

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Приладобудівний факультет

Кафедра інформаційно-вимірювальних технологій

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Володимир ЄРЕМЕНКО

«__» _____ 20__ р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

**за освітньо-професійною програмою «Метрологія та вимірювальна
техніка»**

**спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»
на тему: «Система вимірювання та контролю параметрів мікроклімату
у інкубаторі для новонароджених»**

Виконала:

студентка IV курсу, групи ВВ-71

Гладун Аліна Ігорівна _____

Керівник:

Ст. викладач, к.т.н.

Морозова Марія Миколаївна _____

Консультант з нормоконтролю:

Ст. викладач, к.т.н.

Щербань Анастасія Павлівна _____

Рецензент:

Доцент, к.т.н., доцент

Галаган Роман Михайлович _____

Засвідчую, що у цьому дипломному
проєкті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
РОЗДІЛ 1 ЕКСПЛУАТАЦІЙНІ ОСОБЛИВОСТІ ІНКУБАТОРІВ ДЛЯ НЕМОВЛЯТ	5
1.1 Інкубатори для новонароджених та їх функціональність	5
1.2 Класифікаційний аналіз типів інкубаторів.....	7
1.3 Порівняння технічних характеристик інкубаторів	Помилка! Закладку не в
1.4 Аналіз ризиків, що потребують використання інкубатора	Помилка! Заклад
РОЗДІЛ 2 ТЕХНІЧНІ ВИМОГИ ДЛЯ РОБОТИ ІНКУБАТОРІВ	Помилка! Закла
2.1 Аналіз критеріїв безпеки інкубаторів для немовлят	Помилка! Закладку не
2.2 Розробка алгоритму роботи системи вимірювання та контролю параметрів мікроклімату.....	Помилка! Закладку не визначено.
2.3 Загальний опис принципу дії приладу (інкубатора) та ролі системи СВКПМІ у ньому	25
РОЗДІЛ 3 ОЗРАХУНКИ, ЩО ПІДТВЕРДЖУЮТЬ ПРАЦЕЗДАТНІСТЬ І НАДІЙНІСТЬ СИСТЕМИ	Помилка! Закладку не визначено.
3.1 Розробка структурної схеми СВКПМІ	26
3.2 Розрахунки каналів СВКПМІ	28
3.3 Рівняння перетворення.....	29
3.4 Вибір розрядності АЦП	Помилка! Закладку не визначено.
3.5 Мультиплікативна складова похибки вимірювання СВКПМІ	31
3.6 Адитивна складова похибки вимірювання СВКПМІ	32
3.7 Вимоги до окремих блоків вимірювання	33
3.8 Похибка нормуючого пристрою (НП).....	34
3.9 Похибка аналогово-цифрового перетворювача (АЦП)	35

3.10	Аналіз похибок датчика температури та вологості АНТ10	37
3.11	Сценарії опитування датчиків з варіантами часових діаграм	39
РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА І РОЗРАХУНОК ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ		
СВКПІ		41
4.1	Нормуючий пристрій	42
4.2	Аналогово-цифровий пристрій	43
4.3	Мікроконтролер	44
РОЗДІЛ 5 РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ		
ОКРЕМИХ МОДУЛІВ СВКПІ		46
РОЗДІЛ 6 МЕТРОЛОГІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ		47
ВИСНОВКИ		48
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ		49

ВСТУП

Найважливішим провідним показником здоров'я населення у всьому світі, найчутливішим індикатором рівня медичного обслуговування, соціально-економічного розвитку та культурного благополуччя суспільства, що визначає рейтингове місце та політичний престиж країни, є малюкова смертність [1].

На даний момент рівень смертності дітей від народження до одного року в Україні залишається удвічі вищим (7,2%), ніж у країнах Європейського Союзу (ЄС), при цьому частина немовлят, які, за критерієм Всесвітньої організації охорони здоров'я, вважаються померлими на першому тижні життя, при розрахунку коефіцієнтів смертності немовлят в Україні не враховуються, тому реальний розрив відповідних показників в нашій державі та країнах ЄС більший, ніж це засвідчує статистика [2].

Неприпустимо високою залишається смертність немовлят від зовнішніх причин, якої можна уникнути за умови належного догляду за дітьми, якісного й технічно-доцільного впровадження медичного обладнання [1].

Однією з особливостей педіатричної служби в Україні є розгалужена мережа дитячих медичних установ – невеликих стаціонарів, поліклінік, пологових будинків.

Очевидно, що у кожному медичному закладі неможливо створити кваліфіковану службу інтенсивної терапії у зв'язку відсутності підготовлених фахівців, належної якості медичної апаратури.

Та, шляхом аналізу та оцінки умов електробезпеки, повітряного середовища, освітлення та мікроклімату всередині неонатального обладнання, можна обрати найякісніше, тим самим, зменшити малюкову смертність в країні, та підняти її на вищі рівні.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						4
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

1. ЕКСПЛУАТАЦІЙНІ ОСОБЛИВОСТІ ІНКУБАТОРІВ ДЛЯ НЕМОВЛЯТ

1.1 Інкубатори для новонароджених та їх функціональність

Сучасні інкубатори для немовлят забезпечують контрольовані умови навколишнього середовища, необхідні для лікування передчасно народжених, які не в змозі переносити всі умови поза утробою матері або немовлят, народжених з певними захворюваннями. Пацієнти в інкубаторі мають труднощі з терморегуляцією через поганий стан теплоізоляції: передчасно народжені діти не мають можливості зберігати тепло, змінюючи положення тіла. Навіть незначний холодний стрес знижує рівень виживання немовлят. Необхідно підтримувати сталу температуру навколишнього середовища, при якій для збереження нормальної температури тіла потрібен мінімальний рівень споживання кисню. Тому підтримання оптимального мікроклімату – одна з основних вимог при лікуванні та наданні необхідної медичної допомоги новонародженим. У даному мікрокліматі температура, вологість та вміст концентрації кисню можуть піддаватися регулюванню індивідуально. Окрім того, інкубатор ізолює пацієнта та захищає від хвороботворних бактерій чи інфекцій, які можуть переноситися через повітря [1].

Сьогодні інкубатори відрізняються дизайном та комплектуючими залежно від виробника, але основні частини цих електричних медичних пристроїв засновані на загальних вимогах та мають подібні складові, а саме наявність:

1. металевої конструкції;
2. кришки з органічного скла з отворами для вставки кабелів і внутрішньої додаткової стінки;
3. ліжка для пацієнта;

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						5
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

4. мікропроцесорного пристрою контролю температури та вологості повітря;

5. комоду (у якому наявні декілька ящиків для зберігання необхідного матеріалу);

6. системи підключення до централізованого розподілу кисню (O_2) і вакуумування.

Зовнішній вигляд інкубатора приведено нижче на рисунку 1.1.



Рисунок 1.1 - Зовнішній вигляд інкубатора для новонароджених

Інкубатор складається з жорсткої прозорої коробки, що називається камерою, яка має бічні отвори. У виготовленні камери використовується прозорий матеріал. Основна функція камери – протистояти перенапруженням та поглинати удари, забезпечувати теплоізоляційні властивості. Найчастіше камера розміщується на кріпленні, яке має можливість регулювання. Бічні отвори на камері забезпечують доступ до пацієнта для реанімації або процедур, не загрожуючи термостабільності. Найчастіше у конструкції інкубатора передбачені отвори на камері уздовж однієї з довших сторін, а також – зручне положення зміщення матраца або іншої підтримки немовляти

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						6
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

всєбічно. У сучасних моделей наявні функції, що дозволяють проведення різних лікувально-діагностичних маніпуляцій (проведення фототерапії, рентгенографії, зважування, моніторинг тощо) [1].

Як правило, інкубатори розраховані на масу тіла до 5 кілограмів. Користувач може регулювати висоту, а також нахил матраца. Це дозволяє забезпечити хорошу ергономіку та легкий доступ до пацієнта з боку медперсоналу. Інкубатор також можна опустити для забезпечення оптимального контакту мати-дитина [1].

1.2 Класифікаційний аналіз типів інкубаторів

Існують основні три типи моделей інкубаторів [1]:

- **Стационарні інкубатори:** використовуються для тривалого догляду за недоношеними та новонародженими дітьми в оздоровчих відділеннях та у відділеннях інтенсивної терапії.

- **Транспортні інкубатори:** використовуються для внутрішнього транспорту з реанімаційної кімнати до педіатричного відділення інтенсивної терапії або для перевезення в інші клініки автомобілем або гелікоптером.

Інкубатори мають власне електропостачання через акумулятори, а також подачу газу через газові балони. У лікарні або в транспортному засобі обладнання може бути забезпечене енергією через мережу 220 В та через центральне газопостачання, щоб заощадити мобільне енергопостачання [1].

Інкубатори, встановлені на шасі з вібраційними поглиначами, пристосовані до стандартної висувної каретки. Через обмежений простір під час транспортування, наприклад, у вертольотах, а також короткий час транспортування в цих пристроях опція зволоження недоступна. Транспортні інкубатори інтенсивної терапії оснащені респіратором, контрольним контролем пацієнта, шприц-насосом та відсмоктувальним пристроєм [1].

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						7
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

- **Спеціальні інкубатори:** використовуються для обстежень на магнітно-резонансному томографі (МРТ), тобто існують немагнітні переносні інкубатори, які можна вставити в МРТ [1].

За допомогою цього апарату також можливе зволоження повітря та штучна вентиляція, а також обстеження імпульсним оксиметром для спостереження за пацієнтом. Апарат також підходить для обстеження грудної клітки та мозку [1].

У подальшому у проєкті будуть розглядатися лише стаціонарні інкубатори, адже вони найбільш поширені у відділеннях інтенсивної терапії неонатальних відділень.

Стаціонарний інкубатор представляє собою електричне медичне обладнання, здатне фізично вміщувати новонародженого. Основною задачею інкубатора для новонароджених стоїть питання регуляції температури, вологості та концентрації кисню [1].

Інкубатор всмоктує повітря в приміщення через змінний фільтр повітря. Повітря в приміщенні нагрівається нагрівальним елементом, який має вентилятор посередині [1].

Тепле повітря підводиться через вентиляційний вал по довгих сторонах інкубатора до пацієнта. У результаті утворюється щит теплого повітря. Цей щит зменшує охолодження інкубатора, коли він відкритий. Як правило, повітря випускається на передньому кінці [1].

Температуру повітря вимірюють за допомогою декількох датчиків NTC (негативного температурного коефіцієнта) [1].

Завдання для виробника інкубаторів полягає у створенні однорідного атмосферного середовища без протягів. Вентилятор (аератор) повинен відповідати спеціальним вимогам. Наприклад, він повинен працювати якомога мовчки, щоб уникнути стресу та небезпеки пошкодження слуху для пацієнта. Інкубатори працюють при робочому шумі менше 50 дБ. Деякі виробники ставлять за мету ще більше знизити цей рівень шуму [1].

Користувач має дві можливості керувати температурою інкубатора [1]:

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						8
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

- **Регулювання температури повітря:** Користувач вибирає відповідну температуру повітря. Вимірюється температура за допомогою датчика температури в інкубаторі та порівнюється із заданим рівнем (фіксованою точкою).

Таким чином, встановлена температура в інкубаторі підтримується постійною. Якщо фактична температура відрізняється від заданої температури, персонал буде повідомлений сигналом тривоги.

Як правило, межа тривоги становить $\pm 1,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ від заданого рівня (точки).

- **Регулювання температури шкіри:** Персонал розміщує датчик температури на грудній клітці, а другий може бути прикріплений до кінцівок. Персонал встановлює бажану температуру грудної клітки.

Інкубатор регулює температуру повітря залежно від температури шкіри.

Якщо фактична температура відрізняється від заданої температури, персонал буде повідомлений сигналом тривоги.

Як правило, межа тривоги становить $\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ від заданої точки.

Інкубатори не здатні охолоджувати. При високій зовнішній температурі та у великих дітей неможливо підтримувати задану температуру. Температура може (залежно від типу інкубатора) встановлюватися від $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $39\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Для створення вологи використовують два принципи побудови [1]: або вода випаровується над нагрівачем, а потім після охолодження переходить в інкубатор, або створюється над нагрітою ємністю з водою у камері інкубатора.

Вологість вимірюється за допомогою ємнісних компонентів. Волога необхідна не тільки для підтримки теплового балансу дитини, але і для зволоження рота, носа, горла. Відносна вологість зазвичай може бути встановлена між 30 % і 99 %.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						9
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

Користувач має залежно від моделі дві можливості контролю вологості [1]:

- **Ручне регулювання вологості:** Користувач вибирає відповідну відносну вологість. Відносну вологість вимірюють за допомогою датчика вологості та порівнюють із заданим рівнем.
- **Автоматичне регулювання вологості:** У автоматичному режимі відносна вологість буде підвищена при більш високій температурі повітря.

Здебільшого у сучасних моделях інкубаторів використовують змішану систему регулювання вологості.

Залежно від температури повітря прилад може затримувати різні рівні вологості, так що при падінні нижче критичної температури накопичення конденсації відбувається, тоді як при більш високих температурах волога може поглинатися.

У результаті співвідношення зовнішньої температури до високої внутрішньої температури - виникає небезпека накопичення конденсату на склі інкубатора. Це може обмежити можливість спостереження за дитиною. Ефект посилюється при виборі вологості $> 70\%$. Для кращої ізоляції виробники пропонують додаткове внутрішнє скло. На практиці воно не покращило ситуацію, тим більше, що конденсат між двома скляними панелями не може бути усунутий медперсоналом [1].

Інкубатори не здатні сушити повітря. Якщо обрано встановлений рівень середньої вологості, який нижчий від вологості навколишнього повітря, фактичне досягнуте значення ніколи не буде нижчим, ніж навколишня вологість.

Повітря, залежно від конструкції інкубатора, може бути з вмістом кисню до 70% . У стаціонарних інкубаторах кисень подається через центральне газопостачання. Кисень в інкубаторі вимірюють паливними елементами, які застосовуються також у довготривалих респіраторях. Через потенційну небезпеку неправильної дози O_2 , тестування на O_2 призначене для

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						10
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

використання двох вимірювальних порогів. Сигнали від двох паливних елементів порівнюють один з одним. Якщо значення значно відрізняються один від одного, то паливні елементи можуть бути автоматично або вручну калібровані користувачем. Паливний елемент - це пристрій, який ефективно виробляє постійний струм і тепло з багатого воднем палива шляхом електрохімічної реакції.

Важливим діагностичним параметром у неонатології є не лише температура тіла, а й маса тіла. Сьогоднішня технологія впроваджує ваги в інкубатор. Таким чином, допомагає уникнути холодного стресу для новонародженого, коли його зважують.

Щоб полегшити обробку необхідними рентгенівськими променями, у новіших моделях інкубаторів вмонтовується рентген-прозорий ящик під килимок. У цю шухляду можна вставити звичайні рентгенівські касети. Таким чином, новонароджений не контактує безпосередньо з холодною, жорсткою рентгенівською пластиною.

1.3 Порівняння технічних характеристик інкубаторів

На прикладі (див. таблицю 1.1) розглянемо стаціонарні інкубатори різних виробників та порівняємо їхні технічні характеристики, які будемо розглядати та аналізувати далі, щоб розібрати переваги та недоліки кожного.

Таблиця 1.1– Порівняння технічних характеристик інкубаторів різних виробників

Технічні характеристики	Інкубатор для новонароджених Cristina sch, Італія	Інкубатор для новонароджених ОКМ801, Туреччина	Інкубатор для новонароджених ВВ -300, Китай

Продовження таблиці 1.1– Порівняння технічних характеристик інкубаторів різних виробників

Діапазон регулювання температури повітря	30-37,5 ° C	20-39 ° C	20-38 ° C
Діапазон регулювання температури шкіри	35-37,5 ° C	34-38 ° C	32-38 ° C
Точність датчика температури шкіри	± 0,1 ° C	± 0,1 ° C	± 0,3 ° C
Відхилення температури повітря	± 0,1 ° C	± 0,3 ° C	± 0,5 ° C
Діапазон контролю вологості	45-95% RH	30-95% RH	45-90% RH
Діапазон контролю кисню	28-60%	21-65%	25-60%
Час прогріву	54 хв	<20 хв	25 хв
Внутрішній рівень шуму	не більше 48 Дб	не більше 45 Дб	не більше 42 Дб
Опції ваги	До 6,5 кг	300 г – 8 кг	До 6 кг

З огляду на вищенаведене порівняння можна сказати, що у кожного виробника є свої переваги та недоліки. Інкубатори створюють мікроклімат,

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						12
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

який істотно відрізняється від навколишнього повітря. У цьому мікрокліматі температуру, вологість та вміст кисню можна до певної межі регулювати індивідуально і в кожного з виробників ця межа різна.

1.4 Аналіз ризиків, що потребують використання інкубатора

Інкубатори являють собою одну з найважливіших систем у процесі виходжування новонароджених. В дипломному проєкті, тобто в даному випадку захворювань пацієнтів віком до 3 місяців, що потребують інтенсивної терапії й перебування в інкубаторі, заради ефективного методу надання кваліфікованої допомоги[1].

1. *Респіраторний дистрес-синдром (РДС)* - захворювання переважно недоношених новонароджених, обумовлене незрілістю легень і дефіцитом сурфактанту – суміш поверхнево-активних речовин, що вистилає легеневі альвеоли зсередини. До теперішнього часу РДС являється найчастішою причиною неонатальної смертності. Він розвивається приблизно у 20 % недоношених новонароджених, а у дітей, що народилися до 28-го тижня, ця цифра досягає 80 %.

Провідним чинником в розвитку захворювання є недостатність вироблення сурфактанта, який перешкоджає спаданню стінок альвеол. Сурфактант починає синтезуватися альвеолярними епітеліальними клітинами з 25-26 тижня гестації, однак метілтрансферазний синтез (що виробляє сурфактант), припиняється незабаром після народження, а більш ефективна система у недоношених дітей (до 32-36 тижні) ще не сформована [1].

Недостатній синтез і швидка інактивація (зменшення вироблення) сурфактанту приводять до того, що вузькі дихальні шляхи і альвеоли спадаються при кожному видиху. Цьому сприяє надмірно висока податливість грудної клітини і низька розтяжність легких. Різко зростає робота дихання, але в міру виснаження дитини прогресують колапс альвеол,

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						13
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

що в подальшому призводить до порушень основних функцій легень, які провокують зменшення дихального обсягу і компенсаторне почастищення дихання, що є основними причинами гіповентиляції і неадекватною оксигенації, які без правильного лікування можуть спричиняти смертельні випадки [1].

Дитина з РДС повинна бути поміщена у інкубатор для підтримки нормальної температури тіла та заради насичення організму киснем. Дихальна терапія становить основу лікування у новонароджених з РДС. При легких формах РДС оксигенотерапія може проводитися за допомогою регулювання концентрації кисню у інкубаторі [1].

2. *Гіповолевмічний шок* – у новонароджених найчастіше розвивається унаслідок гострої крововтрати при відшаруванні і передлежанні плаценти, розриві пупкових судин і внутрішніх органів, масивних внутрішньочерепних крововиливах тощо. Дитина в стані шоку повинна перебувати у кювезі для створення оптимального температурного режиму [1].

3. *Артеріальна гіпоксемія* - найбільш частий прояв дихальної недостатності і тому інгаляції кисню є практично незамінним компонентом респіраторної терапії. Однак, кисень, як і будь-який інший лікарський засіб, повинен вводитися в відповідних дозах. Способи інгаляційної кисневої терапії – у педіатричній практиці для інгаляцій кисню найбільш часто використовують інкубатори для новонароджених, адже сучасні кювези дозволяють в автоматичному режимі з високою точністю підтримувати встановлену концентрацію кисню, температуру і вологість дихальної суміші. Однак необхідно пам'ятати, що при порушеннях герметичності, наприклад, при відкриванні вікон, миттєво змінюються параметри мікроклімату [1].

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						14
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

2. ТЕХНІЧНІ ВИМОГИ ДЛЯ РОБОТИ ІНКУБАТОРІВ

Контрольовані умови навколишнього середовища в інкубаторі означають, що повітря всередині камери тримається при певній температурі з певним відсотком вологості у повітрі. Забір повітря зазвичай відбувається у нижній частині пристрою. Вентилятор з моторним приводом, розміщений під камерою, забирає повітря з приміщення і продуває його над або через нагрівальний елемент і зволожувач повітря [1].

Нагрівальний елемент, виготовлений із скрученого опору, відомий як тип трубки (плоский або у згорнутому вигляді), утеплювач використовується в більшості інкубаторів [1].

Щоб запобігти перегріванню системи, показник потужності нагрівача, який використовується в інкубаторі, значно менший, ніж в інших пристроях. Типовий показник потужності нагрівача в інкубаторах становить від 100 до 300 Вт. Нагрівач керується електронним контролером температури. Зчитування інформації з датчиків температури та зчитування відносної вологості повітря всередині камери у сучасних моделях відображається цифровим чином на панелі управління [1].

Зволожувач повітря, як правило, є резервуаром для води. Вологість часто регулюється зачиненням і відкриттям клапана над баком з водою та відкриттям дефлекторної пластини над ємністю. Впускні отвори повітря дозволяють нагрітому і зволоженому повітрю потрапляти у камеру, у той час як вихідні отвори забирають повітря, таким чином забезпечується постійна циркуляція повітря всередині камери. Зволожувач повинен містити тільки дистильовану воду, щоб уникнути корозійного пошкодження інкубатору [1].

Загальні вимоги до інкубаторів для підтримання організму: для забезпечення температури дитини між 36,0 °C і 37,2 °C камера повинна створювати навколишнє середовище з температурою повітря між 34 °C і 38 °C і вологістю 40–90%.

Для оксигенації інкубатори можуть бути обладнані модулями для дозування кисню у попередньо нагріте і зволожене повітря. Концентрація

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						15
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

кисню також електронно контролюється за допомогою мікропроцесора. Якщо інкубатор не містить модулю для дозування кисню у повітрі всередині камери, кисень може постачатися через шлангове з'єднання із зовнішнього балона, кисневого концентратора або від центрального газопостачання. Більшість обладнання для оксигенації є сумісними з кювезами для новонароджених. Крім того, дитина отримує додатковий кисень безпосередньо через носову канюлю, яка подає кисень безпосередньо у ніздрі [1].

Підтримка максимальної чистоти повітря, що циркулює в інкубаторі, забезпечується завдяки використанню різних фільтрів. Також чистоту повітря в інкубаторі можна досягти за рахунок введення кисню в систему циркуляції, таким чином, щоб фільтрації під час використання підлягало не тільки замінне повітря, але й кисень. У такий спосіб бактеріологічні домішки, що виникають навіть під час подачі кисню, істотно зменшуються [1].

Всередині камери, над нагрівачем і зволожувачем повітря, встановлена колиска для пацієнта. Ця колиска, як правило, оснащена додатковою шкалою для вимірювання ваги новонародженого і може рухатися праворуч, ліворуч, вгору, вниз. Моніторинг та обладнання для спостереження часто вбудовується в інкубатор для немовлят, до складу якого входять кардіомонітори, обладнання для сканування мозку, обладнання для моніторингу крові, термометри та інші прилади для спостереження за життєвими ознаками. Для лікування певних захворювань медичні працівники використовують УФ (ультрафіолетові) лампи. Ці світильники можна ставити над інкубаторною камерою. Під час лікування ультрафіолетом, запобіжні заходи завжди слід приймати, щоб запобігти зайвому впливу УФ-світла на здорову шкіру [1].

Щоб забезпечити безпеку немовлят, усі інкубатори з електронним керуванням обладнані тривожною системою, яка відстежує стан навколишнього середовища всередині інкубатора та інформує медичний персонал у разі виникнення помилок [1].

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						16
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

Якщо мова йде про електричну несправність у лікувальному закладі, інкубатор повинен мати можливість утримувати пристрій у активному режимі протягом кількох годин у разі втрати електроенергії. Ємність акумулятора залежить від виробника. У разі раптових стрибків напруги, робота може бути перервана або може призвести до неправильного функціонування приладу. Заради уникнення даної несправності, інкубатори містять блоки безперебійного живлення (ББЖ) [1].

Параметри в камері, що забезпечують контрольоване середовище, повинні регулюватися якомога точніше, оскільки зміни температури, вологості, концентрації кисню можуть мати великий вплив на лікування пацієнта[1].

Відмови вентилятора (повітряного потоку), які визначаються як найбільш критичні перешкоди, можуть викликати задуху. Крім того, неправильне вимірювання рівня повітряного потоку безпосередньо впливає на насичення киснем, відносну вологість і температуру навколишнього середовища в інкубаторі. Може виникнути кілька ускладнень, таких як дегенерація сітківки та дегідратація через помилки в процесі контролю УФ-випромінювання для лікування немовлятам із вродженою жовтяницею (фототерапія), що вказує на важливість надійного та точного вимірювання індивідуальних параметрів в інкубаторі [1].

Рівень насичення киснем і вуглекислим газом є такими величинами, що опосередковано пов'язані з температурою, відотною вологістю повітря і потоком повітря з навколишнього середовища. Недостатній контроль кількості кисню, що надходить у вузол камери інкубатора може викликати гіпоксію або гіпероксію.

Рівень шуму є важливим параметром. Не менш важливим, ніж температура і вологість. Доведено, що рівень звуку в інкубаторах повинен бути випробуваний і зберігатися у межах, передбачених стандартами, , якщо інкубатор видає занадто багато шуму, пацієнт може досягти постійної втрати слуху [1].

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						17
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

2.1 Аналіз критеріїв безпеки інкубаторів для немовлят

Інкубатор для новонароджених являє собою кожух з однієї або декількома прозорими секціями, що дозволяють спостерігати за дитиною, і призначений для створення умов навколишнього середовища (нагріванням повітря всередині кожуха), необхідних для підтримки життєдіяльності новонароджених. Основними елементами конструкції інкубаторів є: дитячий відсік, система нагрівання повітря, система вентиляції та розподілу підігрітого повітря всередині дитячого відсіку, система керування, система контролю температури та вологості повітря в дитячому відсіку, температури тіла дитини, блок живлення [1].

Аналіз конструкції та режимів експлуатації інкубаторів I і II класів захисту від ураження електричним струмом показує, що для попередження невідповідностей вимогам безпеки необхідно виконувати заходи щодо контролю «базової безпеки» і точності «робочих характеристик». При цьому система показників, що характеризують «базову безпеку» даного типу виробів медичної техніки, включає: опір захисного заземлення, струми витоку, опір ізоляції, рівень шуму всередині дитячого відсіку. До «робочих характеристик» інкубаторів відносять: температуру та вологість повітря всередині дитячого відсіку [1].

На першому етапі аналізу були обрані та обґрунтовані методи та критерії оцінки «базової безпеки» інкубаторів. У виробів медичної техніки із доступними струмопровідними частинами, які відділені від частин під напругою тільки основною ізоляцією (до них відносяться дитячі інкубатори класу I) система захисного заземлення забезпечує основний захист від ураження електричним струмом. В інкубаторах значення загального опору захисного заземлення між затискачем захисного заземлення вилки мережі і будь-якою доступною металевою частиною з захисним заземленням не повинне перевищувати 0,3 Ом. Вимірювання повинні виконуватися за допомогою вимірювального приладу, що

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						18
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

забезпечує значення вихідного струму 200 мА на навантаженні 500 МОм та напругу холостого ходу не більше 24 В [1].

Струми витoku характеризують загальний стан засобів ізоляції доступних частин виробів медичної техніки і робочих частин, що безпосередньо контактують із пацієнтом. При цьому, чим вище значення струмів витoku, тим гірші ізоляційні властивості матеріалів, що забезпечують відокремлення частин і кіл ВМТ. Значення струмів витoku не повинні перевищувати значень, регламентованих ДСТУ 3798-98 [1]. Вимірювання повинні виконуватися за допомогою вимірювального приладу, що задовольняє наступним вимогам:

- повний опір постійному та змінному струму не менш 1,0 МОм;
- вимірювання напруги постійного струму, середньоквадратичного значення напруги змінного струму до частоти 1,0 МГц включно із відносною похибкою вимірювання не більше $\pm 5\%$.

Важливою експлуатаційною характеристикою інкубаторів є рівень шуму усередині дитячого відсіку, підвищення якого може призвести до порушень слухової функції новонароджених. У процесі експлуатації рівень шуму може зрости через ушкодження в системі вентиляції та розподілу підігрітого повітря усередині дитячого відсіку[1].

Для визначення рівня шуму мікрофон вимірювального приладу розміщують на висоті від 100 до 150 мм над центром матраца усередині дитячого відсіку інкубатора. При цьому інкубатор повинен працювати при температурі регулювання від 30 °С до 33 °С та максимальному рівні вологості. Вимірюваний у такий спосіб рівень шуму не повинен перевищувати встановленої межі - 60 дБА. Вимірювання повторюють при включенні будь-якого сигналу тривоги, при цьому рівень шуму не повинен перевищувати встановлених меж - 80 дБА [1].

Загальний висновок про базову безпеку дитячих інкубаторів виконується на підставі результатів виконання всіх наведених вище вимірювань, при цьому

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						19
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

вважається, що базова безпека забезпечена, якщо жоден з її показників не перевищує гранично встановлені значення [1].

На другому етапі аналізу були обрані та обґрунтовані методи та критерії оцінки точності робочих характеристик інкубаторів. Для вирішення цього завдання в інкубаторі, датчики повинні бути розміщені в п'яти точках у площині, яка паралельна матрацу, на висоті 10 см над його поверхнею датчики температури, як це показано на рисунку 1.2. При цьому контрольна точка А повинна перебувати над центром матраца, а інші точки В, С, D, Е повинні перебувати над центром чотирьох площин, утворених лініями, які ділять матрац навпіл по ширині та по довжині. Датчик температури шкіри повинен перебувати в контрольній точці А. Після підключення датчиків температури до вимірювального приладу, на інкубаторі встановлюється температура у двох режимах регулювання 36 °С и 32 °С при цьому використовується режим нагрівання – з регулюванням по температурі повітря. Похибка приладу вимірювання температури не повинна перевищувати 0,1 °С. Вимірювання виконуються після досягнення інкубатором стаціонарного температурного режиму роботи інкубатора – режиму, у якому середня температура яка виміряна в точці А, змінюється не більше ніж на 1 °С впродовж однієї години [3].

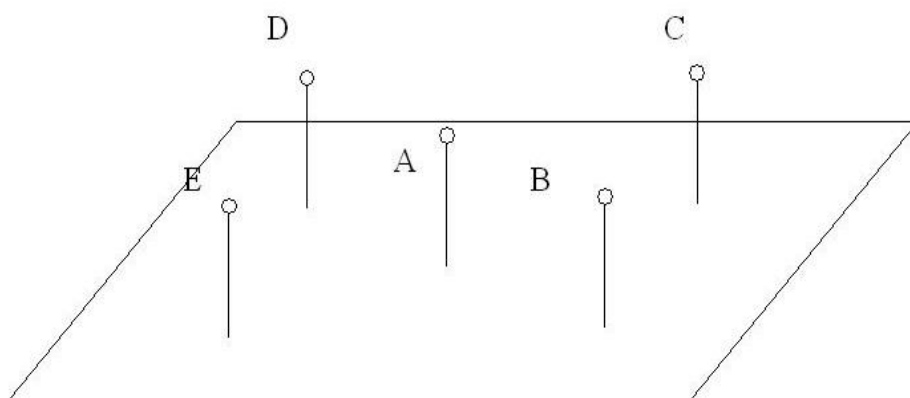


Рисунок 1.2 - Схема розміщення датчиків температури в інкубаторі при проведенні досліджень температури

З метою оцінки точності робочої характеристики інкубатора спочатку виконується аналіз відхилення середньої температури від температури інкубатора. Для цього, порівнюється середня температура інкубатора за період вимірювання впродовж однієї години та будь-яке виміряне значення температури в точці А за той же період часу (1.1). При цьому максимальне відхилення не повинне перевищувати 0,5 °С [3].

$$T_1 = T_{i(ср)} - T_i, \quad (1.1)$$

де T_1 – відхилення середньої температури від температури інкубатора; T_i – температура інкубатора – виміряне значення температури в точці А; $T_{(i)ср}$ – середня температури інкубатора яка визначпється в точці А відповідно з формулою (1.2) [1].

$$T_{(i)ср} = \frac{T_{(i)макс} + T_{(i)мін}}{2}, \quad (1.2)$$

де $T_{(i)макс}$ – максимальне виміряне значення температури в точці А за період вимірювання впродовж однієї години; $T_{(i)мін}$ – мінімальне виміряне значення температури в точці (А) за період вимірювання впродовж однієї години [3].

Після аналізу відхилення середньої температури від температури інкубатора виконується аналіз відхилення середньої температури в контрольних точках В, С, D, Е від середньої температури інкубатора. Порівнюється середня температура в контрольних точках В, С, D, Е за період вимірювання впродовж однієї години та середня температура інкубатора за той же період часу. Максимальне відхилення не повинне перевищувати значення 0,8 °С при нормальному положенні матраца, а при його нахилі становить 1 °С [3].

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						21
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

$$T_2 = T_{(i)cp} - T_{(k)cp} , \quad (1.3)$$

де T_2 – відхилення середньої температури інкубатора від середньої температури в контрольній точці; $T_{(i)cp}$ – середня температура інкубатора, відповідно до (1.2); $T_{(k)cp}$ – середня температура в контрольній точці, відповідно до (1.4)

$$T_{(k)cp} = \frac{T_{(k)max} + T_{(k)min}}{2} , \quad (1.4)$$

де $T_{(k)max}$ – максимальне вимірне значення в одній з контрольних точок (В, С, D, E) за період вимірювання впродовж однієї години; $T_{(k)min}$ – мінімальне вимірне значення в одній з контрольних точок (В, С, D, E) за період вимірювання впродовж однієї години [3].

Далі виконується аналіз відхилення середньої температури від встановленої температури інкубатора. Для цього середня температура інкубатора, визначена відповідно (1.4), порівнюється із встановленою температурою регулювання (36 °С), при цьому максимальне відхилення не повинне перевищувати значення 1,5 °С [3].

Аналіз відхилення показання приладу для вимірювання температури інкубатора від виміряного значення температури виконується шляхом порівняння показань власного приладу вимірювання температури, який є частиною інкубатора, і значень температури в контрольній точці (А). Вимірювання виконуються впродовж однієї години. Максимальне відхилення не повинне перевищувати значення 0,8 °С [3].

Для визначення значення відхилення температури інкубатора від встановленого значення (в режимі регулювання по датчику температури шкіри), інкубатор переводять у режим регулювання по датчику температури шкіри, з температурою регулювання 36 °С. Вимірювання виконуються після досягнення інкубатором стаціонарного режиму.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						22
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

Порівнюється температура, виміряна за допомогою датчика температури шкіри та встановлена засобами управління інкубатора температура, величина відхилення не повинна перевищувати 0,7 °С [3].

На закінчення оцінки робочих характеристик інкубаторів виконується аналіз відхилення показань пристрою для виміру вологості. З цією метою в центрі інкубатора розміщують гігрометр із похибкою вимірювання 0,1 %, показання якого порівнюють із показанням власного пристрою для вимірювання вологості інкубатора. Відхилення між вимірним значенням вологості та показанням пристрою виміру вологості інкубатора не повинне перевищувати 10 % [1].

2.2 Розробка алгоритму роботи системи вимірювання та контролю параметрів мікроклімату

Розглянемо детально алгоритм роботи СВКПМІ, що зображений на рисунку 1.3:

- 1) Встановлення стандартних налаштувань здійснюється тоді, коли МК провів самодіагностику та почалося зчитування параметрів мікроклімату з пам'яті пристрою;
- 2) Запуску вентилятора, він забезпечує циркуляцію повітря всередині кювету;
- 3) Зчитування даних з датчиків, знімаються параметри мікроклімату, такі як: температура повітря, вологість повітря та концентрація кисню;
- 4) Виведення поточних та заданих параметрів мікроклімату на БВП;
- 5) Якщо температура всередині кювету збільшується від встановленої, то МК відразу реагує та зменшує потужність нагрівального елемента;
- 6) Якщо температура інкубатора зменшується від встановленої, то МК відразу реагує, зменшує потужність нагрівального елемента та стабілізує температуру всередині кювету;

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						23
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

- 7) В результаті збільшення концентрації кисню всередині кювезу, прикривається клапан подачі O_2 ;
- 8) Якщо ж значення концентрації кисню зменшується, то навпаки, клапан подачі O_2 відкривається;
- 9) Якщо значення вологості збільшилося від встановленого, то відбувається прикриття затвору розпилювача аерозолі;
- 10) При відхиленні параметра вологості у менше від заданого значення, відбувається відкриття затвору розпилювача;
- 11) Відхилення параметрів температури повітря, вологості повітря та концентрації кисню викликає увімкнення звукової та світлової сигналізації і виведення помилок на БВП;
- 12) Задання параметрів мікроклімату всередині інкубатора відбувається за допомогою панелі керування.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						24
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

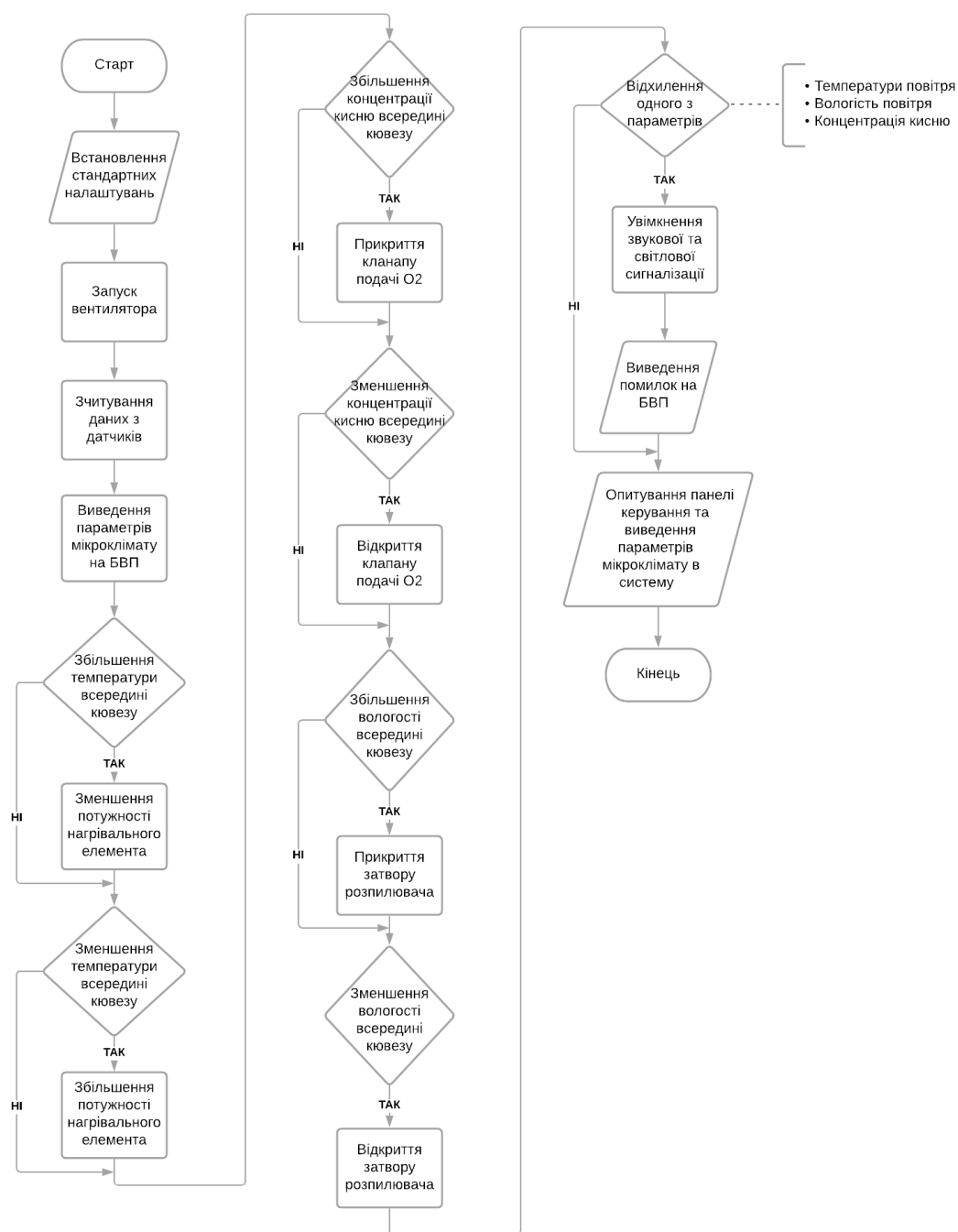


Рисунок 1.3 - Алгоритм роботи СВКПМІ

Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата

7104.421455.001 ПЗ

Лист.

25

2.3 Загальний опис принципу дії приладу (інкубатора) та ролі системи СВКПМІ у ньому

Основою апарата є перекидана на 4 колесах шафа, оснащена ручкою для переміщення.

На одній стороні шафи розміщений змінний блок керування приладу, а на протилежній стороні - блок зволожувача. У висувному блоці керування приладу розміщені блоки: терморегулятор і блок сигналізації небезпеки, далі інфрачервоний нагрівач, що забезпечує нагрів і вентилятор для повітрообміну. Вмикання й вимикання нагрівання, а тим самим і підтримування сталості температури, необхідної для дитини, забезпечується автоматично електронною системою регулювання температури. [3]

Регулювання вологості повітря та концентрації кисню здійснюється за допомогою автоматизованої системи керування.

Блок зволожувача виконує дві задачі: з одного боку, підтримує сталість відносної вологості, а з іншого боку, сталість необхідної концентрації кисню в просторі кабіни як в автоматичному режимі так і в ручному. Інкубатор являє собою апарат замкнутої системи з можливістю автоматичного й ручного регулювання. Повітря проходить через всі три блоки по колу. Датчик температури, вологості та концентрації кисню розміщені на шляху проходження повітря. [3]

Необхідна температура, вологість повітря та рівень кисню в кабіні встановлюється за допомогою клавіатури. Дані зняті з датчиків аналізуються та виводяться на монітор.

Відрегульована температура підтримується електронним блоком регулювання на рівні з точністю $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$, а рівень кисню та вологості з точністю $\pm 2\%$. Всередині апарата під дією безупинно працюючого вентилятора повітря циркулює в замкнутій системі між блоками. Для нагрівання повітря служить установлена у висувному блоці керування приладом інфрачервона лампа накаливання з малою тепловою інерцією. [3]

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						26
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

3 РОЗРАХУНКИ, ЩО ПІДТВЕРДЖУЮТЬ ПРАЦЕЗДАТНІСТЬ І НАДІЙНІСТЬ СИСТЕМИ

3.1 Розробка структурної схеми СВКПМІ

Згідно з представленим технічним завданням та огляду існуючих технічних рішень вибрано наступну структурну схему системи вимірювання та контролю параметрів мікроклімату, що подана на рисунку 3.1.

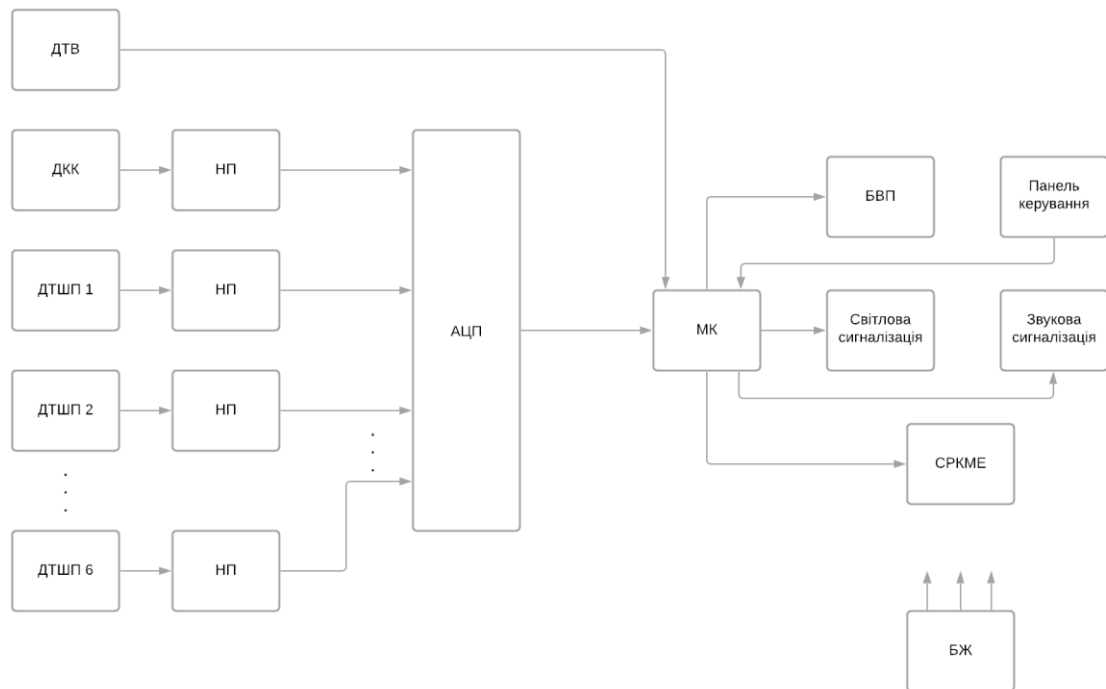


Рис 3.1 – Структурна схема роботи системи вимірювання та контролю параметрів мікроклімату

На схемі позначено:

ДТВ – Цифровий датчик температури та вологості

ДКК – Датчик концентрації кисню

БВП – блок виводу параметрів

МК – мікроконтролер

НП – нормуючий пристрій

ДТШП – Датчик температури шкіри пацієнта

СРКМЕ – Система регулювання та контролю механічних елементів

БЖ – Блок живлення

Датчик температури і вологості повітря та датчик концентрації кисню розташовані усередині кабіни та можуть бути прикріплені до її стінок. А датчики температури шкіри пацієнта рекомендується закріплювати на шкірі новонародженого наступним чином: по одному датчику на верхні та нижні кінцівки, один датчик в область грудної клітки та на лобову частину голови.

В загальному випадку сигнали з виходу датчиків поступають на нормуючі пристрої, перетворюючись у потрібні рівні напруги, що поступає на багатоканальний АЦП. АЦП обробляє сигнали в порядку пріоритету, перетворюючи їх у кодовані значення.

Функції мікроконтролера полягають у наступному:

- Обробка даних з датчиків;
- Контроль виведення значень на БВП;
- Контроль сигналізації світлової та звукової;
- Аналіз параметрів температури, вологості та концентрації кисню;
- Надсилання керуючих запитів на СРКМЕ

Мікроконтролер взаємодіє з панеллю керування, що забезпечує встановлення необхідних значень параметрів вологості, температури та концентрації кисню всередині кабіни.

При виході температури всередині кабіни за межі норми мікроконтролер посилає керуючий запит на СРКМЕ, яка забезпечує регулювання механічних елементів підтримання температури в межах норми від 23°C до 37 °C.

При виході значення відносної вологості всередині кабіни за межі норми мікроконтролер посилає керуючий запит на СРКМЕ, яка забезпечує регулювання механічних елементів підтримання рівня вологості в межах норми від 30% до 95%.

При виході рівня концентрації кисню всередині кабіни за межі норми мікроконтролер посилає керуючий запит на СРКМЕ, яка забезпечує регулювання механічних елементів підтримання рівня концентрації кисню в межах норми від 20% до 90%.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						28
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

Дані, зняті з датчиків вологості, температури та концентрації кисню аналізуються та виводяться на БВП. У якості БВП використовується LCD-дисплей. Відрегульована температура підтримується електронним блоком регулювання на рівні з точністю $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$, а рівень концентрації та вологості з точністю $\pm 2\%$.

СРКМЕ забезпечує роботу та контроль механічних елементів: вентилятора, термостата, ультразвукового розпилювача, а також термісторного датчика та датчика тиску.

Всередині апарата повітря циркулює за допомогою постійно увімкненого вентилятора. Нагрівання повітря інкубатора контролюється термостатом. Чим ближче розташований термісторний датчик до нагрівального елементу і чим чутливіший цей датчик до змін генеруючого тепла, тим стабільнішою буде термосистема у кювезі.

В систему зволоження кювезу інтегрований ультразвуковий розпилювач. У ланцюг нагріву зволожувача включений п'єзоелемент, здатний генерувати, при необхідності, аерозоль. Це дозволяє вручну регулювати рівень вологості без обмежень (аж до 99%) без змін температури в кювезі або навіть при її зменшенні. Рівень вологості виводяться на БВП.

При досягненні температури 39°C датчик відключає термостат до тих пір, поки температура не знизиться до безпечного рівня.

У разі виходу значень температури, вологості та концентрації повітря за межі норми, що вказані в ТЗ, датчики подають сигнал на МК, в результаті чого спрацьовує світлова та звукова сигналізація.

3.2 Розрахунки каналів СВКПМІ

3.2.1 Розрахунок каналу (див. рисунок 3.2) вимірювання температури та вологості СВКПМІ

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						29
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		



Рис 3.2 – Структурна схема каналу вимірювання температури та вологості

Рівняння вимірювання, згідно складових блоків вимірювального каналу вологості:

$$N_{x1} = U_{ВХ} \cdot K_{ДТВ},$$

де $U_{ВХ}$ – вхідна напруга;

$K_{ДТВ}$ – коефіцієнт перетворення датчика температури та вологості.

3.2.2 Розрахунок каналу (див. рисунок 3.3) вимірювання концентрації кисню СВКПМІ



Рис 3.3 – Структурна схема каналу вимірювання концентрації кисню

Рівняння вимірювання, згідно складових блоків вимірювального каналу концентрації кисню:

$$N_{x2} = U_{ВХ} \cdot K_{ДКК} \cdot K_{НП} \cdot K_{АЦП},$$

де $U_{ВХ}$ – вхідна напруга;

$K_{ДКК}$ – коефіцієнт перетворення датчика концентрації кисню;

$K_{НП}$ – коефіцієнт перетворення нормуючого пристрою;

$K_{АЦП}$ – коефіцієнт перетворення АЦП.

3.3 Рівняння перетворення

Напруга, приведена до входу АЦП, дорівнює:

$$U_{АЦП} = U_{ВХ} \cdot K_{ДТ} \cdot K_{НП} \cdot K_{АЦП}$$

де K_d – коефіцієнт перетворення для датчика концентрації кисню та ДТШП.

Цифровий код на вході АЦП є пропорційним вхідному сигналу:

$$N = E \left| \frac{A_{\text{АЦП}}}{q_x} + 0,5 \text{sign} x \right| ,$$

де q_x – ступінь квантування АЦП.

Рівняння згідно лінеаризації має вигляд:

$$N = U_{\text{АЦП}} \cdot K_{\text{АЦП}} + \Delta_{\text{КВ}},$$

$$K_{\text{АЦП}} = \frac{1}{q_x} .$$

Рівняння вимірювання на виході АЦП має вигляд:

$$N_x = U_{\text{ВХ}} \cdot K_d \cdot K_{\text{НП}} \cdot K_{\text{АЦП}} .$$

3.4 Вибір розрядності АЦП

Визначаємо кількість рівнів, які можна виділити за рівнем АЦП, за формулою:

$$d = \frac{U_{\text{max}}}{U_{\text{min}}} = \frac{8,5 \text{ мВ}}{7 \text{ мкВ}} = 1\,214 ,$$

де 8,5 мВ – максимальне значення вихідної напруги з ДКК;

7 мкВ – мінімальне значення вихідної напруги з ДТШП.

Як бачимо, оскільки при $n=10$, маємо значення 1 024, то потрібно використовувати багатоканальний АЦП, що має розрядність не менше 11. Оскільки найближчими до цього числа випускаються 12-ти розрядні АЦП, то в подальшому будемо підбирати його саме такої розрядності.

Отже,

$$N = 2^n .$$

Тоді

$$n = \log_2 N = \log_2 2\,048 = 11 .$$

Отже, необхідна мінімальна розрядність АЦП $n=11$.

Мікроконтролер керує роботою АЦП, за його допомогою проводиться зняття вибірок показів, їх дешифрування та подача на наступні за АЦП блоки.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						31
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

3.5 Мультиплікативна складова похибки вимірювання СВКПМІ

Рівняння вимірювання, що стосується вимірювального каналу з датчиками, що мають аналоговий вихідний сигнал, з урахуванням мультиплікативної похибки має вигляд:

$$N_{x2}^* = U_{BX} \cdot K_d(1+\delta_d) \cdot K_{HP}(1+\delta_{HP}) \cdot K_{AЦП}(1+\delta_{AЦП})(1+\delta_{МК}) ,$$

де K_d – коефіцієнт перетворення для датчика концентрації кистню та ДТШП;

δ_d – мультиплікативна похибка датчика відповідного типу (температури, вологості, концентрації кисню);

δ_{HP} – мультиплікативна похибка;

$\delta_{AЦП}$ – мультиплікативна похибка АЦП;

$\delta_{МК}$ – мультиплікативна похибка мікроконтролера.

Рівняння вимірювання, що стосується вимірювального каналу з датчиками, що мають цифровий вихідний сигнал, з урахуванням мультиплікативної похибки, має вигляд:

$$N_{x1}^* = U_{BX} \cdot K_{ДТВ}(1+\delta_{ДТВ}) \cdot (1+\delta_{МК}) ,$$

де $K_{ДТВ}$ – коефіцієнт перетворення для ДТВ;

$\delta_{ДТВ}$ – мультиплікативна похибка ДТВ;

$\delta_{МК}$ – мультиплікативна похибка мікроконтролера.

Розраховуємо рівняння складових похибки для вимірювальних каналів з датчиками, що мають аналоговий вихідний сигнал.

Абсолютне значення мультиплікативної складової похибки визначається за формулою:

$$\Delta_M = N_{x2}^* - N_{x2} = U_{BX} \cdot K_d(1+\delta_d) \cdot K_{HP}(1+\delta_{HP}) \cdot K_{AЦП}(1+\delta_{AЦП})(1+\delta_{МК}) - \\ - U_{BX} \cdot K_d \cdot K_{HP} \cdot K_{AЦП} .$$

Значення мультиплікативної складової похибки у відносних одиницях дорівнює:

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						32
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

$$\delta_m = \frac{\Delta m}{N \cdot x_2} = \frac{N \cdot x_2^*}{N \cdot x_2} - 1 = (1 + \delta_d) \cdot (1 + \delta_{нп}) \cdot (1 + \delta_{АЦП}) \cdot (1 + \delta_{мк}) - 1 = 1 + \delta_d + \delta_{нп} + \delta_{АЦП} + \delta_{мк} + \delta_d \delta_{нп} + \delta_d \delta_{АЦП} + \delta_d \delta_{мк} + \delta_{нп} \delta_{АЦП} + \delta_{нп} \delta_{мк} + \delta_{АЦП} \delta_{мк} - 1.$$

Оскільки значення добутків похибок є малими, то ними нехтують. Отже, рівняння мультиплікативної складової похибки вимірювання приймає вид:

$$\delta_m = \delta_d + \delta_{нп} + \delta_{АЦП} + \delta_{мк}.$$

Рекомендовано, щоб складова мультиплікативної похибки не перевищувала 5 %, отже маємо:

$$\delta_m \leq 5\%$$

Маючи значення мультиплікативної складової похибки вимірювання задамось вимогами до похибок окремих блоків:

$$|\delta_d| \leq 2\%;$$

$$|\delta_{нп}| \leq 1\%.$$

Якщо кількість розрядів АЦП $n=12$, то похибка квантування АЦП

$$\delta_{АЦП} = \gamma_{кв} = \frac{1}{2^{n+1}} = \frac{1}{2^{12+1}} = 0,0001 = 0,01\%$$

Мультиплікативна похибка АЦП є похибкою не лінійності, яка

$$\delta_{АЦП} = \gamma_{кв}.$$

$$|\delta_{АЦП}| \leq 1\%;$$

$$|\delta_{мк}| \leq 1\%.$$

3.6 Адитивна складова похибки вимірювання СВКПМІ

Основним джерелом адитивної складової похибки є внутрішні шуми АЦП.

Рівняння вимірювання з урахуванням адитивної складової похибки:

$$N_{x2}^* = U_{ВХ} \cdot K_d \cdot K_{нп} \cdot K_{АЦП} + \Delta_a \cdot K_d \cdot K_{нп} \cdot K_{АЦП} + \Delta_{кв}.$$

Абсолютна адитивна похибка вимірювання дорівнює:

$$\Delta_a = \Delta_1 \cdot K_d \cdot K_{нп} \cdot K_{АЦП} + \Delta_{кв}.$$

Звідси адитивна похибка:

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						33
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

$$\gamma_a = \frac{\Delta_a}{U_H},$$

де U_H - номінальне значення сигналу.

Оскільки, основною складовою є внутрішні шуми АЦП, то $\gamma_a = \gamma_{KB}$:

$$\Delta_a = \gamma_a \cdot U_H = 0,0006 \cdot 10 \text{ мВ} = 0,06 \text{ мВ}$$

3.7 Вимоги до окремих блоків вимірювання

Формулювання вимог до метрологічних характеристик окремих блоків розроблювальної системи:

Вимоги до ДКК:

Електрохімічний датчик кисню SK-25F

Вимірюваний компонент: O_2

Діапазон робочої температури, °C: від -10 до +50

Початкова вихідна напруга, мВ: 5,5 - 8,5

Вимоги до ДТВ:

АНТ10 - високоточний датчик температури і вологості

Вимірюваний компонент: температура та вологість

Діапазон робочої температури, °C: від -40 до +85

Початкова вихідна напруга, В: 1,8 - 3,6

Вимоги до ДТШП:

Температурний датчик нашкірний YSI 400

Вимірюваний компонент: температура

Діапазон робочої температури, °C: від 0 до +60

Початкова вихідна напруга, мкВ: 7 - 62

Вимоги до АЦП:

8 каналний 12 розрядний – AD7298, схема якого зображена на рисунку 3.4.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						34
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

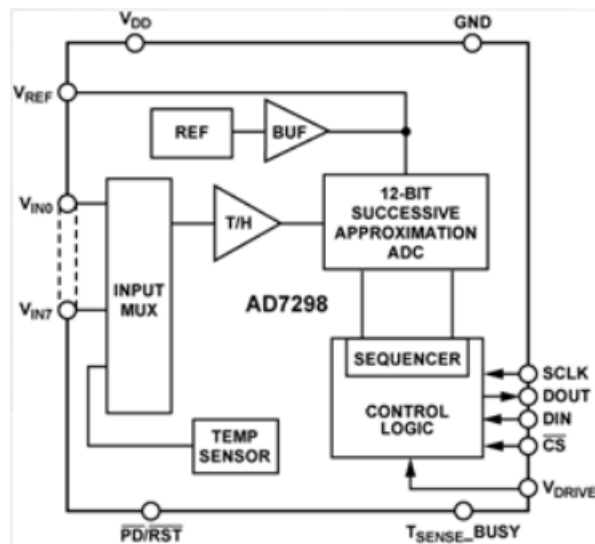


Рис 3.2 – Схема АЦП AD7298

Діапазон температур: від -40 °C до + 125 °C

Діапазон аналогового входу: від 0 до 2,5 В

Призначений для VDD від 2,8 В до 3,6 В

Логічна напруга VDRIVE = 1,65 В до 3,6 В

Вимоги до МК:

Інтерфейс – SPI, 3 шт.,

Оперативна пам'ять – не менше 32 кілобайт.

Вимоги до БВП:

Розмір блоку - 600 мм×125 мм;

Чутливість до амплітуди – 40 мм/мВ;

Роздільна здатність – 2,5 т/мм ;

Розмір екрану – 1500 точок×313 точок.

3.8 Похибка нормуючого пристрою НП

Оскільки в джерелах типовими паспортними даними напруги зміщення нуля є 10...50мВ, а величини дрейфу – 1...50мкВ/°C

Вихідні дані:

Випадкова адитивна похибка, обумовлена дрейфом нуля по напрузі НП:

$$\delta_{opU} = \frac{\Delta U_{op} \cdot \Delta T}{U_{вих}} \cdot 100\% = \frac{50 \cdot 10^{-6} \cdot 1}{2,5} \cdot 100\% = 0,002\% .$$

СКВ при ймовірності $P=0,99$:

$$\sigma_{\partial p} = \sigma(\delta_{\partial p U}) = \frac{\delta_{\partial p U}}{\sqrt{3}} = 0,01\% .$$

Випадкова адитивна похибка дрейфу по струму:

$$\delta_{\partial p I} = \frac{\Delta I_{\partial p} \cdot R}{U_{вих}} \cdot 100\% = \frac{1 \cdot 10^{-10} \cdot 10 \cdot 10^6}{2,5} \cdot 100\% = 0,04\% .$$

СКВ при ймовірності $P=0,99$:

$$\sigma_{\partial p} = \sigma(\delta_{\partial p I}) = \frac{\delta_{\partial p I}}{\sqrt{3}} = 0,02\% .$$

3.9 Похибка аналого-цифрового перетворювача АЦП

АЦП має похибку квантування (адитивна) $\gamma_{кв}$ та нелінійності (мультиплікативна) $\delta_{АЦП}$, яка дорівнює приблизно похибці квантування.

Похибка складається з похибки квантування та нелінійності:

$$\gamma_{АЦП} = \delta_{АЦП} + \gamma_{кв} .$$

Перевіримо, що вибрана розрядність АЦП у п. 3.3.1 задовольняє умову:

$$n \geq \log_2 \frac{100\%}{\gamma_{кв}} = \log_2 \frac{100\%}{0,06} \approx 3 .$$

Проведемо розрахунок похибки квантування для 12-ти розрядного АЦП:

$$\gamma_{кв1} = \frac{1}{2^n} \cdot 100\% = \frac{1}{2^{12+1}} \cdot 100\% = 0,01\% .$$

СКВ похибки квантування:

$$\sigma_{\partial \partial} = \sigma(\gamma_{кв1}) = \frac{\gamma_{кв1}}{2 \cdot \sqrt{3}} = \frac{0,03}{2 \cdot \sqrt{3}} = 0,01\% .$$

Зведемо значення похибки нелінійності, де похибка нелінійності дорівнює:

$$\delta_{АЦП} = \frac{2 \cdot \epsilon_{МР}}{N_H} \cdot 100\% = \frac{2 \cdot 100\%}{2^{12}} = 0,05\% .$$

СКВ похибки нелінійності з рівномірним законом розподілу при $P=0,99$:

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						36
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

$$\sigma = \frac{\delta_{\text{АЦП}}}{\sqrt{3}} = \frac{0,05}{\sqrt{3}} = 0,03\% .$$

Рівняння сумарної зведеної (адитивної) похибки

$$\begin{aligned} \sigma_{\Sigma}(\gamma_a) &= \sqrt{\sigma(\gamma_{\text{дрУин}})^2 + \sigma(\gamma_{\text{дрЛин}})^2 + \sigma(\gamma_{\text{KB1}})^2} = \\ &= \sqrt{(0,01)^2 + (0,02)^2 + (0,01)^2} = 0,02\% \end{aligned}$$

Сумарна адитивна похибка при P = 0,99:

$$\delta_{\Sigma a} = 3 \cdot \sigma_{\Sigma}(\gamma_a) = 3 \cdot 0,02 = 0,07\% .$$

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						37
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

3.10 Аналіз похибок датчика температури та вологості АНТ10

Датчик АНТ10 (див. рисунок 3.3) оснащений поліпшеним напівпровідниковим MEMS ємнісним датчиком вологості і датчиком температури на кристалі. Його продуктивність значно поліпшена в порівнянні з рівнем надійності датчиків попереднього покоління, у тому ж числі він є більш стійким в суворих умовах. Сенсор працює з шиною I2C і має дві адреси, які можна перемикає за допомогою перемички на платі. Таким чином, можна підключити до однієї шини відразу два датчики одночасно.



Рисунок 3.3 – Датчик температури та вологості АНТ10

Характеристики датчика наведені нижче.

Виробник датчиків - ASAIR (він же AOSONG).

Інтерфейс: I2C, адреса на шині: 0x38 або 0x39 (змінити можна за допомогою перемички на платі).

Напруга живлення: від +1.8 до +6.0 В.

Струм: від $\sim 0.25 \mu\text{A}$ в режимі очікування до $23 \mu\text{A}$ в режимі вимірювання.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						38
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

Діапазон вимірювання температури: від -40 до +85 ° C.

Крок вимірювання температури (дозвіл): 0.01 ° C.

Похибка вимірювання температури (точність): ± 0.3 ° C (max $\sim \pm 0.8$ ° C).

Діапазон вимірювання вологості: від 0 до 100% RH (рекомендований діапазон від 0 до 80% RH).

Крок вимірювання вологості (дозвіл): 0.024% RH.

Похибка вимірювання (див. рис. 3.4) вологості (точність): $\pm 2.0\%$ RH (max $\pm 3.0\%$ RH).

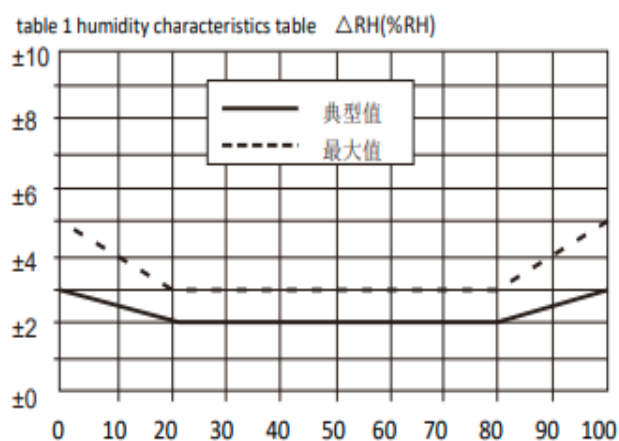


Figure 2 The maximum error of relative humidity at 25 °C

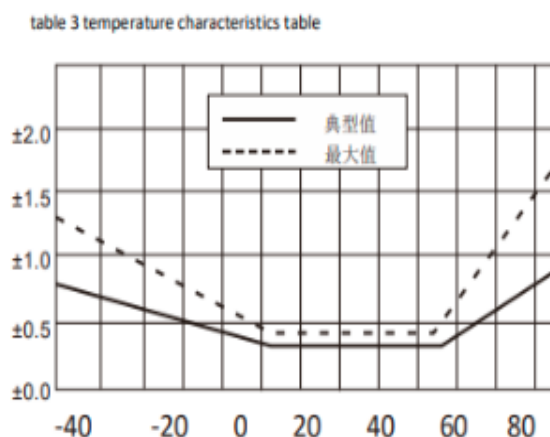


Figure 3 Typical temperature error and maximum error

Рисунок 3.4 – Похибки вимірювання АНТ10

Тривала дія на сенсор протягом 60 годин при вологості $> 80\%$ може призвести до тимчасового дрейфу відносної вологості на $+ 3\%$. Датчик повільно повернеться до паспортної точності ± 2 при нормальних умовах експлуатації. Рекомендована частота опитування становить не менше 8 секунд (а ще краще - до 30 секунд), так як датчик схильний до самонагрівання при виконанні вимірювань. Крім того, цей сенсор набагато повільніше реагує на швидкі зміни вологості і температури. З одного боку, це може бути і добре (своєрідний вбудований фільтр від різких "стрибків"), а з іншого – погано, коли потрібна швидка реакція на зміни. На платі модуля стабілізатор напруги живлення і конвертер рівнів для шини I2C. Тому модуль можна сміливо підключати як до 5-ти, так і до 3,3-х вольтової логіки.

3.11 Сценарії опитування датчиків з варіантами часових діаграм

Залежно від способу підключення датчика і його типу, можливі різні способи зняття показань. Слід зазначити, що деякі датчики, наприклад цифрові датчики, або датчики складу газу, вимагають попереднього запуску режиму вимірювання, який може тривати деякий час. [5]

Таким чином, процес вимірювання складається з двох тактів – такт вимірювання даних і такт зняття даних. При організації програми можна піти по одному з наступних варіантів, що описані нижче та ілюструються на рисунку 3.5.

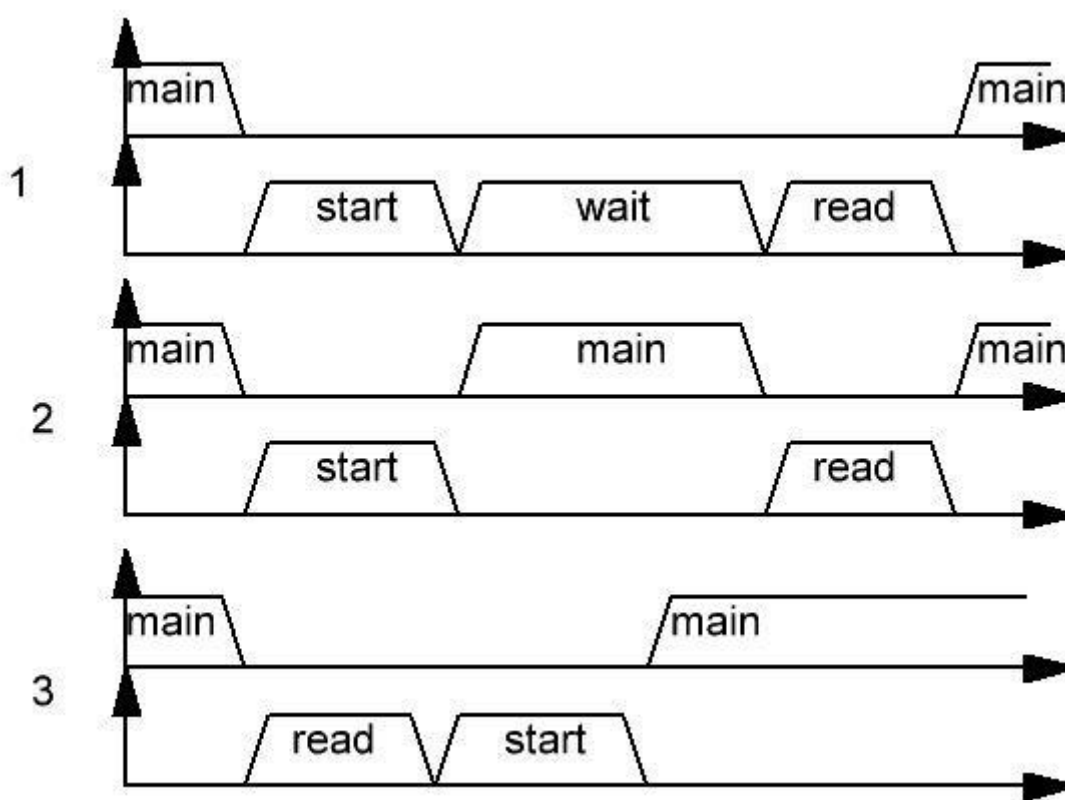


Рисунок 3.5 – Процес зчитування показань з датчика

Варіант 1: Запустили режим вимірювань, почекали, зчитали дані.

Варіант привабливий своєю простотою, однак за нею криється проблема: під час очікування виконання вимірювань мікроконтролер просто знаходиться у режимі простою, не виконуючи завдань. У більшості систем автоматики такий режим – недозволена розкіш. [5]

Варіант 2: Запустили режим вимірювань, повернулися до інших завдань, з певним часом спрацювало переривання, зчитали дані. Один із

найкращих варіантів, але найскладніший. Дозволяє варіювати час між циклами вимірів і циклами зчитування. Наприклад, датчик складу газів повинен встигнути охолонути після попередніх вимірювань, або встигнути нагрітися під час вимірювань. Це - різні періоди часу. [5]

Варіант 3: Зчитали дані та запустили новий цикл дії. Якщо датчик дозволяє після зчитування даних запускати новий цикл вимірювань, то це є плюсом. Це спосіб заощадити час. Такий метод відмінно працює і без переривань. Цифрові датчики зберігають обчислене значення аж до відключення живлення. Може бути і такий варіант, що датчик самостійно запускає новий цикл вимірювань і потім за допомогою зовнішнього переривання він повідомляє про завершення вимірювань. [5]

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						41
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

4 РОЗРОБКА І РОЗРАХУНОК ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ СВКПШ

Функціональна схема, розроблена на основі структурної схеми, приведена на рисунку 4.1.

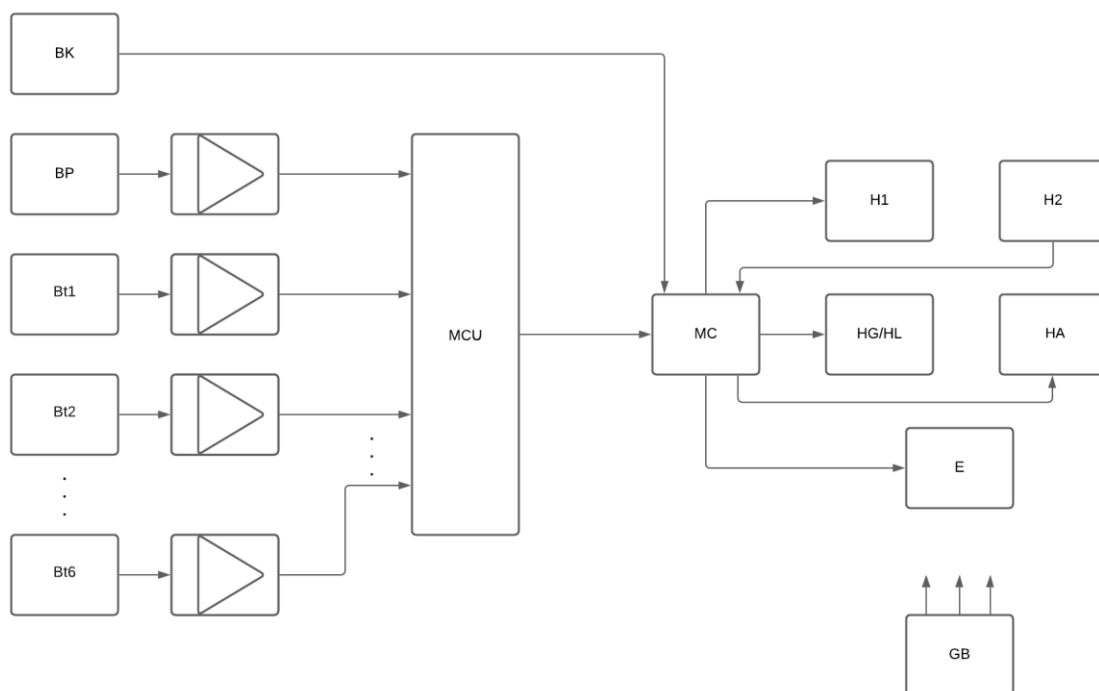


Рисунок 4.1 – Функціональна схема системи вимірювання та контролю параметрів мікроклімату

Позначення на схемі виконані відповідно до ГОСТ 2.737-68 та ГОСТ 2.710-81:

БК – датчик температури та вологості,



– нормуючий пристрій;

BP – датчик концентрації кисню;

B_{t1} , B_{t2} та B_{t6} – датчики температури шкіри;

MCU – аналогово-цифровий пристрій;

MC – мікроконтролер;

Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата

7104.421455.001 ПЗ

Лист.

42

H1 та H2 – ідентифікаційні пристрої (БВП та панель керування)

HG/HL – візуалізаційна сигналізація

HA – звукова сигналізація;

E – різні допоміжні елементи;

GB – джерело живлення.

4.1 Нормуючий пристрій

Перетворювачі нормованих аналогових сигналів призначені для перетворення різних сигналів (сигналів термопар, термоперетворювачів опору, уніфікованих сигналів і т.п.) або параметрів сигналів (діючих значень, частоти, періоду, тривалості) в уніфіковані сигнали постійного струму або напруги. Нормуючі вимірювальні перетворювачі формують сигнал струму або напруги, який лінійно залежить від вимірюваної величини. Перетворювачі сигналів є аналоговими пристроями, що забезпечують лінійне перетворення середньоквадратичних значень входних сигналів змінного струму і напруги різних датчиків і електронних пристроїв у вихідний нормований сигнал.

Основні технічні характеристики:

Діапазони входних сигналів змінної напруги: від 10 ... 50мВ до 0 ... 400В СКЗ;

Межі основної приведені до вихідного діапазону перетворення похибки: $\pm 0,5\%$;

Робоча температура навколишнього повітря від -40°C до $+60^{\circ}\text{C}$;

Величина дрейфу: 1...50мкВ/°C .

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						43
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

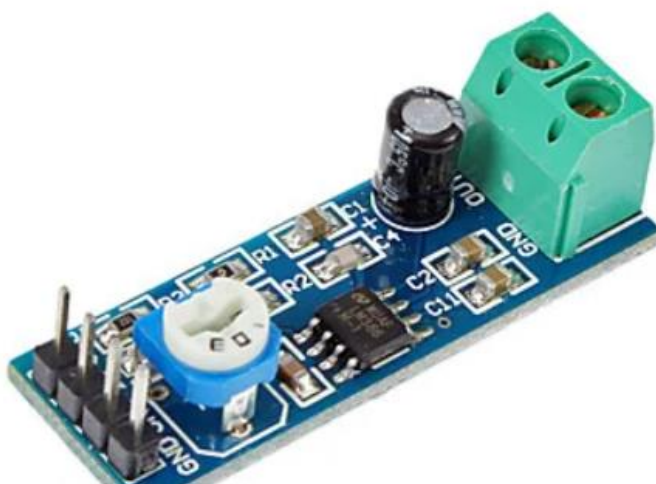


Рисунок 4.2 – Нормуючий пристрій

4.2 Аналогово-цифровий пристрій

Аналого-цифрові перетворювачі (АЦП) - це пристрої, призначені для перетворення аналогових сигналів в цифрові. Для такого перетворення необхідно здійснити квантування аналогового сигналу, миттєві значення аналогового сигналу обмежити певними рівнями, званими рівнями квантування.

Особливості 12-розрядного АЦП:

- Ідеально підходить для контролю параметрів різних систем, включаючи системи зв'язку, управління технологічними процесами і промислові системи управління.
- Висока пропускна здатність (1Msps на канал) при низькому споживанні потужності.
- Вісім несиметричних входів і блок управління послідовністю каналів перетворення (секвенсер).
- Інтегрований датчик температури з дозволом 0.25°C .

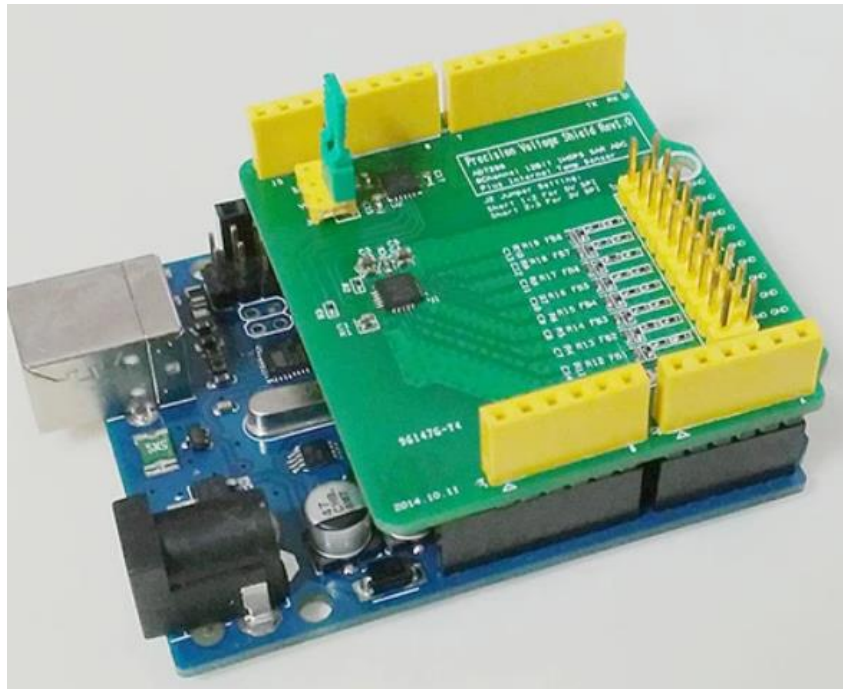


Рисунок 4.3 – Аналогово-цифровий пристрій

4.3 Мікроконтролер

Мікроконтролер (на платі Arduino NANO), зображений на рис. 4.4, зберігає виконуваний код та керує системою.

Контролер забезпечує наступні функції:

1. Цифрове відображення заданих і реальних значень параметрів мікроклімату.
2. Світлову індикацію роботи виконавчих пристроїв:
 - Вентилятора;
 - Нагрівача;
 - Продуву кювезу;
 - Зволожувача;
 - Сигналізації.
3. Автоматичний контроль і підтримання температури.
4. Автоматичний контроль і підтримання вологості.
5. Автоматичний контроль і підтримання концентрації кисню.
6. Автоматичне включення сигналу тривоги.
7. Автоматичне включення вентилятора провітрювання.

8. Аварійне відключення при виході параметрів за задані межі і включення при стабілізації параметрів.

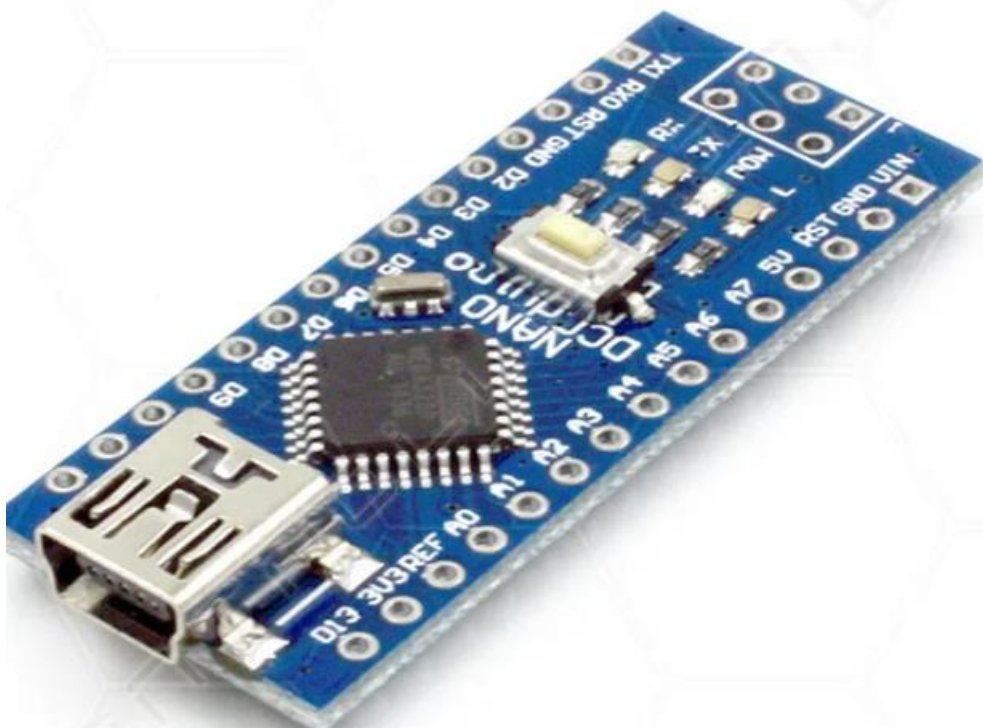


Рисунок 4.4 – Мікроконтролер

5 РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ ОКРЕМИХ МОДУЛІВ СВКПМІ

Розглянемо принцип дії електричної схеми (див. рис. 5.1) блоку регулювання температури всередині кювезу.

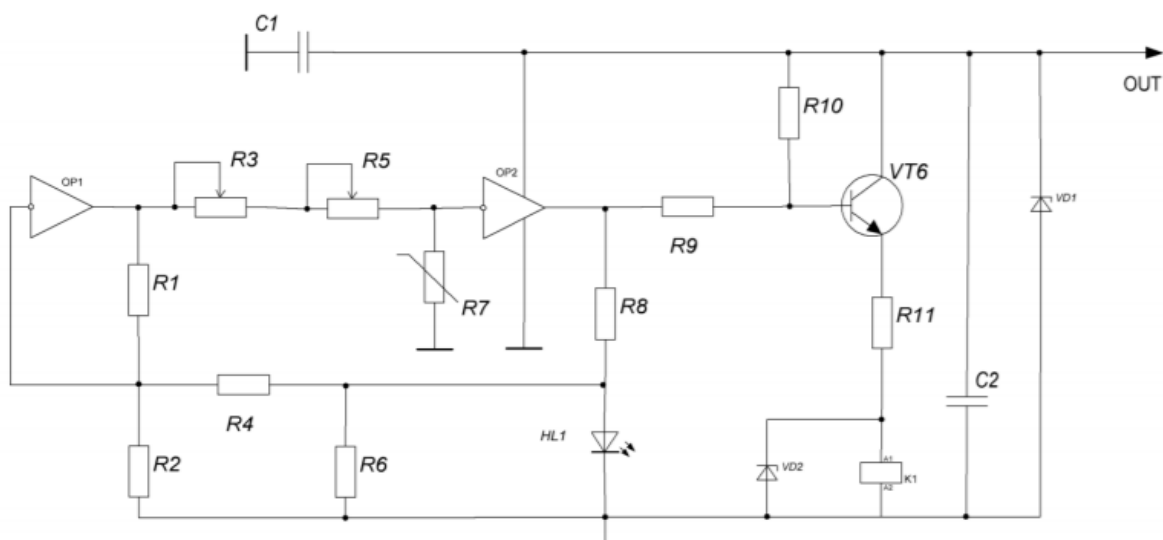


Рисунок 5.1 – Електрично принципова схема блоку регулювання температури

Датчиком температури всередині кювезу є терморезистор R1. Датчик R1 разом з резисторами R2, R3, R4 і R5 створюють вимірювальний міст. Конденсатори C1, C2 та C3 встановлені для придушення перешкод. Змінний резистор R3 задає температуру. Якщо температура датчика R1 впаде нижче заданої, то опір цього датчика підвищиться. Опір R6 створює негативний зворотний зв'язок між входом 2 та виходом 7. Це дозволяє встановити залежність температур, тобто нагрів кювезу включається при меншій температурі, ніж вимикається. Терморезистор R1 розміщується всередині кювезу та вимагає ретельної ізоляції. Температура вимірюється за допомогою зміни величини опору подільника R1, R2, R3, R4, R5, що забезпечує необхідну точність регулювання температури і можливість визначення температури.

6 МЕТРОЛОГІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

Розробка, виробництво і експлуатація приладів - інкубаторів - вимагають відповідного метрологічного забезпечення. При цьому здійснюється цілий комплекс науково-технічних і організаційних заходів, спрямованих на підтримку єдності і необхідної точності [6].

Із числа технічних заходів особливо слід відзначити повірку і ремонт приладів, тому що вони вимагають наявності великої кількості вимірювальної апаратури і, в першу чергу – частотовимірювальної апаратури.

Для інкубатора необхідна повірка кожні два роки, повірку повинен виконувати навчений і маючий достатні знання фахівець. Перевірка безпеки повинна включати наступне:

- 1) Перевірити відповідність характеристик пристрою вимогам по діапазону контролю температури, а також інші характеристики, зазначені у відповідній документації на інкубатори.
- 2) Тест захисного заземлення ≤ 0.1 Ом згідно ІЕС 601-1 / 1988, частина 18.
- 3) Тест струму витоку на землю, NC: ≤ 0.5 мА, SFC: ≤ 1 мА згідно ІЕС 601-1 / 1988, частина 19.4.
- 4) Тест струму витоку на пацієнта, NC: ≤ 0.1 мА (джерело змінного струму), NC: ≤ 0.01 мА (джерело постійного струму), SFC: ≤ 0.5 мА (джерело змінного струму), SFC: ≤ 0.05 мА (джерело постійного струму) згідно ІЕС 601-1 / 1988, частина 19.4.
- 5) Тест струму витоку на пацієнта (Напруга на контактну частину), SFC: ≤ 5 мА згідно ІЕС 601-1 / 1988, частина 19.4.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						48
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

ВИСНОВКИ

В даному дипломному проєкті проведено огляд та аналіз існуючих сучасних видів інкубаторів та систем, що забезпечують мікроклімат в середині кювезів. Виділено показники експлуатаційних умов, що впливають на підвищення життєзбереження пацієнтів у інкубаторах.

Проведено аналіз критеріїв безпеки інкубаторів, впливу температури та вологості повітря, концентрації кисню усередині дитячого відсіку на показники життєзбереження.

Проведено порівняння сучасних інкубаторів для новонароджених від різних виробників. Ознайомлено із системою вимірювання та контролю параметрів мікроклімату всередині кювезу. Розглянуто основні технічні характеристики системи вимірювання та контролю параметрів мікроклімату, описано принцип її роботи, розроблено та описано алгоритм її роботи, структурну, функціональну схеми системи вимірювання та контролю параметрів мікроклімату, а також принципову схему окремого блоку.

Розраховано основні та додаткові похибки всіх блоків системи.

Однак, незважаючи на існування рекомендацій щодо планування та розвитку аспектів безпеки та потенційних переваг інкубаторів для немовлят, недбалість до встановлених правил безпеки, невдалий вибір та закупівля, нехтування використанням цих пристроїв можуть потенційно призвести до важких травм або смерті пацієнта. Окрім того, правильне використання медичного обладнання, особливо інкубаторів, має вирішальне значення для максимізації вигод та мінімізації ризиків, оскільки їх конфігурація повинна бути орієнтована на конкретні умови пацієнта.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						49
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- 1) Автоматизована система оптимізації параметрів медичного обладнання/ Чувпенюк Т.С.// Дипломна робота. – 2020. – С.7, 9–21.
- 2) Рогач І. ОГЛЯД ДИНАМІКИ ДЕМОГРАФІЧНОЇ СИТУАЦІЇ В УКРАЇНІ ТА ЇЇ РЕГІОНАХ НА ФОНІ КРАЇН ЄС ТА СВІТУ: ПРОБЛЕМИ ТА ПЕРСПЕКТИВИ / І. Рогач, А. Керецман, І. Гаджега. // Науково-практичний журнал для педіатрів та лікарів загальної практики – сімейної медицини. – 2019. – №2. – С. 49–56.
- 3) Савченко, А. В. Система моніторингу температури в інкубаторі для новонароджених / А. В. Савченко, С. П. Вислоух // XVI Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні», 08-09 грудня 2020 року, м. Київ, Україна : збірник праць конференції. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – С. 329-332.
- 4) О. Л. К. ДИНАМІКА СМЕРТНОСТІ В УКРАЇНІ: ВИМОГА ЗАВЕРШЕННЯ ТРАНСФОРМАЦІЙ СИСТЕМИ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я / Корольчук О. Л.. // Інвестиції: практика та досвід. – 2015. – №18. – С. 115–120.
- 5) ДИНАМІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ЗАСОБІВ ВИМІРЮВАЛЬНОЇ ТЕХНІКИ/Коваль А.О.// Конспект лекцій. – 2018. – 58 с.
- 6) ИНФОРМАЦИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИЦИНСКОГО ИЗДЕЛИЯ ДЛЯ ЗАДАЧ ОСНАЩЕНИЯ УЧРЕЖДЕНИЯ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКОЙ/ С. В. ФРОЛОВ, Т. А. ФРОЛОВА// Тамбов.Издательский центр ФГБОУ ВО «ТГТУ».– 2018. – 164 с.
- 7) Основы оптимального ухода за недоношенными детьми в условиях отделения реанимации и интенсивной терапии / В.А.Романенко, А.П. Аверин, А.И. Гаева и др.; под ред. В.А. Романенко.(Челябинск: Фотохудожник, 2008.) – 154 с.

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						50
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		

8) Операционный усилитель. Параметры ОУ – 11 с. – [Электронный ресурс]: Режим доступа:
https://www.omgtu.ru/general_information/faculties/radio_engineering_department/department_quot_radio_devices_and_diagnostic_systems_quot/educational-materials/Circuit_design_of_analog_electronic_devices/Lectures_Chapter_6.pdf

					7104.421455.001 ПЗ	Лист.
						51
Ізм	Лист.	№ докум	Підпис	дата		