

Вінницький національний технічний університет
Факультет комп'ютерних систем і автоматики
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

**Пояснювальна записка
до магістерської кваліфікаційної роботи**

магістр

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему Засіб для стоматологічної фотополімеризації

08-04. МКР.002.00.000 ПЗ

Виконав: студент 2 курсу, групи ЛТО-18м
спеціальності

152 Метрологія та інформаційно-

(шифр і назва напрямку підготовки, спеціальності)

вимірювальна техніка, освітня програма

«Лазерна техніка та оптоінформатика»

Олянич М.О.

(прізвище та ініціали)

Керівник: к.т.н., доц. каф.

Тарновський М.Г.

(прізвище та ініціали)

Рецензент: д.т.н., проф. каф. МПА

Кулаков П. І.

(прізвище та ініціали)

Вінницький національний технічний університет
Факультет комп'ютерних систем і автоматики
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

Освітньо-кваліфікаційний рівень _____ магістр _____
Спеціальність 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
Освітня програма Лазерна техніка та оптоінформатика

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. кафедри _____ ЛОТ _____

_____ д.т.н., проф. Заболотна Н.І. _____

“ ____ ” _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Оляничу М.О.

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Засіб для стоматологічної фотополімеризації

керівник роботи к.т.н., доц. каф. ЛОТ Тарновський М.Г.,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ВНТУ від «____» _____ 2019 року №____.

2. Строк подання студентом роботи: _____

3. Вихідні дані до роботи: довжина хвилі вихідного оптичного випромінювання – 400-500 нм; щільність потужності вихідного оптичного випромінювання – не менша за 600 мВт/см²; підтримка функції контролю за потужністю оптичного випромінювання; підтримка можливості змінювати час полімеризації; живлення – від зовнішнього джерела постійної напруги.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): техніко-економічне обґрунтування доцільності розробки; аналіз сучасних методів проведення фотополімеризації; визначення шляхів покращення результату фотополімеризації; визначення структурної побудови засобу для фотополімеризації; визначення принципів його функціональної реалізації; розробка схема електричної принципової, розрахунок параметрів оптичних компонентів, розробка алгоритму роботи засобу; економічний розділ.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень):
структурна схема; схема електрична функціональна; схема електрична
принципова; схема оптичної системи; схема програми.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Тарновський М.Г., доцент кафедри ЛОТ		
Економічна частина	Ратушняк О.Г., доцент кафедри ЕПВМ		

7. Дата видачі завдання « ___ » _____ 2019 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів бакалаврської кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів	Примітка
1	Розробка та затвердження ТЗ		
2	Виконання спеціальної частини МКР. Перший рубіжний контроль виконання		
3	Виконання спеціальної частини МКР. Другий рубіжний контроль виконання		
4	Виконання «Економічної частини» і «Частини охорони праці та цивільної оборони»		
5	Попередній захист МКР		
6	Нормоконтроль МКР		
7	Рецензування МКР		
8	Захист МКР		

Студент _____
(підпис)

Олянич М. О.

Керівник роботи _____
(підпис)

Тарновський М.Г.

АНОТАЦІЯ

Магістерська кваліфікаційна робота присвячена визначенню функціональної побудови засобу для стоматологічної фотополімеризації світлочутливих композитних матеріалів. В роботі на основі аналізу літературних джерел проведено технічне обґрунтування доцільності розробки, сформульовані основні вимоги, які необхідно задовольнити для отримання конкурентно спроможного засобу, визначені основні шляхи їх досягнення.

В роботі проаналізовано методи проведення фотополімеризації та запропоновано шляхи їх покращення, визначено структурну побудову засобу для стоматологічної фотополімеризації, запропоновано його реалізацію на рівні функціональної та електричної принципової схем, розроблено алгоритм функціонування, розраховані параметри оптичних елементів фотополімеризатора, виконані економічні розрахунки щодо прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки та оцінювання ефективності вкладених інвестицій.

ABSTRACT

The master's qualification work is devoted to the determination of the functional construction of a device for dental photopolymerization and composite materials. Based on the analysis of literary sources, a technical justification of the appropriateness of development was carried out, the basic requirements that must be met to obtain a competitive means were formulated, the main ways to achieve them were identified.

In the master's work the methods of photopolymerization analyzes and suggests ways to improve them, the structural construction of a device for dental photopolymerization determines, its implementation at the level of functional and electrical circuit diagrams proposes, a functioning algorithm develops, the parameters of the optical elements of the photopolymerizer calculates, economic calculations performs to predict commercial effects from implementation results of the development and assessment of the effectiveness of investments.

ЗМІСТ

ВСТУП	7
1 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ ДОЦІЛЬНОСТІ	
РОЗРОБКИ	11
1.1 Аналіз сучасних оптичних методів контролю деформацій	11
1.2 Вибір та обґрунтування аналогів	17
Висновки до розділу	26
2 РОЗРОБКА ЗАСОБУ ДЛЯ СТОМАТОЛОГІЧНОЇ	
ФОТОПОЛІМЕРИЗАЦІЇ	27
2.1 Фотополімеризація композитів: аналіз проблем та можливих способів їх усунення	27
2.2 Визначення структурної побудови засобу для стоматологічної фотополімеризації	36
2.3 Розробка функціональної схеми засобу для стоматологічної фотополімеризації	46
2.4 Розробка схеми електричної принципової засобу для стоматологічної фотополімеризації	55
2.5 Розрахунок параметрів оптичної системи засобу для стоматологічної фотополімеризації	59
2.6 Розробка загального алгоритму роботи засобу для стоматологічної фотополімеризації	70
Висновки до розділу	74
3. ЕКОНОМІЧНА РОЗДІЛ	75
3.1 Оцінювання комерційного потенціалу нового виробу.....	75
3.2 Розрахунок кошторису витрат на нову розробку.....	79
3.3 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки.....	86
3.4 Розрахунок ефективності вкладених інвестицій та періоду їх окупності	87
Висновки до розділу	90

ВИСНОВКИ	91
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ	92
ДОДАТКИ	
Додаток А (обов'язковий) Технічне завдання	97
Додаток Б (обов'язковий) Структурна схема засобу.....	101
Додаток В (обов'язковий) Функціональна схема засобу.....	102
Додаток Г (обов'язковий) Схема електрична принципова.....	103
Додаток Д (обов'язковий) Оптична схема.....	104
Додаток Е (обов'язковий) Схема програми.....	105
Додаток Ж (довідниковий) Креслення зовнішнього вигляду	106

ВСТУП

Сьогодні у терапевтичній стоматології широко використовуються композити світлового затвердіння. Вони мають цілий ряд переваг, які вигідно відрізняють їх від інших пломбувальних матеріалів і визначають широкі можливості їх використання. На сам перед, це висока адгезія до твердих тканин зуба, відповідність їм їх механічних параметрів, широка гамма кольорових відтінків. Крім того, оскільки затвердіння таких матеріалів відбувається лише під дією світлового випромінювання певного спектрального складу, їх використання не вимагає поспішності у діях [1], [2].

Актуальність теми

Популярність і широке використання світлочутливих матеріалів, крім високих якісних показників отримуваних з них пломб, обумовлюються зручністю та широким спектром використання. Вони дозволяють ставити пломби на самі різні поверхні зубів, відновлювати відколоти фрагменти зубів, формувати пломбу на рівні поверхні зуба, точно підбирати необхідний колір [3], [4].

Світлокомпозити не вимагають змішування, а тому більш однорідні, дозволяють до світлового затвердіння провести моделювання реставрації, а відсутність хімічно активних добавок надає їм кольорову стійкість і естетичність. Вони нетоксичні та мають невисокий ступінь усадки. Іншою перевагою світлочутливих композитів є їхня пластичність, яка дає лікареві можливість підганяти пломбу точніше, не боячись, що субстанція затвердіє до закінчення реставрації зуба. Широкий асортимент відтінків дозволяє вибрати оптимальний для пацієнта колір. Нарешті, пломби зі світлочутливих композитів мають порівняно великий термін служби [4] - [6].

Застосування світлочутливих композитів вимагає наявності спеціальних джерел світлового випромінювання – фотополімеризаційних пристроїв. Сучасний стоматологічний фотополімеризатор – це пристрій, який дозволяє отримати світловий потік з потрібними для полімеризації спектральними і

тепловими характеристиками [7]. Точність, з якою будуть дотримуватися ці параметри у процесі фотополімеризації, буде визначити якість пломби, а значить і кінцевий результат лікування.

Поряд з цим, фотополімеризатор не можна розглядати як тільки джерело оптичного випромінювання із заданими параметрами, яке вмикається і вмикається лікарем. Крім характеристик формованого світлового потоку для фотополімеризатора є не менш важливими його експлуатаційні показники: споживана потужність, мініатюрність, функціональні можливості, зручність та безпечність використання. Сучасні стоматологічні фотополімеризатори функціонально є достатньо складними пристроями, функціональні можливості яких спрямовані на забезпечення якісного результату процесу фотополімеризації та полегшення роботи лікаря-стоматолога, дозволяючи йому зосередитися на пацієнті, що у кінцевому результаті сприяє підвищенню якості лікування.

Сьогодні на ринку стоматологічного обладнання можна спостерігати постійне розширення номенклатури пропонуваніх фотополімеризаторів з покращеними характеристиками та розширеними функціональними можливостями. Проте, практично усе різноманіття представлених в Україні пристроїв є виробами не вітчизняного виробництва, що обумовлює порівняно високу ціну на них, а, головне, створює труднощі, пов'язані з ремонтом та технічним обслуговуванням. Це стримує процес оновлення застарілих пристроїв та придбання нових, що на фоні постійного розширення пропозицій світлочувливих стоматологічних матеріалів стримує підвищення якості та ефективності лікувальної та естетичної стоматології.

З іншого боку, залишаються не до кінця вирішеними проблеми забезпечення оптимальних режимів фотополімеризації. Зокрема, нерівномірна по об'єму полімеризація призводить до нерівномірної усадки композита, що обумовлює виникнення у ньому механічних напружень і, як наслідок, крайовий відрив пломби. Крім того [8], при недотриманні вимог пошарового формування пломби, глибше розташовані шари композиту, які як правило

граничать з тканинами зубу, можуть залишитися полімеризованими не у повній мірі, оказуючи у подальшому на тканини зубу токсичний вплив. У зв'язку з цим вдосконалення функціональних характеристик засобів для проведення фотополімеризації стоматологічних фотополімерів є актуальним завданням

Мета і задачі магістерської роботи

Метою магістерської роботи є покращення функціональних характеристик засобу для стоматологічної фотополімеризації, спрямоване на оптимізацію режиму світлової полімеризації для підвищення якості відновлення твердих тканин зубу.

Поставлена мета досягається вирішенням таких задач:

1. Аналіз сучасних технологій в області стоматологічних засобів, що використовуються для проведення процесу фотополімеризації світлочутливих матеріалів у лікувальній та естетичній стоматології.
2. Аналіз можливих підходів до покращення функціональних характеристик стоматологічного засобів для фотополімеризації.
3. Розробка засобу для стоматологічної фотополімеризації з покращеними функціональними характеристиками.

Об'єктом дослідження є процес світлової полімеризації фоточутливих композиційних матеріалів.

Предметом дослідження є методи та засоби фотополімеризації у лікувальній та естетичній стоматології.

Наукова новизна отриманих результатів

Набув подальшого розвитку метод фотополімеризації світлочутливих композитних матеріалів, в якому на відміну від існуючих використовуються пучки сфокусованого випромінювання, що дозволяє зменшити негативний вплив полімеризаційної усадки на міцність з'єднання фотополімеру з твердими тканинами зубу.

Практичне значення отриманих результатів

1. За рахунок контролю за потужністю вихідною світлового потоку та

забезпечення більш ефективного його використання покращено функціональні характеристики засобу для стоматологічної фотополімеризації.

2. Запропонована технічна реалізація засобу для стоматологічної фотополімеризації дозволяє зменшити вплив суб'єктивних факторів на якість результату процедури пломбування.

Апробація результатів роботи

Результати магістерської кваліфікаційної роботи були оприлюднені на:

- XLVII науково-технічній конференції підрозділів Вінницького національного технічного університету (НТКП ВНТУ–2018)
- VIII International Conference on Optoelectronic Information Technologies “PHOTONICS-ODS 2018” Ukraine, Vinnytsia, VNTU October 2-4, 2018.
- XLVIII науково-технічній конференції підрозділів Вінницького національного технічного університету (НТКП ВНТУ–2019).

Особистий внесок здобувача

Основні результати роботи отримані автором самостійно.

Обсяг та структура магістерської роботи

Магістерська робота містить вступ, 4 розділи, висновки, перелік джерел посилань і додатки. Загальний обсяг роботи – 110 сторінок, з яких основний зміст викладено на 91 сторінках друкованого тексту, містить 11 рисунків, 24 таблиці. Перелік джерел посилань містить 39 найменувань.

1 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНОГО ОГРУНТУВАННЯ ДОЦІЛЬНОСТІ РОЗРОБКИ

1.1 Аналіз сучасних засобів для проведення стоматологічної фотополімеризації

Ініціатором полімеризації (затвердіння) світлочутливих композитів є світлопоглинальна речовина камфорохінон, яка при поглинанні світла з довжиною хвилі 400-500 нм (синє світло) утворює вільні радикали. Тому застосування світлочутливих цементів та полімерів вимагає використання спеціальних технічних засобів, які дозволяють формувати світловий потік заданого спектрального діапазону, з необхідною потужністю та визначеною тривалістю [4], [5].

Перші фотополімеризовані композити з'явилися у другій половині минулого сторіччя. Спочатку вони були чутливими до дії ультрафіолетових промінів, але згодом стали чутливими і до видимого світла. Звичайно, якісній полімеризації необхідне джерело світла, оптимізоване для роботи зі світлочутливими композитами. Еволюція фотополімеризаторів, які природнім чином з'явилися практично зі світлополімерними матеріалами, відбувалася разом з останніми [9].

До недавнього часу для лікування зубів з використанням світлотвердіючих матеріалів стоматологами використовувалися фотополімеризатори на основі галогенних ламп. Такі фотополімеризатори є відносно недорогими, надійними та можуть ефективно застосовуватися для полімеризації більшості матеріалів [10].

В галогенних лампах випромінювання генерується за рахунок нагрівання нитки накалювання до білого кольору. При цьому його більша частка розсіюється у вигляді тепла. Більш того, генероване видиме світло більшою частиною не приймає участь у фотополімеризації. Воно відсікається фільтрами, і на виході виникає світловий потік у спектральній області довжин хвиль 400 – 500 нм і вище. У цьому проміжку довжин хвиль знаходиться

“корисне” синє світло. Слід відзначити, що електрична потужність галогенної лампи 75 Вт дає лише 0,5 Вт синього світла [9], [10].

Перевагами фотополімеризаторів на галогенних лампах є відносно низька вартість та можливість використання для полімеризації більшості фото полімерних матеріалів. Крім того, такі фото полімеризатори використовуються вже давно, завдяки чому добре вивчені нюанси методики їх застосування.

Головна проблема галогенних фотополімеризаторів полягає в тому, що лампа, фільтр та рефлектор з часом втрачають свої властивості. Тепло від лампи викликає деградацію фільтра та рефлектора, що призводить до зменшення інтенсивності світлового потоку, результатом чого є неефективна полімеризація матеріалу. Крім того, оскільки максимум випромінювання галогенної лампи є зсунутим до інфрачервоної області спектра, це може призводити до недопустимого підвищення температури у пульпарній камері зуба під час полімеризації [10] - [12]. До інших недоліків можна віднести доволі значні габарити, створюваний шум через необхідність використання вентилятора, малий термін роботи лампи.

У даний час ведуться інтенсивні роботи щодо вдосконалення приладів для фотополімеризації на основі галогенних ламп. Зараз на ринку присутні різні види таких фотополімеризаторів, в яких реалізовані різні технологічні та наукові розробки. Серед них перш за все треба виділити лампи з «м'яким стартом» (soft start). Це галогенові фотополімеризатори зі змінною потужністю світлового потоку. Перші 10-15 секунд вони дають світловий потік низької інтенсивності, потім інтенсивність світлового потоку збільшується. Такий режим фотополімеризації дозволяє зменшити шкідливий вплив полімеризаційної усадки на тканини зуба, знизити ризик у подальших ускладнень.

Позитивний ефект полімеризації в режимі «soft start» пов'язаний з динамікою фізико-хімічних процесів, що відбуваються в композитному матеріалі в процесі затвердіння. З точки зору зміни агрегатного стану композиту процес полімеризації проходить у дві фази. У першій фазі, до

досягнення так званої «точки гелю» (post-gel point, точка затвердіння), матеріал проявляє властивості рідкого тіла, зберігаючи текучу консистенцію. Полімеризаційна усадка компенсується за рахунок його в'язкості і залишкової текучості. Напруги на межі пломби з тканинами зуба, що виникають за рахунок усадки, на цьому етапі значно знижені. Під час другої фази полімеризації, матеріал переходить в стан твердого тіла, будь-яка компенсація напружень за рахунок внутрішніх деформацій композиту стає неможливою. У цій фазі виникають напруги на межі пломби з тканинами зуба – так званий полімеризаційний стрес.

При фотополімеризації композиту в режимі «soft start» продовжується перша фаза, під час «м'якого» етапу полімеризації відбувається значна частина хімічної реакції і усадки, тому напруги на межі пломби з тканинами зуба є набагато меншими, а тому полімеризаційного стрес виражений менше, знижується ймовірність пов'язаних з усадкою ускладнень. Слід зазначити, що абсолютна величина полімеризаційної усадки матеріалу при цьому залишається постійною, усадка тільки «розтягується» в часі [10].

Іншим підходом до щодо вдосконалення фотополімеризаторів на галогенних лампах є пристрої, що підтримують техніку пульсуючої/віддаленої фотополімеризації (імпульсне затвердіння з відстрочкою). Такі полімеризатори відрізняються від інших лише режими фотополімеризації. При проведенні техніки пульсуючої/віддаленої фотополімеризації передбачені різні режими світлоопромінення. Спочатку матеріал протягом 3 секунд опромінюють світлом в 1/3 необхідної потужності, тобто матеріал на першому етапі отримує приблизно 10% світлової енергії, необхідної для затвердіння. Така кількість світлової енергії «запускає» реакцію полімеризації, забезпечує достатню для обробки міцність поверхневого шару матеріалу, але, в той текучість. Далі йде «темний» «розслаблюючий» період. Він триває 3-5 хвилин. Протягом цього часу за рахунок в'язкості і залишкової текучості матеріалу відбувається компенсація напружень, що виникли в результаті полімеризаційної усадки. На цьому етапі поверхню пломби шліфують і полірують. Потім проводять

остаточну полімеризацію світловим потоком повної потужності протягом часу, рекомендованого фірмою-виробником пломбувального матеріалу.

Техніку пульсуючої/віддаленої фотополімеризації застосовують в основному при затвердінні поверхневого шару пломби, яка має контакт з емаллю зуба. Це пояснюється тим, що саме на межі композит/емаль в результаті полімеризаційної усадки при «стандартній» техніці полімеризації зазвичай виникають напруги, які можуть призвести до розтріскування емалі, або пломбувального матеріалу [10].

Іншим типом стоматологічних фотополімеризаторів є плазмодугові полімеризатори, джерелом випромінювання в якій є ксенонова або аргонна лампа. Перші моделі такої лампи могли забезпечувати тільки короточасні «спалахи» світла, але сучасні моделі витримують тривалу експозицію. Час, що витрачається на полімеризацію матеріалу плазмодуговою лампою, значно менше, ніж витрачається на полімеризацію галогенною. Загальна конструкція і особливості роботи плазмодугових фотополімеризаторів аналогічні фотополімеризаторам на галогенних лампах.

Через малу поширеність саме в стоматологічній практиці, перспективи використання плазмодугових ламп мало вивчені. Сильно прискорений за рахунок яскравості і потужності лампи процес полімеризації негативно позначається на механічних властивостях композиту. З практичної точки зору плазмодугова лампа громіздка, не ергономічна, дорога. Як і галогенні фотополімеризатори плазмодугові характеризуються значним виділенням тепла та вимагають застосування фільтру.

Наступним кроком у розвитку фотополімеризаторів стало використання нових джерел оптичного випромінювання – світлодіодів. При використанні світлодіодів світло генерується безпосередньо у малому напівпровідниковому кристалі за рахунок збудження електронів. Спектр випромінювання визначається хімічним складом напівпровідникового кристалу, тобто випромінювання має фіксований діапазон довжин хвиль. Оскільки довжина хвиль синіх світлодіодів точно відповідає максимуму поглинання

камфорохінона, усе випромінюване світло приймає участь в полімеризації.

Таким чином, світлодіоди є більш ефективними з точки зору використання у фотополімеризаторах, оскільки не вимагають фільтрів, що не призводить до додаткового послаблення світлового потоку, не генерують великої кількості тепла, усе світло, випромінюване світлом діодом, приймає участь у процесі полімеризації. Крім того, світлодіоди за порівнянням з галогенними лампами мають набагато менше енергоспоживання та набагато більший ККД перетворення електричної енергії у світлову. Тут треба додати, що термін служби світлодіодів у кілька разів перевищує термін служби галогенних ламп.

Світлодіоди споживають менше ніж 10% електроенергії, яка необхідна для роботи галогенної лампи. Це відкриває шлях до використання як джерел живлення акумуляторних батарей, що підвищує зручність використання та зменшує вагу та габарити усієї конструкції [11]. Незначне залишкове тепло, що виділяється світлодіодами, може відводитися за рахунок конструктивних особливостей фотополімеризаторів без застосування вентиляційних пристроїв.

Оскільки усе світло, що випромінюється світлодіодом, приймає участь в полімеризації, для досягнення однакового ефекту з галогенними лампами результату інтенсивність випромінювання може бути майже у два рази менша. Крім того, фактично при тій самій потужності виключно за рахунок звуження спектра випромінювання світлодіодні полімеризатори дозволяють суттєво скоротити час експозиції світлочутливого матеріалу при досягненні такого самого ступеня полімеризації [11], [12]. З іншого боку, звуження спектрального діапазону випромінювання та обумовлене цим зниження його потужності, дозволяє значно послабити термічний удар на композит та усунути не допустиме підвищення температури пульпи.

Мініатюрність світлодіодів дозволяє зробити фотополімеризатори на їх основі малими та ергономічними. Малі габарити та вага дозволяють стоматологу зручно тримати такий фотополімеризатор у руці, що є немаловажним при частому використанні.

Основними недоліками світлодіодних полімеризаторів є ще порівняно висока вартість потужних світлодіодів синього кольору випромінювання та те, що в деяких їх модулях зберігаються особливості конструкції галогенних фотополімеризаторів, що зменшує ефективність використання світлодіодів.

Крім галогенних та світлодіодних фотополімеризаторів існують ще плазміні, джерелом випромінювання в яких є потужна ксенонова лампа [9], [11]. На відміну від галогенної вона випромінює у більш вузькому спектрі, проте не на стільки вузькому як світлодіод. У результаті виділення тепла у плазмовому фотополімеризаторі є більшим ніж у світлодіодному. Проте, за рахунок більшої потужності ксенонової лампи процес полімеризації відбувається швидше, ніж при використанні світлодіодного фотополімеризатора.

Порівняно висока вартість плазмових фотополімеризаторів та деякі невирішені технічні проблеми поки ще не дозволяють стати їм широко розповсюдженими, наприклад, такими як галогенні та світлодіодні.

Як видно із проведеного огляду сучасних типів засобів для стоматологічної фотополімеризації, пристрої, в яких як джерело світла використовується світлодіод відрізняються від аналогів меншою споживаною потужністю та більшим строком служби. Мале енергоспоживання дає не лише економічний вигравш, а й дозволяє здійснювати живлення фотополімеризатора від акумуляторів. Цей факт та менші габаритні розміри роблять світлодіодні фотополімеризатори зручнішими у використанні.

Ще однією немаловажною перевагою світлодіодних випромінювачів є більш вузький спектр випромінювання, який при однаковій з іншими типами випромінювачів потужності дозволяє суттєво зменшити “термічний удар” на пульпу зуба та знизити час полімеризації. Тому розглядуваний у даній магістерській роботі засіб для стоматологічної фотополімеризації будемо реалізовувати саме за світлодіодною технологією.

За результатами проведеного аналізу можна зазначити, що основними технічними характеристиками фотополімеризаційного пристрою, що

впливають на якість кінцевого продукту фотополімеризації – пломбу, є довжина хвилі та потужність світлового випромінювання.

Довжина хвилі світлового потоку, що випромінюється фотополімеризатором, повинна знаходитися в області максимальної чутливості хімічного компонента, який є “ініціатором” полімеризації. Потужність випромінюваного потоку, з одного боку, повинна бути достатньо високою для швидкого протікання полімеризації по всій товщині матеріалу, а з іншого – не занадто великою, щоб не відбувалася усадка пломби. Крім того, щільність потужності теплової складової випромінювання повинна бути мінімальною, щоб зменшити теплове навантаження на пульпу зуба.

1.2 Вибір та обґрунтування аналогів

Стоматологічні фотополімеризатори, створені на основі світлодіодів, користуються сьогодні все більшою і більшою популярністю серед стоматологів. Вони не мають відбивачів, фільтрів або вентиляторів для охолодження, що робить їх легкими, компактними та зручними у роботі. До безперечних переваг таких пристроїв ще слід додати і тривалий строк експлуатації їх основного елемента – світлодіода, який перевищує 10000 годин.

Підвищений попит обумовив появу великої кількості виробників, які пропонують різноманітні конструкції з різноманітними споживчими якостями. Перш ніж розглянути аналоги розроблюваного засобу, зупинимося на основних споживчих параметрів світлодіодних фотополімеризаторів, за якими будемо порівнювати аналоги.

Перша група параметрів, які характеризують споживчі якості світлодіодних фотополімеризаторів, пов'язана зі спектром випромінювання, потужністю та якістю фотополімеризації [13]. Друга група параметрів пов'язана зі зручністю у роботі, відмовами у роботі та можливістю

перебування в режимі постійної готовності до роботи. Третя група параметрів, яка має вирішальний вплив на споживчі якості пристроїв для фотополімеризації, є умови стерилізації. Основною зоною зосередження мікроорганізмів та бактеріальних спор є світловод. Тому конструкція фотополімеризатора повинна надавати можливість легко від'єднувати та під'єднувати світловод до випромінювача, що доводиться робити часто при багаторазових стерилізаціях.

Після того, як відзначені основні групи параметрів, які впливають на споживчі якості стоматологічних світлодіодних фотополімеризаторів, розглянемо та проаналізуємо типові технічні зразки таких пристроїв, що пропонуються на ринку стоматологічного обладнання.

Одним з аналогів розглядуваного у даній магістерській роботі засобу є пристрої для фотополімеризації серії Optilight LD бразильської фірми Gnatus [14]. Розглянемо серед них модель Optilight LD III, яка як за своїми функціональними можливостями, так і за ціною займає проміжну позицію у модельному ряді.

Лампа OPTILIGHT LD III являє собою третє покоління світлодіодних полімеризаторів, з більш досконалішими та потужними світлодіодами, що генерують високу енергію світлового потоку (3 Вт). Це дозволяє використовувати OPTILIGHT LD III у багатьох стоматологічних процедурах із застосуванням світлового опромінення, включаючи відбілювання зубів.

Фотополімеризатор OPTILIGHT LD III дозволяє виконувати такі функції [14]:

- прямі реставрації – отвердіння всіх сучасних світлополімеризованих матеріалів, що містять камфорохінон;
- непрямі реставрації – отвердіння адгезивів під вкладками, накладками та коронками;
- відбілювання зубів – активація відбілюючого гелю і світлополімеризація зубоясневих захисних бар'єрів;
- полімеризація сілантів, хірургічних цементів, базисів

реінфорцементів;

- адгезія брикетів і ортодонтичних аксесуарів.

Лампа має вбудований таймер від 0 до 90 секунд, за яким визначається час засвічування фотополімера. Для контролю за часом пристрій генерує короткі звукові сигнали через кожних 10 секунд і один довгий – після 90 секунд засвічування.

До комплекту поставки входять: захисний екран, світловод для отвердіння реставраційних матеріалів та адгезивів, світловод з охопленням кількох зубів для проведення відбілюючі процедур.

Основні технічні характеристики фотополімеризатора OPTILIGHT LD III наведені у таблиці 1.1 [14].

Таблиця 1.1 – Основні технічні характеристики фотополімеризатора OPTILIGHT LD III

Найменування параметра	Одиниця виміру	Значення
Вихідна потужність випромінювання	мВт/см ²	680
Довжина хвилі оптичного випромінювання	нм	470
Напруга живлення	В	110-235
Частота напруги живлення	Гц	50/60
Споживаний струм	А	1,5
Термін служби	Десяти-секундні цикли	3600000
Матеріал корпусу	-	Анодований алюміній

Перевагами фотополімеризатора OPTILIGHT LD III є простота експлуатації, малі габарити та вага, зручний сучасний корпус. Проте, він не

дозволяє задавати тривалість світіння світлодіода, оскільки має лише одну кнопку для вмикання/вимикання. Тому робота з ним вимагає постійного контролю за часом полімеризації – лікар постійно повинен рахувати десятисекундні інтервали, для отого, щоб перевести пристрій в неактивний режим по закінченню вибраного часу фотополімеризації. Ще одним недоліком є порівняно висока ціна – 340 у.о.

Ще одним аналогом, що має приблизно таку саму ціну (390 у.о.), є фотополімеризатор Megalux Soft-Start виробництва Німеччини [15]. Пристрій Megalux Soft-Start призначається для полімеризації пломбувальних стоматологічних матеріалів будь-яких виробників з функцією “м’якого старту”, яка виключає усадку пломбувального матеріалу.

У режимі “м’якого старту” початкові 10 секунд світловий потік генерується зі зменшеною інтенсивністю, а наступних 30 секунд – з повною. У стандартному режимі можна встановити час полімеризації 20 секунд, 40 секунд або нескінченність (пристрій вимикається кнопкою “старт/стоп”). Як і у фотополімеризаторі OPTILIGHT LD III підтримується функція генерації короткого звукового сигналу через кожні 10 секунд.

Основні технічні характеристики фотополімеризатора Megalux Soft-Start наведені у таблиці 1.2 [15].

Таблиця 1.2 – Основні технічні характеристики фотополімеризатора Megalux Soft-Start

Найменування параметра	Одиниця виміру	Значення
Вихідна потужність випромінювання	мВт/см ²	600/800
Довжина хвилі оптичного випромінювання	нм	470-480
Напруга живлення	В	220

Перевагами фотополімеризатора Megalux Soft-Start наявність функції “м’якого старту”, яка дозволяє зменшити напруження усадки, та підтримка постійної потужності випромінювання при коливаннях напруги в мережі живлення.

До недоліків можна віднести порівняно високу ціну, обмежений діапазон - всього 20 та 40 секунд, для автономного контролю за тривалістю полімеризації та відсутність такої функції у поєднанні з “м’яким стартом”.

Типовим представником бездротових фотополімеризаторів є пристрій ELIPAR FREELIGHT виробництва Німеччини [16]. ELIPAR FREELIGHT являє собою джерело світла для інтераоральної полімеризації стоматологічних матеріалів з діапазоном довжин хвиль 440 - 490 нм фотоініціатора полімеризації.

Апарат складається із зарядного пристрою та бездротового ручного блоку, що працює від акумулятора. Зарядний пристрій має вбудовану область перевірки інтенсивності світла. Джерелом світла в апараті служать світловипромінюючі діоди. Оптимальний набір довжин хвиль 440 - 490 нм для вибраного призначення - наприклад, для застосування матеріалів, що містять камфорохінон - гарантує характеристики полімеризації, аналогічні пристроям з галогенними лампами, але при меншій інтенсивності світла.

Фотополімеризатор ELIPAR FREELIGHT комплектується світловодом з покращеними характеристиками з вихідним отвором діаметром 8 мм. Не допускається застосування світловодів від інших апаратів. Як додаткові можна застосовувати світловод “maxi fiber rod” діаметром 13 мм для більшої площі опромінення, наприклад, при обробки тріщин, і світловод “proxi fiber rod” із крапковим вихідним отвором для важкодоступних областей.

Ручний блок має режим енергозбереження для мінімізації споживання енергії. Цей режим включається, коли ручний блок встановлюється на зарядний пристрій або залишається в неробочому стані приблизно 10 хвилин не на зарядному пристрої. Максимальна потужність споживання зарядним пристроєм в режимі очікування складає 0,75 Вт.

Основні технічні характеристики фотополімеризатора ELIPAR FREELIGHT наведені у таблиці 1.3 [16].

Таблиця 1.3 – Основні технічні характеристики фотополімеризатора ELIPAR FREELIGHT

Найменування параметра	Одиниця виміру	Значення
Вихідна потужність випромінювання	мВт/см ²	400
Довжина хвилі оптичного випромінювання	нм	440-490
Джерело живлення	-	Нікель-металгідридний акумулятор, 4.8 В
Габарити: діаметр довжина	мм	30 285
Вага	г	320

Пристрій має два режими роботи: «Стандартний», що характеризується максимальною інтенсивністю світлового потоку протягом усього періоду опромінення, та «Експонентний», при якому повна інтенсивність світлового потоку досягається за 12 секунд для м'якого початку полімеризації, що зменшує напруги усадки, особливо у великих порожнинах. Перемикання між режимами здійснюється за допомогою перемикача. Варіанти часу опромінення: 10, 20, 30 або 40 секунд у «Стандартному» режимі опромінення, 40 секунд в «Експонентному» [16].

Вибраний режим опромінення та його тривалість відображаються за допомогою п'яти світлодіодів – один синій світлодіод призначений для індикації режиму, чотири інших зеленого кольору світіння – для індикації часу полімеризації. Вибір часу полімеризації задається за допомогою окремої кнопки, кожне натискання на яку збільшує час на 10 с. Вимикання пристрою до закінчення вибраного часу забезпечується короткочасним натисканням на

кнопку “ПУСК”.

Перевагами фотополімеризатора ELIPAR FREELIGHT наявність функції “м’якого старту”, малі габарити та вага, відсутність дротового з’єднання, що у сукупності із малими габаритними розмірами роблять його зручним у користуванні. Підвищена інформативність, яка забезпечується за допомогою індикаторних світлодіодів та звукових сигналів, теж є позитивною рисою розглядуваного пристрою, оскільки зводить до мінімуму відволікання уваги на контроль за часом полімеризації.

До недоліків розглянутого пристрою можна віднести наявність лише одного часового діапазону полімеризації у режимі з плавним наростанням інтенсивності вихідного світлового потоку, менша за порівнянням з безакумуляторними аналогами потужність випромінювання, наявність кількох органів керування, що може виявитися не досить зручними при частій зміні режим роботи та достатньо велика ціна, що дорівнює 720 у.о.

Найбільш близьким до розроблюваного засобу є фотополімеризатор ФПС-01-С російської компанії “ТехноГамма” [17]. Цей полімеризатор не містить світловода. Замість нього у головній частині розміщується наконечник з кількома світлодіодами, які сфокусовані так, що яскраво виражена пляма утворюється в безпосередній близькості від об’єкта полімеризації (матеріалу). Тим самим, вирішується проблема втрат в інтенсивності світлового потоку, оскільки світловий потік, що виходить зі світловода, є розбіжним, і при зміні відстані між світловодом і об’єктом полімеризації інтенсивність випромінювання значно падає.

За допомогою однієї з кнопок таймер встановлюється на одну із шести позицій між 10 і 60 секундами. Вибір часу полімеризації (експозиції) супроводжується коротким звуковим сигналом і відображається на лінійці індикаторних світлодіодів зеленого кольору.

При натисканні на кнопку “ПУСК” (друга кнопка) відбувається вмикання синіх світлодіодів, що знаходяться в голівці наконечника в половину потужності. При цьому користувач може підсвітити область полімеризації і

спозиціонувати пристрій [17].

При відпусканні кнопки “ПУСК” сині світлодіоди виходять на робочий режим відповідно до обраного часу полімеризації, кожних 10 секунд якого супроводжується звуковим сигналом. Закінчення процесу полімеризації супроводжується подвійним звуковим сигналом. Натискання кнопки “ПУСК” під час роботи, дозволяє закінчити полімеризацію, не чекаючи закінчення обраного часу. Після проведеної експозиції обраний час зберігається. Вартість розглянутого пристрою складає біля 120 у.о.

Основні технічні характеристики фотополімеризатора ФПС-01-С наведені у таблиці 1.4 [17].

Таблиця 1.4 – Основні технічні характеристики фотополімеризатора ФПС-01-С

Найменування параметра	Одиниця виміру	Значення
Вихідна потужність випромінювання	мВт/см ²	500
Довжина хвилі оптичного випромінювання	нм	430-500
Діаметр/довжина рукоятки	мм	15/230
Напруга живлення	В	220

Враховуючи кращі характеристики та параметри розглянутих аналогів, сформулюємо основні технічні показники розроблюваного засобу для стоматологічної фотополімеризації та порівняємо його за цими показниками з вибраним аналогом. При порівнянні краще значення показника будемо оцінювати в два бали, гірше – в один. Результати порівняння наведені у таблиці 1.5.

Збільшена потужність вихідного світлового потоку дозволяє скоротити час засвічування кожного шару пломбувального матеріалу, а значить і

загальний час полімеризації. Це дозволить знизити стомлюваність як пацієнта, так і лікаря.

В аналога відсутній режим “м’якого старту”, при якому інтенсивність вихідного світлового потоку наростає поступово, досягаючи максимального значення за кілька секунд. Реалізація цього режиму дозволяє зменшити напруження полімеризації у початкові моменти опромінення, а значить і якість пломбування у цілому.

Наявність у новій розробці функції контролю за потужністю вихідного світлового потоку, покращить процес фотополімеризації при коливаннях зовнішньої напруги. Крім того, контроль за потужністю дозволить розширити номенклатуру джерел живлення, які можна використовувати з розроблюваним фотополімеризатором.

Таблиця 1.5 – Порівняльні характеристики аналога з характеристиками нової розробки

Показник	Аналог	Нова розробка	Відношення параметрів нової розробки/ аналога
Вихідна потужність випромінювання	500 (1 бал)	не менше 700 (2 бали)	2
Наявність “м’якого” старту	Ні (1 бал)	Так (2 бали)	2
Наявність контролю вихідної потужності	Ні (1 бал)	Так (2 бали)	2
Кількість кнопок керування	2 (1 бал)	1 (2 бали)	2
Вартість	3240 грн (1 бал)	Не більше 2500 грн (2 бали)	2

Перехід від двох кнопок керування до однієї виключить можливість

збоїв у роботі, викликаних невірним натисканням кнопок. Останнє може мати місце через те, що під час проведення полімеризації основна увага лікаря зосереджена на виконуваній роботі.

Зменшена вартість зробить нову розробку більш привабливою та доступною для потенційних споживачів.

Висновки до розділу

Результати проведеного аналізу показали, що полімерні композити світлового затвердіння знаходять широке застосування у сучасній стоматології. Це вимагає використання спеціальних технічних засобів для забезпечення потрібних для процесу фотополімеризації умов. Серед існуючих типів фотополімеризаторів найкращі для фотополімеризації характеристики світлового потоку забезпечують засоби, джерелом випромінювання в яких є світлодіод. Поряд із цим залишаються не до кінця вирішеними проблеми забезпечення таких режимів фотополімеризації, які б дозволили знизити вплив полімеризаційної усадки на міцність з'єднання, забезпечити повну полімеризацію композиту у всьому його об'ємі, зменшити вплив суб'єктивних факторів на результат полімеризації.

Отримання ринкових переваг над аналогами може бути досягнуто за рахунок збільшення потужності вихідного світлового потоку, підтримання режиму “м'якого старту” та функції контролю за потужністю світлового потоку, реалізації керування лише від однієї кнопки, зменшення вартості.

2 РОЗРОБКА ЗАСОБУ ДЛЯ СТОМАТОЛОГІЧНОЇ ФОТОПОЛІМЕРИЗАЦІЇ

2.1 Фотополімеризація композитів: аналіз проблем та можливих способів їх усунення

Композитні пломбувальні світлового затвердіння є одним з основних відновлювальних матеріалів в сучасній стоматології. З моменту своєї вони зазнали суттєвої модернізації та якісного розвитку. Спочатку удосконалилися механічні характеристики. Наступним етапом стало покращення оптичних характеристик матеріалу, яке сприяло виникненню естетичної стоматології. Значних успіхів було досягнуто в технології засобів, що забезпечують надійну адгезію композиту з тканинами зуба [10], [18].

Не дивлячись на усі удосконалення складу і характеристик сучасних композитів, не вдалося повністю усунути один з основних недоліків цих матеріалів - усадку полімеризації. Суть цього явища полягає в тому, що затвердіння полімерних матеріалів відбувається в результаті реакції полімеризації, внаслідок чого матеріал переходить з рідкого в твердий стан. При цьому відбувається значна зміна його об'єму внаслідок зменшення відстані між молекулами, і, отже, матеріал стискається. В результаті полімеризаційної усадки виникає напруга (стрес), що передається на стінки порожнини.

Полімеризаційна усадка є основною причиною більшості ускладнень: виникнення післяопераційної чутливості, негерметичність пломби, що призводить до подразнення пульпи, наявність тріщин в емалі, можлива поява вторинного карієсу і т.д. У даний час не існує пломбувального матеріалу, який не піддавався б усадці або, навпаки, дещо не розширювався при полімеризації, тому необхідно застосовувати методики подолання вищезазначених проблем [10].

На силу полімеризаційної усадки впливають модуль еластичності

матеріалу, ступінь наповнення матриці і маса внесеного пломбувального матеріалу. Чим нижче модуль еластичності, тим більше виражена усадка матеріалу. Залежно від ступеня наповнення матриці, усадка змінюється: чим більше вміст неорганічних частинок в композиті, тим менше усадка і навпаки, чим більше насичений композит, тим більше сила напруги, що розвивається при його полімеризації. Чим більше маса композиту, тим більше сила полімеризаційної усадки [18], [19].

Важливо відзначити, що напруга, яка виникає в результаті полімеризаційної усадки, впливає головним чином на емаль, оскільки у неї дуже високий модуль еластичності, тобто вона більш «тендітна», ніж дентин з низьким модулем еластичності. Напруження в області емалі особливо важливі ще й тому, що вони призводять до утворення мікротріщин.

Реакція полімеризації супроводжується виділенням вільних радикалів, які з'єднуються один з одним, утворюючи тривимірну полімерну мережу. У композитах світлового затвердіння вона протікає достатньо швидко. Утворювана при цьому усадка матеріалу має дві фази (рис.2.1). Протягом першої, догелевої фази затвердіння (прегель), композит ще податливий і напруга компенсується за рахунок деформації вільної поверхні пломби. У той момент, коли процес полімеризації перевищить точку G, починається друга фаза - постгелева, при якій будь-яка компенсація вже неможлива. Тому необхідно прагнути продовжити догелеву фазу, причому, найчастіше, за рахунок фази постгелевої [10], [19].

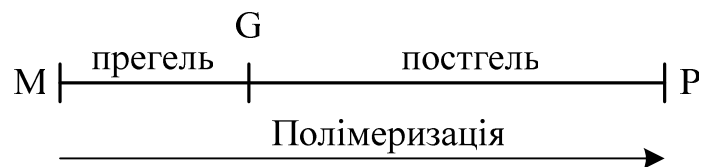


Рисунок 2.1 – Фази полімеризації композита

Існує кілька способів, які контролюють полімеризаційну усадку або зменшують її настільки, щоб напруга, що виникає, не перевищувало б силу

з'єднання пломби з тканинами зуба [19]. Одним з найпростіших і розповсюджених прийомів зменшення негативних наслідків полімеризаційної усадки композиту світлового твердіння є пошарове внесення з пошаровою полімеризацією. Оптимальна товщина порції композиційного матеріалу - 1,5 - 2 мм. При цьому товщина першої порції його повинна бути приблизно 0,5 мм.

З огляду на те, що усадка композиту світлового затвердіння відбувається у бік джерела світла, був розроблений метод спрямованої полімеризації, при якому внесення матеріалу в порожнину і затвердіння кожної порції здійснюють в заданому напрямку з урахуванням напрямку усадки і можливості її подальшої компенсації. Спочатку, протягом перших 10 - 15 с опромінення, світловий пучок полімеризації направляється на матеріал через емаль або ріжучий край. За цей час відбувається основна полімеризаційна усадка порції. Потім світловод розташовують на мінімально можливій відстані перпендикулярно поверхні композиту. Така методика дозволяє зменшити усадку полімеризації, поліпшити крайове прилягання, оскільки кожний наступний шар заповнює тріщини, що утворюються при затвердінні попереднього шару [20].

Іншим методом боротьби з полімеризаційною усадкою є застосування в якості початкового «амортизувального» шару текучих і самотвердіючих композитів. Така тактика пов'язана з тим, що сила, яка розвивається при усадці, залежить від модуля еластичності матеріалу. Чим нижче модуль еластичності, тим більша сила усадки. Текучі композити володіють великим модулем еластичності, тому, незважаючи на значну усадку полімеризації, напруга на стінки порожнини при затвердінні матеріалу, є мінімальною. Виходячи з цього, в якості початкового шару застосовують високоеластичні композити, завдяки чому зменшується вплив сили усадки на стінки порожнини.

Розглянуті підходи, пов'язані в основному з методиками формування пломби, а тому є не зовсім вдалим та ефективним, оскільки зменшення роблять вплив полімеризаційної усадки залежним від суб'єктивних факторів,

зокрема, від професійних навиків та вмінь лікаря-стоматолога . Виходячи з цього, кращими є підходи, при яких вплив полімеризаційної усадки зменшується за рахунок різних методик керування світловим потоком, реалізуючи їх функціональну підтримку в технічних засобах. Наслідки світлової полімеризації крім хімічних та фізичних параметрів самих композитів залежать від довжини хвилі світлового потоку, швидкості полімеризації, тривалості догелевої фази і т. п. Керуючи цими факторами (контрольована світлова полімеризація), можливо продовжити догелеву фазу полімеризації, а тим самим значно знизити негативні впливи полімеризаційної усадки. У даний час це робиться кількома способами [18], [19]:

1. Використанням «м'якого старту» (Soft-start polymerization), при якому інтенсивність світлового потоку спочатку дуже низькою ($100-150 \text{ мВт/см}^2$), але поступово збільшується до величини у $700-800 \text{ мВт/см}^2$. При цьому збільшення інтенсивності випромінювання до максимальної величини може бути швидким, поступовим та продовженим. Під час першого, «м'якого» етапу полімеризації відбувається значна частина хімічної реакції і усадки. Однак на цій стадії, до досягнення «гелевої точки», матеріал ще зберігає текучу консистенцію. Усадка до моменту досягнення «точки гелю» компенсується за рахунок в'язкості і залишкової плинності матеріалу. Напруження, що виникають за рахунок полімеризаційної усадки, на цьому етапі також значно знижені. Під час другого етапу фотополімеризації, коли використовується повна інтенсивність світлового потоку, відбувається повне затвердіння матеріалу.

2. Трансдентальним освітленням (через тканини зубу) в якості першого етапу полімеризації. При цьому інтенсивність випромінюваного світла після проходження ним зубних тканин кілька слабшає. Якщо світловод привести в безпосередній контакт з емаллю (з тильної або бічної сторін порожнини), то тканини зуба, завдяки своїм оптичним властивостям і структурованості емалі, стануть провідниками світла, залишаючи у відносній тіні поверхню композиту. При цьому, полімеризація композиту, що має контакт з адгезивом,

буде ефективно ініційована у першу чергу Трансдентальна полімеризація проводиться не більше 20 секунд, щоб уникнути перегріву пульпи (при використанні світлодіодної лампи рекомендація знімається).

3. Пульсуючою/віддаленою світлополімеризацією, яка також розрахована на відстрочку досягнення композитом «точки гелю» (імпульсне затвердіння з відстрочкою). При проведенні техніки пульсуючої/віддаленої світлополімеризації передбачені різні режими світлоопромінення. Спочатку матеріал протягом 3 секунд опромінюють світлом в 1/3 необхідної потужності (200 мВт/см^2), тобто матеріал на першому етапі отримує приблизно 10% світлової енергії, необхідної для затвердіння. Така кількість енергії «запускає» реакцію полімеризації, забезпечує достатню для обробки міцність поверхневого шару матеріалу, але в той же час композит не досягає «точки гелю», зберігаючи залишкову текучість. Далі йде «темний» і розслаблюючий період. Він триває 3-5 хвилин. Протягом цього часу за рахунок в'язкості і залишкової текучості матеріалу відбувається компенсація напружень, що виникають у результаті полімеризаційної усадки. На цьому етапі поверхню пломби шліфують і полірують. Потім проводять остаточну полімеризацію світловим потоком повної потужності (600 мВт/см^2) протягом часу, рекомендованого фірмою-виробником пломбувального матеріалу.

Техніку пульсуючої/віддаленої світлополімеризації застосовують в основному при отвердінні поверхневого шару пломби, яка має контакт з емаллю зуба. Це пояснюється тим, що саме на кордоні композит/емаль в результаті полімеризаційної усадки при «стандартній» техніці полімеризації зазвичай виникають напруги, які можуть призвести до розтріскування емалі, пломбувального матеріалу або руйнування шару адгезиву.

Як впливає з проведеного аналізу жоден з існуючих підходів не дозволяє позбавитися полімеризаційної усадки композиту. Дійсно, причиною усадки є зменшення відстані між молекулами полімеру, а тому можливо лише знизити її негативний вплив. У розглянутих підходах ступінь цього впливу напряму пов'язаний з розміром порції полімеру, що піддається полімеризації, а

точніше, з товщиною шару цієї порції. Одномоментність полімеризації всієї маси, навіть із застосуванням усіх зазначених підходів, не вирішує у повній мірі проблем полімеризаційної усадки, внаслідок того, що інтенсивність світлового потоку через поглинання швидко спадає всередині композиту за напрямом розповсюдження світла. Тому верхні шари полімеризуються раніше внутрішніх. Це означає, що усадка відбувається у бік верхніх шарів пломби. Крім того, оскільки світловий потік, що виходить зі світловода, є розбіжним, на цей процес впливає зміна відстані між світловодом і об'єктом полімеризації.

Для вирішення зазначених проблем у даній магістерській роботі для проведення полімеризації пропонується використовувати сфокусовані пучки світлового випромінювання. По-перше, сфокусований пучок має набагато більшу проникаючу здатність, ніж розсіяне випромінювання. Тому зона активної полімеризації буде знаходитися у нижніх шарах, розташованих біля контакту композит-зубна тканина. Тим самим основний вектор усадки, буде спрямований від поверхні у бік зони контакту, що знижує імовірність відриву пломби.

По-друге, кілька сфокусованих пучків за порівнянням з одним розширює зону полімеризації. Крім того, у композиті за рахунок перекривання цих пучків будуть формуватися зони з різною інтенсивністю полімеризації, а значить з різним ступенем еластичності. Ті зони де інтенсивність світла буде меншою, еластичний стан матеріалу буде зберігатися довше, а тому такі зони за рахунок різниці модуля еластичності будуть відігравати роль буфера для поглинання усадки композиту в зонах, де інтенсивність світлового потоку більша. У результаті, за рахунок «дезорієнтації» основного вектору усадки знижується загальна усадка композиту.

У результаті поглинання оптичного випромінювання речовиною його інтенсивність зменшується відповідно до закону Бугера-Ламберта-Бара [21]:

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha(\lambda) \cdot x}, \quad (2.1)$$

де I_0 – інтенсивність випромінювання, що потрапляє у середовище;

I – інтенсивність випромінювання, після проходження шляху x у середовищі;

$\alpha(\lambda)$ – коефіцієнт поглинання середовища на довжині хвилі λ .

Нехай у результаті фокусування площа перетину світлового пучка змінюється за законом $S(x)$. Тоді для щільності світлового потоку відповідно до виразу (2.1) можна записати:

$$J(x) = \frac{I_0}{S(x)} \cdot e^{-\alpha(\lambda) \cdot x}, \quad (2.2)$$

Позначимо площу перетину світлового пучка на поверхні полімеру через S_0 , тобто $S(0) = S_0$. Тоді щільність інтенсивності пучка на поверхні полімеру складе:

$$J(0) = \frac{I_0}{S_0}. \quad (2.3)$$

Для того, щоб щільність інтенсивності світлового пучка всередині полімеру на відстані x від його поверхні не була меншою за щільність інтенсивності при $x = 0$, площа його перетину повинна змінитися так, щоб виконувалася нерівність:

$$J(x) \geq \frac{I_0}{S_0}, \quad (2.4)$$

Тоді з врахуванням (2.2) отримаємо:

$$\frac{I_0}{S(x)} \cdot e^{-\alpha(\lambda) \cdot x} \geq \frac{I_0}{S_0}, \quad (2.5)$$

звідки

$$S(x) \leq S_0 \cdot e^{-\alpha(\lambda) \cdot x} . \quad (2.6)$$

Перетином пучка є коло, тоді вираз (2.6) можна записати у вигляді:

$$\pi R^2(x) \leq \pi R_0^2 \cdot e^{-\alpha(\lambda) \cdot x} .$$

або

$$R^2(x) \leq R_0^2 \cdot e^{-\alpha(\lambda) \cdot x} . \quad (2.7)$$

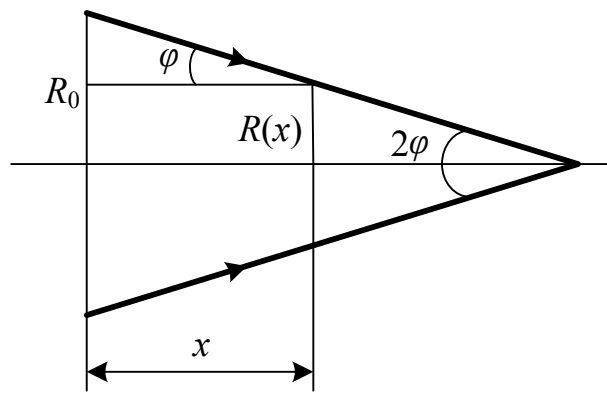


Рисунок 2.2 – Конічний пучок променів

Якщо сфокусований пучок розглядати як конічний з кутом φ при вершині (рис. 2.2), то його радіус змінюється відповідно до рівності:

$$R(x) = R_0 - x \cdot \operatorname{tg} \varphi . \quad (2.8)$$

Тоді:

$$R(x)^2 = (R_0 - x \cdot \operatorname{tg} \varphi)^2 = R_0^2 - 2R_0 x \operatorname{tg} \varphi + x^2 \operatorname{tg}^2 \varphi . \quad (2.9)$$

З врахуванням виразу (2.9) нерівність (2.7) набуде вигляду:

$$R_0^2 - 2R_0 x \operatorname{tg} \varphi + x^2 \operatorname{tg}^2 \varphi \leq R_0^2 \cdot e^{-\alpha(\lambda) \cdot x} . \quad (2.10)$$

Оскільки стоїть задача знайти кут φ , при якому буде виконуватися умова (2.4), перепишемо нерівність (2.10) у вигляді:

$$x^2 \operatorname{tg}^2 \varphi - 2R_0 x \operatorname{tg} \varphi + R_0^2 (1 - e^{-\alpha(\lambda) \cdot x}) \leq 0. \quad (2.11)$$

Дискримінант квадратного рівняння, що знаходиться у лівій частині нерівності (2.11), дорівнює:

$$D = \sqrt{4R_0^2 x^2 - 4x^2 R_0^2 (1 - e^{-\alpha(\lambda) \cdot x})} = 2R_0 x e^{-0,5\alpha(\lambda) \cdot x}. \quad (2.12)$$

Корені квадратного рівняння:

$$\operatorname{tg} \varphi_1 = \frac{2R_0 x - 2R_0 x e^{-0,5\alpha(\lambda) \cdot x}}{2x^2} = R_0 \cdot \frac{(1 - e^{-0,5\alpha(\lambda) \cdot x})}{x}. \quad (2.13)$$

$$\operatorname{tg} \varphi_2 = \frac{2R_0 x + 2R_0 x e^{-0,5\alpha(\lambda) \cdot x}}{2x^2} = R_0 \cdot \frac{(1 + e^{-0,5\alpha(\lambda) \cdot x})}{x}. \quad (2.14)$$

Отже розв'язком нерівності (2.11) є:

$$R_0 \cdot \frac{(1 - e^{-0,5\alpha(\lambda) \cdot x})}{x} \leq \operatorname{tg} \varphi \leq R_0 \cdot \frac{(1 + e^{-0,5\alpha(\lambda) \cdot x})}{x}. \quad (2.15)$$

Звідки для кута фокусування φ отримаємо:

$$\operatorname{arctg} \left[R_0 \cdot \frac{(1 - e^{-0,5\alpha(\lambda) \cdot x})}{x} \right] \leq \varphi \leq \operatorname{arctg} \left[R_0 \cdot \frac{(1 + e^{-0,5\alpha(\lambda) \cdot x})}{x} \right]. \quad (2.16)$$

Коефіцієнт поглинання камфорохінона $\alpha(\lambda)$ на довжині хвилі 470 нм складає $0,47 \text{ мм}^{-1}$ [22]. Приймавши радіус пучка на поверхні фотополімеру $R_0 = 1 \text{ мм}$ за допомогою пакету MathCAD були отримані залежності від

відстані x значень мінімальної та максимальної меж для кута фокусування φ , (рис. 2.3).

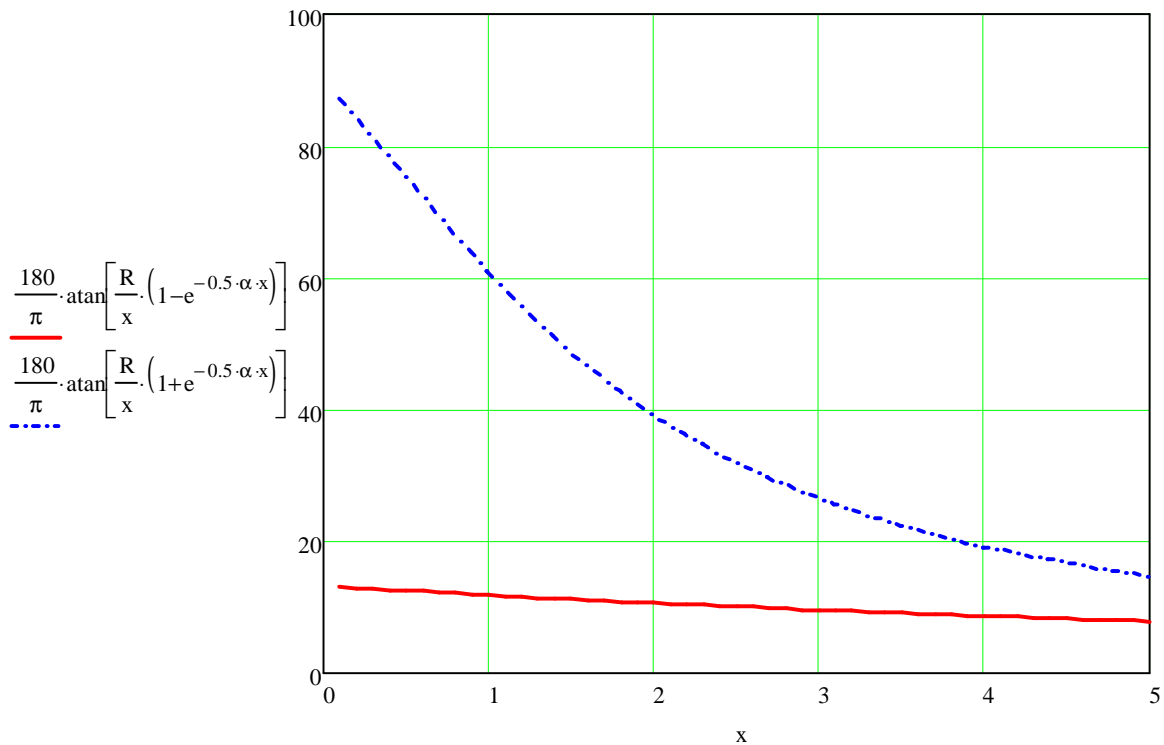


Рисунок 2.3 – Залежності від x значень мінімальної та максимальної меж для кута фокусування φ , при яких щільність світлового потоку всередині композиту не знижується

На підставі нерівності (2.16) з отриманих залежностей витікає, що щільність світлового потоку всередині композиту не буде зменшуватися, що математично представлено умовою (2.4), при куті фокусування $\varphi = 15^\circ$.

2.2 Визначення структурної побудови засобу для стоматологічної фотополімеризації

Метою магістерської роботи є покращення функціональних характеристик засобу для стоматологічної фотополімеризації. Як було зазначено у попередньому підрозділі це можна досягти, якщо проводити полімеризацію з використанням сфокусованих пучків променів.

Додатково функціональні характеристики розглядуваного засобу можна покращити за рахунок контролю за потужністю вихідного світлового потоку з метою забезпечення постійного рівня інтенсивності світлового випромінювання в умовах коливаннях напруги живлення та зовнішньої температури. Оскільки потужність світлового випромінювання світлодіода визначається струмом, що протікає через світлодіод, забезпечити постійність потужності можна за рахунок стабілізації прямого струму світлодіода. З врахуванням того, що світлодіоди мають деякий розкид в параметрах, та те, що у початковий момент вмикання фотополімеризатора, інтенсивність світлового потоку повинна наростати поступово, варіант з простою стабілізацією для даної розробки не підходить.

Для того, щоб керувати світловою потужністю та здійснювати контроль за її значенням, необхідно вимірювати струм, що протікає крізь світлодіод, та змінювати його значення в залежності від результатів вимірювання. Прямий струм світлодіода експоненціально залежить від прикладеної напруги. При цьому при незначних струмах залежність між світловіддачею світлодіода та його прямим струмом є майже лінійною. При наближенні струму до максимально допустимого, температура кристалу світлодіода підвищується, а світловіддача зменшується [23], [24]. Тому ефективне керування світловим потоком світлодіода можна досягти лише в лінійній області його випромінювальної характеристики.

Для керування середньою інтенсивністю випромінювання світлодіода можна застосовувати широтно-імпульсну або амплітудну модуляцію. При широтно-імпульсній модуляції потужність світлового потоку визначається тривалістю збуджуючих імпульсів імпульсного сигналу постійної амплітуди та частоти. Якщо цю послідовність імпульсів перетворити у постійну напругу, то її середнє значення буде визначатися скважністю імпульсів. Чим більша тривалість імпульсів, тим більше значення середньої напруги. Таким чином, середнє значення потужності світлового потоку, що випромінюється світлодіодом, буде визначатися виразом:

$$P_{сер} = P \cdot \frac{\tau}{T}, \quad (2.17)$$

де P – світлова потужність, яка випромінюється світлодіодом при прикладанні до нього постійної напруги U ;

τ – тривалість імпульсів;

T – період імпульсів.

При амплітудній модуляції потужність світлового потоку змінюється за рахунок зміни напруги на світлодіоді. Враховуючи ці два способи приходимо до двох можливих варіантів побудови розроблюваного фотополімеризатора - з широтно-імпульсним та амплітудно-імпульсним керуванням світлової потужності.

Кількість основних функціональних елементів при обох варіантах є однаковою. А саме, і в першому і в другому варіантах для реалізації функцій, що повинен підтримувати фотополімеризатор, він повинен містити блок керування, випромінювач (світлодіод), блок індикації. Визначення значення струму світлодіода та формування керуючих сигналів, які визначають цей струм, можна покласти на блок керування, який може бути побудований на мікроконтролері. У результаті, схема фотополімеризатора повинна бути доповнена перетворювачем струм-напруга та аналого-цифровим перетворювачем, за допомогою яких значення струму, що протікає крізь світлодіод, перетворюється у двійкове число, яке може бути проаналізоване у блоці керування.

У першому варіанті, при якому керування потужністю випромінювання світлодіода здійснюється за допомогою широтно-імпульсної модуляції, використовувати інші функціональні елементи не потрібно. При другому варіанті, коли для керування використовується амплітудна модуляція, схема фотополімеризатора повинна бути доповнена цифро-аналоговим перетворювачем, за допомогою якого буде формуватися напруга на світлодіоді. Блок керування видає цифровий еквівалент необхідного значення

напруги, а цифро-аналоговий перетворювач перетворює його в аналогову напругу, що прикладається до світлодіода. У результаті кількість функціональних блоків буде більшою. Не маючи ніяких переваг з точки зору керування потужністю випромінювання, другий варіант веде до збільшення вартості та габаритів пристрою. Останнє є неприйнятним, оскільки для розроблюваного пристрою, який з точки зору ергономічних вимог повинен бути як можна більш компактним, габаритні розміри друкованої плати є дуже критичними. Виходячи з цього, в розроблюваному фотополімеризаторі для керування вихідною світловою потужністю будемо використовувати широтно-імпульсну модуляцію.

Наступним кроком до визначення структурної побудови засобу для стоматологічної полімеризації є визначення можливих функціональних режимів, в яких він може перебувати. Вибір режимів залежить від набору органів керування пристроєм. Оскільки при визначенні технічних вимог до розроблюваного фотополімеризатора (табл. 1.5) було вирішено керувати його роботою за допомогою лише однієї кнопки, таких режимів можна виділити чотири.

Перший режим – це режим очікування. В цей режим фотополімеризатор переходить при підключенні до напруги живлення. В режимі очікування режимі, в якому фотополімеризатор може перебувати нескінченно довго, світлодіод є вимкненим. Ніяких дій чи налаштувань у цьому режимі не передбачаємо.

Наступним режимом є режим налаштування. У цей режим, в якому світлодіод також залишається вимкненим, пристрій переходить з режиму очікування за натисканням на кнопку. Режим налаштування буде використовуватися для встановлення часу полімеризації. Аналізуючи характеристики аналогів, приймаємо, що час полімеризації буде вибиратися з діапазону від 10 с до 1 хв з кроком рівним 10 с. Оскільки пристрій керується однією кнопкою, вибір часу полімеризації буде здійснюватися за допомогою послідовних натискань кнопки. Кожне натискання збільшує час полімеризації

на 10 с. При досягненні значення у 60 с, чергове натискання на кнопку встановлює час 10 с.

Наступним режимом є режим готовності. У цьому режимі світлодіод також вимкнений, але фотополімеризатор готовий до його вмикання. В режим готовності фотополімеризатор переходить автоматично з режиму налаштування. Такий перехід можна реалізувати за рахунок використання часової затримки, якою будемо вимірювати час «неактивності» в режимі налаштування. Іншими словами, режим налаштування передбачає вибір часу полімеризації шляхом послідовного багаторазового натискання на кнопку. Якщо протягом деякого часу, наприклад, більшого за 0,5 с, натискань не здійснюється, то вважається, що час полімеризації вибраний. Тобто, якщо в режимі налаштування після останнього натискання на кнопку минуло 0,5 с, фотополімеризатор переходить в режим готовності. Передбачимо можливість повернення фотополімеризатора з режиму готовності в режим встановлення за подвійним натисканням кнопки.

Останнім режимом, в якому може перебувати фотополімеризатор, є активний режим. В цьому режимі світлодіод увімкнений. В активний режим фотополімеризатор буде переводитися з режиму готовності при одиночному натисканні на кнопку. З активного режиму пристрій автоматично повертається у режим готовності після того, як вибраний час полімеризації сплине. Крім того, передбачимо можливість перервати процес фотополімеризації, тобто передбачимо вихід з активного режиму в режим готовності за одиночним натисканням кнопки.

Для того, щоб лікар-стоматолог міг визначати в якому режимі перебуває фотополімеризатор та який час полімеризації встановлений, необхідно передбачити елементи індикації.

З врахуванням усього викладеного вище приходимо до структурної схеми засобу для стоматологічної фотополімеризації, яка наведена у додатку Б. Основними структурними блоками розглядуваного засобу є: блок керування, формувач світлового випромінювання, таймер, блок індикації,

перетворювач струм-напруга, аналого-цифровий перетворювач (АЦП) та формувач світлового потоку.

Блок керування є основним функціональним блоком, який забезпечує функціонування фотополімеризатора і реалізацію усіх його функціональних можливостей. Блок керування функціонально пов'язаний з усіма іншими блоками. Управління засобом буде здійснюватися за допомогою однієї кнопки. У цьому випадку інформативним параметром буде послідовність натискань. Обробляючи чергове натискання на кнопку, блок керування переводить засіб в той чи інший режим роботи, змінює вміст таймера, ініціалізує зміни у блоці індикації.

Іншими вхідними сигналами блоку керування є сигнали, що надходять з аналого-цифрового перетворювача. За цими сигналами блок керування за допомогою широтно-імпульсної модуляції впливає на значення оптичної потужності, що генерується формувачем світлового випромінювання.

При вмиканні напруги живлення блок керування переводить засіб для фотополімеризації у режим очікування. У цьому режимі він буде перебувати доки, не буде натиснута кнопка. За натисканням кнопки блок керування переводить засіб у режим налаштування. При цьому таймер, за допомогою якого ведеться відлік часу полімеризації, встановлюється у початкове значення, що дорівнює 10 с. За кожним наступним натисканням на кнопку блок керування збільшує значення таймера на 10 с. Після шести послідовних натискань вміст таймера повертається до початкового. Якщо після останнього натискання на кнопку вона перебуває у стані „відпущено” протягом 0,5 с, блок керування переводить засіб для фотополімеризації у режим готовності.

Визначення режиму, в якому перебуває фотополімеризатор у поточний момент часу, та відображення вибраного часу полімеризації здійснюється за допомогою блоку індикації. Управління блоком індикації здійснюється за сигналами, що формуються блоком керування. Для індикації режиму, в якому перебуває фотополімеризатор, можна використати світлодіоди, для відображення часу полімеризації – індикаторний пристрій або лінійку

світлодіодів. Оскільки час полімеризації може змінюватися в діапазоні від 10 с до 60 с, для його відображення достатньо використати 2 семисегментні індикатори. З одного боку це просте рішення, яке дає змогу доступно подавати інформацію про час полімеризації. З іншого боку, для того, щоб інформація, яка відображається на індикаторі, гарно сприймалася, висота символів має бути не меншою за 7 мм. Ця вимога збільшує габаритні розміри пристрою, що не є доцільним.

Оскільки час полімеризації встановлюється дискретно з кроком 10 с, іншим підходом для його відображення може бути використання лінійки з 6 світлодіодів. У цьому випадку вибраний час полімеризації буде відображатися кількістю світлодіодів, що перебувають у стані світіння. Такий підхід за порівнянням використанням двох семи сегментних індикаторів характеризується меншою вартістю та не веде до збільшення габаритів пристрою, а тому є більш доцільним. Тому у розглядуваному засобі для стоматологічної фотополімеризації для відображення часу полімеризації будемо використовувати 6 світлодіодів.

Для підвищення інформативності при роботі із засобом, під якою будемо розуміти індикацію того, що він реагує на натискання кнопки, та інформування лікаря, що встановлений час полімеризації сплинув, крім світлової застосуємо звукову індикацію. З врахуванням викладеного вище приходимо до такого варіанта реалізації блока індикації, при якому він містить шість світлодіодів та малогабаритний динамік. Один зі світлодіодів доцільно вибрати з двома кольорами світіння, наприклад, червоним та зеленим, решту – з одним, наприклад, зеленим. Відповідно до цього індикація буде здійснюватися таким чином. За допомогою двокольорового світлодіода буде відображати режим, в якому перебуває фотополімеризатор: очікування або налаштування. У режимі очікування в активному стані буде перебувати лише цей світлодіод. При цьому колір його світіння буде червоним.

При виході із режиму очікування блок керування сформує сигнали, які змінять колір світіння цього світлодіода із червоного на зелений. Одночасно це

буде означати, що таймер, який буде визначати час полімеризації, встановлений на 10с. За кожним наступним натисканням на кнопку з інтервалом не більшим за 0,5 с, блок керування буде забезпечувати активізацію чергового світлодіода. Таким чином, кількість світлодіодів, що будуть перебувати в режимі генерації випромінювання при вході у режим готовності, буде відповідати часу полімеризації, вираженому в десятках секунд. Крім управління світлодіодами блок керування за кожним натисканням на кнопку повинен формувати сигнал керування на вході малогабаритного динаміка для подачі короткочасного звукового сигналу. При переводі засобу для фотополімеризації у режим готовності блок керування повинен забезпечувати формування звукового сигналу збільшеної тривалості.

У процесі готовності засіб для фотополімеризації перебуває доти, доки не буде натиснута кнопка. При натисканні кнопки блок керування переводить засіб в активний режим, в якому формувач світлового випромінювання перебуває в режимі генерації вихідного оптичного сигналу. Основним елементом формувача світлового випромінювання буд потужний світлодіод синього кольору світіння. На генерацію максимальної потужності вихідного світлового випромінювання світлодіод буде виводитися блоком керування поступово, за час, що дорівнює 4 - 6с. Як було відзначено у першому розділі це забезпечить зменшення механічних напружень усадки в полімеризованому матеріалі.

В активному режимі засобу для фотополімеризації буде перебувати час, який визначається таймером. Після кожних десяти секунд перебування фотополімеризатора в активному режимі, блоком керування формуються сигнали, які забезпечать вимикання чергового світлодіода та формування короткого звукового сигналу у блоці світлової та звукової індикації. Це дозволить легко контролювати час, який залишається до кінця полімеризації.

По закінченню процесу полімеризації, коли весь установлений у таймері час сплинув, блок керування переведе засобу для фотополімеризації у режим готовності. При цьому він відновить вміст таймера та стан світлодіодів у блоці

індикації з одночасним формуванням звукового сигналу збільшеної тривалості. Як і в деяких з розглянутих у першому розділі аналогів, у розглядуваному засобі для стоматологічної фотополімеризації передбачимо можливість закінчення полімеризації, не очікуючи кінця часового інтервалу, що заданий у таймері. Як було зазначено вище, передчасний вихід з активного режиму буде здійснюватися при натисканні на кнопку.

Потужність вихідного оптичного випромінювання, яке використовується для полімеризації, залежить від струму, що протікає через світлодіод. Для контролю за потужністю світлового випромінювання у схему фотополімеризатора введені перетворювач струм-напруга та аналого-цифровий перетворювач. За допомогою цих двох функціональних блоків блок керування може отримати цифрове значення струму, що тече через світлодіод. Для цього двійкове число, яке формується на виходах АЦП, треба перетворити у відповідності з передавальною функцією перетворювача струм-напруга, яку у загальному випадку можна представити таким виразом:

$$U = H(I), \quad (2.18)$$

де I – значення струму;

H – передавальна функція перетворювача струм-напруга;

U – значення напруги, яке зчитується з виходів АЦП;

На підставі виконаних перетворень, що описуються виразом (2.18), блок керування отримує інформацію про значення струму світлодіода, а значить і про потужність вихідного оптичного сигналу. Оскільки параметри світлодіодів сильно залежать від температури, а самі використовувані світлодіоди можуть мати деякий розкид в параметрах, ця інформація може бути використана для забезпечення стабільної інтенсивності вихідного випромінювання, незалежної ні від температури, ні від розкиду в параметрах елементної бази.

Крім того, що керування струмом, який протікає через світлодіод, забезпечить гарну повторюваність параметрів вихідного світлового потоку

вироблених фотополімеризаторів та їх незалежність від температури, воно ще дозволить легко здійснювати плавне зростання потужності світлового випромінювання при переводі пристрою в режим полімеризації. При цьому тривалість і закон виходу на максимальну потужність можуть легко змінюватися.

Керування потужністю випромінювання світлодіода здійснюється за допомогою широтно-імпульсної модуляції відповідно до виразу (2.17). Основна проблема застосування широтно-імпульсної модуляції полягає в тому, що світлодіод працює в імпульсному режимі, а значить світловий потік, що формується ним, не є безперервним. Якщо мерехтіння світлодіода будуть помітними, це негативно впливатимемо на зір лікаря, викликаючи швидку втоми. Для запобігання цьому частота імпульсного сигналу керування світлодіодом не повинна бути меншою за критичну частоту мерехтіння для людського ока, яка складає 50 Гц. Для усунення мерехтіння навіть при великій сквапності імпульсів, яка потрібна для формування світлового сигналу малої світлової потужності на початку активного режиму, частота ШІМ повинна бути набагато більшою за 50 Гц.. Прийmemo, що частота імпульсного сигналу, який формується блоком керування на формувачі світлового випромінювання, буде складати не менше 200 Гц.

Останнім структурним блоком засобу для стоматологічної фотополімеризації є формувач світлового потоку. Це оптичний блок, за допомогою якого, випромінювання, що формується світлодіодом спрямовується в робочу зону. Для передачі випромінювання у фотополімеризаторах використовуються світловоди. Є два види світловодів: з мультифібри і монофібри [25].

Мультифібровий світловод набагато частіше застосовується і завжди має чорну, коричневу або непрозору поверхню. Ці світловоди мають суттєву перевагу в тому, що світ з'являється тільки на кінці і, отже, немає втрат при його проходженні. Це має величезне значення для галогенних ламп, які завжди розсіюють трохи ультрафіолетового світла, але менш важливо щодо для світлодіодів. Вибір в даному випадку заснований на зручності застосування.

Недоліком мультифібрових світловодів є зниження активної поверхні, оскільки кожна мікрофібра має темну, непровідну поверхню.

У монофібрових світловодів поверхня є прозорою. Їх основна перевага полягає в малих втратах світлової енергії при її передачі через світловод. Проте прозорий світловод світиться, що не зовсім зручно для лікаря. Хоча, як показує досвід, лікарі швидко звикають до такого типу світловодів, а зазначений недолік перетворюється у перевагу – світловод освітлює внутрішню поверхню порожнини рота, внаслідок чого знижується світловий контраст між нею та зубом [25].

Як правило у світлодіодів майже відсутня спрямованість випромінювання. Типове значення кута, в якому розповсюджується випромінювання світлодіода, лежить в діапазоні від 90° до 140° . Для того, щоб у світловод потрапило майже усе випромінювання світлодіода з мінімальними втратами, між світлодіодом та світловодом треба розташувати додатковий оптичний елемент. Відповідно до цього, блок формувача світлового потоку крім світловода буде містити оптичний компонент, який забезпечить введення випромінювання світлодіода у світловод. Для формування кількох сфокусованих пучків променів вихідний торець світловода буде виконаний у вигляді сукупності мікролінз.

2.3 Розробка функціональної схеми засобу для стоматологічної фотополімеризації

Розробку функціональної схеми засобу для стоматологічної фотополімеризації розпочнемо з аналізу можливої реалізації блоків структурної схеми. Одним з основних блоків розроблюваного засобу є блок формувача світлового випромінювання. Саме цей блок визначає можливість виконання фотополімеризатором своєї головної функції – полімеризації фоточутливих композитів. Основним елементом формувача світлового

випромінювання є потужний світлодіод синього спектру випромінювання. Основним критеріями вибору світлодіода є довжина хвилі оптичного випромінювання та випромінювана потужність.

Як було зазначено у підрозділі 1.1 ініціатором полімеризації світлочувливих композитів є камфорохінон, спектр поглинання якого лежить в діапазоні від 400 до 500 нм Згідно вимог, сформульованих у підрозділі 1.4, довжина хвилі випромінювання світлодіода повинна лежати в діапазоні 440 – 470 нм, а потужність випромінювання не повинна бути меншою за 700 мВт/м². Цим критеріям задовольняє світлодіод LXHL-LR5C, основні характеристики якого наведені у таблиці 2.1 [26].

Таблиця 2.1 – Основні характеристики світлодіода LXHL-LR5C

Параметр	Значення
Середня потужність оптичного випромінювання, мВт	700
Спектр випромінювання, нм	440-470
Кут розходження випромінювання, °	120
Середнє значення постійного прямого струму, мА	700
Середнє значення прямої напруги, В	6,8
Максимальний імпульсний струм, мА	1000

Для керування потужним світлодіодом треба використати підсилювальний каскад, який забезпечить формування номінального струму світлодіода. Оскільки у розроблюваному пристрої до формувача світлового випромінювання не висуваються будь які особливі вимоги, керування світлодіодом можна здійснювати звичайним ключовим каскадом на транзисторі. Типові схеми вмикання світлодіодів у кола транзисторних ключових каскадів представлені на рис. 2.4 [24].

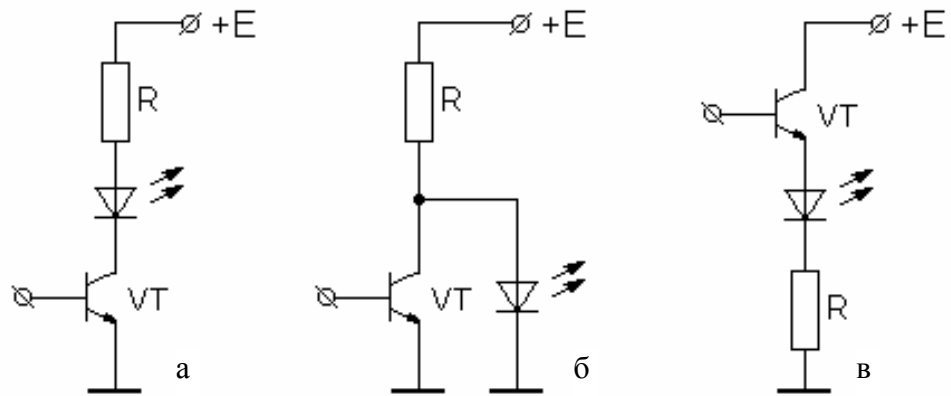


Рисунок 2.4 – Варіанти включення світлодіодів у транзисторних ключових каскадів

В схемі на рис. 2.4 а, в вмикання світлодіодів відбувається при прикладанні позитивної напруги до бази транзистора. При цьому схема на рис. 2.4 в працює як стабілізатор струму, зменшуючи коливання струму світлодіода викликані зовнішніми факторами.

В схемі на рис. 2.4 б вмикання світлодіода відбувається при нульовій чи негативній напрузі на базі транзистора, а вимикання – при позитивній. При цьому надійне вимикання світлодіода забезпечується лише за умови, що падіння напруги на відкритому транзисторі є меншим, за пряму напругу на світлодіоді. На відміну від схем на рис 2.4 а, в, у схемі на рис. 2.4 б статичні параметри транзистора та світлодіода слабо пов'язані між собою [24].

Оскільки світлодіод, що формує вихідний світловий потік фотополімеризатора, є потужним, для керування цим світлодіодом краще використати польовий транзистор. Опір польового транзистора у відкритому стані значно менший за опір біполярного транзистора, що суттєво зменшує теплові втрати на транзисторі, а значить зменшує нагрівання приладу та необхідність використання радіатора. Крім того вхідний опір польового транзистора прямує до нескінченності, що зменшує споживану потужність по входу керування. Типова схема керування світлодіодом за допомогою польового транзистора збігається за схемою, що наведена на рис. 2.4 а.

Основним критерієм при виборі транзистора є струм стока, який не

повинен бути меншим за струм світлодіода, тобто за 700 мА. Цьому критерию задовольняє польовий транзистор IPD50R3K0CE, основні параметри якого наведені у таблиці 2.2 [27].

Таблиця 2.2 – Основні характеристики транзистора IPD50R3K0CE

Параметр	Значення
Безперервний струм стока, А	1,7
Постійна напруга сток-виток, В	30
Порогова напруга, В	3
Максимальний опір у відкритому стані, Ом	3
Вхідна ємність, пФ	80
Вихідна ємність, пФ	7

Як світлодіоди будемо використовувати один двокольоровий світлодіод з червоним та зеленим кольорами світіння та п'ять світлодіодів із зеленим кольором світіння. Основними критеріями при виборі світлодіодів є їх вартість, прямий робочий струм та мініатюрність. Для отримання можливості прямого керування світлодіодами з виводів мікроконтролера, сумарний струм шести світлодіодів не повинен перевищувати 40 мА, тобто прямий струм кожного світлодіода повинен складати $40/6 = 6,7$ (мА). Для забезпечення умов мінімізації розмірів пристрою, будемо вибирати світлодіоди з діаметром лінзи у 3 мм. Враховуючи викладене вище, як двокольоровий світлодіод вибираємо світлодіод L-937EGW, а як світлодіоди зеленого кольору світіння – світлодіод L-132XGD.

Наступним головним блоком засобу для стоматологічної фотополімеризації є блок керування. Цей блок доцільно реалізовувати на мікроконтролері. Найкращими з точки зору співвідношення продуктивність/ціна та складності архітектури є 8-ми розрядні мікроконтролери з RISC архітектурою. Це обумовлено тим, що у RISC-мікроконтролерах переважна більшість команд виконується лише за один такт,

коли у CISC-мікроконтролерів за 1-3 цикли, кожен з яких триває 12 тактів. У результаті продуктивність RISC контролера при однаковій частоті тактового генератора є більшою. Крім того в RISC-мікроконтролерах відмовилися від архітектури з регістром-акумулятором на користь реєстрового файлу, де кожен регістр "сам собі акумулятор", що дозволить більш ефективніше реалізувати алгоритм роботи пристрою [28]. Нарешті, серед RISC-мікроконтролерів є достатньо багато модифікацій, конструктивне виконання яких характеризується малими розмірами, що є немаловажним для даної розробки.

Сьогодні на ринку України найбільш популярними серед розробників мікропроцесорної техніки є 8-розрядні RISC-мікроконтролери PIC та AVR. Перше, що привертає увагу в PIC-контролерах - це простота й ефективність. В основу концепції PIC, єдину для всіх сімейств, що випускаються, була покладена RISC-архітектура із системою простих однослівних команд, застосування убудованої пам'яті програм і даних і мале енергоспоживання.

Система команд базового сімейства PIC165x містить тільки 33 команди. Як не дивно, і це зіграло свою роль у популяризації PIC-контролерів. Усі команди (крім команд переходу) виконуються за один машинний цикл (чи чотири машинних такти) з перекриттям за часом вибірок команд і їхнього виконання, що дозволяє досягти продуктивності до 5 MIPS при тактовій частоті 20 МГц.

AVR-архітектура поєднує потужний гарвардський RISC-процесор з роздільним доступом до пам'яті програм і даних, 32 регістра загального призначення, кожний з яких може працювати як регістр-акумулятор, і розвитку систему команд фіксованої 16-бітної довжини. Більшість команд виконуються за один машинний такт з одночасним виконанням поточної і вибіркою наступної команди, що забезпечує продуктивність до 1 MIPS на кожен МГц тактової частоти.

Тридцять два регістра загального призначення утворюють реєстровий файл швидкого доступу, де кожен регістр прямо зв'язаний з АЛП. За один такт із реєстрового файлу вибираються два операнда, виконується операція, і

результат повертається в реєстровий файл. АЛП підтримує арифметичні і логічні операції з регістрами, між регістром і константою чи безпосередньо з регістром.

Периферія МК AVR включає: таймери-лічильники, широтно-імпульсні модулятори, підтримку зовнішніх переривань, аналогові компаратори, 10-розрядний 8-канальний АЦП, паралельні порти (від 3 до 48 ліній введення і виведення), інтерфейси UART і SPI, сторожовий таймер і пристрій скидання по включенню живлення. Усі ці якості перетворюють AVR-мікроконтролери в могутній інструмент для побудови сучасних, високопродуктивних і економічних контролерів різного призначення.

З проведеного аналізу витікає, що мікроконтролери AVR є більш потужними і простішими в програмуванні. Тому зупинимося на мікроконтролерах саме цієї компанії.

Основними критеріями при виборі мікроконтролера є:

- габаритні розміри;
- наявність вбудованого аналого-цифрового перетворювача;
- кількість ліній введення/виведення;
- ціна.

Конструктивне виконання мікроконтролера повинно характеризуватися мінімальними габаритним розмірами. Це стосується і усіх інших компонентів засобу для фотополімеризації, оскільки тільки при таких умовах будуть досягнуті мінімальні габаритні розміри пристрою у цілому, що є важливим з точки зору зручності його використання.

Необхідна кількість ліній введення/виведення складається з 1-єї лінії для керування вихідним світлодіодом, 1-єї лінії для введення сигналу з перетворювача струм-напруга, 1-єї лінії для підключення кнопки, 1-єї лінії для підключення динаміка, 7-ми ліній для керування індикаторними світлодіодами та 4-ох ліній для програмування мікроконтролера. Таким чином, для реалізації функцій блока керування виходячи з третього критерію необхідно обирати мікроконтролер з 14-ма лініями введення/виведення.

Серед мікроконтролерів, що пропонуються фірмою ATMEL, зазначеним критеріям задовольняє мікроконтролер ATiny26. що має такі основні характеристики [29]:

- максимальна тактова частота, МГц – 16;
- енергонезалежна пам'ять програм, кбайт – 2;
- оперативна пам'ять даних, байт – 128;
- енергонезалежна пам'ять даних, байт – 128;
- внутрішній калібрований RC-генератор;
- два 8-ми бітних таймера-лічильника;
- аналоговий компаратор;
- 10-ти бітний аналого-цифровий перетворювач;
- 16 програмованих ліній введення/виведення;
- напруга живлення, В – 2,7...5,5;
- споживаний струм на частоті 16 МГц при напрузі живлення 5 В, мА- 15;
- конструктивне виконання – 20-ти вивідний корпус SOIC.

Для побудови блока індикації використаємо один двокольоровий світлодіод з червоним/зеленим кольорами світіння та п'ять світлодіодів із зеленим кольором світіння. Основними критеріями при виборі світлодіодів є їх вартість, прямий робочий струм та мініатюрність. Для отримання можливості прямого керування світлодіодами з виводів мікроконтролера, сумарний струм шести світлодіодів не повинен перевищувати 40 мА, тобто прямий струм кожного світлодіода повинен складати $40/6 = 6,7$ (мА).

Для забезпечення умов мінімізації розмірів пристрою, будемо вибирати світлодіоди з діаметром лінзи у 3 мм. Враховуючи викладене вище, як двокольоровий світлодіод вибираємо світлодіод FYL-3017EGW, основні параметри якого наведені у табл. 2.3 [30], а як світлодіоди зеленого кольору світіння – світлодіод FYL-3014UGC, основні параметри якого наведені у табл. 2.4 [31].

Максимальний прямий струм вибраних світлодіодів складає 20 мА. Для можливості їх керування безпосередньо з виводів мікроконтролера, струм

світлодіодів може бути обмежений до 7мА за допомогою резисторів. Обмеження струму світлодіодів призведе до зменшення яскравості їх світіння, проте це вплине негативно якість індикації. Це обумовлено тим, що вибрані світлодіоди мають прозору лінзу, що дозволяє однозначно визначити їх стан увімкнений чи вимкнений навіть при малій яскравості їх світіння.

Таблиця 2.3 – Основні характеристики світлодіода FYL-3017EGW

Параметр	Значення
Довжина хвилі випромінювання, нм	635/570
Максимальний прямий струм, мА	20
Пряма напруга, В	2,4
Яскравість світіння, мкд	15

Таблиця 2.4 – Основні характеристики світлодіода FYL-3014UGC

Параметр	Значення
Довжина хвилі випромінювання, нм	574
Максимальний прямий струм, мА	20
Пряма напруга, В	2,4
Яскравість світіння, мкд	20

Для генерації звукового сигналу будемо застосовувати малогабаритний електромагнітний випромінювач звуку ВМТ-1203UX, основні параметри якого наведені у табл. 2.5 [32].

Керування вибраним електромагнітним випромінювачем звуку будемо здійснювати за допомогою ключового каскаду на біполярному транзисторі, аналогічному том, що наведений на рис. 2.4, вмикаючи випромінювач звуку замість світлодіода. При виборі біполярного транзистора для побудови ключового каскаду треба врахувати, щоб максимально допустимий струм колектора транзистора не був менший за робочий струм електромагнітного випромінювача звуку, тобто не менший за 20 мА. Цьому критерію задовольняє

біполярний транзистор BC817-40, основні електричні параметри якого наведені у табл. 2.6 [33].

Таблиця 2.5 – Основні характеристики електромагнітного випромінювача звуку BMT-1203UX

Параметр	Значення
Робоча напруга, В	2÷5
Робочий струм, мА	20
Вихідна потужність звуку, дБ	>80
Резонансна частота, Гц	2300

Таблиця 2.6 – Основні характеристики транзистора BC817-40

Параметр	Значення
Максимально допустимий струм колектора, мА	500
Максимально допустима напруга колектор-емітер, В	45
Коефіцієнт передачі струму колектора	200
Максимальний опір у відкритому стані, Ом	3
Напруга насичення колектор-емітер, В	0,7
Гранична частота, МГц	100

Використовуючи результати проведеного аналізу приходимо до функціональної схеми засобу для стоматологічної фотополімеризації, яка наведена у додатку В [34].

Основним елементом схеми є мікроконтролер DD1, на якому реалізований блок керування. Керування роботою пристрою здійснюється за допомогою однієї кнопки SB1, яка підключена до виводу PB6 мікроконтролера. При не натиснутому стані кнопки сигнал на виводі PB6 має рівень логічної одиниці, при натиснутому – логічного нуля.

Вивід PB3 мікроконтролера використовується для керування потужним світлодіодом VD1, який складає основу формувача світлового

випромінювання. Керуванням світлодіодом VD1 здійснюється за допомогою транзисторного ключового каскаду на польовому транзисторі VT1. Резистор R8 обмежує струм світлодіода VD1. Резистор R9 виконує роль перетворювача струм-напруга.

Світлодіоди HL1...HL6 та електромагнітний випромінювач звуку BA1 утворюють блок індикації. Світлодіод HL1 – двокольоровий світлодіод з червоним та зеленим кольорами світіння. Світлодіоди HL2...HL6 – це світлодіоди зеленого кольору світіння. Керування двокольоровим світлодіодом HL1 здійснюється через виводи PA1 та PA2 мікроконтролера, а світлодіодами HL2...HL6 – через виводи PA3...PA7.

2.4 Розробка схеми електричної принципової засобу для стоматологічної фотополімеризації

Розроблена електрична схема засобу для стоматологічної фотополімеризації наведена у додатку Г. Основним елементом схеми є мікроконтролер DD1, який виконує усі функції блока керування. Світлодіоди HL1...HL6 та п'єзоелектричний динамік BZ1 утворюють блок світлової та звукової індикації. Керування двокольоровим світлодіодом HL1 здійснюється через виводи PB6 та PA1 мікроконтролера. Катоди світлодіодів HL2...HL6 підключені до виводів PA2...PA7 порту A, а аноди – через струмообмежуючі резистори R3...R7 до напруги живлення +5В. У результаті, переведення світлодіода в режим світіння забезпечується подачею сигналу логічного нуля на відповідний вивід порту A мікроконтролера. Переведення двокольорового світлодіода HL1 в режим світіння відбувається при формуванні напруг протилежних логічних рівнів на виводах PA1 та PB6. При цьому, колір світіння визначається напрямом протікання струму, тобто логічним станом зазначених виводів

Оскільки різниця напруг логічної одиниці та логічного нуля на виводах

мікроконтролера дорівнює напрузі живлення, то для розрахунку опорів усіх струмообмежуючих резисторів $R2...R7$ можна скористуватися виразом:

$$R2...R7 = \frac{E - U_{cd}}{I_{cd}}, \quad (2.19)$$

де E – напруга живлення;

U_{cd} – пряме падіння напруги на світлодіоді;

I_{cd} – прямий струм світлодіода.

Для вибраних світлодіодів $U_{cd} = 2,5$ В, $I_{cd} = 5$ мА. Підставляючи ці значення у вираз (2.19), отримаємо:

$$R2...R7 = \frac{5 - 2,5}{5 \cdot 10^{-3}} = 500 \text{ (Ом)}.$$

Керування п'єзоелектричним динаміком здійснюється через вивід PB5 мікроконтролера за допомогою транзисторного ключа на транзисторі VT1. Опір резистора R1 визначається виразом:

$$R1 = \frac{U_{вих}^1 - U_{бе}}{I_{\partial}} \cdot \beta, \quad (2.20)$$

де $U_{вих}^1$ – напруга логічної одиниці на виводі мікро контролера ($U_{вих}^1 = 5$ В);

$U_{бе}$ – напруга між базою та емітером транзистора ($U_{бе} = 1,8$ В);

I_{∂} – струм динаміка ($I_{\partial} = 50$ мА);

β – коефіцієнт підсилення струму бази транзистора в схемі із загальним емітером ($\beta = 200$).

$$R1 = \frac{5 - 1,8}{50 \cdot 10^{-3}} \cdot 200 = 12,8 \text{ (кОм)}$$

Остаточне значення опору резистора R1 вибираємо зі стандартного ряду – R1 = 12 кОм.

Керуванням світлодіодом HL7, що формує вихідний світловий потік, здійснюється через вивід PB3 мікроконтролера за допомогою транзистора VT2. Резистор R8 обмежує струм світлодіода HL7. Резистор R9 виконує роль перетворювача стум-напруга. Падіння напруги на резисторі R9, яке є пропорційним струму світлодіода HL7, подається на вхід аналого-цифрового перетворювача через вивід PA0 мікроконтролера.

Опір резистора R8 знаходимо за виразом:

$$R8 = \frac{E - U_{cd} - I_{cd} \cdot R_{mp} - I_{cd} \cdot R9}{I_{cd}}, \quad (2.21)$$

де E – напруга живлення каскаду на транзисторі VT2;

U_{cd} – пряме падіння напруги на світлодіоді HL7 ($U_{cd} = 6,8$ В);

R_{mp} – опір каналу відкритого транзистора VT2 ($R_{mp} = 2$ Ом);

I_{cd} – прямий струм світлодіода HL7 ($I_{cd} = 700$ мА);

Напругу живлення вихідного ключового каскаду на транзисторі VT2 вибираємо зі стандартним значенням. Це значення повинно бути більшим за падіння напруги на світлодіоді, яке дорівнює 6,8 В. З врахуванням цього значення напруги живлення вихідного ключового каскаду та усього пристрою у цілому вибираємо рівним 9 В. Опір резистора R9 вибираємо порядку 1 Ом. Підставляючи ці значення у вираз (2.21) для опору резистора R8 отримаємо:

$$R8 = \frac{9 - 6,8 - 0,7 \cdot 2 - 0,7 \cdot 1}{0,7} = 0,14 \text{ (Ом)}.$$

Отримане значення є дуже малим, тому напруги живлення треба збільшити. Наступне стандартне значення напруги живлення складає 12 В,

тоді

$$R8 = \frac{12 - 6,8 - 0,7 \cdot 2 - 0,7 \cdot 1}{0,7} = 4,4 \text{ (Ом)}.$$

Остаточне значення опору резистора R8 вибираємо зі стандартного ряду – R8 = 4,3 Ом.

Як було встановлено у підрозділі 2.1, більш кращим варіантом керування потужністю світлового потоку, що випромінюється світлодіодом, є варіант, при якому використовується широтно-імпульсна модуляція. Для усунення мерехтіння світлодіода до його анода підключений конденсатор C5. Ємність конденсатора вибираємо з умови:

$$3 \cdot C5 \cdot R8 > \frac{1}{f}, \quad (2.22)$$

де f – частота імпульсного сигналу на світлодіоді.

Частоту f вибираємо рівною 200 Гц. Тоді, користуючись нерівністю (2.22), для значення ємності конденсатора C5 отримаємо:

$$C5 > \frac{1}{3 \cdot 4,3 \cdot 200} = 38,8 \text{ (мкФ)}$$

Остаточне значення ємності вибираємо зі стандартного ряду – C5 = 47 мкФ.

Оскільки напруга живлення мікроконтролера складає 5 В, а напруга живлення пристрою вибрана рівною 12 В, до складу засобу для фотополімеризації введене вторинне джерело живлення на інтегральному стабілізаторі DA1 та конденсаторах C1...C4.

Живлення засобу для стоматологічної фотополімеризації здійснюється через роз'єм X1. Роз'єм X2 використовується для програмування

мікроконтролера.

2.5 Розрахунок параметрів оптичної системи засобу для стоматологічної фотополімеризації

Кут розходження випромінювання для вибраного потужного світлодіода синього спектру випромінювання складає 120° . Тому для того, щоб у світловод потрапило максимальна кількість світлової потужності, а втрати були б мінімальними, до структурної схеми засобу для стоматологічної фотополімеризації введений формувач світлового потоку. Це оптичний блок, який забезпечують введення випромінювання світлодіода у світловод.

Для введення світлового випромінювання у світловод найбільше поширення отримали лінзові та фоконні системи введення випромінювання. Звичайна сферична лінза збільшує коефіцієнт зв'язку між світлодіодом та світловодом за рахунок зміни апертурного кута. Збільшення коефіцієнта зв'язку може досягати при цьому 34% [35]. Іноді застосовують відбивні і гіперболічні лінзи. Коефіцієнт зв'язку при використанні світловода зі сферичним кінцем є приблизно у три рази більший, ніж при використанні світловода з плоским кінцем [35].

Фоконна (конусна) система являє собою конус, який розташовується так, що його діаметр на вході є більшим за діаметр на виході. Така система є менш ефективною ніж лінзова, оскільки збільшує коефіцієнт зв'язку за рахунок концентрації світлової енергії на площадці меншого діаметра.

Будь-який пристрій введення випромінювання, що розміщується між джерелом та світловодом, може вносити помітні втрати, які називаються конструктивними [36]. Тому при використанні таких погоджуючих пристроїв не завжди вдається підвищити ефективність введення і, більш того, його можна навіть погіршити. Отже, опричинні компоненти для введення випромінювання повинні бути такими, щоб узгодження було максимальним, а

конструктивні втрати, що вносяться ними, були якомога меншими.

Таким вимогам задовольняє стрижнева лінза [35]. На відміну від звичайної лінзи, поверхні якої з обох боків є криволінійними, стрижнева, або як її іноді називають, градієнтна лінза, має циліндричну форму з плоскими торцевими поверхнями. Властивості лінзи сформовані в ній за рахунок створеного розподілу коефіцієнта заломлення симетрично оптичній вісі вздовж радіуса за квадратичним законом:

$$n(r) = n_0 \left(1 - \frac{1}{2} g^2 r^2\right), \quad (2.23)$$

де n_0 – показник заломлення у точках на оптичній вісі;

r – відстань від оптичної вісі вздовж радіуса;

g – параметр фокусування, який характеризує крутизну профілю коефіцієнта заломлення.

З врахуванням того, що лінзова система дозволяє “зібрати” і сфокусувати у серцевину світловода більшу кількість оптичного випромінювання ніж фоконна, а вартість градієнтної лінзи є набагато більшою ніж сферичної, у розроблюваному засобі для стоматологічної фотополімеризації будемо використовувати певний симбіоз сферичної та градієнтної лінз – опукло-плоску лінзу (рис. 2.5).

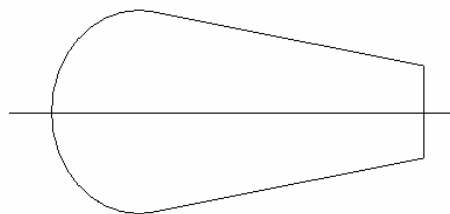


Рисунок 2.5 – Лінза для введення випромінювання у світловод

Опукла сферична поверхня цієї лінзи дозволить сфокусувати вхідний світловий пучок, а плоска поверхня – конструктивно погодити її зі

світловодом.

Для того, щоб випромінювання у світловоді було каналізованими, тобто розповсюджувалося іспитуючи багатократне повне внутрішнє відбиття, воно повинно бути введено у світловод під певним кутом. Максимально допустиме значення цього кута визначається виразом [37]:

$$\theta_{\max} = \arcsin\left(\frac{\sqrt{n_1^2 - n_2^2}}{n_0}\right), \quad (2.24)$$

де n_0 – показник заломлення середовища, з якого надходить випромінювання;

n_1 – показник серцевини світловода;

n_2 – показник заломлення оболонки світловода.

Для розглядуваної оптичної системи випромінювання потрапляє у світловод з лінзи. Таким чином $n_0 = n_l$, де n_l – показник заломлення матеріалу лінзи.

Показник заломлення матеріалу, з якого виготовляються світловоди для стоматологічних фотополімеризаторів, в ультрафіолетовій та синій областях спектру складає $n_{св} = 1,5150$. Як матеріал лінзи виберемо матеріал з показником заломлення меншим за показник заломлення матеріал світловода. Таким матеріалом є легкий крон марки ЛК7 з показником заломлення у зазначеній області спектру $n_l = 1,4846$. Світловод не має оболонки, тому $n_2 = 1$. Підставляючи ці дані у вираз (2.24), отримаємо

$$\theta_{\max} = \arcsin\left(\frac{\sqrt{1,5150^2 - 1^2}}{1,4846}\right) = 50,05^\circ.$$

Кутове збільшення лінзи повинно дорівнювати:

$$\gamma = \frac{\operatorname{tg} \theta}{\operatorname{tg} \theta_{\text{сд}}}, \quad (2.25)$$

де θ – кут, під яким випромінювання повинно вийти у світловод, $\theta \leq \theta_{\text{max}}$;
 $\theta_{\text{сд}}$ – кут, під яким випромінювання виходить зі світлодіода;

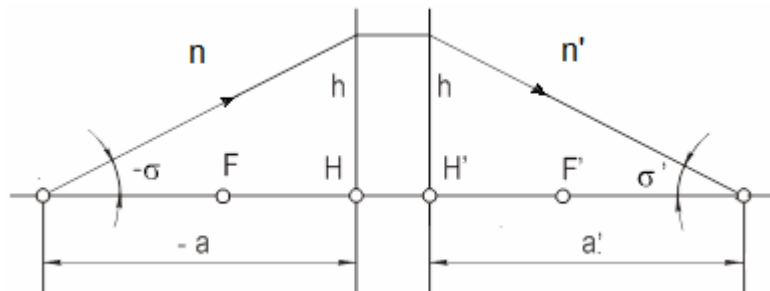


Рисунок 2.6 – Хід променя через оптичну систему в позначеннях, які входять у формулу кутів

Фокусну відстань лінзи f' , здатної забезпечити таке кутове збільшення, можна знайти з формули кутів [38]:

$$\operatorname{tg} \sigma' = (n/n') \operatorname{tg} \sigma + h \cdot n' / f', \quad (2.26)$$

де h – висота падіння променя на лінзу (рис. 2.6);

n – показник заломлення середовища перед лінзою;

n' – показник заломлення середовища після лінзи.

Стосовно розроблюваного засобу для стоматологічної фотополімеризації $\sigma' = \theta$, $\sigma = \theta_{\text{сд}}$, $n = 1$, $n' = n_{\text{св}}$. Тоді з виразу (2.26) для фокусної відстані f' лінзи отримаємо:

$$f' = \frac{h}{\operatorname{tg} \theta - \frac{1}{n_{\text{св}}} \operatorname{tg} \theta_{\text{сд}}}. \quad (2.27)$$

Висота падіння променя на лінзу:

$$h = a \cdot \operatorname{tg} \theta_{cd}. \quad (2.28)$$

де a – відстань від кристала світлодіода до вершини сферичної поверхні лінзи.

Для вибраного світлодіода $\theta_{cd} = 60^\circ$. Якщо світлодіод доторкається лінзи, $a \approx 5$ мм. Тоді

$$h \approx 5 \cdot \operatorname{tg} 60 = 8,66 \text{ (мм)}.$$

Вибираючи кут $\theta = 40^\circ$ і підставляючи значення у вираз (2.27) з врахуванням правила знаків для кутів, для фокусної відстані лінзи отримаємо:

$$f' = \frac{8,66}{\operatorname{tg}(40) - \frac{1}{1,5150} \operatorname{tg}(-60)} = 4,36 \text{ (мм)}.$$

Фокусна відстань сферичної лінзи пов'язана з її конструктивними параметрами та параметрами оточуючого середовища виразом [39]:

$$\frac{1}{f'} = \frac{1}{n_3} \cdot \left(\frac{n_2 - n_1}{r_1} + \frac{n_3 - n_2}{r_2} \right) - \frac{(n_2 - n_1) \cdot (n_3 - n_2)}{n_2 \cdot n_3 \cdot r_1 \cdot r_2} \cdot d. \quad (2.29)$$

де r_1 – радіус кривизни першої заломлюваної поверхні лінзи;

r_2 – радіус кривизни другої заломлюваної поверхні лінзи;

d – товщина лінзи по осі;

n_1 – показник заломлення середовища перед лінзою, $n_1 = 1$;

n_2 – показник заломлення матеріалу лінзи, $n_2 = n_l = 1,4846$;

n_3 – показник заломлення середовища після лінзи, $n_3 = n_{ce} = 1,5150$;

Згідно вибраного вище типу лінзи, її друга заломлювана поверхня є плоскою, тобто $r_2 = \infty$. У цьому випадку формула (2.29) набуде вигляду:

$$\frac{1}{f'} = \frac{1}{n_3} \cdot \frac{n_2 - n_1}{r_1}. \quad (2.30)$$

Звідси:

$$r_1 = \frac{n_2 - n_1}{n_3} \cdot f'. \quad (2.31)$$

$$r_1 = \frac{1,4846 - 1}{1,5150} \cdot 4,36 = 1,39 \text{ (мм)}.$$

Отримане значення менше ніж висота падіння променя на лінзу, що була розрахована за виразом (2.28). Це означає, що за допомогою однієї лінзи неможливо забезпечити потрібний хід променів від світлодіода у торець світловода.

На підставі отриманого результату для введення випромінювання світлодіода у світловод використаємо лінзу Френеля, яка є оптичною лінзою зі східчастою поверхнею. Кути нахилу конічних кільцевих ділянок східчастої заломлюваної поверхні відносно вертикалі можуть бути обраховані за виразом [38]:

$$\operatorname{tg} \phi = \frac{n \sin \sigma' - \sin \sigma}{n \cos \sigma' - \cos \sigma}, \quad (2.32)$$

де n – показник заломлення матеріалу лінзи.

Кути σ' пов'язаний з кутом σ через відрізки a та a' (рис. 2.6) таким виразом:

$$\sigma' = \arctg\left(\frac{h}{a'}\right) = \arctg\left(\frac{a \cdot \operatorname{tg} \sigma}{a'}\right). \quad (2.33)$$

Відрізок a' знаходимо з виразу:

$$a' = \frac{h}{\operatorname{tg} \sigma'} = \frac{a \cdot \operatorname{tg} \sigma}{\operatorname{tg} \sigma'}, \quad (2.34)$$

підставляючи у нього замість σ $\theta_{cd} = 60^\circ$, замість σ' $\theta = 40^\circ$:

$$a' = \frac{-5 \cdot \operatorname{tg}(-60)}{\operatorname{tg}(40)} = 10,32 \text{ (мм)}.$$

Використовуючи вираз (2.33) за виразом (2.32), розраховуємо кути нахилу ділянок східчної заломлюваної поверхні лінзи Френеля для променів, що розповсюджуються відносно оптичної осі в кутовому діапазоні від 0° до 60° з кроком 5° . Результати розрахунків наведені у табл. 2.7.

Таблиця 2.7 – Результати розрахунку профілю лінзи Френеля

№ ділянки	$\sigma, ^\circ$	$\sigma', ^\circ$	$h, \text{ мм}$	$\varphi, ^\circ$
1	0	0	0	0
2	-5	2,43	0,44	17,12
3	-10	4,88	0,88	31,25
4	-15	7,39	1,34	41,63
5	-20	10,0	1,82	48,95
6	-25	12,73	2,33	54,15
7	-30	15,63	2,89	57,94
8	-35	18,74	3,50	60,81
9	-40	22,12	4,19	63,12
10	-45	25,85	5,0	65,09
11	-50	30	5,96	66,91
12	-55	34,68	7,14	68,74
13	-60	40	8,66	70,71

Кут падіння променів на ділянки заломлюваної поверхні лінзи

Френеля [38]:

$$-\varepsilon = -\sigma + \varphi. \quad (2.35)$$

З результатів, наведених у таблиці 2.7 витікає, що вже для променів, що розповсюджуються під кутом -35° , кут падіння дорівнює

$$-\varepsilon = 35 + 60,81 = 95,81^\circ,$$

тобто перевищує максимально допустиме значення, що дорівнює 90° .

Таким чином, одиночна лінза Френеля не може забезпечити введення усього випромінювання світлодіода у світловод. Для вирішення цієї проблеми будемо використовувати дві лінзи Френеля. Завданням першої лінзи буде зменшення розбіжності світлового пучка, що формується світлодіодом. Друга лінза повинна забезпечити введення світлових променів у світловод. Використовуючи дані з табл. 2.7 та враховуючи те, що чим більший кут падіння променів на заломлювану поверхню, тим більші втрати на відбивання, вибираємо максимальний кут розходження світлового пучка на виході першої лінзи $\sigma' = -20^\circ$. Відповідно до цього з виразу (2.34) отримаємо:

$$a' = \frac{-5 \cdot \operatorname{tg}(-60)}{\operatorname{tg}(-20)} = -23,79 \text{ (мм)}.$$

Оскільки при використанні двох лінз різниця між кутами нахилу вхідних та вихідних променів для кожної лінзи зменшується, кількість ділянок на заломлюваних поверхнях може бути зменшена. Нові результати розрахунку значень кутів нахилу ділянок східчастої заломлюваної поверхні першої лінзи Френеля, визначені за виразами (2.32) та (2.33), наведені у табл. 2.8.

Для другої лінзи вхідним пучком є світловий пучок на виході першої лінзи, центр якого знаходиться на відстані $-23,79$ мм відносно першої. Враховуючи, що перша лінза має ненульову товщину, при розрахунку

профілю другої приймаємо, що центр світлового пучка знаходиться на відстані -30 мм від неї. Результати розрахунку представлені у табл. 2.9.

Таблиця 2.8 – Результати розрахунку профілю першої лінзи Френеля

№ ділянки	$\sigma, ^\circ$	$\sigma', ^\circ$	$h, \text{мм}$	$\varphi, ^\circ$
1	0	0	0	0
2	-10	-2,12	0,88	13,39
3	-20	-4,37	1,82	22,94
4	-30	-6,92	2,89	27,86
5	-40	-10,0	4,19	28,95
6	-50	-14,06	5,96	26,95
7	-60	-20,0	8,66	21,81

Таблиця 2.9 – Результати розрахунку профілю другої лінзи Френеля при $\theta = 40^\circ$

№ ділянки	$\sigma, ^\circ$	$\sigma', ^\circ$	$h, \text{мм}$	$\varphi, ^\circ$
1	0	0	0	0
2	-2,12	4,88	1,11	18,78
3	-4,37	9,99	2,29	35,67
4	-6,92	15,63	3,64	49,99
5	-10,0	22,12	5,29	61,94
6	-14,06	30,00	7,51	72,24
7	-20,0	40,00	10,92	81,33

З результатів розрахунку видно, кут падіння променів на сьому ділянку відповідно до виразу (2.35) складе $-(-20) + 81,33 = 101,33^\circ$, що не можливо. Тому обмежимо кут введення випромінювання у світловод значенням 20° . Нові результати розрахунку наведені у табл. 2.10.

Таблиця 2.10 – Результати розрахунку профілю другої лінзи Френеля при $\theta = 20^\circ$

№ ділянки	$\sigma, ^\circ$	$\sigma', ^\circ$	$h, \text{мм}$	$\varphi, ^\circ$
1	0	0	0	0
2	-2,12	2,12	1,11	10,75
3	-4,37	4,37	2,29	21,39
4	-6,92	6,92	3,64	31,89
5	-10,0	10,0	5,29	42,12
6	-14,06	14,06	7,51	52,089
7	-20,0	20	10,92	61,81

Відповідно до виразу (2.34) отримаємо:

$$a' = \frac{-30 \cdot \operatorname{tg}(-20)}{\operatorname{tg}(20)} = 30 \text{ (мм)}.$$

Схема оптичної системи для введення випромінювання світлодіода у світловод та хід променів крізь неї наведений у додатку Д.

Конструктивні параметри лінз визначимо, використовуючи результати розрахунків:

світловий діаметр першої лінзи D1	- $2 \cdot 8,66 = 17,32$ мм;
товщина першої лінзи по осі	- 2 мм;
перший світловий діаметр другої лінзи D2 ₁	- $2 \cdot 10,92 = 21,84$ мм;
другий світловий діаметр другої лінзи D2 ₂	- 8 мм;
товщина другої лінзи по осі	- 30 мм.

Для отримання сфокусованих пучків променів на виході зі світловода, його вихідний торець не повинен бути плоским, а утворюватися множиною сферичних поверхонь. Для визначення радіусу кривизни цих поверхонь скористаємося рівнянням кутів нульового променя [38]:

$$\operatorname{tg} \sigma' = \frac{n}{n'} \cdot \operatorname{tg} \sigma + \frac{h \cdot (n' - n)}{n' \cdot r}, \quad (2.36)$$

де σ – кут між оптичною віссю та променем, що падає на заломлювану поверхню;

σ' – кут між оптичною віссю та променем після заломлення;

h – висота падіння променя на заломлювану поверхню;

n – показник заломлення середовища перед заломлюваною поверхнею;

n' – показник заломлення середовища після заломлюваної поверхні;

r – радіус кривизни заломлюваної поверхні.

З виразу (2.36) для радіусу кривизни сферичної заломлюваної поверхні отримаємо:

$$r = \frac{h \cdot (n' - n)}{n' \cdot \operatorname{tg} \sigma' - n \cdot \operatorname{tg} \sigma}, \quad (2.37)$$

Кут σ у виразі (2.37) відповідає куту, під яким світлові промені входять у світловод. Відповідно вище викладених розрахунків, максимальне значення цього кута складає 20° . Кут σ' відповідає куту фокусування, значення якого, відповідно до результатів, отриманих у підрозділі 2.1, складає 15° . Середовищем перед заломлюваною поверхнею є матеріал світловода ($n = 1,5150$), а середовищем після неї – повітря ($n' = 1$). Висоту падіння променя на заломлювану поверхню приймемо рівною 1 мм. Це значення відповідає радіусу світлового пучка на виході зі світловода, прийнятому при проведенні розрахунків у підрозділі 2.1. Підставляючи зазначенні значення у вираз (2.37), для радіусу кривизни сферичної заломлюваної поверхні отримаємо:

$$r = \frac{1 \cdot (1 - 1,5150)}{1 \cdot \operatorname{tg} 15 - 1,5150 \cdot \operatorname{tg} (-20)} = -1,12 \text{ (мм)}.$$

Оскільки при розрахунку радіусу кривизни заломлюваної поверхні

торцевих лінз світловода висота падіння променів на них була прийнята 1 мм, світловий діаметр цих лінз приймаємо рівним 2 мм. З врахуванням того, що діаметр світловода складає 8 мм, приходимо до розподілу заломлюваних сферичних поверхонь на торці світловода, який наведений на рис. 2.7.

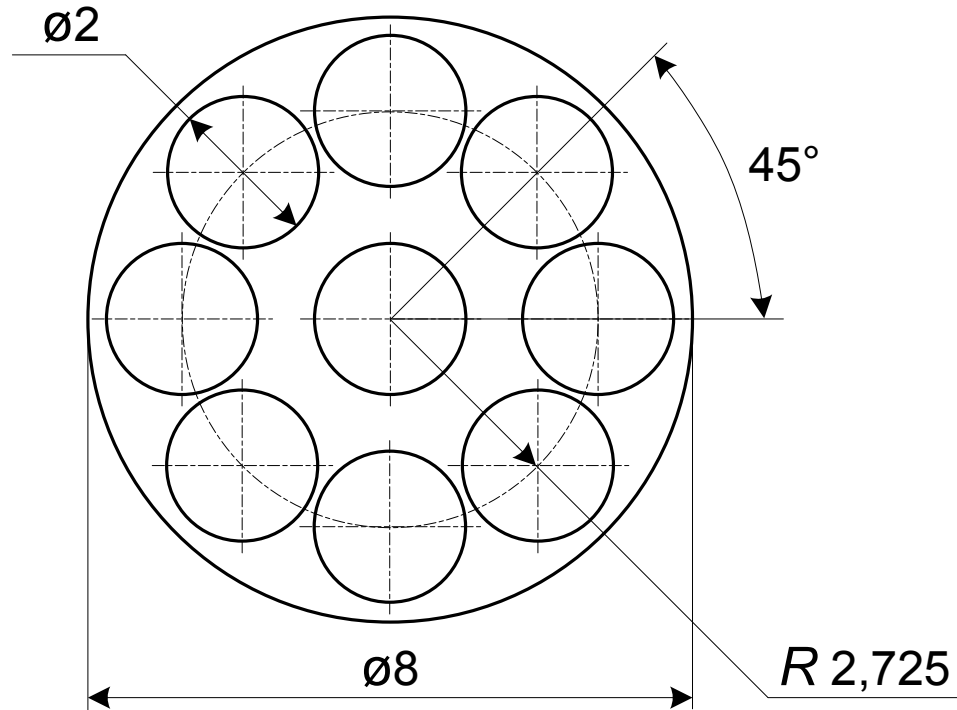


Рисунок 2.7 – Розподіл сферичних заломлюваних поверхонь по торцю світловода

2.6 Розробка загального алгоритму роботи засобу для фотополімеризації

Уся робота розглядуваного засобу для стоматологічної фотополімеризації буде відбуватися під керівництвом керуючої програми. Керуюча програма буде зберігатися в енергонезалежній пам'яті програм мікроконтролера і буде забезпечувати виконання усіх функцій фотополімеризатора. Узагальнений алгоритм роботи засобу для фотополімеризації складається з таких 8-ми кроків:

1. Ініціалізація мікроконтролера;
2. Переведення пристрою в режим очікування;
3. Аналіз режиму в якому перебуває пристрій. Якщо поточний режим є режимом “очікування”, “введення часу полімеризації”, або “готовності” то перехід на крок 7, якщо “активний” режим, то на крок 4;
 4. Якщо час полімеризації не вийшов, то перейти на крок 6, інакше на крок 5;
 5. Вимкнути пристрій, встановити режим “готовності” та перейти на крок 3;
 6. Виміряти струм вихідного світлодіода. Якщо його значення відповідає заданому, то перейти на крок 7, якщо менше, то збільшити тривалість вихідних електричних імпульсів на світлодіоді HL7, якщо більше – то зменшити;
 7. Якщо минуло 5мс, то перейти на крок 8, якщо ні, то на крок 3
 8. Проаналізувати стан кнопки. Якщо кнопка натиснута і пристрій знаходиться в режимі “очікування”, встановити лічильник десятисекундних циклів в одиницю та перейти на крок 3. Якщо кнопка натиснута і пристрій знаходиться в режимі “введення часу”, то збільшити вміст лічильника десятисекундних циклів на одиницю та активізувати наступний із світлодіодів HL2...HL6. Якщо вміст не більше 6, то перейти на крок 3, якщо так, то обнулити вміст лічильника і перейти на крок 2.

Якщо кнопка натиснута і пристрій знаходиться в режимі “готовності”, увімкнути світлодіод, ініціалізувати відлік часу полімеризації та перейти на крок 3. Якщо кнопка натиснута і пристрій знаходиться в “активному” режимі, то вимкнути світлодіод HL7 та перейти на крок 2.

Якщо кнопка відпущена, то ініціалізувати відлік часу очікування чергового натискання на кнопку та перейти на крок 3.

Загальна блок-схема алгоритму програми представлена у додатку Е. Ініціалізація ресурсів мікроконтролера починається після вмикання живлення. Під час ініціалізації повинні бути настроєні напрями передачі сигналів через

лінії вводу/виводу мікроконтролера, задана частота імпульсного сигналу, що буде використовуватися для активізації вихідного світлодіода, виділені області для тимчасового збереження проміжних значень змінних, запущені таймери/лічильники мікроконтролера, за допомогою яких буде формуватися вихідний широтно-імпульсно модульований сигнал та вестися відлік часових інтервалів.

Ініціалізація завершується переведенням пристрою в режим очікування, в якому обнуляються усі часові змінні та вивід PB5 переводиться в стан логічного нуля, а вивід PA1 – у стан логічної одиниці, забезпечуючи червоний колір світіння світлодіода HL1.

Далі, не залежно в якому режимі знаходиться фотополімеризатор, здійснюється періодичне, з інтервалом у 5 мс, опитування стану кнопки.

З режиму “очікування” пристрій може бути переведений лише при натисканні на кнопку та лише у режим “введення часу полімеризації”. При переході в цей режим формується сигнал високого рівня на виводі PB5 та сигнал низького рівня на виводі порту PA1. Це забезпечує перемикання світлодіода HL1 із режиму із червоним коліром світіння у режим із зеленим коліром світіння. В лічильник десятикундних циклів записується одиниця.

Після того, як кнопка буде відпущена, ініціалізується відлік часового інтервалу очікування чергового натискання кнопки. Якщо кнопка буде натиснута до кінця часу очікування, то вміст лічильника десятикундних циклів збільшиться на одиницю, якщо ні – то пристрій перейде в режим “готовності”. Кожне натискання на кнопку супроводжується формуванням короткочасного звукового сигналу, а кожний інкремент лічильника - активізацією світіння наступного із світлодіодів HL2...HL6. Кількість світлодіодів, що будуть перебувати в режимі генерації випромінювання при вході у режим готовності, буде відповідати часу полімеризації, вираженому в десятках секунд. При переводі пристрою у режим готовності мікроконтролер забезпечує формування звукового сигналу збільшеної тривалості.

У режимі “готовності” пристрій перебуває доти, доки не буде

зафіксоване чергове натискання на кнопку. При натисканні пристрій переходить в активний режим, в якому на вихідний світлодіод HL7 подається високочастотний імпульсний сигнал, скважністю якого визначається інтенсивність вихідного світлового потоку фотополімеризатора.

В активному режимі пристрій буде перебувати час, який визначається таймером. Після кожних десяти секунд перебування фотополімеризатора в активному режимі, формується короткочасний звуковий сигнал та вимикається черговий із світлодіодів HL2...HL6.

В активному режимі крім контролю за часом полімеризації за допомогою вбудованого в мікроконтролер аналог-цифрового перетворювача здійснюється вимірювання середнього струму світлодіода HL7. Відхилення струму від зданого значення усувається зміною скважності імпульсів на світлодіоді.

По закінченню процесу полімеризації, коли весь установлений у таймері час сплинув, пристрій повертається у режим готовності. При цьому відновлюється вміст лічильника десятисекундних циклів та стан світлодіодів HL2...HL6.

З активного режиму пристрій може бути виведений достроково до завершення встановленого часу полімеризації за натисканням на кнопку. При цьому пристрій повертається в режим “очікування”.

Для того, щоб в основному циклі програми визначати в якому з чотирьох режимів перебуває контролер, один з його регістрів зарезервуємо під регістрів прапорів. Стан чотирьох бітів цього регістра будуть відповідати чотирьом режимам пристрою. Крім цього, у цьому регістрі будемо використовувати ще два біти: один для індикації необхідності опитування стану кнопки, а другий - для індикації необхідності вимірювання струму світлодіода. Процес закінчення аналого-цифрового перетворення та обробку його результатів будемо проводити у підпрограмі обробки відповідного переривання від аналого-цифрового перетворювача.

Для відліку усіх часових інтервалів, а також для формування

імпульсного сигналу на вихідному світлодіоді будемо використовувати внутрішні таймери-лічильники мікроконтролера. При цьому будемо використовувати переривання по переповненню відповідних таймерів.

Висновки до розділу

Відомі методи проведення фотополімеризації, зокрема, плавного зростання потужності світлового потоку на початковому етапі полімеризації або використання пульсуючого світлового потоку залишають залежною якість результату фотополімеризації від товщини шарів, що накладаються, та від відстані від торцем світловода та поверхнею композиту.

Зазначені проблеми можна вирішити за рахунок використання пучків сфокусованого випромінювання. Проникаюча здатність сфокусованого пучка є більшою, а тому ступінь полімеризації внутрішніх шарів композиту стає менш залежною від їх віддаленості від поверхні. За рахунок того, що на фотополімер діє не однорідний світловий потік, а окремі пучки променів, у ньому формуються зони з різною інтенсивністю полімеризації, а значить з різним ступенем еластичності. Це сприятимемо розосередженню механічних напружень, що виникають внаслідок полімеризаційної усадки., в об'ємі композиту.

Запропоновані функціональна побудова засобу дозволяє здійснювати фотополімеризацію фоточутливих стоматологічних композитів під впливом 9 пучків сфокусованого випромінювання із загальною середньою потужністю світлового потоку 700 мВт при підтриманні плавного зростання потужності протягом перших 5 с та стабілізацією потужності протягом наступного циклу фотополімеризації. При цьому споживана електрична потужність в активному режимі не перевищує 14 Вт.

3. ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

3.1 Оцінювання комерційного потенціалу нового виробу

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є покращення функціональних характеристик засобу для стоматологічної фотополімеризації, спрямоване на оптимізацію режиму світлової полімеризації, що сприятимемо підвищенню якості відновлення твердих тканин зубу.

Для проведення технологічного аудиту було залучено 3-х незалежних експертів, що працюють в області стоматологічного обладнання, яких умовно назовемо: Експерт 1, Експерт 2, Експерт 3. За допомогою таблиці 3.1 за п'ятибальною шкалою використовуючи 12 критеріїв оцінки комерційного потенціалу розробки експерти надали свої оцінки.

Таблиця 3.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу розробки та їх можлива бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
Кри-терій	0	1	2	3	4
1	2	3	4	5	6
Технічна здійсненність концепції					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку

Продовження таблиці 3.1

1	2	3	4	5	6
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування

Продовження таблиці 3.1

1	2	3	4	5	6
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промислому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки по кожному параметру заносимо у таблицю 3.3. За даними таблиці 3.3 можна зробити висновок щодо рівня комерційного потенціалу даної розробки. Для цього доцільно скористатись рекомендаціями, наведеними в таблиці 3.2.

Як видно з таблиці 3.3, рівень комерційного потенціалу розроблюваного нового виробу є вище середнього.

Щодо каналів збуту продукції, то є два види каналу збуту: прямий (пов'язані з переміщенням товарів і послуг від виробників до споживачів без використання незалежних посередників) і непрямий (пов'язані з переміщенням товарів і послуг від виробника до незалежного учасника руху товарів, а потім до споживача).

Таблиця 3.2 - Рівні комерційного потенціалу розробки

Середньоарифметична сума балів СБ , розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 - 10	Низький
11-20	Нижче середнього
21 - 30	Середній
31 - 40	Вище середнього
41 - 48	Високий

Таблиця 3.3 – Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки

Критерії	Прізвище, ініціали, посада експерта		
	Експерт 1	Експерт 2	Експерт 3
	Бали, виставлені експертами:		
1	2	2	3
2	3	2	2
3	2	4	3
4	4	3	2
5	2	2	4
6	3	2	3
7	4	1	2
8	1	3	2
9	3	2	4
10	2	4	2
11	1	3	2
12	4	3	4
Сума балів	СБ ₁ =31	СБ ₂ =31	СБ ₃ =33
Середньо- арифметич- на сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_1^3 СБ_i}{3} = \frac{31 + 31 + 33}{3} = 32$		

Середньоарифметична сума балів, розрахована на основі висновків експертів склала 32, що згідно таблиці 3.2 вважається, що рівень комерційного потенціалу розробки є вище середнього.

Даний пристрій буде реалізовуватись у стоматології, професійними

працівниками. Шляхи реалізації даного пристрою дуже великі, адже без нього ви не зможете вилікувати свої зуби, даний пристрій постійно вдосконалюється та оновлюється. Дана розробка буде дуже корисна та ефективна у роботі професійного стоматолога. Вона заощадить час застигання полімерного матеріалу, що у свою чергу заощадить час клієнта.

3.2 Розрахунок кошторису витрат на нову розробку

Основна заробітна плата розробників, які працюють над проектом визначається за формулою:

$$Z_0 = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ [грн.]}, \quad (3.1)$$

де M – місячний посадовий оклад розробника,

T_p – число робочих днів в місяці $T_p = 24$ дні,

t – число днів роботи розробника.

Таблиця 3.1- Заробітна плата

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн.	Оплата за робочий день, грн.	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн.
Керівник	9600	436.4	5	2182
Лікар-стоматолог	10000	454.5	3	1364
Інженер	6000	272.7	22	6000
Всього				9545

Витрати на основну заробітну плату робітників що виготовляють один виріб (Z_p) розраховуються за формулою:

$$Z_p = \sum_1^n t_i \cdot C_i \cdot K_c \text{ [грн.]}, \quad (3.2)$$

де n - число робіт за видами та розрядами;

t_i - норма часу (трудомісткість) на виконання роботи, годин;

K_c - коефіцієнт співвідношень, який установлений Генеральною тарифною угодою між урядом і профспілками, $K_c = 1$;

C_i - погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, який виконує дану роботу

$$C_i = \frac{M_m \cdot K_i}{T_p \cdot T_{zm}} \text{ [грн./год.]} \quad (3.3)$$

де: M_m - мінімальна місячна оплата праці, $M_m = 4173$ грн. (травень 2019 року);

K_i - тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду.

T_p - число робочих днів в місяці; приблизно $T_p = 24$ дні;

T_{zm} - тривалість зміни, зазвичай $T_{zm} = 8$ годин.

Погодинна тарифна ставка згідно чинного законодавства у травні 2019 року = 25,13 грн./год. Розрахунки зводимо до таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 - Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Трудомісткість, нормо-годин	Розряд роботи	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
Заготівельні	0,5	4	30,1	15,1
Монтажно-паяльні	0,5	5	32,2	16,1
Фрезерувально-слюсарні	1	6	34,4	34,4
Збиральні	0,5	4	30,1	15,1
Налагоджувальні	0,5	7	36,5	18,3
Всього				98,9

Додаткова заробітна плата $Z_{\text{дод}}$ всіх розробників та робітників, які приймали участь в розробці нового технічного рішення розраховується як 11 % від основної заробітної плати робітників.

$$Z_{\text{дод}} = H_{\text{дод}} \cdot Z_p \text{ [Грн.]}, \quad (3.4)$$

де $H_{\text{дод}}$ - норма нарахування додаткової заробітної плати.

$$Z_{\text{д}} = 11\% \cdot (9545 + 98,9) = 1060,9 \text{ (грн.)}.$$

Витати на соціальні заходи виникають внаслідок здійснення обов'язкової сплати єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування. Відрахування на соціальні заходи здійснюється від суми всіх витрат на оплату праці робітників, зайнятих безпосередньо виробництвом продукції:

$$B_{\text{сз}} = (Z_{\Sigma} + Z_{\text{д}}) \cdot \frac{\beta}{100\%}, \quad (3.5)$$

де β – ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування, %.

З 1.01.2016 року ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування встановлена залежно від класу професійного ризику виробництва і для бюджетної сфери в 22,0% .

$$B_{\text{сз}} = (9545 + 98,9 + 1060,9) \cdot \frac{22,0\%}{100\%} = 2355,1 \text{ (грн.)}.$$

Амортизація обладнання, що використовувалось для розробки в спрощеному вигляді розраховується за формулою:

$$A = \frac{Ц}{T_{\epsilon}} \cdot \frac{t_{\text{вих}}}{12} \text{ [грн.]}, \quad (3.6)$$

де $Ц$ – балансова вартість обладнання, грн.;

T – термін корисного використання обладнання згідно податкового законодавства, років;

$t_{\text{вих}}$ – термін використання під час розробки, місяців.

Згідно пункта 137.3.3 Податкового кодекса амортизація нараховується на основні засоби вартістю понад 2500 грн.

Всі проведені розрахунки амортизаційних відрахувань заносимо в табл. 4.7.

Таблиця 3.3 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень	Балансова вартість, грн.	$t_{\text{кор}}$ (р)	Термін використання міс.	Величина амортизаційних відрахувань, грн.
1. Генератор	7000	4	1	145,83
2. Осцилограф	2700	4	1	56,25
3. Вольтметр	2500	4	1	52,08
4. Комп'ютер	9000	2	1	375,00
Всього				629,17

Витрати на матеріали визначаються за формулою:

$$M = \sum_{i=1}^n H_i \cdot Ц_i \cdot K_i - \sum_{i=1}^n B_i \cdot Ц_B \text{ [грн]}, \quad (3.8)$$

де H_i - витрати матеріалу i -го найменування, кг;

$Ц_i$ - вартість матеріалу i -го найменування, грн/кг;

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = 1, 1, \dots, 1, 15$;

B_i - маса відходів i -го найменування, кг;

$Ц_B$ - ціна відходів i -го найменування, грн/кг;

n - кількість видів матеріалів.

Таблиця 3.5 – Матеріали, які використовуються для виготовлення одного пристрою, та їх вартість

Найменування матеріалу	Ціна за одиницю, грн.	Витрачено	Вартість витраченого матеріалу, грн
Припій ПОС-61	92	0,2	18,4
Флюс	84	0,05	4,2
Дріт монтажний	6,0	0,02	0,12
Алюміній Д16	90	0,3	27
Скло ЛК7	65	0,03	1,95
Всього			51,67
З врахуванням коефіцієнта транспортування			56,84

Витрати на комплектуючі, що були використані на виготовлення розробки, розраховується за формулою

$$K = \sum_1^n H_i \times C_i \times K_i \text{ [грн]}, \quad (3.9)$$

де H_i – кількість комплектуючих i -го виду, шт;

C_i – роздрібна ціна комплектуючих i -го виду, грн.;

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = 1,1$;

n - кількість видів комплектуючих.

Проведені розрахунки зводимо до таблиці 3.6.

Витрати на комплектуючі з врахуванням транспортних витрат становлять:

$$K = 25840 \cdot 1,1 = 28424,0 \text{ (грн.)}.$$

Таблиця 3.6 – Витрати на комплектуючі

Найменування	Витрачено, шт.	Ціна, грн.	Вартість, грн.
Кнопка ВЗФ-1060	1	7,75	7,75
Конденсатор 0805	2	1,00	2
Конденсатор ECR	2	4,80	9,6
Мікроконтролер Attiny26	1	48,00	48
Мікросхема 78M05	1	4,20	4,2
Резистори 0805	9	1,00	9
Світлодіод L-937EGW	1	1,50	1,5
Світлодіод L-132XGD	5	1,25	6,25
Світлодіод LXHL-LR5C	1	88,00	88
Світловід	1	110,00	110
Транзистор BC817-16	1	0,75	0,75
Транзистор IRF7309	1	9,50	9,5
Всього (з врахуванням транспортних витрат)			326,21

Витрати на силову електроенергію розраховуються за формулою:

$$V_e = V \cdot P \cdot \Phi \cdot K_n \quad [\text{грн.}], \quad (3.10)$$

де V – вартість 1 кВт енергії, грн. $V = 8,44$ грн/кВт*год;

P – установлена потужність обладнання, кВт;

Φ – фактична кількість годин роботи обладнання, год. $\Phi = 90$ год;

K_n – коефіцієнт використання потужності, $K_n = 0,65$.

При паяні використовується паяльник потужність $P = 500$ Вт або $P = 0,5$ кВт

$$V_e = 8,44 \cdot 0,5 \cdot 90 \cdot 0,65 = 246,87 (\text{грн}).$$

Інші витрати охоплюють: загально виробничі витрати, адміністративні

витрати, витрати на збут тощо. Інші витрати доцільно приймати як 200...300% від суми основної заробітної плати розробників та робітників.

Величина інших витрат складе:

$$B_{ин} = 1 \cdot (9545 + 98,9) = 9644,3 (\text{грн.})$$

Сума всіх попередніх статей витрат дає витрати, які безпосередньо стосуються даного розділу МКР

$$B = 9545 + 98,9 + 1060,9 + 2355,1 + 629,17 + 56,84 + 326,21 + 246,87 + 9644,3 = 23963,8 (\text{грн.})$$

Розрахуємо загальні витрати на виконання МКР. Загальна вартість усієї МКР визначається виразом:

$$B_{заг} = \frac{B}{\alpha} [\text{грн.}], \quad (3.11)$$

де α - частка витрат, які безпосередньо здійснює виконавець даної МКР, у відносних одиницях; $\eta = 1,0$.

$$B_{заг} = \frac{23963,8}{0,9} = 26626,39 (\text{грн.})$$

Спрогнозуємо загальні витрати на виконання та впровадження результатів МКР. Прогнозування загальних витрат $ЗВ$ на виконання та впровадження результатів виконаної МКР здійснюється за формулою:

$$ЗВ = \frac{B_{заг}}{\beta} [\text{грн.}], \quad (3.12)$$

де β - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання даної; $\beta = 0,1 \dots 0,9$. Оберемо $\beta = 0,7$, оскільки розробка на теперішній час знаходиться

на стадії створення дослідного зразка.

$$ЗВ = \frac{26626,39}{0,7} = 38038(\text{грн.}).$$

3.2 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки

У даному підрозділі кількісно спрогнозуємо, яку вигоду можна отримати у майбутньому від впровадження результатів виконаної наукової роботи. Розрахуємо збільшення чистого прибутку підприємства $\Delta\Pi_i$, для кожного із років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки, за формулою:

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{v}{100}\right), \quad (3.13)$$

де N – основний кількісний показник, який визначає діяльність підприємства у даному році до впровадження результатів наукової розробки;

ΔN - покращення основного кількісного показника діяльності підприємства від впровадження результатів розробки;

C_o - основний оціночний показник, який визначає діяльність підприємства у даному році після впровадження результатів наукової розробки;

n - кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки;

λ - коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість; ставка податку на додану вартість дорівнює 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$;

ρ - коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту, $\rho = 0,15$;

v - ставка податку на прибуток. У 2019 році — 18%

Припустимо, що при впровадженні результатів наукової розробки покращується якість, що дозволяє підвищити ціну його реалізації на 300 грн. Кількість одиниць реалізованої продукції також збільшиться: протягом першого року на 110 шт., протягом другого року – на 140 шт., протягом третього року на 180 шт. Реалізація продукції до впровадження розробки складала 50 шт, а її ціна 2500 грн. Розрахуємо прибуток, яке отримає підприємство протягом трьох років.

$$\Delta\Pi_1 = [300 \cdot 50 + (2500 + 300) \cdot 110] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) = 55177(\text{грн.})$$

$$\Delta\Pi_2 = [300 \cdot 50 + (2500 + 300) \cdot (110 + 140)] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) = 134579(\text{грн.})$$

$$\Delta\Pi_3 = [300 \cdot 50 + (2500 + 300) \cdot (110 + 140 + 180)] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) = 220675(\text{грн.})$$

Отже, комерційний ефект від реалізації результатів розробки за три роки складе 1794159,93 грн.

3.3 Розрахунок ефективності вкладених інвестицій та періоду їх окупності

Розрахуємо основні показники, які визначають доцільність фінансування наукової розробки певним інвестором, є абсолютна і відносна ефективність вкладених інвестицій та термін їх окупності. Теперішню вартість інвестицій PV, що вкладаються в наукову розробку приймемо рівну загальним витратам $PV = 3B = 38038$ грн.

Очікуване збільшення прибутку – додатковий прибуток ДП, що його отримає науковець-розробник від впровадження результатів наукової розробки, для кожного із років, починаючи з першого року впровадження. Таке збільшення прибутку також було розраховане нами раніше за формулою (3.13). Розрахуємо абсолютну ефективність вкладених інвестицій $E_{\text{абс}}$ згідно

наступної формули::

$$E = (ПП - PV), \quad (3.14)$$

де $ПП$ – приведена вартість всіх чистих прибутків, що їх отримає підприємство від реалізації результатів наукової розробки, грн;

PV – теперішня вартість інвестицій, $PV = 3B$.

В свою чергу, приведена вартість всіх чистих прибутків розраховується:

$$ПП = \sum_1^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (3.15)$$

τ – норма дисконту, величина якої залежить від рівня ризику, рівня банківської ставки по вкладам, рівня інфляції, $\tau = 0,1$;

T – термін протягом якого продукція реалізовується на ринку, років;

t – відповідний рік функціонування проекту, в якому очікується прибуток, грн.

Збільшення прибутку ми отримаємо починаючи з першого року:

$$ПП = \frac{55177}{(1+0,2)^1} + \frac{134579}{(1+0,2)^2} + \frac{220675}{(1+0,2)^3} = 267737,61(\text{грн.}).$$

Тоді, чистий приведений дохід дорівнює:

$$E_{\text{абс}} = (267737,61 - 38038) = 229699,91(\text{грн.}).$$

Оскільки $E > 0$, то вкладання коштів на виконання та впровадження результатів даної МКР може бути доцільним.

Розрахуємо відносну (щорічну) ефективність вкладених в наукову

розробку інвестицій E_ϵ . Для цього використаємо формулу:

$$E_\epsilon = \sqrt[3]{1 + \frac{E}{PV}} - 1, \quad (3.16)$$

$$E_\epsilon = \sqrt[3]{1 + \frac{229699,91}{38038}} - 1 = 0,92 = 92\%$$

Визначимо мінімальну ставку дисконтування, яка у загальному вигляді визначається за формулою:

$$\tau = d + f, \quad (3.17)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2019 році в Україні $d = (0,14 \dots 0,2)$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладень; зазвичай, величина $f = (0,05 \dots 0,1)$.

$$\tau_{\min} = 0,18 + 0,05 = 0,23$$

Оскільки $E_\epsilon > \tau_{\min}$, то інвестор може бути зацікавлений у фінансуванні даної наукової розробки. Розрахуємо термін окупності вкладених у реалізацію наукового проекту інвестицій за формулою:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_\epsilon}, \quad (3.18)$$

$$T_{ок} = \frac{1}{0,92} = 1,1 \text{ (роки)}$$

Оскільки $T_{ок} < 3$ -х років, а саме термін окупності рівний 0,88 роки, то фінансування даної наукової розробки є доцільним.

Висновки до розділу

В даному розділі було оцінено економічний потенціал розробки засобу для стоматологічної фотополімеризації, який виявився на вище середньому рівні.

Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної роботи по кожній з статей витрат складе 23963,8 грн. Загальна ж величина витрат на виконання та впровадження результатів даної НДР буде складати 38038грн.

Вкладені інвестиції в даний проект окупляться через 1,1 роки при прогнозованому прибутку 267737,61 грн. за три роки.

ВИСНОВКИ

1. Серед існуючих типів фотополімеризаторів найкращі для фотополімеризації характеристики світлового потоку забезпечують засоби, джерелом випромінювання в яких є світлодіод. Поряд із цим залишаються не до кінця вирішеними проблеми забезпечення таких режимів фотополімеризації, які б дозволили знизити вплив полімеризаційної усадки на міцність з'єднання, забезпечити повну полімеризацію композиту у всьому його об'ємі, зменшити вплив суб'єктивних факторів на результат полімеризації.

2. Відомі методи проведення фотополімеризації, зокрема, плавного зростання потужності світлового потоку на початковому етапі полімеризації або використання пульсуючого світлового потоку залишають залежною якість результату фотополімеризації від товщини шарів, що накладаються, та від відстані від торцем світловода та поверхнею композиту.

3. Використання пучків сфокусованого випромінювання, які мають більшу проникаючу здатність, дозволяє зменшити залежність ступеню полімеризації внутрішніх шарів композиту від їх віддаленості від поверхні. Крім того, за рахунок дії неоднорідного світлового потоку у полімері формуються зони з різною інтенсивністю полімеризації, що сприятимемо розосередженню механічних напружень, які виникають внаслідок полімеризаційної усадки. Нарешті, знижується залежність інтенсивності випромінювання, що потрапляє у полімер, від відстані між торцем світловода та поверхнею композиту.

4. Запропонована функціональна побудова засобу для стоматологічної фотополімеризації дозволяє проводити фотополімеризацію фоточутливих стоматологічних композитів під дією 9 пучків сфокусованого випромінювання із загальною середньою потужністю світлового потоку 700 мВт при підтриманні плавного зростання потужності протягом перших 5 с та стабілізацією потужності протягом наступного циклу фотополімеризації. При цьому споживана електрична потужність в активному режимі не перевищує 14 Вт.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Боровский Е. В. Терапевтическая стоматология: Учебник / Е. В. Боровский – М. Медицинское информационное агенство, 2004. – 797 с.
2. Караков К.Г. Современная концепция техники использования композиционных материалов и адгезивных систем в клинике терапевтической стоматологии: Учебное пособие / Под ред. К. Г. Каракова – Ставрополь: СГМУ, 2014. – 85 с.
3. А.А. Удод, А.Б. Мороз Зона соединения фотокомпозиционных материалов с твердыми тканями зубов при различных режимах полимеризации //Современная стоматоглогия. – 2004. - №7. – С. 7 – 12.
4. Стоматологические композитные материалы (композиты). [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://tavi-dent.ru/metody-i-materialy/stomatologicheskie-kompozitnye-materialy/>.
5. Преимущества светоотверждаемых пломб в стоматологии. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://privatdental.ru/articles/6/>.
6. Световая пломба – надежно, быстро, долговечно. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://vbreket.ru/spravochnik/svetovaya-plomba.html>.
7. Эстров, Е. Оборудование для полимеризации свето- отверждаемых композитных материалов / Е. Эст-ров // Зубной техник. – 1997. – № 2. – С. 4.
8. Ананикян Д. Ю. Влияние режима полимеризации на токсичность современных светоотверждаемых композитных материалов: автореф. дис. на соискание научн. степени канд. мед. наук : спец. 14.00 21 – «Стоматология» / Д. Ю. Ананикян. – Москва, 2005. – 28 с.
9. Князева М.А. Виды стоматологических фотополимеризационных устройств и их сравнительная характеристика / М. А. Князева // ВЕСТНИК ВГМ. – 2011. – ТОМ 10, №4. – С. 138 – 147.
10. Полимеризация композитов. [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://for-medic.info/2010/10/polimerizaciya_kompozitov/.
11. Полимеризационные лампы. [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://m.coralspb.ru/oborudovanie/polimerizacionnie_lampi.

12. Олянич М. О. Сучасні тенденції розвитку стоматологічних фотополімеризаторів // Матеріали XLVII науково-технічної конференції підрозділів Вінницького національного технічного університету (НТКП ВНТУ–2018) [Електронне мережне наукове видання] : збірник доповідей. – Вінниця : ВНТУ, 2018. С. 1609 – 1611.

13. LED ENERGY – лампа для фотополімеризації. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://www.aldera.ru/articles/led-energy--lampra-dlya-fotopolimerizacii/>.

14. Фотополімеризатор OPTILIGHT LD III (Бразилія) (описание изделия). [Електронний ресурс]. Режим доступу: http://online.zakon.kz/Document/?doc_id=30573786#pos=3;-68.

15. MEGALUX SOFT-START Прибор галогенный для полимеризации светоотверждаемых пломбировочных материалов с функцией мягкого старта. [Електронний ресурс]. Режим доступу: www.ivoclarvivadent.ru/zoolu-website/media/document/20602/Megalux+Soft+Start.

16. Used Dental Curing Light | 3M ESPE Elipar FreeLight. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://www.atlasresell.com/used-dental-curing-light-3m-espe-elipar-freelight-2>.

17. ФПС-01-С - проводной светодиодный фотополімеризатор. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://stomdevice.ru/terapevtam-i-ortopedam/polimerizacionnye-lampy-i-sistemy-otbelivaniya/polimerizacionnye-lampy/fps-01-s-provodnoy-svetodiodnyy-fotopolimerizator/>.

18. Физико-химические свойства композиционных материалов [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://helpiks.org/2-59061.html>.

19. О.Э.Хидирбегишвили Полимеризационная усадка композитов. Часть 1 [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://stomport.ru/articles/polimerizacionnaya-usadka-kompozitov.-chast-1>.

20. Николаев А.И. Практическая терапевтическая стоматология: учеб. пособие / А.И.Нико лаев, Л.М.Цепов. – 9-е изд. – М. : МЕДпресс-информ, 2014. – 928 с.

21. Савельев И. В. Курс общей физики: Учеб. пособие. В 3-х т. Т. 3. Квантовая оптика. Атомная физика. Физика твердого тела. Физика атомного

ядра и элементарных частиц. — 3-е изд., испр. — М.: Наука, Гл. ред. физ.-мат. лит., 1987. — 320 с.

22. Yin-Chu Chena, Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone / Yin-Chu Chena, Jack L. Ferracane b, Scott A. Prahl // Dental materials. — 2007. - №23. — P. 655–664.

23. Трофимов Ю.Б. Светодиодная элементная база — некоторые особенности и проблемы применения в дисплейных технологиях // Электронные компоненты. — 2002, №1. — С. 29 — 35.

24. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Тарновський М.Г. Оптоелектронна схемотехніка. Навчальний посібник. — Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2008. - 189 с.

25. Основные принципы конструкции лампы со светоизлучающим L.E.D — диодом [Электронный ресурс]. Режим доступа: http://www.ukrdental.com/equipment/lamp/lamp_basic_principle.shtm

26. Luxeon V Star [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.luxeonstar.com/assets/downloads/ds30.pdf>.

27. 500VCoolMOS™CEPowerTransistor IPX50R3K0CEIPD50R3K0CE. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.kosmodrom.com.ua/pdf/IPD50R3K0CEBTMA1.pdf>.

28. Сердюков О.В., Мухин Ю.Н. Выбор микроконтроллера // Электронные компоненты. — 2002. - №5. — С.39-42.

29. Евстифеев А.В. Микроконтроллеры AVR семейства фирмы Tiny и Mega фирмы Atmel. — М.: Издательский дом «Додэка-XXI», 2004. — 560 с

30. Bi-COLOR LED LAMPS. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://search.alkon.net/cgi-bin/pdf.pl?pdfname=03345.pdf>.

31. ULTRALED LAMPS FYL-3014XX-XX. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://pribor-systems.ru/fromoremax/PDF/Foryard/FYL-3014XX-XX.pdf>.

32. BMT-12UX. [Электронный ресурс]. Режим доступа: www.allcomponents.ru/pdf/dblectro/bmt1203ux.pdf.

33. BC817-16/-25/-40 45V NPN SMALL SIGNAL TRANSISTOR. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.diodes.com/assets/Datasheets/ds11107.pdf>.

34. М. О. Олянич Стоматологічний фотополімеризатор // Матеріали XLVIII науково-технічної конференції підрозділів Вінницького національного технічного університету (НТКП ВНТУ–2019) [Електронне мережне наукове видання] : збірник доповідей. – Вінниця : ВНТУ, 2019. – С. 1235 – 1237

35. В.Б. Иволгин, А.П. Коханенко, А.С. Мягков Волоконно-оптические линии связи: эффективность ввода оптического излучения в волокно. Электронная версия учебного пособия: http://www.ssga.ru/metodich/posobie_3/index.html.

36. Андрушко Л.М. и др. Волоконно-оптические линии связи. Справочник. – К.: Техника, 1988. – 239 с.

37. Самарин Ю.Н. Принципы построения лазерных выводных устройств // КомпьюАрт, №5. – 2005. – С. 34-37.

38. Заказнов Н. П. Теория оптических систем: Учебник для студентов приборостроительных специальностей вузов / Н. П. Заказнов, С. И. Кирюшин, В. Н. Кузичев – 3-е изд., перераб. и доп. – М.: Машиностроение, 1992. – 448 с.

39. Тарновський М.Г. Прикладна оптика. Частина 1 Основи теорії оптичних систем: навчальний посібник / М.Г. Тарновський, В. П. Кожем'яко. – Вінниця: ВНТУ, 2016. – 107 с.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

(обов'язковий)

Вінницький національний технічний університет
Факультет комп'ютерних систем і автоматики
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. кафедри лазерної та
оптикоелектронної техніки

д.т.н., проф

_____ Н.І. Заболотна

“ ____ ” _____ 2019 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на виконання магістерської кваліфікаційної роботи

Засіб для стоматологічної фотополімеризації

08-04 МКР.002.00.000.ТЗ

спеціальність 152 – «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»
освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика»

Науковий керівник: к.т.н., доц. каф. ЛОТ

_____ Гарновський М.Г.

(прізвище та ініціали)

Виконавець: студент 2 курсу, групи ЛТО-18м
напряму підготовки

_____ 152 Метрологія та інформаційно-

(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності)

вимірювальна техніка

_____ Олянич М. О.

(прізвище та ініціали)

Вінниця, 2019 р.

1. Підстава для виконання магістерської кваліфікаційної роботи (МКР)

Робота виконується на підставі наказу ректора ВНТУ № ___ від “___” _____ 2019 р. та індивідуального завдання на МКР.

2. Мета та призначення МКР

Метою МКР є покращення функціональних характеристик засобу для стоматологічної фотополімеризації, спрямоване на оптимізацію режиму світлової полімеризації для підвищення якості відновлення твердих тканин зубу.

Призначення розробки – виконання магістерської кваліфікаційної роботи.

3. Вихідні дані для виконання МКР

Склад системи:

- мікроконтролер;
- потужний світлодіод з довжиною хвилі випромінювання 400-500 нм;
- світловод з 9-ма мікролінзами на торці;
- дволінзова оптична система для введення випромінювання у світловод.

Характеристики системи:

- потужність вихідного світлового потоку – 700 мВт;
- ініціювання фотополімеризації сфокусованими пучками променів;
- підтримуваний час фотополімеризації – від 10 до 60 с з кроком 10 с;
- керування – одна кнопка.

4. Вимоги до виконання МКР

- провести техніко-економічне обґрунтування доцільності розробки;
- провести аналіз можливих підходів до покращення функціональних характеристик стоматологічного засобів для фотополімеризації;
- визначити побудову засобу для стоматологічної фотополімеризації з покращеними функціональними характеристиками на структурному та функціональному рівні;
- оцінити комерційний потенціал розробки.

5. Джерела розробки

1. Караков К.Г. Современная концепция техники использования композиционных материалов и адгезивных систем в клинике терапевтической стоматологии: Учебное пособие / Под ред. К. Г. Каракова – Ставрополь: СГМУ, 2014. – 85 с.

2. Князева М.А. Виды стоматологических фотополимеризационных устройств и их сравнительная характеристика / М. А. Князева // ВЕСТНИК ВГМ. – 2011. – ТОМ 10, №4. – С. 138 – 147.

3. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Тарновський М.Г. Оптоелектронна схемотехніка. Навчальний посібник. – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2008. - 189 с.

4. Евстифеев А.В. Микроконтроллеры AVR семейства фирмы Tiny и Mega фирмы Atmel. – М.: Издательский дом «Додэка-XXI», 2004. – 560 с.

5. Кожем'яко В.П. Прикладна оптика: навч. посіб. Ч. 1. Основи теорії оптичних систем / В.П.Кожем'яко, М.Г.Тарновський; ВНТУ. - Вінниця: ВНТУ, 2017. - 107 с.

6. Етапи МКР та очікувані результати

№ пп	Назва етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	кінець	
1	Техніко-економічне обґрунтування			Аналітичний огляд літературних джерел, задачі дослідження, розділ 1 ПЗ
2	Аналіз можливих підходів до покращення функціональних характеристик засобів для фотополімеризації			Підрозділ 2.1 розділу 2 ПЗ
3	Визначення структурної побудови засобу			Підрозділ 2.2 розділу 2 ПЗ
4	Розробка функціональної та схеми електричної принципової			Підрозділів 2.3 та 2.4 розділу 2 ПЗ
5	Розрахунок параметрів оптичної системи			Підрозділ 2.5 розділу 2 ПЗ
6	Розробка блок-схеми алгоритму			Підрозділ 2.6 розділу 2 ПЗ
7	Розрахунок економічних показників			Розділу 3 ПЗ
8	Оформлення пояснювальної записки та презентації			Пояснювальна записка, презентація

7. Матеріали, що виносяться до захисту МКР

Пояснювальна записка МКР, графічні та ілюстративні матеріали, протокол попереднього захисту МКР на кафедрі, відгук наукового керівника, анотації до МКР українською та англійською мовами.

8. Порядок контролю виконання та захисту МКР

Виконання етапів, оформлення графічної та розрахункової документації МКР контролюється науковим керівником згідно зі встановленими термінами. Захист МКР відбувається на засіданні Державної екзаменаційної комісії (ДЕК), затвердженої наказом ректора.

9. Вимоги до оформлення МКР

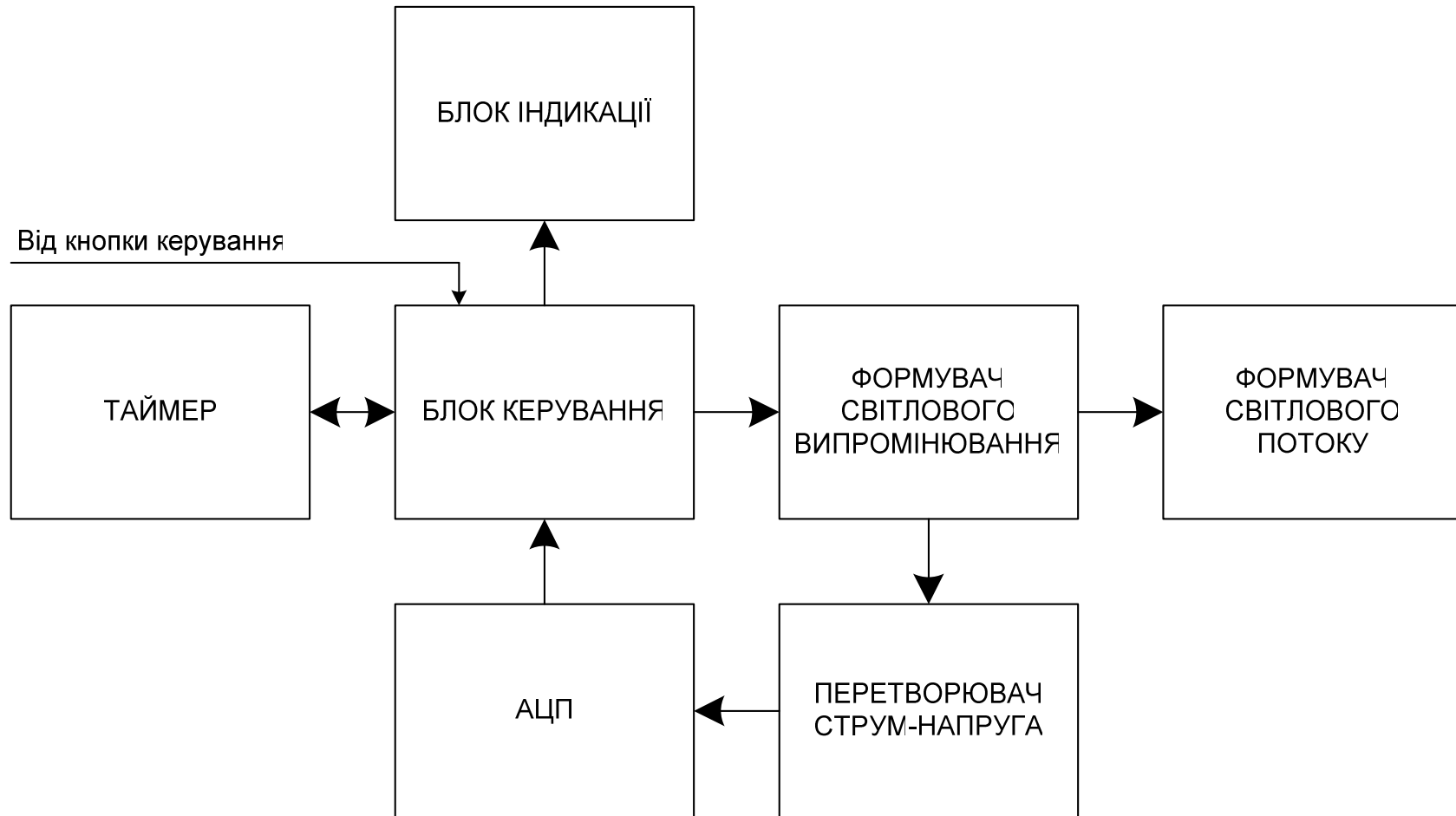
Оформлення магістерської роботи повинно відповідати вимогам, викладеним у ДСТУ 3008:2015 «Документація. Звіти в сфері науки і техніки. Структура і правила оформлення».

10. Вимоги щодо технічного захисту інформації в МКР з обмеженим доступом

Відсутні.

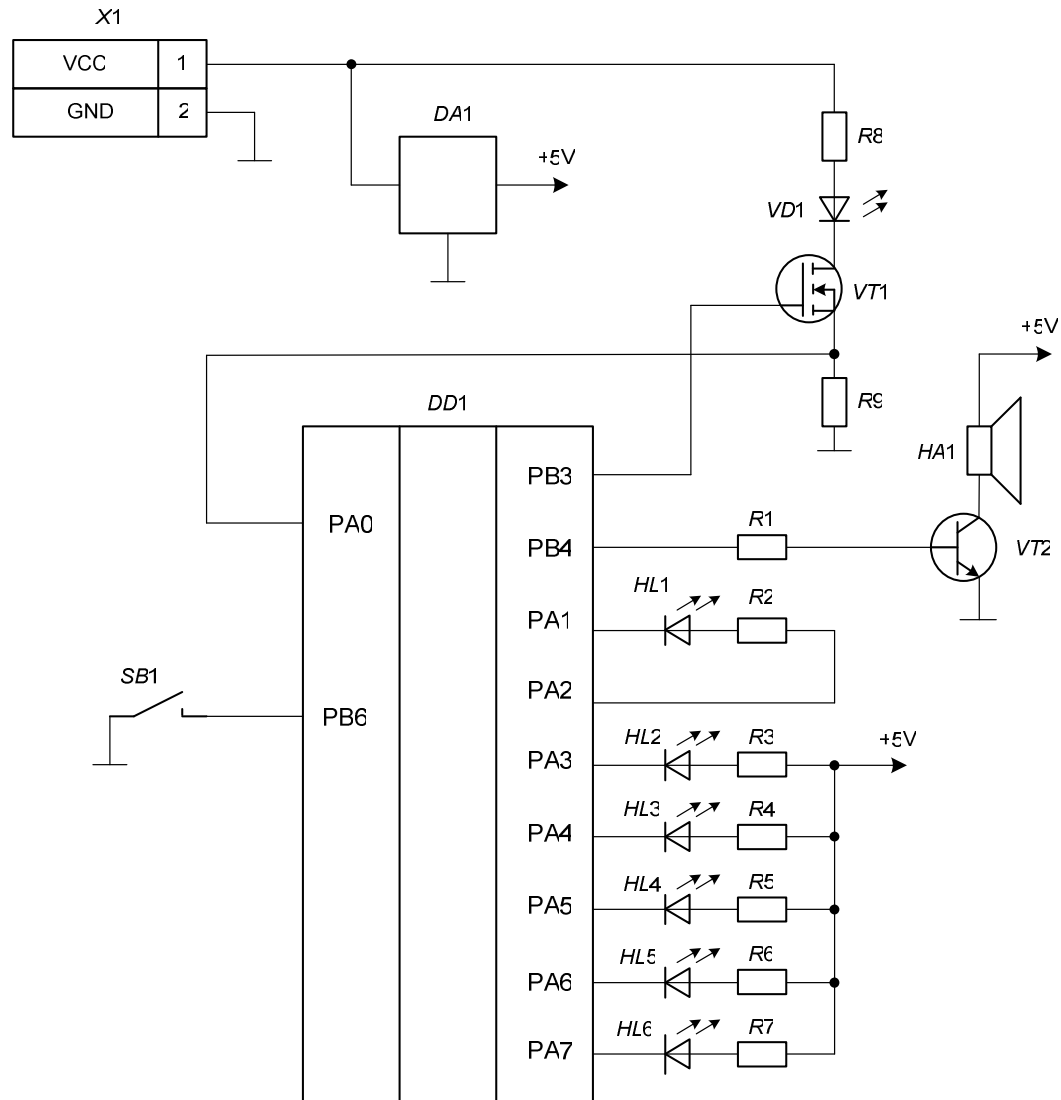
Додаток Б

Структурна схема засобу для стоматологічної фотополімеризації



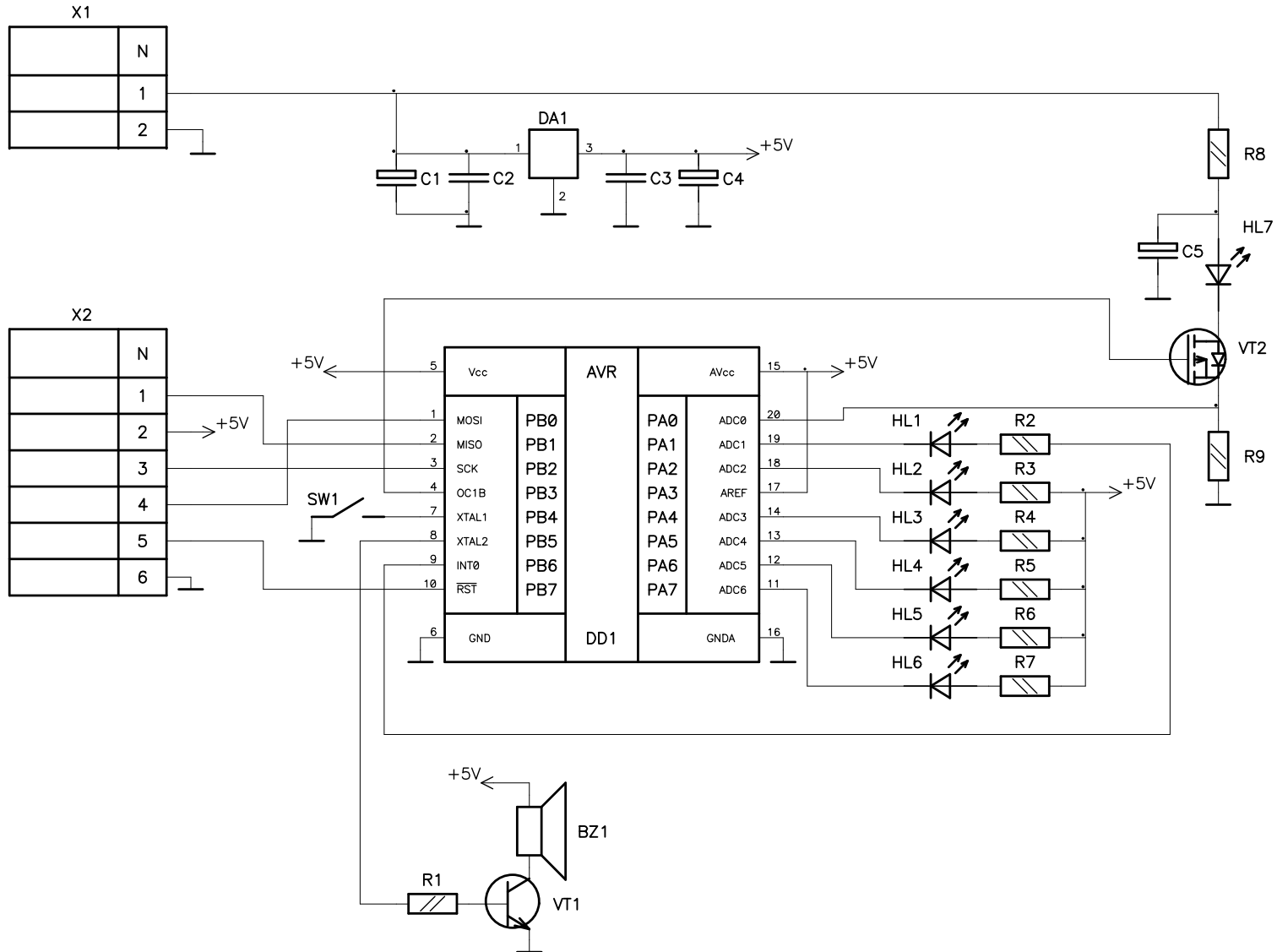
Додаток В

Функціональна схема засобу для стоматологічної фотополімеризації



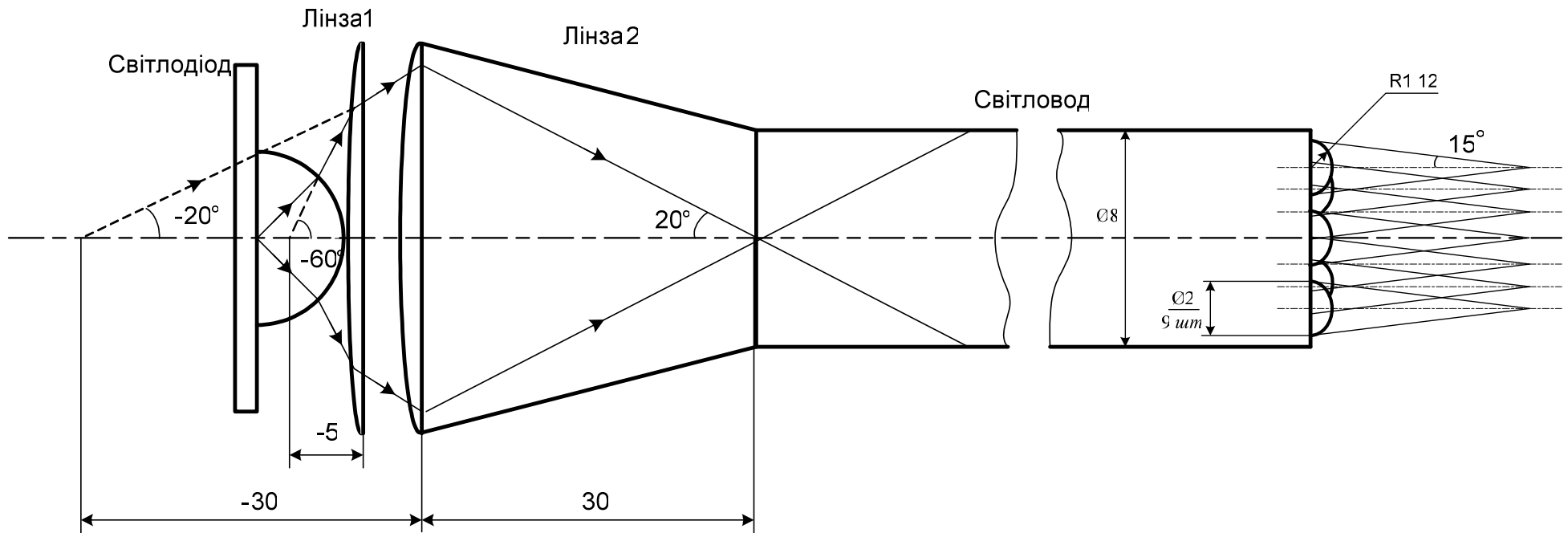
Додаток Г

Схема електрична принципова засобу для стоматологічної фотополімеризації



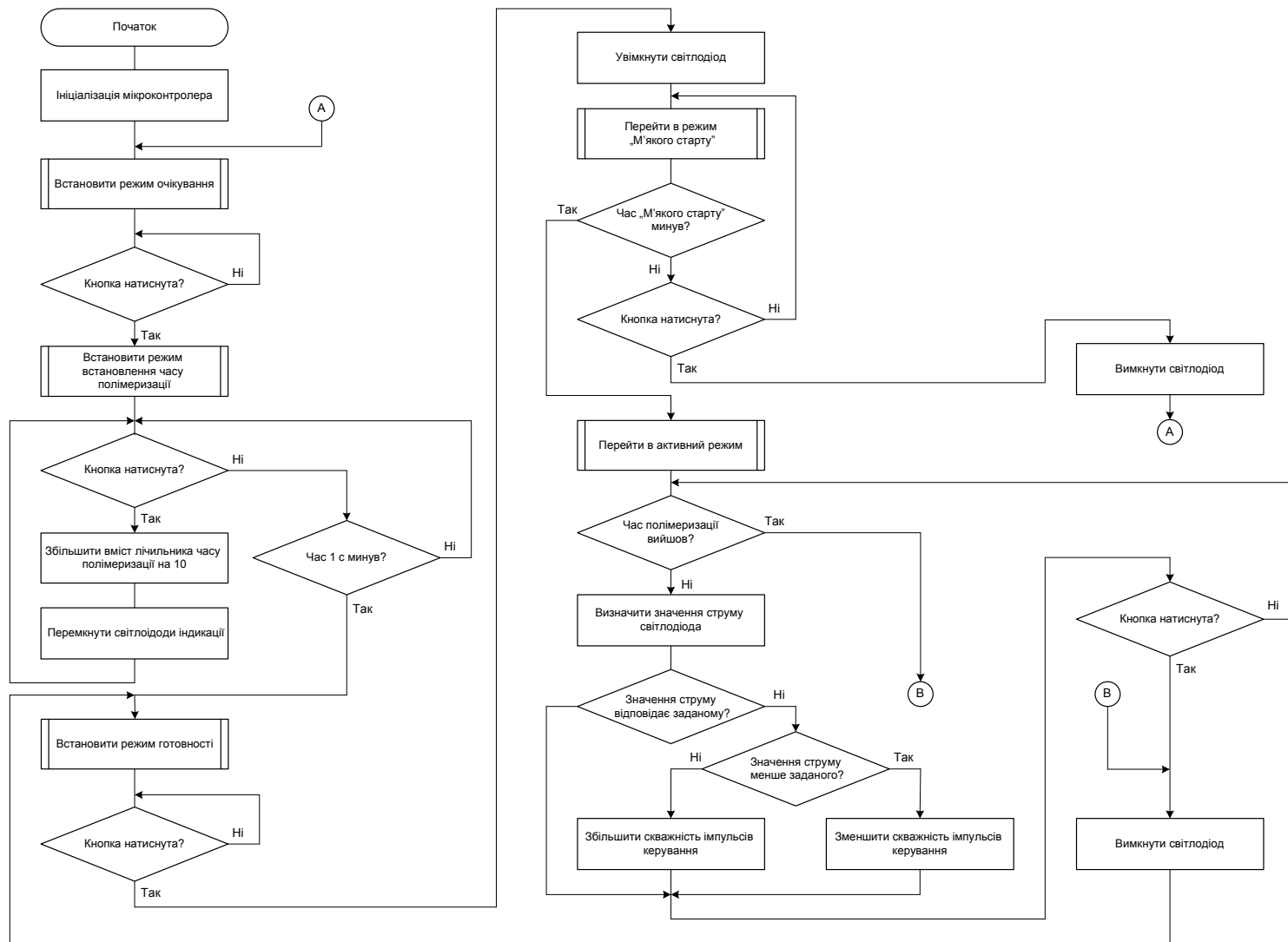
Додаток Д

Оптична схема засобу для стоматологічної фотополімеризації



Додаток Е

Схема програми засобу для стоматологічної фотополімеризації



Додаток Ж

Креслення зовнішнього вигляду

