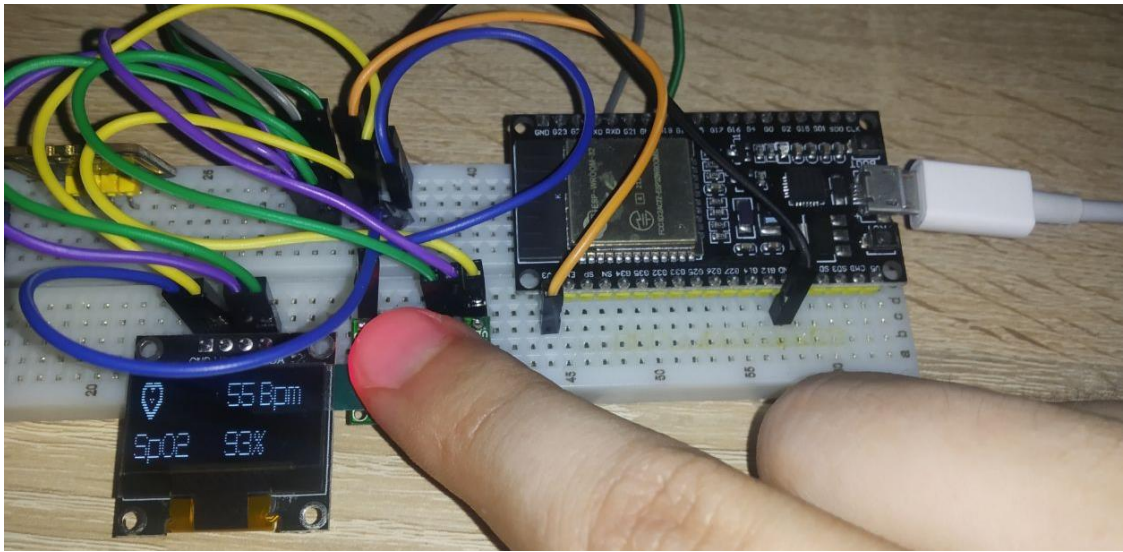


Рис. 3.3 – Фото діючого варіанту прототипу аналізатора змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну, зібраного на макетній платі без пайки.

На рис. 3.4 наведено фото прототипу аналізатора змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну, зібраного в корпусі.

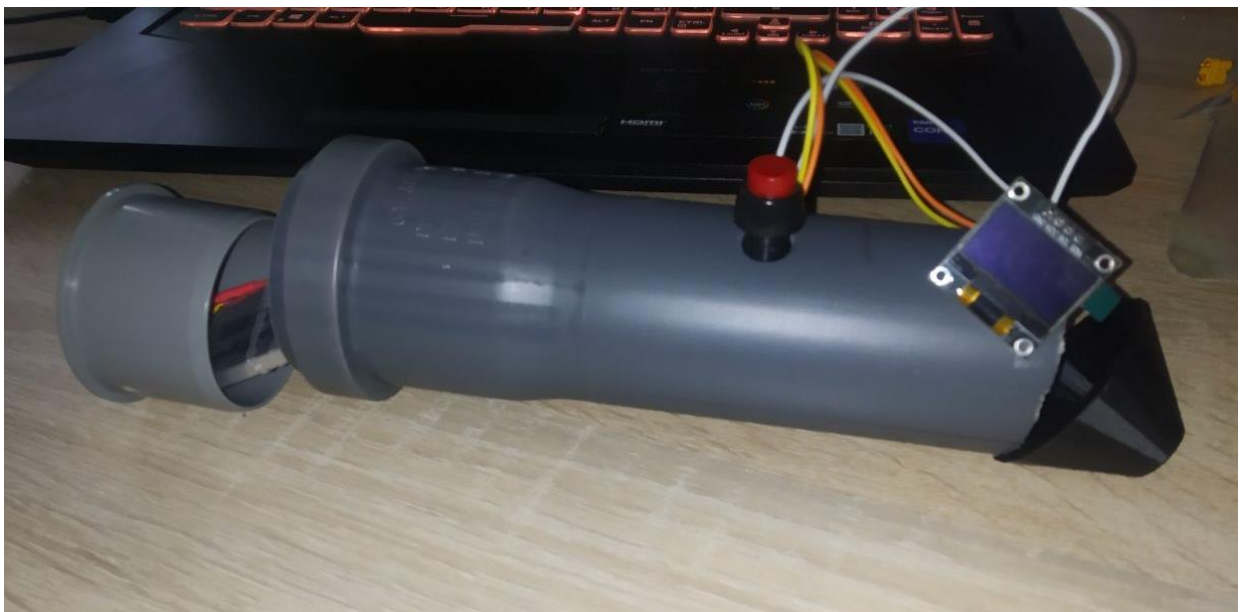


Рис. 3.4 – Фото прототипу аналізатора змін периферійного кровотоку та динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну, зібраного в корпусі.

ВИСНОВКИ

1. Проведений аналіз літератури за темою дипломної роботи показав, що:
 - Незважаючи на широке використання хірургічних лазерів у стоматології, їх терапевтичні ефекти часто залишаються поза увагою, насамперед через відсутність чіткого розуміння механізму такої дії.
 - Оскільки більшість стоматологічних лазерів випромінюють довжини хвиль у червоній та ближній інфрачервоній областях спектра, які відповідають ефективній області фотодисоціації оксигемоглобіну, терапевтичний ефект стоматологічних лазерів може бути пов'язаний із виділенням вільного кисню внаслідок фотодисоціації оксигемоглобіну.
 - Для вивчення терапевтичних ефектів застосування дентальних лазерів необхідно провести низку прямих досліджень змін периферичного кровотоку та динаміки трансформації молекули оксигемоглобіну. Таким чином, актуальною є задача створення компактної та високоточної системи моніторингу змін периферичного кровотоку та динаміки трансформації молекули оксигемоглобіну.
2. Можливість застосування обраної елементної бази для побудови пристрою для спостереження за динамікою трансформації молекул оксигемоглобіну продемонстрована на прикладі прототипу, виготовленого в ході виконання роботи. Розроблена конструкція робить його зручним у використанні підчас стоматологічної операції з використанням стоматологічного лазера.
3. Відносний рівень сатурації крові киснем, який можна спостерігати на екрані прототипу, з точністю до $\pm 1\%$ співпадає із рівнем, визначеним за допомогою доступного побутового пульсоксиметра.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. M. Jovicic, L. Konstantinovic, M. Lazovic, and V. Jovicic, "Clinical and functional evaluation of patients with acute low back pain and radiculopathy treated with different energy doses of low level laser therapy" *Vojnosanitetski Pregled*, vol. 69, no. 8, pp. 656–662, 2012.
2. R. AntoniĆ, "The effects of low level laser therapy on the management of chronic idiopathic orofacial pain: trigeminal neuralgia, temporomandibular disorders and burning mouth syndrome," *Medicina Fluminensis*, vol. 53, no. 1, pp. 61–67, 2017.
3. Г.С. Евтушенко, А.А. Аристов «Лазерные системы в медицине», 2003 г., 123 ст.
4. Y.-F. Huang, J.-C. Lin, H.-W. Yang, Y.-H. Lee, and C.-H. Yu, "Clinical effectiveness of laser acupuncture in the treatment of temporomandibular joint disorder," *Journal of the Formosan Medical Association*, vol. 113, no. 8, pp. 535–539, 2014.
5. M. Shirani, N. Gutknecht, M. Taghizadeh, and M. Mir, "Low-level laser therapy and myofascial pain dysfunction syndrome: a randomized controlled clinical trial," *Lasers in Medical Science*, vol. 24, no. 5, pp. 715–720, 2009.
6. R.A. Convisar, *Principles and Practice of Laser Dentistry*, Elsevier Health Sciences, New York, NY, USA, 2nd edition, 2015.
7. S.S. Yesman, S.O. Mamilov, D.V. Veligotsky, A.I. Gisbrecht "Local changes in arterial oxygen saturation induced by visible and near infrared light radiation" *Lasers in Medical Science*, (2016) DOI: 10.1007/s10103-015-1838-y. ISSN: 0268-8921 (Print) 1435-604X (Online).
8. A. Gisbrecht, S. Mamilov. Experimental study of the laser-induced oxyhemoglobin photodissociation in cutaneous blood vessels. // *Acta Medica Bulgarica*, Vol. XLII, 2015, № 2, pp. 42-48
9. Alexiades-Armenakas M.R. Laser-mediated photodynamic therapy of actinic cheilitis / M.R. Alexiades-Armenakas, R.G. Geronemus // *J. Drugs Dermatol.* — 2004. — №5. — Vol. 3. — P. 548–551. Hamblin M.R. Photodynamic therapy:

- a new antimicrobial approach to infectious disease? / M.R. Hamblin, T. Hasan // *Photochem. Photobiol. Sei.* — 2004. — Vol. 3. — P. 436–450. Meisel P. Photodynamic therapy for periodontal diseases: state of the art / P. Meisel, T. Kocher. // *J. Photochem. Photobiol.* — 2005. — №79. — P. 159–170. Williams J.A. The effect of variable energy input from a novel light source on the photoactivated bactericidal action of toluidine blue on *Streptococcus mutans* / J.A. Williams [and etc.] // *Caries Res.* — 2003. — Vol. 37. — P. 190–193. Wyss P. History of photomedicine / P. Wyss [and etc.] // *Photomedicine in Gynecology and Reproduction* // Basel: Karger. — 2000. — P. 4–11.
10. Самосюк І.З. Магнітолазерна терапія в медичній реабілітації хворих старших вікових груп з артеріальною гіпертензією та серцевою недостатністю / І.З. Самосюк, Т.М. Зачатко, А.В. Ткаліна та ін. // Матеріали науково-практичної конференції з нагоди 25-річчя Київського міського шпиталю інвалідів Великої Вітчизняної війни (м. Київ, 29-30.05.2008 р.). - Київ, 2008. - С. 37–38. Самосюк І.З. Використання частотно-модульованої магнітолазерної терапії в комплексному лікуванні ішемічного інсульту в гострому періоді: Методичні рекомендації / І.З. Самосюк, Ю.І. Головченко, М.Є. Поліщук та ін. - Київ, 2002. - 21 с.
 11. Л.Ф. Добро, Н.М. Болатов, В.В. Супрунов «Лазеры в медицине», 2011 р., 82 ст.
 12. І.І. Бех, О.В. Копчак, С.О. Мамілов, О.С. Остапенко, К.А. Янішевський. Контроль динаміки трансформації молекул оксигемоглобіну та параметрів периферійного кровотоку при дії стоматологічного лазера. // Праці XIV Міжнародної конференції по біоніці і прикладній біофізиці. Київ, Україна, 2021, с. 39 - 41.
 13. <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf> (дата звернення: 17.06.2024)
 14. <https://www.alldatasheet.com/datasheetpdf/pdf/1132995/ESPRESSIF/ESP8266.html> (дата звернення: 17.06.2024).

15. <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1179101/ESPRESSIF/ESP-WROOM-32.html> (дата звернення: 17.06.2024).
16. <https://lastminuteengineers.com/esp32-wroom-32-pinout-reference/> (дата звернення: 17.06.2024).
17. <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf> (дата звернення: 17.06.2024).
18. <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf> (дата звернення: 17.06.2024).
19. <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/276155/JHD/JHD12864C.html> (дата звернення: 17.06.2024).
20. <https://modelistam.com.ua/akkumulyator-fullymax-600mah-80c-xt30-p-44899/> (дата звернення: 17.06.2024).

ДОДАТОК А

ЛІСТИНГ ПРОГРАМИ

```

#include "MAX30100_PulseOximeter.h" // Підключення бібліотеки для
роботи з датчиком пульсу і сатурації

#include <U8g2lib.h> // Підключення бібліотеки для роботи з OLED
дисплеєм

#include <Wire.h> // Підключення бібліотеки для роботи з I2C

#define REPORTING_PERIOD_MS 500 // Визначення періоду звітності в
мілісекундах (500 мс)

U8G2_SSD1306_128X32_UNIVISION_F_HW_I2C u8g2(U8G2_R0); //
Ініціалізація об'єкта дисплея

PulseOximeter pox; // Ініціалізація об'єкта пульсоксиметра

const int numReadings = 10; // Кількість зчитувань для обчислення
середнього значення

float filterweight = 0.5; // Вага для фільтрації (експоненційне
згладжування)

uint32_t tsLastReport = 0; // Час останнього звіту
uint32_t last_beat = 0; // Час останнього виявленого удару пульсу
int readIndex = 0; // Індекс поточного зчитування
int average_beat = 0; // Середнє значення пульсу
int average_SpO2 = 0; // Середнє значення сатурації
bool calculation_complete = false; // Флаг завершення обчислень
bool calculating = false; // Флаг обчислення
bool initialized = false; // Флаг ініціалізації дисплея
byte beat = 0; // Флаг для візуалізації удару пульсу

// Callback-функція, що викликається при виявленні удару пульсу

```

```

void onBeatDetected()
{
    last_beat = millis(); // Оновлення часу останнього виявленого удару пульсу
}

// Функція для відображення значення сатурації в реальному часі
void display_real_time_SpO2(int SpO2)
{
    u8g2.clearBuffer();          // Очищення буфера дисплея
    u8g2.setFont(u8g2_font_smart_patrol_nbp_tf); // Встановлення шрифту

    // Відображення сатурації
    u8g2.setCursor(0, 12);      // Встановлення позиції курсору
    u8g2.print("SpO2: ");      // Друк тексту "SpO2: "
    u8g2.setCursor(50, 12);    // Зміщення курсору
    u8g2.print(SpO2);          // Друк значення сатурації
    u8g2.print("%");          // Друк символу відсотка

    u8g2.sendBuffer();         // Відправка буфера на дисплей
}

// Функція для обчислення середніх значень пульсу і сатурації
void calculate_average(int beat, int SpO2)
{
    if (readIndex == numReadings) {
        calculation_complete = true; // Обчислення завершено
        calculating = false;         // Скидання флагу обчислення
        initialized = false;        // Скидання флагу ініціалізації
        readIndex = 0;              // Скидання індексу зчитування
    }
}

```

```

// Перевірка коректності значень
if (!calculation_complete && beat > 30 && beat < 220 && SpO2 > 50) {
    // Експоненційне згладжування для обчислення середніх значень
    average_beat = filterweight * beat + (1 - filterweight) * average_beat;
    average_SpO2 = filterweight * SpO2 + (1 - filterweight) * average_SpO2;
    readIndex++; // Збільшення індексу зчитування
}
}

// Функція ініціалізації
void setup()
{
    Serial.begin(115200); // Ініціалізація серійного зв'язку з бітрейтом
115200
    u8g2.begin(); // Ініціалізація дисплея
    pox.begin(); // Ініціалізація пульсоксиметра
    pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected); // Реєстрація callback-
функції для виявлення удару пульсу
}

// Основна функція циклу
void loop()
{
    pox.update(); // Оновлення даних пульсоксиметра

    // Отримання поточних значень сатурації
    int SpO2 = pox.getSpO2();

    // Оновлення дисплею з поточними значеннями сатурації

```

```
display_real_time_SpO2(SpO2);

// Перевірка інтервалу звітності та обчислення середніх значень
if ((millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) &&
(!calculation_complete)) {
    calculate_average(pox.getHeartRate(), SpO2);
    tsLastReport = millis(); // Оновлення часу останнього звіту
}

// Скидання даних, якщо пульс не виявлено більше 10 секунд
if ((millis() - last_beat > 10000)) {
    calculation_complete = false; // Скидання флагу завершення обчислень
    average_beat = 0;           // Скидання середнього значення пульсу
    average_SpO2 = 0;          // Скидання середнього значення сатурації
}
}
```