

Міністерство освіти і науки України  
Чорноморський національний університет імені Петра Могили

**Щесюк О. В.,  
Щербак Ю. Г.,  
Запальський В. М.,  
Клименко М. О.,  
Нетюхайло Л. Г.**

# **МЕДИЧНА КОНДИЦІОНУЮЧА ТА КРІОГЕННА ТЕХНІКА**

*Навчальний посібник*



Миколаїв – 2021

УДК 621.56/.59(075.8)  
М 42

*Рекомендовано до друку вченою радою Чорноморського національного університету імені Петра Могили (протокол № 15 від 24 грудня 2020 р.).*

**Рецензенти:**

**Радченко М. І.**, доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри кондиціонування та рефрижерації Національного університету кораблебудування імені адмірала Макарова;

**Зюзін В. О.**, доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри гігієни, соціальної медицини та громадського здоров'я Чорноморського національного університету імені Петра Могили.

**М 42**

Медична кондиціонуюча та кріогенна техніка : навчальний посібник / О. В. Щесюк, Ю. Г. Щербак, В. М. Запальський, М. О. Клименко, Л. Г. Нетюхайло. – Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2021. – 212 с.

ISBN 978-966-336-422-3

У навчальному посібнику наведені особливості гігієни мікроклімату та повітряного середовища лікарняних приміщень, основні принципи створення чистих приміщень, принципові технологічні схеми систем кондиціонування і вентиляції повітря, конструктивні особливості медичних кондиціонерів. Детально описане спеціальне обладнання систем: повітророзподільні пристрої, повітряні фільтри і установки знезараження повітря, кріогенне обладнання. Розглянуто фізичні основи штучного охолодження, медичне холодильне та кріогенне обладнання, загальні принципи автоматизації систем кондиціонування і вентиляції, застосування низьких температур в біології та медицині.

Навчальний посібник призначений для студентів спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології», а також може бути корисним студентам спеціальностей 222 «Медицина», 226 «Фармація, промислова фармація» та 101 «Екологія», аспірантам, молодим вченим та інженерам різних технічних спеціальностей.

УДК 621.56/.59(075.8)

ISBN 978-966-336-422-3

© Щесюк О. В., Щербак Ю. Г., Запальський В. М.,  
Клименко М. О., Нетюхайло Л. Г., 2021

© ЧНУ ім. Петра Могили, 2021

# ЗМІСТ

<b>ПЕРЕДМОВА</b> .....	5
<b>ВСТУП</b> .....	6
<b>ОСНОВНІ ТЕРМІНИ І ВИЗНАЧЕННЯ</b> .....	8

<b>РОЗДІЛ 1. ГІГІЄНА МІКРОКЛІМАТУ ТА ПОВІТРЯНОГО СЕРЕДОВИЩА ПРИМІЩЕНЬ ЛІКУВАЛЬНО-ПРОФІЛАКТИЧНИХ ЗАКЛАДІВ</b> .....	14
1.1. Класифікація приміщень щодо чистоти повітря.....	14
1.2. Основні принципи створення чистих приміщень.....	24
1.2.1. Методи забезпечення чистоти різними потоками повітря.....	25
1.2.2. Види захисту від забруднень.....	25
1.2.3. Принципи розділення чистих приміщень.....	25
1.2.4. Принципи створення асептичних операційних.....	26
1.2.5. Принципи створення палат інтенсивної терапії.....	28
1.2.6. Принципи створення загальних операційних і приміщень з підвищеними вимогами до чистоти.....	28
1.2.7. Принципи створення приміщень для інфекційних хворих (ізолятори).....	29
1.3. Параметри мікроклімату в приміщеннях лікарняно-профілактичних закладів.....	30
1.4. Практичні рекомендації для систем кондиціонування і вентиляції повітря щодо боротьби з коронавірусом.....	33
1.5. Контрольні питання до розділу.....	34

<b>РОЗДІЛ 2. ПРИНЦИПОВІ ТЕХНОЛОГІЧНІ СХЕМИ СИСТЕМ КОНДИЦІОНУВАННЯ ПОВІТРЯ ЛІКАРНЯНИХ ПРИМІЩЕНЬ</b> .....	36
2.1. Вологе повітря, його властивості, параметри та процеси змінення стану.....	36
2.1.1. Основні властивості та параметри стану вологого повітря.....	36
2.1.2. Діаграма $h-d$ вологого повітря та зображення в ній основних процесів зміни стану повітря.....	40
2.2. Загальні вимоги до систем кондиціонування і вентиляції повітря.....	43
2.3. Організація повітрообміну в чистих приміщеннях.....	46
2.3.1. Розрахунок витрати припливного повітря.....	46
2.3.2. Способи роздачі повітря.....	48
2.4. Схеми систем кондиціонування і вентиляції приміщень ЛПЗ.....	53
2.5. Кондиціонери для медичних закладів.....	62
2.6. Контрольні питання до розділу.....	72

<b>РОЗДІЛ 3. СПЕЦІАЛЬНЕ ОБЛАДНАННЯ СКВ МЕДИЧНИХ ЗАКЛАДІВ</b> .....	73
3.1. Повітророзподільні пристрої.....	73
3.1.1. Настінні і стельові повітророзподільники.....	74
3.1.2. Стельові перфоровані панелі.....	77
3.1.3. Ламінарні стелі.....	81
3.2. Повітряні фільтри.....	85
3.2.1. Фільтрація повітря.....	86
3.2.2. Класифікація повітряних фільтрів.....	88

3.2.3. Фільтри грубої і тонкої очистки повітря.....	94
3.2.4. Фільтри високої ефективності очистки повітря (фільтри HEPA) .....	100
3.2.5. Рекомендація щодо використання фільтрів у чистих приміщеннях .....	105
3.3. Установки знезараження повітря.....	106
3.3.1. Ультрафіолетове випромінювальне обладнання.....	106
3.3.2. Технологія знезараження повітря сталими електричними полями.....	111
3.4. Контрольні питання до розділу.....	113
<b>РОЗДІЛ 4. ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ШТУЧНОГО ОХОЛОДЖЕННЯ.....</b>	<b>115</b>
4.1. Способи отримання холоду.....	115
4.2. Зворотні термодинамічні цикли та оцінка їх ефективності .....	117
4.3. Парові компресійні холодильні машини.....	120
4.4. Термоелектричне охолодження .....	122
4.5. Вихровий ефект охолодження .....	125
4.6. Повітряні холодильні машини .....	127
4.7. Основи криогенних систем і технологій.....	129
4.8. Контрольні питання до розділу.....	133
<b>РОЗДІЛ 5. МЕДИЧНЕ ХОЛОДИЛЬНЕ ТА КРІОГЕННЕ ОБЛАДНАННЯ .....</b>	<b>135</b>
5.1. Зберігання і транспортування термолабільних лікарських засобів та біоматеріалів .....	135
5.2. Кріоконсервація біологічного матеріалу .....	143
5.3. Пристрої для локального охолоджуючого впливу в медицині.....	147
5.4. Кріотерапевтичні системи для загального охолоджуючого впливу в медицині.....	153
5.5. Кріохірургічне обладнання .....	156
5.6. Контрольні питання до розділу.....	162
<b>РОЗДІЛ 6. ЗАГАЛЬНІ ПРИНЦИПИ АВТОМАТИЗАЦІЇ СИСТЕМ КОНДИЦІОНУВАННЯ ТА ВЕНТИЛЯЦІЇ .....</b>	<b>164</b>
6.1. Теоретичні аспекти та структури автоматизованого регулювання систем кондиціювання та вентиляції .....	164
6.2. Автоматичні регулятори та закони керування системами кондиціювання та вентиляції .....	167
6.3. Автоматичне регулювання на основі нечіткої логіки.....	176
6.4. Контрольні питання до розділу.....	181
<b>РОЗДІЛ 7. ЗАСТОСУВАННЯ НИЗЬКИХ ТЕМПЕРАТУР В БІОЛОГІЇ ТА МЕДИЦИНІ .....</b>	<b>183</b>
7.1. Кріобіологія і кріомедицина.....	183
7.2. Основні напрями сучасної кріомедицини.....	186
7.3. Клітинна та тканинна трансплантація і терапія .....	192
7.4. Контрольні питання до розділу.....	196
<b>ПРЕДМЕТНИЙ ПОКАЖЧИК.....</b>	<b>198</b>
<b>БІБЛОГРАФІЧНИЙ СПИСОК .....</b>	<b>202</b>

# ПЕРЕДМОВА

*Присвячується 25-річчю Чорноморського національного університету імені Петра Могили*

Зміст посібника повністю відповідає програмі курсу «Медична кондиціонування та криогенна техніка», який викладається студентам освітньо-кваліфікаційного рівня «бакалавр» спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології», а також може бути корисним студентам спеціальностей 222 «Медицина», 226 «Фармація, промислова фармація» та 101 «Екологія».

Матеріал посібника відповідає кваліфікаційним вимогам технічних спеціальностей. У роботі розглянуто особливості гігієни мікроклімату та повітряного середовища лікарняних приміщень, а також у стислій формі використання штучного холоду в медичній практиці.

Наведено основні процеси тепловологісної обробки повітря в системах комфортного кондиціонування повітря, у тому числі медичного призначення, основні принципи створення чистих приміщень, принципові технологічні схеми систем кондиціонування та вентиляції (СКВ) лікувально-профілактичних закладів (ЛПЗ), конструктивні особливості медичних кондиціонерів. Детально описано спеціальне обладнання СКВ лікувальних закладів: повітро-розподільні пристрої, повітряні фільтри та установки знезараження повітря.

У стислій формі представлено теоретичні основи техніки низьких температур, схемні рішення холодильних та криогенних установок для забезпечення процесів охолодження різного температурного рівня, а також приклади виконання зазначеного обладнання у медичній практиці. Розглянуто не тільки криогенне обладнання, що використовується саме в кріомедицині під час безпосереднього впливу на пацієнта, але й обладнання, що використовується для збереження біологічних матеріалів, лікарняних засобів, донорської крові та її компонентів тощо.

Проаналізовано загальні принципи автоматизації СКВ, теоретичні аспекти та структури автоматизованого регулювання, регулятори та закони керування, автоматичне регулювання на основі нечіткої логіки тощо.

У навчальному посібнику використані праці вітчизняних і закордонних авторів, а також досвід, набутий фахівцями Центрального науково-дослідного та проектного інституту «Тайфун» в області чистих технологій щодо створення кліматичного обладнання і систем для лікарняних закладів та підприємств фармацевтичної промисловості.

Навчальний посібник може бути корисним інженерам, аспірантам і викладачам різних технічних напрямів, які у своїй діяльності торкаються питань, пов'язаних з вентиляцією та кондиціонуванням приміщень ЛПЗ, а також технікою низьких температур, що застосовується у медичній галузі.

Автори будуть вдячні будь-яким зауваженням та пропозиціям щодо покращення посібника.

## ВСТУП

Значний обсяг посібника присвячений питанням створення необхідного тепловологісного комфорту (мікроклімату) в медичних закладах. Це питання розглядається у комплексі з таким важливим напрямом техніки кондиціонування як впровадження чистих технологій і чистих приміщень.

Техніка чистих приміщень у медичних закладах використовується більше 50-ти років. Ще у 1961 р. у Великій Британії створили першу операційну, в якій СКВ забезпечувала надходження зі стелі чистого потоку повітря зі швидкістю 0,3 м/с. Це стало радикальним засобом зниження ризику інфікування хворих в ході трансплантації суглобів. До цього у 9 % хворих відбувалося інфікування за час операції, що призводило до необхідності повторної трансплантації [1].

У 70–80-х рр. минулого століття технологія чистоти на основі систем вентиляції і кондиціонування повітря з використанням вискоєфективних фільтрів стала невід’ємним елементом у лікарнях Європи і Америки. Тоді ж у Німеччині, Франції з’явилися перші стандарти на чистоту повітря в лікарнях. Для сучасних ЛПЗ використання чистих приміщень є обов’язковим.

Питання створення систем вентиляції і кондиціонування повітря в ЛПЗ дуже актуальні і водночас складні. Це обумовлено специфікою будівель медичних закладів, які мають технологічні та архітектурні особливості, та санітарно-гігієнічними умовами до повітряного середовища самих ЛПЗ, а окрім того відсталістю існуючих нормативних документів, що не відповідають сучасним медичним технологіям і потребують переробки.

Одним із важливих факторів, який суттєво впливає на стан здоров’я пацієнта, є наявність у повітрі приміщень лікарняної інфекції, що передається в 90–95 % повітряним і повітряно-крапельним шляхом [2]. Неорганізований повітрообмін у цих закладах призводить до переміщення забруднених інфекціями повітряних потоків між приміщеннями та інфікування хворих і медичного персоналу.

Забезпечення необхідної чистоти повітря в приміщеннях є важливою умовою попередження лікарняної інфекції, зменшення післяопераційних ускладнень і лікування важкохворих з різними захворюваннями. Для вирішення цієї проблеми використовують чисті приміщення, що знижує загрозу переносу забруднень від хворого до хворого, від персоналу до хворого, від хворого до персоналу, з навколишнього середовища до хворого і т. ін.

Висока якість повітряного середовища забезпечується організацією раціонального повітрообміну, ефективною роботою СКВ і високоякісним управлінням і експлуатацією цих систем.

З давніх часів охолодження частини або усього тіла людини використовували під час лікування запальних процесів, кровотеч, ран, больових синдромів і т. ін.

Сприятливий вплив охолодження на процес загоєння ран був відмічений видатним хірургом М. І. Пироговим, який вважав, що холод варто призначати там, де до опухлої, гарячої і подразненої рани приєднується кровотеча.

Перша спроба дозованого використання холоду відноситься до 1851 р., коли суміш кухонної солі та льоду в шкіряних мішках була використана J. Arnott у процесі лікування низки захворювань (головного болю, міжреберної невралгії, бешихового запалення та ін.) [3].

Отримання етилу хлориду, твердого та рідинного діоксиду вуглецю, зрідженого кисню і азоту сприяли розвитку кріомедицини. Основні успіхи кріохірургії пов'язані з використанням рідинного азоту з метою тепловідводу від патологічного осередку за допомогою спеціального інструмента.

Під час впливу на тканини низької температури спостерігаються певні ефекти: анестезія, адгезія, деструкція, тимчасова або остаточна зупинка кровотечі, стимуляція репарації та ін.

Для забезпечення основних напрямів лікувального використання холоду створено науково обґрунтовані лікувальні методики, а також спеціальну медичну техніку та медичний інструментарій.

Варто зазначити, що функціонування сучасних медичних закладів, а особливо спеціалізованих медичних центрів та відділень неможливо уявити без наявності холодильного обладнання для збереження лікарських препаратів, крові та її компонентів, (шкіри, судин, органів трансплантації). З цією метою створено широкий спектр зазначеного обладнання, що забезпечує необхідні рівні термостатування.

У світі бурхливо розвивається клітинна терапія і реконструктивна хірургія на основі технологій вирощування клітин, тканин і створення штучних органів. Потреба в трансплантації клітин зростає з кожним роком у зв'язку з великою кількістю захворювань, які не піддаються традиційним терапевтичним і хірургічним методам лікування. Подальший рух уперед можливий тільки за рахунок революційного прориву. Базу для такого прориву дають клітинні технології і біоінженерні підходи, що разом з іншими використовують низькотемпературні та чисті технології. Це виводить охорону здоров'я на якісно новий рівень і відкриває можливості позбавлення людини від раніше невиліковних хвороб [4].

# ОСНОВНІ ТЕРМІНИ І ВИЗНАЧЕННЯ

**Блок рентген-операційний** – підрозділ рентгенологічного чи хірургічного відділення лікувально-профілактичного закладу, де проводять хірургічне втручання із застосуванням рентгенологічних досліджень [18].

**Біоінженерія** – (англ. *bioengineering*) – напрям науки і техніки, застосування інженерних принципів у біології та медицині. Цілеспрямоване внесення змін в організми рослин, тварин і людини та керування їх функціями; відповідна галузь генетики. [88].

**Брудне приміщення** – приміщення, яке відповідає визначенню чистого приміщення, але в ньому не контролюється бактеріальне обсіменіння [7].

**Вентиляція** – система організованого повітрообміну, яка забезпечує потрібні параметри повітря, бактеріальну і хімічну чистоту повітря в приміщенні [11].

**Видалене повітря** – частина витяжного повітря, яке видаляється в атмосферу [11].

**Витяжне повітря** – повітря, яке виходить з приміщення через систему примусової вентиляції [11].

**Гігієнічні вимоги** – комплекс вимог і заходів, націлених на профілактику негативного впливу фізичних, хімічних, мікрокліматичних та інших факторів на здоров'я людини [7].

**Гіпотермія** – окремий напрям кріомедицини, який дозволяє знижувати температуру тіла на 2–4°C різними методами, у тому числі і хімічними, – може використовуватися як допоміжний прийом, наприклад, з метою зниження інтенсивності обмінних процесів під час оперативних втручань [88].

**Група приміщень** – класифікаційне позначення приміщень лікарняного закладу, яке визначається ступенем ризику для хворого і навколишнього середовища, що потребує спеціальних технічних і організаційних заходів для забезпечення чистоти [9].

**Дезінфекція** (син. знезараження) – знищення збудників інфекційних хвороб у навколишньому середовищі [7].

**Дисбаланс повітря** – різниця витрат повітря, яке подається в приміщення (будівлю) і видаляється з нього системами вентиляції з штучним спонуканням, кондиціонування повітря і повітряного опалення [11].

**Захищене приміщення** – приміщення, на вході в яке для запобігання перетікання повітря є тамбур-шлюз чи створюється підвищений або знижений тиск повітря у відношенні до суміжних приміщень [9].

**Знезараження повітря** – знищення або виведення з повітря патогенних чи умовно-патогенних мікроорганізмів [51].



**Зовнішнє повітря** – атмосферне повітря, яке поступає в систему вентиляції і кондиціонування для подачі в приміщення, що обслуговується [11].

**Інфекція лікарняна (госпітальна)** – будь-яке інфекційне захворювання, яке вражає хворого в результаті його знаходження в лікарні чи звернення за допомогою, а також інфекційне захворювання співробітника лікарні внаслідок його роботи у цій установі, незалежно від того, проявилися симптоми захворювання в стаціонарі чи за його межами [2].

**Кабінет рентгенодіагностичний (рентген-кабінет)** – приміщення для проведення рентгенівських діагностичних досліджень, у тому числі з хірургічним втручанням або під час такого (агіографічний кабінет, рентген-операційна тощо) [18].

**Клас фільтра** – характеристика ефективності фільтра виражена умовним позначенням [9].

**Клас чистоти** – рівень чистоти по завислим в повітрі частинкам, який застосовується до чистого приміщення або чистої зони, і виражається в термінах «Клас N ISO», що визначає максимально допустимі концентрації (частинок/м<sup>3</sup>) для заданих діапазонів розмірів частинок [9].

**Колонієутворююча одиниця (КУО)** – сукупність мікробних клітин, які вирости у вигляді ізольованого скопища колоній у живлючому середовищі [8].

**Концентрація частинок** – кількість окремих частинок в одиниці об'єму повітря [9].

**Кріобанк** – спеціалізоване місце (обладнаний технологічний простір), де протягом тривалого часу в замороженому вигляді за ультранизких температур можна зберігати біологічні рідини, клітини (насамперед стовбурові клітини), тканини та органи, біологічну функцію яких можна відновити після розморожування [71].

**Кріобіологія** – (від грецьк. κρύος – холод, bios – життя і logos – наука) – розділ біології про вплив вкрай низьких температур на біологічні об'єкти (органи, тканини, клітини, білки, або цілі організми), лабораторні термометричні дослідження в складних біологічних об'єктах, експериментальні показники та клінічні аспекти [88].

**Кріогеніка** – розділ фізики низьких температур, який вивчає закономірності змін властивостей різних речовин в умовах вкрай низьких («кріогенних») температур; цим терміном позначають технології та апаратно-методичні засоби роботи в умовах низьких температур [88].

**Кріодеструктор** – апарат для однофокусного та багатофокусного кріоруйнуючого впливу на патологічні тканини, передусім на пухлини [89].

**Кріодеструкція** – одна з менш травматичних методик лікування патологічних змін тканин людини з використанням рідкого азоту (низьких температур від – 90°C до – 180°C), під дією якого тканини, що підлягають

видаленню руйнуються (заморожування), здорова тканина залишається мінімально травмованою, що є досить важливо [89].

**Кріомасаж** – різновид терапії холодом, масаж холодом, він має омолоджувальну дію і цілющі властивості [75].

**Кріомедицина** – область наукової і практичної медицини, яка заснована на вивченні використання кріогенних технологій та застосуванні вкрай низької температури, наприклад, рідкого азоту ( $-196^{\circ}\text{C}$ ), для боротьби з різноманітними захворюваннями [88].

**Кріопротектор** – речовина, захищаюча живі біологічні об'єкти від загибелі в процесі заморожування [72].

**Кріосауна** – спеціальна установка, що представляє собою кабінку, заповнену охолодженим азотом або сумішшю азоту з киснем [84].

**Кріотерапія** – консервативне застосування холоду для відновлення функцій окремих органів і оздоровлення всього організму, при цьому охолодження не викликає загибелі клітинних і тканинних структур, реалізуються стимулювальна та захисна дії холоду [88].

**Кріохірургія** – (від грецьк. *κρύο* – *холод* і *χειρουργική* – «робота руками») – це руйнування і видалення патологічних тканин за допомогою охолодження (заморожування) до температури, що є межею її стійкості до холоду (для більшості тканин це температура, нижча за  $-20^{\circ}\text{C}$ ). Клітини деяких злоякісних пухлин гинуть за умови зниження температури до  $-160^{\circ}\text{C}$  [88].

**Лікувально-профілактичний заклад (ЛПЗ)** – загальна назва медичних закладів, призначених для надання лікувально-профілактичної допомоги населенню [7].

**Мікроклімат приміщення** – стан внутрішнього середовища приміщення, здійснюючий вплив на людину, який характеризується показниками температури повітря і огороджуваних конструкцій, вологістю і рухливістю повітря [25].

**Мікроорганізми** – бактерії, віруси, грибки [8].

**Мікроорганізми патогенні** – мікроорганізми, які здатні визивати інфекційні захворювання у людини [8].

**Неодноспрямований потік повітря** – розподіл повітря, за якого повітря, що поступає у чисту зону, змішується з внутрішнім повітрям шляхом подачі потоку припливного повітря. У технічній літературі іноді використовується термін «турбулентний потік» [8].

**Обсіменіння повітря** – кількісна характеристика вмісту патогенних і умовно-патогенних мікроорганізмів в одиниці об'єму повітря приміщення [51].

**Односпрямований потік повітря** – контрольований потік повітря з постійною швидкістю і приблизно паралельними лініями току по всьому поперечному перерізу чистої зони. Потік повітря такого типу безпосередньо

виносить частинки з чистої зони. У технічній літературі іноді використовується також термін «ламінальний потік» [8].

**Операційна** – приміщення, призначене і спеціально обладнане для проведення хірургічних операцій [6].

**Операційний блок (оперблок)** – комплекс приміщень лікувально-профілактичного закладу, спеціально обладнаних для проведення хірургічних операцій [7].

**Операційний стіл** – пристрій для надання тілу хворого положення, необхідного для проведення хірургічної операції, що представляє собою стіл, обладнаний пристосуваннями для фіксації цього положення [7].

**Очистка повітря** – вилучення з повітря забруднюючих речовин [11].

**Посудина Дьюара** – посудина з хорошою теплоізоляцією, призначена для тривалого зберігання речовин за високих або низьких температур [62].

**Припливне повітря** – повітря, яке подається в приміщення системою вентиляції і кондиціонування [11].

**Пропорційно-інтегральний регулятор (ПІ-регулятор)** – устрій в управляючому контурі зі зворотним зв'язком, що формує управляючий сигнал, який є сумою двох складових: перша – пропорційна різниці вхідного сигналу і сигналу зворотного зв'язку (сигнал неузгодженості), друга – інтеграла сигналу неузгодженості [98].

**Пропорційно-інтегрально-диференційний регулятор (ПІД-регулятор)** – устрій в управляючому контурі зі зворотним зв'язком, що формує управляючий сигнал, який є сумою трьох складових: перша – пропорційна різниці вхідного сигналу і сигналу зворотного зв'язку (сигнал неузгодженості), друга – інтеграла сигналу неузгодженості, а третя – похідної сигналу неузгодженості [98].

**Пропорційний регулятор (П-регулятор)** – устрій в управляючому контурі зі зворотним зв'язком, що формує управляючий сигнал, який пропорційний різниці вхідного сигналу і сигналу зворотного зв'язку (сигнал неузгодженості) [98].

**Регулятор нечіткої логіки** – регулятор САР, побудованої на математичних основах нечітких множин і нечіткої логіки [98].

**Рециркуляційне повітря** – частина витяжного повітря, яка повторно поступає в систему вентиляції і кондиціонування [25].

**Рециркуляція повітря** – повторна подача частини витяжного повітря в приміщення (систему приміщень) після фільтрації. [11]. До рециркуляційного повітря може додаватися зовнішнє повітря. Під час рециркуляції частина витяжного повітря після фільтрації може повністю повертатися в те ж саме приміщення (місцева рециркуляція) чи розподілятися різними приміщеннями.

**Робоча зона** – простір в приміщенні висотою 2 м над рівнем підлоги, де знаходяться місця постійного і тимчасового перебування персоналу і хворих [8].

**Розмір частинки** – діаметр сфери, яка в контролюючому приладі дає відгук, ідентичний відгуку від оцінюваної частинки [9].

**Система автоматичного регулювання (САР)** – така система автоматичного керування, задача якої полягає у підтримці на заданому рівні або зміні за заданим законом вихідної величини  $Y(t)$  об'єкта [98].

**Система кондиціонування повітря (СКП)** – комплекс пристроїв, призначених для створення і автоматичного підтримування в обслуговуваних приміщеннях заданих величин параметрів повітряного середовища [25].

**Стерилізація** – цілковите звільнення якої-небудь речовини або предмета від мікроорганізмів шляхом впливу на них фізичними чи хімічними факторами [7].

**Тепловий насос** – трансформатор, який використовується для нагрівання тіла, речовини, повітря тощо [21].

**Теплохолодильний насос (теплофікаційна машина)** – трансформатор тепла, призначений для корисного використання процесів охолодження і нагрівання одночасно [21].

**Трансформатор тепла (теплотрансформатор)** – установка, що забезпечує перенос енергії у формі тепла від джерела з більш низької температури до джерела з більш високою температурою [21].

**Фільтр НЕРА** – високоефективний аерозольний фільтр [39].

**Фільтр очистки повітря (фільтр повітряний)** – пристрій, у якому за допомогою фільтруючого матеріалу чи іншим засобом здійснюється відділення аерозольних частинок від фільтруючого повітря [41].

**Фільтрація** – вилучення з повітря твердих частинок, аерозолів, мікроорганізмів методом механічного захоплення [41].

**Холодильна машина** – трансформатор, який використовується для охолодження тіла, речовини, повітря тощо [21].

**Холодильний агент (холодоагент)** – тіло, що відводить теплоту [21].

**Холодильний коефіцієнт** – кількість теплоти, що відводиться від охолоджуваного об'єкта (тіла), на одиницю витраченої роботи (потужності) [21].

**Холодовий ланцюг** – безперервно функціонуюча система, що забезпечує необхідні температурні умови зберігання і транспортування на всіх етапах переміщення імунобіологічних препаратів від підприємства-виробника до вакцинованого [66].

**Холодопродуктивність** – кількість теплоти, що відводиться (поглинається) холодоагентом [21].

**Частинка** – твердий або рідкий об'єкт, який в цілях класифікації чистоти повітря, характеризується сукупним розподілом, що заснований на граничному розмірі (нижньої границі) в діапазоні 0,1–0,5 мкм [9].

**Чиста зона** – простір, у якому контролюється концентрація завислих у повітрі частинок, побудований і використовується так, щоб звести до

мінімуму надходження виділення і утримання частинок усередині зони, і який дозволяє, за необхідності, контролювати інші параметри, наприклад, температуру, вологість, тиск [9]. Чиста зона може бути відкритою чи закритою і знаходитися як усередині, так і поза його межами.

**Чисте приміщення** – приміщення, у якому контролюється концентрація завислих в просторі частинок, побудоване і використовується так, щоб звести до мінімуму надходження, виділення і утримання частинок усередині приміщення, і яке дозволяє, за необхідності, контролювати інші параметри, наприклад, температуру, вологість і тиск [9].

**Шлюз** – спеціальне приміщення у медичних закладах, яке відокремлює групу приміщень для підтримки в них санітарно-епідеміологічного режиму [7].

# РОЗДІЛ 1.

## ГІГІЕНА МІКРОКЛІМАТУ ТА ПОВІТРЯНОГО СЕРЕДОВИЩА ПРИМІЩЕНЬ ЛІКУВАЛЬНО-ПРОФІЛАКТИЧНИХ ЗАКЛАДІВ

### 1.1. КЛАСИФІКАЦІЯ ПРИМІЩЕНЬ ЩОДО ЧИСТОТИ ПОВІТРЯ

Важливою умовою попередження лікарняних інфекцій, зменшення післяопераційних ускладнень і лікування важкохворих з різними захворюваннями є забезпечення необхідної чистоти повітря в приміщеннях. Для вирішення цієї задачі використовують, за необхідності, чисті приміщення, що знижує загрозу переносу забруднень від хворого до хворого, від персоналу до хворого, від хворого до персоналу, з навколишнього середовища до хворого і т. ін.

У повітрі навколо нас знаходиться велика кількість як живих, так і неживих частинок, які відрізняються своєю природою і розмірами. Мікрозабруднення виділяються персоналом, огорожувальними конструкціями, обладнанням, попадають у чисте приміщення з навколишнього середовища. У середньому в чистому приміщенні 70–80 % мікрозабруднень приходить на людину, 15–20 % – на обладнання, 5–10 % – на навколишнє середовище [1].

Післяопераційні інфекції і мікробна забрудненість повітря безпосередньо пов'язані з концентрацією частинок у повітрі, яка залежить від кількості людей в операційній, рівня їхньої активності, розміщення і кількості світильників, обладнання та іншого.

У багатьох дослідженнях визначається, що основним джерелом забруднення є луски чи частинки шкіри людини. Роздягнена людина поряд зі своїм тілом має рівень забруднення на 30–400 % вищий, ніж зовнішнє повітря. Спеціальний одяг знижує цю цифру, але не до нуля. Виділення зростають під час підвищення температури повітря, інтенсивності руху і напруженості в роботі. Стояча людина створює природний тепловий потік забрудненого повітря, до 150 м<sup>3</sup>/год. Звідси видно, що бригада хірургів є одним з основних забруднювачів повітря в операційній.

За інформацією European Environmental Agency (EEA) головну загрозу для здоров'я людини несуть нанорозмірні частинки. До них відносять молекули основних збудників алергії 20–400 нм, що не видаляються легеньми людини аерозольні частинки 20–100 нм, віруси 20–300 нм, бактерії від 100 нм [5].

## Медична кондиціонування та кріогенна техніка

У зоні операційного столу загрозовий розмір частинок (у тому числі бактерій і грибків) знаходиться в межах від 1 до 30 мкм з середнім значенням 10 мкм [1].

На рис. 1.1 показані джерела виділення забруднюючих речовин і напрями їх переміщення [1].

Залежно від функціонального призначення до приміщень лікувально-профілактичних закладів ставлять вимоги щодо санітарно-мікробіологічних показників, які визначають допустимий рівень бактеріального обмінення повітря приміщення, і встановлюють відповідну категорію щодо чистоти приміщення і класу чистоти.

Для класифікації чистих приміщень використовують різні стандарти.

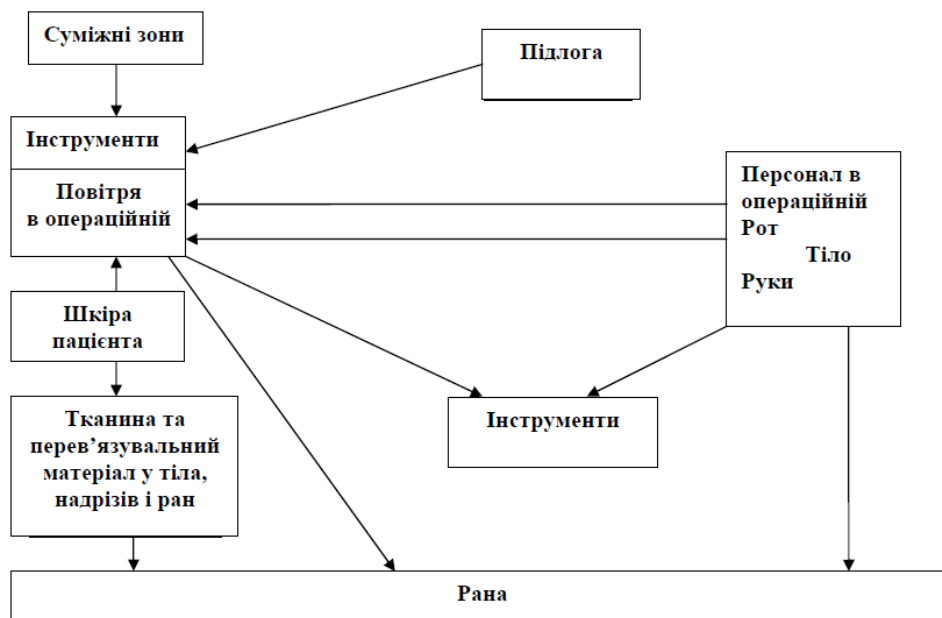


Рисунок 1.1 – Джерела і напрями переміщення забруднюючих речовин в операційній [1]

В Україні діють державні стандарти стосовно чистих технологій, які є тотожним перекладом серії міжнародних стандартів ISO 14644 (містять 12 документів). Вони охоплюють наступні аспекти: класифікація чистоти повітря у приміщенні; контроль і моніторинг для підтвердження відповідності ISO 14644-1; метрологія та методи випробування; проектування, будівництво та введення в експлуатацію чистих приміщень, їх експлуатація та інші [6]. Ці нормативні документи ґрунтуються на стандарті ISO 14644-1, який є ключовим. Але діючий з 01 січня 2012 р. в державі ДСТУ ISO 14644-1:2009 є тотожним перекладом ISO 14644-1, який випущено в 1999 р. У 2015 р. Міжнародна організація щодо стандартизації (ISO) ввела в дію ISO 14644-1:2015, що призвело до переробки національних

стандартів різних країн з метою приведення їх до нових вимог. Нажаль, діючі в Україні нормативні документи не завжди відповідають сучасним вимогам до приміщень ЛПЗ, хоча поступово розробляються стандарти, які наближені до міжнародних.

У зв'язку з цим, у зазначеному посібнику висвітлюється інформація не тільки з українських нормативних документів, але й стандартів ISO, Росії, США.

Приміщення класифікують за класами [7] чи групами [8] щодо гранично допустимих концентрацій частинок і мікроорганізмів у повітрі. Кількість мікроорганізмів вимірюється в колонієутворюючих одиницях (КУО), що дорівнює сукупності мікробних клітин, які виростили у вигляді ізольованого скопища колоній у живильному середовищі. Гранично допустимі концентрації частинок у повітрі задаються класами чистоти приміщень за ДСТУ ISO 14644-1 : 2009 [9].

На заміну ДБН В.2.2-10-2001 розроблено, але ще не введено, ДБН В.2.2-10-2017 [7], де встановлені 5 класів чистоти: А, Б, В, Г і Д. Класифікація приміщень для цілей проектування щодо вимог до чистоти повітря і кратності повітрообміну наведена в табл. 1.1. [7].

*Таблиця 1.1*

**Класифікація приміщень для цілей проектування  
щодо вимог до чистоти повітря і кратності повітрообміну [7]**

<b>Клас чистоти</b>	<b>Найменування приміщень</b>	<b>Клас згідно з ДСТУ ISO 14644-1:2009</b>	<b>Рекомендована кратність повітрообміну за годину**</b>	<b>Ступені очищення, припливні фільтри</b>
А	Високоасептичні операційні і палати інтенсивної терапії з ламінарним потоком повітря для пересадки органів, імплантації і протезування, для операцій на відкритому серці і великих судинах та інших операцій з великим операційним полем та/або довготривалістю, палати для хворих зі значними опіками, з пониженим імунітетом і т. ін., стерильні зони лабораторій клітинних технологій.	ISO 5 (у зоні ламінарного потоку) ISO 6	За розрахунком, але не менше 15	G4+F7+F9+H14
Б*	Інші операційні (у т. ч. малі, акушерські, ангиографічні, для абдомінальної хірургії і т. ін.), родові і реанімаційні зали, післяопераційні палати, палати інтенсивної терапії, у тому числі для опікових хворих, для виходжування новонароджених і недоношених дітей; ембріологічна лабораторія, чисті зони лабораторій клітинних технологій.	ISO 7	За розрахунком, але не менше 10	G4+F7+F9+H13



## Медицина кондиціонування та криогенна техніка

Закінчення табл. 1.1

В	Передопераційна, наркозна та інші приміщення і коридори, що ведуть в операційні; діалізні зали; барозали, маніпуляційні, перев'язувальні і процедурні відділень реанімації та інтенсивної терапії; асистентські і фасувальні аптеки; бокси мікробіологічних лабораторій (окрім перерахованих в класах А і Б); стерильні зони ЦСО.	ISO 8	За розрахунком, але не менше 6	G4+F7+F9+H11 – H13
Г	Палати для дорослих і дітей, у т. ч. післяродові, маніпуляційні, перев'язувальні, процедурні, барозали, лаборантські (окрім перерахованих в класах А, Б і В), приміщення ендоскопічної і функціональної діагностики, оглядові та інші лікувальні і діагностичні приміщення, приміщення зберігання чистих матеріалів, коридори палатних і інших лікувальних і діагностичних відділень, виробничі приміщення чистої зони ЦСО, секційні і передсекційні.	-	Інформація розміщена у стандарті ДБН [7]	G4+F7+F9
Д	Адміністративні і технічні приміщення, коридори (окрім перерахованих в класі В і Г), туалети, душові, санітарні кімнати, приміщення для обробки і тимчасового зберігання використаних матеріалів і відходів.	-	Джерело [7] і відповідні норми проектування	G4+F7 (для приміщень з організованим припливом)
<p>* За наявності зони з ламінарним потоком повітря вимоги до неї відповідають вимогам до чистоти повітря в зоні операційного столу (клас А).</p> <p>** Для припливного зовнішнього повітря. Об'єм витяжного повітря визначається за розрахунком для забезпечення підпору повітря у приміщеннях з вищими вимогами до чистоти відносно приміщень з меншими вимогами до чистоти повітря.</p>				

В СанПиН 2.1.3.2630-10 (Росія) використовується 4 класи чистоти приміщення: А, Б, В і Г. Допустимі рівні бактеріального обміну повітряного середовища приміщень медичних організацій залежно від їх функціонального призначення і класу чистоти наведені у таблиці 1.2 [10].

*Таблиця 1.2*

**Допустимі рівні бактеріального обмінення повітряного середовища приміщень медичних організацій залежно від їх функціонального призначення і класу чистоти [10]**

Клас чистоти	Найменування приміщення	Загальна кількість мікроорганізмів в 1 м <sup>3</sup> повітря (КУО/м <sup>3</sup> )	
		до початку роботи	за час роботи
А	Операційні, пологові зали, асептичні бокси для гематологічних, опікових пацієнтів, палати для недоношених дітей, асептичний блок аптек, стерилізаційна (чиста половина), бокси бактеріологічних лабораторій.	Не більше 200	Не більше 500
Б	Процедурні, перев'язочні, передопераційні, палати реанімації, дитячі палати, кімнати збору і пастеризації грудного молока, асистентські і фасовочні аптек, приміщення бактеріологічних і клінічних лабораторій, призначених для проведення досліджень.	Не більше 500	Не більше 750
В	Палати хірургічних відділень, коридори операційних, пологових залів, наглядові, бокси і палати інфекційних відділень, ординаторські, матеріальні, комора чистої білизни.	Не нормується	Не нормується
Г	Коридори і приміщення адміністративних будівель, сходи лікарняно-діагностичних корпусів, санітарні кімнати, туалети, кімнати для брудної білизни і тимчасового зберігання відходів.	Не нормується	Не нормується
У приміщеннях класів А і Б в повітрі не повинно бути золотистого стафілококу. У приміщеннях класів В і Г золотистий стафілокок не нормується.			

У ГОСТ Р 52539-2006 усі приміщення розділені на 5 груп [11]:

1. Високоасептичні операційні з односпрямованим потоком повітря (введення в організм людини стерильних і чистих чужорідних тіл, у тому числі імплантантів; тривалий час виконання операцій; значний розмір ран; операції, які виконуються ослабленим хворим з імунодефіцитом).

2. Палати інтенсивної терапії (для хворих, що перенесли трансплантацію кісткового мозку; хворих зі значними опіками; імунодефіцитом тощо).

3. Операційні без односпрямованого потоку повітря або з односпрямованим потоком з меншою площиною перерізу ніж для приміщень групи 1, а також палати з підвищеними вимогами до чистоти повітря (постнаркозні, реанімаційні палати тощо).

4. Приміщення, які не потребують спеціальних заходів захисту хворого, персоналу та інших хворих.

5. Приміщення для інфікованих хворих (ізолятори).

Чистота повітря для кожної групи приміщень задається максимально допустимою концентрацією частинок з розмірами більшими або ідентичними 0,5 мкм (за ГОСТ ИСО 14644-1), а також максимально допустимою

## Медична кондиціонуєча та кріогенна техніка

концентрацією КУО в повітрі для оснащеного стану приміщення, тобто за відсутності у ньому хворих і персоналу. Вимоги до чистоти повітря в приміщеннях в оснащеному стані наведені у табл. 1.3.

*Таблиця 1.3*

### Основні вимоги до чистоти повітря в приміщеннях в оснащеному стані [11]

Група приміщень		Максимально допустиме число частинок в 1 м <sup>3</sup> повітря (частинки з розмірами $\geq 0,5$ мкм)	Клас чистоти приміщення за ГОСТ ИСО 14644-1	Максимально допустиме число КУО в 1 м <sup>3</sup> повітря
1	Зона операційного стола	3520	5 ИСО	5
	Зона навколо операційного стола	35200	6 ИСО	20
2	Зона ліжка хворого	3520	5 ИСО	5
	Зона навколо ліжка хворого	35200	6 ИСО	20
3*		3520000	8 ИСО	100
4		Не нормується	–	500
5*		3520000	8 ИСО	100

\* За наявності зони з односпрямованим потоком повітря вимоги до неї відповідають вимогам до чистоти повітря в зоні операційного столу.  
 Група 1 – високоасептичні операційні з односпрямованим потоком повітря.  
 Група 2 – палати інтенсивної терапії з односпрямованим потоком повітря.  
 Група 3 – операційні без односпрямованого потоку повітря.  
 Група 4 – приміщення, які не потребують спеціальних заходів захисту хворого, персоналу та інших хворих.  
 Група 5 – приміщення для інфікованих хворих (ізолятори).

У табл. 1.4 показана класифікація чистих приміщень відповідно ДСТУ ISO 14644-1:2009 «Чисті приміщення та пов'язані з ними контрольовані середовища. Частина 1. Класифікація чистоти повітря» [9]. У відповідності до стандарту чисте приміщення (чиста зона) – це приміщення (простір), у якому контролюється концентрація завислих у повітрі частинок, що побудоване і використовується так, щоб звести до мінімуму надходження, виділення і утримання частинок усередині приміщення, і яке дозволяє, за необхідності, контролювати інші параметри, наприклад, температуру, вологість і тиск. А клас чистоти – рівень чистоти щодо завислих у повітрі частинок, який застосовується до чистого приміщення або чистої зони, і виражається в термінах «Клас № ISO», що визначає максимально допустимі концентрації (частинок/м<sup>3</sup>) для заданих діапазонів розмірів частинок.

*Таблиця 1.4*

**Класифікація чистих приміщень і чистих зон за ISO 14644-1:1999 [9]**

Клас ISO	Гранично допустимі концентрації частинок на 1 м <sup>3</sup> повітря, розмір яких дорівнює чи перевищує					
	0,1 мкм	0,2 мкм	0,3 мкм	0,5 мкм	1 мкм	5 мкм
1 ISO	10	2	–	–	–	–
2 ISO	100	24	10	4	–	–
3 ISO	1 000	237	102	35	8	–
4 ISO	10 000	2 370	1 020	352	83	–
5 ISO	100 000	23 700	10 200	3 520	832	29
6 ISO	1 000 000	237 000	102 000	35 200	8 320	293
7 ISO	–	–	–	352 000	83 200	2 930
8 ISO	–	–	–	3 520 000	832 000	29 300
9 ISO	–	–	–	35 200 000	8 320 000	293 000

Примітки: 1. Частинка – твердий або рідкий об’єкт, який з метою класифікації чистоти повітря, характеризується сукупним розподілом, що заснований на граничному розмірі (нижньої границі) в діапазоні 0,1–0,5 мкм.

2. Розмір частинки – діаметр сфери, яка в контролюючому приладі дає відгук від оцінюваної частинки.

3. Концентрація частинок – кількість окремих частинок в одиниці об’єму повітря.

Позначення класу чистоти щодо завислих у повітрі частинок для чистих приміщень і чистих зон включає:

- класифікаційне число, виражене як «Клас № ISO»;
- стан чистого приміщення;
- задані розміри частинок і відповідні концентрації, де кожен заданий граничний розмір частинок знаходиться в межах 0,1–5 мкм.

Приклад позначення: клас 5 ISO; оснащений стан; задані розміри частинок: 0,2 мкм (23700 частинок/м<sup>3</sup>; 1,0 мкм (832 частинки/м<sup>3</sup>).

Проста і наочна класифікація чистих приміщень зроблена за Федеральним стандартом США FS209D [1]. Згідно з нею клас чистого приміщення дорівнює максимально допустимому числу частинок розміром 0,5 мкм і більше в 1 куб. футі повітря. Наприклад, в 1 куб. футі повітря приміщення класу 100 повинно бути не більше 100 частинок розміром 0,5 мкм і більше.

Відповідність класів чистоти за різними стандартами наведено в табл. 1.5.

*Таблиця 1.5*

**Класифікація чистих приміщень за різними стандартами**

ISO 14644–1:2015	ДСТУ ISO 14644–1: 2009 (Україна)	ГОСТ Р ИСО 14644–1–2017 (Росія)	Стандарт FS 209D (США)
1 ISO	1 ISO	1 ИСО	–
2 ISO	2 ISO	2 ИСО	–
3 ISO	3 ISO	3 ИСО	1
4 ISO	4 ISO	4 ИСО	10

## Медицина кондиціонування та криогенна техніка

Закінчення табл. 1.5

5 ISO	5 ISO	5 ИСО	100
6 ISO	6 ISO	6 ИСО	1000
7 ISO	7 ISO	7 ИСО	10000
8 ISO	8 ISO	8 ИСО	100000
9 ISO	9 ISO	9 ИСО	–

Новий стандарт ISO 14644-1:2015 «Чисті приміщення та пов'язані з ними контрольовані середовища. Частина 1. Класифікація чистоти повітря по концентрації частинок» [1] (перероблена версія ISO 14644-1:2009) визначає класи чистоти і методи перевірки їхньої відповідності. Він рекомендується до використання всім: замовникам, проєктантам чистих приміщень, будівельникам, дослідникам, виробникам матеріалів і тим, хто експлуатує чисті приміщення.

З таблиці «Класифікація чистих приміщень і чистих зон за ISO 14644-1:2015» виключені гранично допустимі концентрації частинок для класів: 1 ISO – розміром  $\geq 0,2$  мкм; 2 ISO –  $\geq 0,5$  мкм; 3 ISO –  $\geq 1$  мкм і 5 ISO –  $\geq 5$  мкм. Ці зміни пояснюються малою достовірністю статистичної оцінки при невеликому числі частинок у виборці (зазвичай нижня межа 20–30 частинок). Це несуттєво для класів (1–3) ISO, але впливає на клас 5 ISO, де за Правилами GMP ЄС під час виробництва лікарських засобів треба підтверджувати відповідність вимогам для частинок розміром  $\geq 5$  мкм.

Класифікація чистих приміщень і чистих зон за ISO 14644-1:2015 наведена в табл. 1.6.

Таблиця 1.6

### Класифікація чистих приміщень і чистих зон за ISO 14644-1:2015 [1]

Клас ISO	Гранично допустимі концентрації частинок на 1 м <sup>3</sup> повітря, розмір яких дорівнює чи перевищує					
	0,1 мкм	0,2 мкм	0,3 мкм	0,5 мкм	1 мкм	5 мкм
1 ISO	10	–	–	–	–	–
2 ISO	100	24	10	–	–	–
3 ISO	1 000	237	102	35	–	–
4 ISO	10 000	2 370	1 020	352	83	–
5 ISO	100 000	23 700	10 200	3 520	832	–
6 ISO	1 000 000	237 000	102 000	35 200	8 320	293
7 ISO	–	–	–	352 000	83 200	2 930
8 ISO	–	–	–	3 520 000	832 000	29 300
9 ISO *	–	–	–	35 200 000	8 320 000	293 000

\* Клас 9 ISO задається тільки для приміщень у стані експлуатації

Детальний критичний розбір стандарту ISO 14644-1:2015 наведено в роботах А. Е. Федотова [1,12]. Але загалом новий стандарт прийнято

фахівцями, хоча він не є ідеальним, наприклад, в оновленому стандарті частинки розміром 5,0 мкм та більші вже не є основою для класифікації приміщень класу 5 ISO, що не відповідає вимогам Правил GMP під час виробництва лікарських засобів.

Тотожним перекладом ISO 14644-1:2015 є стандарт ГОСТ Р ИСО 14644-1-2017 (введено в Росії з 01.12.2018), який на відміну від міжнародного стандарту скасовує клас 9 ISO [13].

Подальший прогрес у сфері нанотехнологій (у тому числі в медичній галузі) передбачає створення унікального обладнання та різного роду інструментарію на базі чистих технологій. Галузі, які пов'язані із медициною, вже зараз виробляють продукцію з розмірами, які лежать у нанодіапазоні (об'єкти розміром від 1 нм до 100 нм), що є частиною сталої тенденції виробництва продукції із найменшими характерними розмірами для покращення її характеристик. Наприклад, гаджети-імпланти (ортопедичні вироби), які призначені для імплантації в організм людини (ендопротезування) найбільш чутливі до забруднень повітря в приміщеннях. Ендопротези в організмі людини служать десятиріччями, їх чистота і стерильність повинні бути гарантовані, інакше неминуче інфікування хворого, повторні, ще більш складні і травмуючі пацієнта операції. Невдовзі очікується використання нанороботів у медичних потребах. Вони зможуть доставляти корисні речовини до клітин людського організму і видаляти з нього шкідливі речовини. Усе це вимагає розробку нових стандартів та інших нормативних документів.

У міжнародній організації зі стандартизації підготовлено новий документ, яким є стандарт ISO 14644-12:2018 за контролем концентрації аерозольних наночастинок [14,15]. Стандарт ISO 14644-12 є доповненням ISO 14644-1, він розширює діапазон розмірів частинок класифікації, описаної в ISO 14644-1, на наномасштаб. У табл. 1.7 показана класифікація чистих приміщень відповідно до міжнародного стандарту ISO 14644-12.

Позначення класу чистоти щодо завислих у повітрі наночастинок для чистих приміщень і чистих зон включає:

- класифікаційне число, виражене як «ISO–АСР клас № »;
- стан чистого приміщення, для якого була проведена класифікація;
- задані розміри наночастинок і відповідні граничні концентрації, визначені за класифікаційною таблицею (табл. 1.7), де кожен заданий граничний розмір частинок знаходиться в межах від 0,05 мкм до 0,001 мкм.

Приклад позначення: ISO – АСР клас 1; функціонує, 10 нм.

Таблиця 1.7

**Класифікація чистих приміщень і чистих зон за ISO 14644-12 [14]**

Клас ISO	Розміри частинок				
	0,001 мкм	0,005 мкм	0,01 мкм	0,05 мкм	0,1 мкм
1 ISO	145 000	5 080	1 200	–	10
2 ISO	1 450 000	50 800	12 000	423	100
3 ISO	14 500 000	508 000	120 000	4 230	1 000
4 ISO	145 000 000	5 080 000	1 200 000	42 300	10 000
5 ISO		50 800 000	12 000 000	423 000	100 000
6 ISO					1 000 000
7 ISO					
8 ISO					
9 ISO					

Існують і спеціалізовані системи класифікації чистих приміщень і чистих зон, наприклад, для виробництва ліків за правилами GMP і виробів медичної техніки [1].

Чисте приміщення передбачає наявність чистої атмосфери, поверхонь, обладнання і технології. Ніякі проекти і інвестиції не повинні виконуватися до визначення гігієнічних вимог до чистого приміщення. Необхідно забезпечити гарантовану гігієнічну якість і підтримування необхідного рівня чистоти повітря у приміщенні (не обов'язково максимально можливого) за допомогою реалізації дорогого проекту захисту.

Основний підхід має передбачати задоволення гігієнічних вимог, де це необхідно, найбільш недорогим засобом і з максимальною ефективністю, але тільки на тому рівні, на якому це необхідно для конкретного приміщення.

Для визначення класу чистоти треба вказати стан чистого приміщення. Відрізняють три стани чистого приміщення: побудоване, оснащене і експлуатоване [9]. Побудоване – це стан, у якому монтаж чистого приміщення закінчено, всі обслуговуючі системи підключені, але відсутні виробниче обладнання, матеріали і персонал. Оснащене – це стан, у якому чисте приміщення укомплектоване обладнанням і діє за угодою між замовником і виконавцем, але персонал відсутній. Експлуатоване – стан, у якому чисте приміщення функціонує встановленим чином з встановленою чисельністю персоналу, відповідно до документації.

Такий розділ на три фази створення і існування чистих приміщень має принципове значення у процесі їх проектування, будівництва та експлуатації. На кожному етапі перевіряються відповідні йому параметри. Це дозволяє своєчасно виявляти помилки проекту і монтажу, дефекти в комплектуючих виробках і матеріалах, і в кінцевому рахунку – вивести чисте приміщення на заданий клас чистоти, що підтверджується під час його атестації. Процес документального підтвердження того, що об'єкт відповідає пред'явленим до нього вимогам називається атестацією. Атестація чистих приміщень

відповідних груп медичних закладів проводиться у побудованому, оснащеному і експлуатованому станах.

Таким чином, чисте приміщення – це штучно створене середовище. Поблизу земної поверхні такого рівня чистоти, як правило, немає. Підтримання заданого класу чистого приміщення є постійна боротьба з можливими джерелами забруднення, підтримання постійного бар'єру між ним і зовнішнім природним забрудненим середовищем.

На це і направлена сучасна технологія створення і експлуатації чистих приміщень.

## **1.2. ОСНОВНІ ПРИНЦИПИ СТВОРЕННЯ ЧИСТИХ ПРИМІЩЕНЬ**

Чисте приміщення – складна і дорога інженерна споруда. Для забезпечення заданого класу чистоти потрібен комплексний підхід. Треба дотримуватися основних принципів забезпечення чистоти на всіх етапах створення чистого приміщення, які включають:

- розробку концепції забезпечення чистоти;
- проектування;
- будівництво;
- експлуатацію.

Важливо знати вимоги до матеріалів, конструкції, обладнання і приладів, уміти їх правильно вибирати і використовувати. Забезпечити потрібний клас чистоти і підтримувати його в експлуатації можна тільки чітким виконанням основних принципів, додержанням технології будівництва і послідовної атестації приміщення на всіх етапах його створення. Проте необхідно знаходити найбільш економічні рішення.

*Можна умовно виділити наступні основні принципи створення чистих приміщень [1]:*

1. Визначення необхідного виду потоку (односпрямований, не-односпрямований, змішаний) і принципів розподілу зон з різними класами чистоти.
2. Формування потоків повітря. Забезпечення необхідної швидкості односпрямованих потоків повітря для приміщень класів 5 ISO і більш чистих.
3. Забезпечення необхідного балансу повітрообміну, необхідної доли зовнішнього повітря, а для приміщень класів 5 ISO і менше чистих – кратності повітрообміну.
4. Забезпечення необхідного перепаду тиску повітря між приміщеннями.
5. Використання вискоелективних фільтрів і багатоступінчатої фільтрації повітря.
6. Використання ефективних проектно-конструкторських рішень, належних матеріалів і обладнання.



7. Контроль параметрів повітря: концентрації частинок, концентрації мікроорганізмів, односпрямованості і швидкості односпрямованого потоку повітря, перепаду тиску, цілісності високоефективних фільтрів, часу відновлення параметрів чистого приміщення та інше.

8. Правильна експлуатація чистих приміщень, включаючи вимоги до одягу, порядку очистки і дезінфекції та інше.

9. Навчання персоналу, виконання ними вимог власної гігієни, поведінки, переодягання та інше.

10. Атестація чистого приміщення.

Забезпечення чистоти повітря у приміщеннях ЛПЗ засобами вентиляції і кондиціонування повітря направлено на вирішення наступних задач:

– захист хворого – приміщення операційних і палат з односпрямованим і без односпрямованого потоків повітря;

– захист хворого і навколишнього середовища – приміщення для інфекційних хворих (ізолятори).

### ***1.2.1. Методи забезпечення чистоти різними потоками повітря.***

Чисті зони класу 5 ISO у високо асептичних операційних і палатах інтенсивної терапії створюються за рахунок односпрямованого потоку повітря, що проходить через високоефективні фільтри HEPA, які забезпечують фільтрацію повітря. Такі зони можуть бути створені і в інших операційних і приміщеннях для інфекційних хворих (ізоляторах). Односпрямований потік повітря не дозволяє рухатися забрудненням назустріч потоку і перешкоджає попаданню їх в зону потоку з навколишнього середовища. Чистота повітря в решті приміщень забезпечується неоднаспрямованим потоком повітря, який пройшов необхідну фільтрацію.

### ***1.2.2. Види захисту від забруднень.***

Захист від забруднення може бути двох видів:

– загальний, коли за рахунок подачі чистого повітря забезпечується заданий клас чистоти приміщення;

– місцевий, коли чисте повітря подається у визначену зону для створення більш високого класу чистоти, ніж клас чистоти приміщення.

Місцевий захист широко використовується в операційних і палатах інтенсивної терапії.

### ***1.2.3. Принципи розділення чистих приміщень.***

Для розділення приміщень з різними класами чистоти використовують три принципи [1]:

– принцип витісняючого потоку (висока швидкість потоку, низький перепад тиску);

– принцип перепаду тиску (високий перепад тиску, низька швидкість потоку);

– принцип фізичного бар'єра (ізолюючі чи бар'єрні технології).

Вибір принципу розділення приміщень здійснюється у відповідності з вимогами до цих приміщень і не розповсюджується на критичні зони з односпрямованим потоком повітря в операційних і палатах інтенсивної терапії.

**Принцип витісняючого потоку.** Витісняючий потік повітря напрямлений з більш чистого в менш чисте приміщення і має швидкість не більше 0,2 м/с в місцях розділення приміщень.

**Принцип перепаду тиску.** Тиск повітря у більш чистому приміщенні вище ніж в менш чистому. В ізоляторах та інших приміщеннях у яких є загроза виділення інфекцій у повітря, підтримується від'ємний тиск щодо відношення до навколишнього середовища. Перепад тиску повітря між суміжними приміщеннями з різними класами чистоти має бути не менше 10–15 Па, а для безперешкодного відчинення дверей – не більше 20 Па [1].

**Принцип фізичного бар'єра.** Для запобігання переносу забруднень з менш чистої зони в більш чисту створюють непроникливий бар'єр. Цей принцип використовується, наприклад, в неонатологічних відділеннях.

#### ***1.2.4. Принципи створення асептичних операційних.***

Основним засобом захисту від забруднення у цих приміщеннях є місцевий захист. Це дозволяє суттєво зменшити витрати у процесі створення експлуатації приміщень та забезпечити гнучкість рішень під час внесення змін у технологію операцій. Місцевий захист передбачає подачу односпрямованого вертикального потоку чистого повітря в критичні зони, якими є:

- операційний стіл;
- стіл (столи) для інструментів та матеріалів, що імплантуються, які знаходяться у відкритому вигляді;
- персонал, який приймає участь у виконанні операції, одягнений в стерильну одягу.

Ціллю місцевого захисту є запобігання попаданню в рану забруднень з повітря, одягу персоналу та інше.

Площа поперечного перерізу вертикального односпрямованого потоку повітря (дифузора односпрямованого потоку повітря) має бути не менше 9 м<sup>2</sup>, а швидкість односпрямованого потоку повітря в межах від 0,24–0,3 м/с. З огляду на значну витрату повітря для формування односпрямованого потоку з ціллю економії використовують місцеву рециркуляцію повітря. Проте використовується тільки повітря приміщення, або до нього добавляється визначена доля зовнішнього повітря, за умови їх знезараження з ефективністю інактивації мікроорганізмів і вірусів не менше 95 % (рис. 1.2).

Зони з односпрямованим потоком повітря обмежують завісами (щитками) усім периметром, які виготовляють з прозорих матеріалів, стійких до засобів дезінфекції, довжиною, як правило, не менше 0,1 м. Відстань від нижнього краю завіс (щитків) до підлоги не менше 2,1 м (рис. 1.3).

Розподілення операційної та інших приміщень здійснюється за одним з принципів: перепаду тиску або витісняючого потоку повітря. В останньому випадку чистота суміжних приміщень забезпечується за рахунок перетоку повітря з операційної і повітряні шлюзи не передбачаються. Під час використання принципу перепаду тиску передбачають безперервний (візуальний або автоматичний) контроль тиску.

У асептичних операційних забезпечують відвід повітря, яке видихає хворий, що містить відпрацьовані гази і мікробні забруднення.

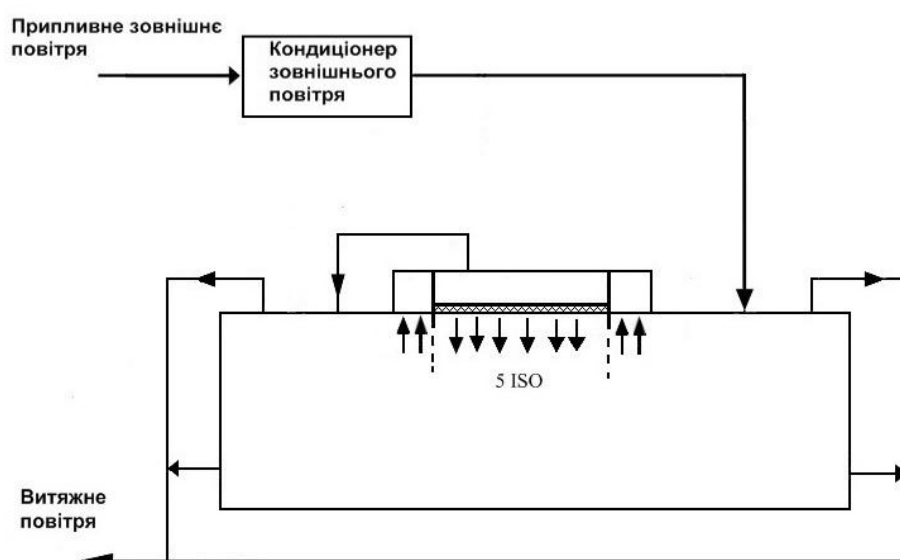
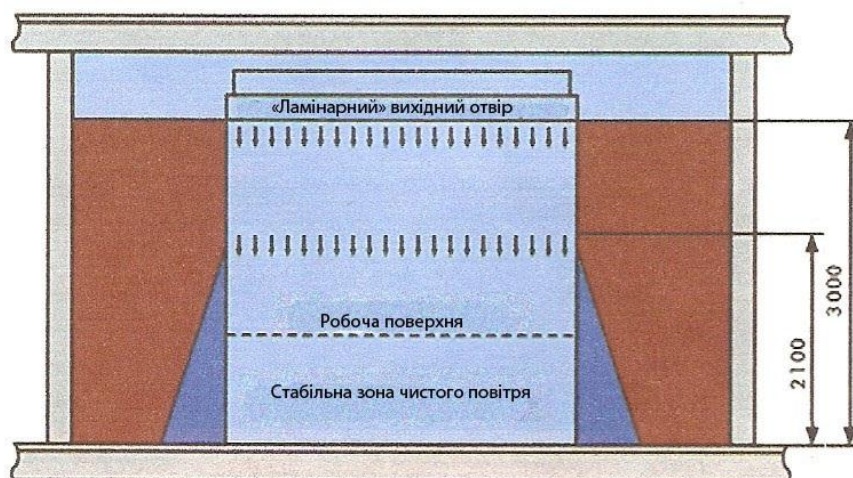


Рисунок 1.2 – Приклад СКВ з місцевою рециркуляцією повітря [16]



 Зона чистого повітря;  Зона змішаного повітря;  Забруднене повітря з периферії

Рисунок 1.3 – Схема подачі односпрямованого потоку повітря з фартухом [17]

### ***1.2.5. Принципи створення палат інтенсивної терапії.***

У таких приміщеннях ліжко хворого знаходиться в зоні односпрямованого потоку повітря, який має швидкість 0,24–0,3 м/с. Більш економічним рішенням є вертикальний потік, але допускається використання і горизонтального потоку повітря. Можливість використання рециркуляції повітря визначається у відповідності з призначенням приміщень (палат).

Зона з односпрямованим потоком повітря обмежується завісами (щитками) усім периметром. Завіси (щитки) виготовляються з прозорих матеріалів, стійких до засобів дезінфекції, довжиною, як правило, не менше 0,1 м.

Розділення палат інтенсивної терапії та інших приміщень здійснюється за принципом перепаду тиску, проте передбачається безперервний (візуальний або автоматичний) контроль перепаду тиску.

Для входу в палати інтенсивної терапії передбачені повітряні шлюзи.

### ***1.2.6. Принципи створення загальних операційних і приміщень з підвищеними вимогами до чистоти.***

У приміщеннях цієї групи передбачається фільтрація повітря з кратністю повітрообміну, що забезпечує заданий клас чистоти.

В операційних передбачені зони з односпрямованим потоком повітря з перерізом 3–4 м<sup>2</sup>, меншим ніж для зон високоасептичних операційних, який проходить триступеневу фільтрацію через фільтри класів G4–F5 – F7–F9 – H13–H14. Зони обмежені завісами (щитками) усім периметром і вимоги до них (крім вказаних розмірів), як до зон високоасептичних операційних.

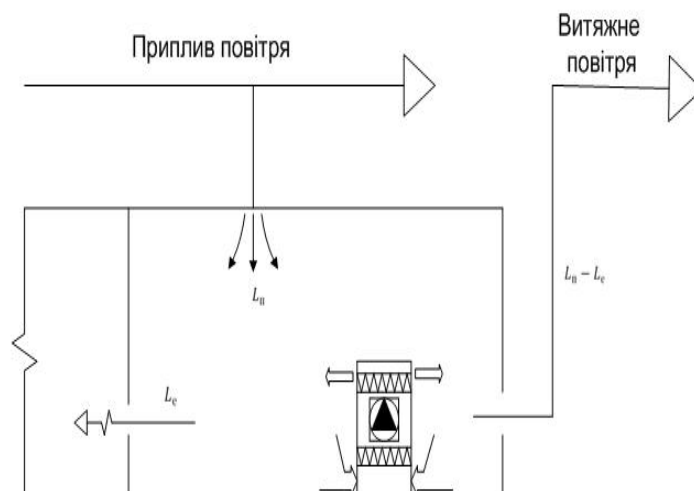
У приміщеннях цієї групи допускається рециркуляція повітря при забезпеченні заданого класу чистоти.

З ціллю забезпечення універсальності операційних цієї групи приміщень і можливості проведення будь-яких операцій, рекомендується на стадії проєктування розглянути питання про їх використання у відповідності за вимогами до високоасептичних операційних.

Розподілення приміщень цієї групи та інших приміщень здійснюється за одним з принципів: витісняючого потоку чи перепаду тиску. Безперервний контроль цих параметрів і повітряні шлюзи в приміщеннях непередбачуваний.

Іноді використовують автономні пристрої очистки повітря, яке проходить через фільтри класу не нижче F9 (рис. 1.4).

В опікових відділеннях для хворих зі значними опіками створені палати (зони) класу чистоти 5 ISO, які обладнані приладами для обдування вражених ділянок тіла вертикальним односпрямованим потоком повітря. Для випадків, коли потрібен обдув вражених ділянок тіла з різних сторін, використовують автономні пристрої очистки повітря, що дозволяє запобігти попаданню забруднень на вражені ділянки.



$L_n$  – витрати припливного повітря;

$L_c$  – витрати повітря за рахунок ексфільтрації.

Рисунок 1.4 – Приклад використання автономного пристрою очистки повітря в загальній операційній [16]

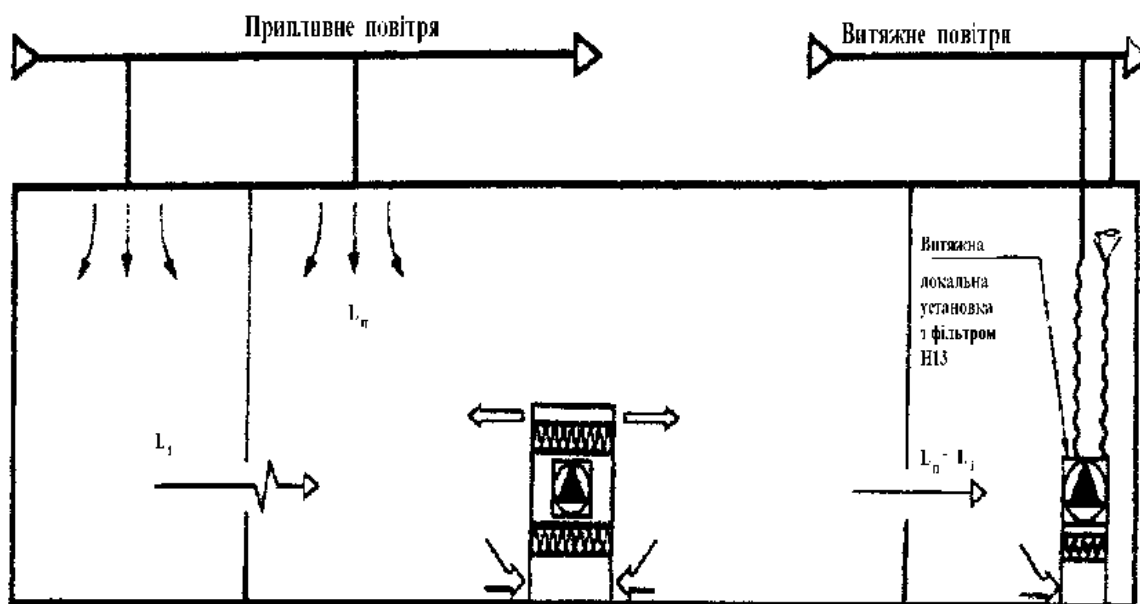
### **1.2.7. Принципи створення приміщень для інфекційних хворих (ізолятори).**

У приміщеннях цієї групи встановлюють окрему систему вентиляції з використанням, за необхідності, витяжних фільтрів класу H13, встановлених на межі приміщення і витяжного повітропроводу.

Кратність повітрообміну має бути не менше  $12 \text{ год.}^{-1}$ , рециркуляція повітря не допускається. Для зменшення витрат припливного повітря і забезпечення кратності повітрообміну використовують автономні пристрої очистки повітря (рис. 1.5).

Вхід і вихід з приміщення організують через активний повітряний шлюз з примусовою подачею чистого повітря. Повітря з повітряного шлюзу може подаватися в ізолятор. Клас чистоти шлюзу повинен бути не нижче класу чистоти приміщення ізолятора. В ізоляторах підтримують від'ємний тиск у відношенні до суміжних приміщень, у тому числі і до повітряного шлюзу. Перепад тиску має бути не менше 15 Па, проте необхідно забезпечити його безперервний (візуальний або автоматичний) контроль.

В операційних, де оперують хворих з гнійною та іншими інфекціями, передбачені зони з односпрямованим потоком повітря і тріступеневою фільтрацією через фільтри.



$L_n$  – витрати припливного повітря;

$L_i$  – витрати повітря за рахунок інфільтрації.

Рисунок 1.5 – Приклад використання автономного пристрою очистки повітря в ізоляторах [16]

### 1.3. ПАРАМЕТРИ МІКРОКЛІМАТУ В ПРИМІЩЕННЯХ ЛІКАРНЯНО-ПРОФІЛАКТИЧНИХ ЗАКЛАДІВ

Параметри, які впливають на мікроклімат у приміщеннях ЛПЗ, можуть бути розділені на дві групи: параметри забезпечення комфорту і гігієни.

*Критеріями комфортних параметрів повітря є:*

- прийнятний температурний діапазон;
- прийнятна витрата припливного повітря;
- необхідна витрата припливного повітря;
- допустимий рівень шуму.

Ці параметри важливі для асиміляції тепловиділень від зовнішніх і внутрішніх джерел, а також для компенсації тепловтрат і для забезпечення комфортних умов у приміщенні.

*Критеріями гігієнічних параметрів повітря є:*

- забезпечення концентрації мікроорганізмів у заданих межах;
- видалення з приміщення забруднюючих речовин, наприклад, таких, як виділяючі гази;
- контролювання руху повітря в приміщенні.

Параметрами підтримання гігієнічних умов є концентрація мікробів і забруднюючих газів, а також, рух повітря між приміщеннями. У зв'язку з цим, концентрація забруднюючих речовин повинна знаходитися на мінімально необхідному рівні, а рух повітря між приміщеннями необхідно контролювати.

У процесі проектування систем вентиляції і кондиціонування для чистих приміщень необхідно розглядати ці параметри в їх сукупності. Для асиміляції надлишків тепла, щоб забезпечити необхідну якість повітря, варто перевіряти кількість кондиціонованого повітря, так само, як і кількість витісняючого повітря, яке необхідне для підтримання концентрації мікроорганізмів у приміщенні нижче визначеного рівня.

Тепловий комфорт людини залежить від одягненої одержі та ступеня її рухливості, а також параметрів мікроклімату в приміщенні.

У зонах з односпрямованим потоком повітря для гарантування комфорту медичного персоналу і хворого забезпечується можливість регулювання температури потоку повітря. Діапазон регулювання температури встановлюється, як правило, в межах від 18 до 24°C. У педіатричних відділеннях максимальне значення температури може бути 26 °С. Точність підтримання температури  $\pm 1^\circ\text{C}$  від номінального значення.

Розрахункові і допустимі температура, відносна вологість та максимальна рухомість повітря для холодного і теплого періоду року в приміщеннях закладів охорони здоров'я, визначаються за ДБН В.2.2-10:2017 [7], ДСанП та Н 6.6.3-150-2007 [18]. Для запобігання перетоку повітря за рахунок різниці гравітаційних сил температура повітря в коридорах і приміщеннях, об'єднаних одним коридором має дорівнювати температурі повітря найбільш чистого приміщення, а для патологоанатомічних відділень – найбільш брудного.

Відносна вологість повітря повинна бути в межах 55–60 %, в приміщеннях для лікування значних опіків 60–70 %, а в холодний період в палатах з механічною припливно-витяжною вентиляцією 30–60 % [7].

Зволоження повітря здійснюється паром, отриманим в електричних парогенераторах з якісної питної води. Дозволяється зволоження гарячою або холодною водою, яка відповідає ДСанП і Н 2.2.4-171, з обов'язковим автоматичним спорожненням води із зволожуючих установок, коли вентиляція не працює.

Швидкість руху повітря в приміщеннях за ДБН В.2.2-10:2017 не має перевищувати 0,15 м/с, а за ГОСТ Р 52539-2006 (Росія) – 0,3 м/с.

Для оцінки кількості тепла, яке виділяється організмом людини під час різних видів діяльності, вводиться спеціальний показник, який називається «Met» (від слова «метаболізм» – виділення тепла усередині організму). У спокійному стані людина виділяє 58 Вт/м<sup>2</sup> тепла, що відповідає 1 Met [19].

Виділення тепла організмом людини залежно від виду діяльності наведено в табл. 1.8 [19].

Наш одяг перешкоджає передачі тепла в зовнішнє середовище. Щоб мати можливість це враховувати, вводять коефіцієнт теплового опору одягу, одиниця вимірювання якого отримала назву «Clo» (скорочення від англ. clothing – одяг; 1 Clo = 0,155 м<sup>2</sup> x К/Вт).

Літній костюм, наприклад, має показник 0,5 Сю, зимовий одяг може мати від 0,8–1,0 Сю і більше. Показники є умовними і можуть змінюватися залежно від типу матеріалу і комплекту одягу.

Таблиця 1.8

**Виділення тепла організмом людини залежно від виду діяльності [19]**

Вид діяльності	Кількість тепла, яке виділяється організмом людини	
	Вт/м <sup>2</sup>	Met
Сон	40	0,7
Спокій, положення сидячи	58	1,0
Читання, положення сидячи	60	1,0
Розслаблення, положення стоячи	70	1,2
Легка праця	70	1,2
Ходьба в приміщенні	100	1,7
Праця середньої інтенсивності	120	2,1
Танок	140–255	2,4–4,4
Важка праця	235–280	4,0–4,8

На рис. 1.6 представлена діаграма, що дозволяє визначити умови комфорту залежно від вищезазначених параметрів, які можуть задовольнити більшість людей [19].

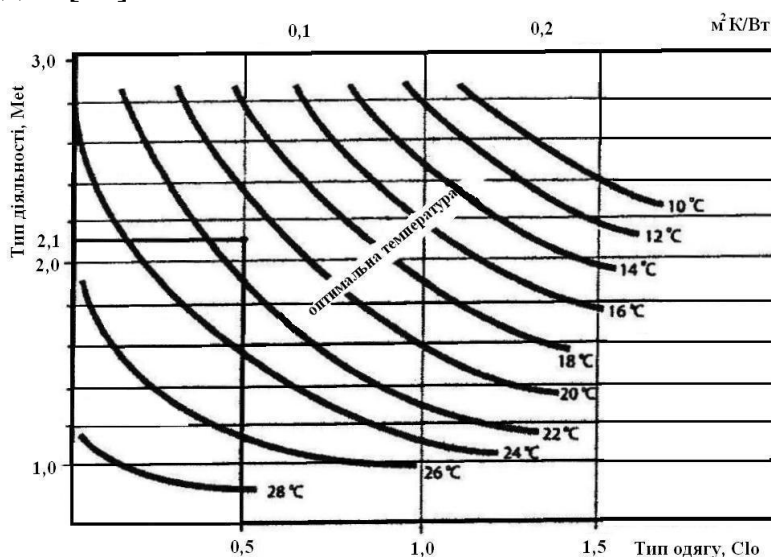


Рисунок 1.6 – Діаграма для визначення умов комфорту людини залежно від одягу і виду діяльності [19]

На діаграмі враховується вид діяльності людини (вертикальна шкала) та ізоляційні властивості одягу (горизонтальна шкала). У полі діаграми зображені декілька кривих «оптимальної температури», які відповідають середнім показникам температури між температурою зовнішнього середовища і середньою температурою стін за умови малої швидкості руху повітря. Наприклад, якщо людина займається працею середньої інтенсивності



2,1Met в літньому одязі 0,5Clo, то оптимальна температура для її роботи складає 21°C.

Варто відзначити, що підвищення ізоляційних властивостей на кожні 0,1 Clo компенсується зниженням температури на 0,6°C.

Під час визначення вимог до теплового комфорту в приміщеннях ЛПЗ рекомендують використовувати наступні значення коефіцієнтів теплового опору одягу і показників метаболізму [1,8]:

- 1) коефіцієнти теплового опору одягу:
  - хворих і персоналу – 0,5 Clo;
  - лікарів-хірургів – 1,2 Clo.
- 2) показники метаболізму:
  - лежачого хворого – 0,8 Met;
  - ходячого хворого – 1,2 Met;
  - працюючого персоналу – 1,6 Met;
  - лікаря хірурга – травматолога (ортопеда) – 2,4 Met.

У зв'язку з високим коефіцієнтом теплового опору комплексу одягу хірурга 1,2 Clo в операційних вологість повітря не повинна перевищувати 50 %.

### **1.4. ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ ДЛЯ СИСТЕМ КОНДИЦІОНУВАННЯ І ВЕНТИЛЯЦІЇ ПОВІТРЯ ЩОДО БОРОТЬБИ З КОРОНОВІРУСОМ**

Системи вентиляції і кондиціонування мають фундаментальне значення для запобігання розповсюдження коронавірусної хвороби COVID-19 насамперед в медичних закладах, а також у місцях скупчення великої кількості людей.

У період розповсюдження пандемії коронавірусу світові і національні об'єднання фахівців у галузі вентиляції і кондиціонування, такі як ASHRAE, REHVA, AICAAAR та інші, терміново підготували і опублікували рекомендації, які пов'язані з проєктуванням і експлуатацією СКВ для забезпечення нерозповсюдження коронавірусу в будівлях [20].

У рекомендаціях REHVA (Федерація європейських асоціацій опалення, вентиляції і кондиціонування повітря) «Заходи для запобігання розповсюдження коронавірусної інфекції в системах опалення, вентиляції і кондиціонування громадських будівель» на першому місці, якнайбільш радикальний захід вказана рекомендація «по провітрюванні приміщень зовнішнім повітрям, навіть у приміщеннях з механічною вентиляцією». Наступні рекомендації, як REHVA так і ASHRAE, відносяться до вимог заборони використання рециркуляції повітря в СКВ у будівлях, які експлуатуються в період ескалації розповсюдження коронавірусу [5].

У документі розглядається ризик передачі інфекції повітряним шляхом через дрібні частинки – менше 5 мкм, які можуть залишатися в повітрі протягом декількох годин і транспортуватися на великі відстані. Дрібні частинки утворюються під час кашлю, розмови і не зникають з повітря так швидко, як більші краплини, які осідають і висихають. Цей механізм розповсюдження коронавірусу підказує, що збільшення вентиляції повітря корисне для видалення більшої кількості частинок. Краще взагалі забезпечувати постійну вентиляцію будівлі, щоб видаляти частинки вірусу.

Автори рекомендацій відмічають, що ризик зараження зростає у приміщеннях, які погано провітрюються. Розмір частинок коронавірусу дорівнює 80–160 нм, і вони залишаються активними в звичайних умовах до 3 год. в повітрі приміщення і до 2–3 діб на внутрішніх поверхнях і предметах.

Немає необхідності і в створенні підвищеної вологості повітря. Вірус стійкий до зміни навколишнього середовища і не стійкий тільки до дуже високої відносної вологості – вище 80 % і температури більше 30°C, що неприйнятне в приміщеннях. Тому системи опалення або охолодження не потребують будь якого спеціального регулювання.

Підтримка вологості в приміщеннях, особливо в опалювальний сезон в умовах самоізоляції дуже важлива для здоров'я людини. У більшості приміщень вологість взимку не перевищує 15–25 %, що недостатньо для постійного знаходження людини вдома і за необхідності працювати дистанційно.

Також немає потреби змінювати зовнішні повітряні фільтри СКВ, які не є джерелом забруднення, і в спеціальній очистці міжкімнатних вентиляційних каналів.

Не зайвим будуть і системи знезараження повітря, наприклад, ультрафіолетом. Ультрафіолетове випромінювання наразі є одним із головних методів інактивації вірусів, бактерій і грибків. Але водночас немає досліджень, які б точно підтверджували, що цей вірус «боїться» таких рішень.

У рекомендаціях ASHRAE (Американське товариство інженерів з опалення, вентиляції і кондиціонування повітря) при проектуванні систем кондиціонування і вентиляції, на першому місці стоїть використання так званої витісняючої вентиляції, що має перешкоджати розповсюдженню вірусів [20].

Нові обставини з якими людині треба буде жити постійно вимагають нових знань про системи вентиляції і кондиціонування повітря будівель. Тут головне усім зрозуміти: вентиляція і кондиціонування повітря – це важлива загальна задача інвесторів, архітекторів, лікарів, проєктувальників і, нарешті, самих мешканців. Усім має бути зрозуміло, що вентиляція і кондиціонування повітря – це стан нашого здоров'я і якість нашого життя.

### 1.5. КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ ДО РОЗДІЛУ

1. Які вимоги стосовно санітарно-мікробіологічних показників ставлять до приміщень ЛПЗ?
2. Категорії щодо чистоти приміщень.
3. Що таке чисте приміщення (чиста зона)?
4. Що таке клас чистоти, його позначення?
5. Які бувають стани чистого приміщення?
6. Основні принципи створення чистих приміщень.
7. Якими потоками повітря забезпечується чистота приміщень?
8. Види захисту від забруднень.
9. Принципи розділення чистих приміщень.
10. Принципи створення асептичних операційних.
11. Принципи створення палат інтенсивної терапії.
12. Принципи створення загальних операційних.
13. Принципи створення приміщень для інфекційних хворих (ізолятори).
14. Які критерії комфортних параметрів повітря?
15. Які критерії гігієнічних параметрів повітря?
16. Яким показником оцінюється кількість тепла, яке виділяється організмом людини під час різних видів діяльності?
17. Що таке коефіцієнт теплового опору одягу?
18. Яке значення СКВ у боротьбі з коронавірусом?

## РОЗДІЛ 2. ПРИНЦИПОВІ ТЕХНОЛОГІЧНІ СХЕМИ СИСТЕМ КОДИЦІОНУВАННЯ ПОВІТРЯ ЛІКАРНЯНИХ ПРИМІЩЕНЬ

### 2.1. ВОЛОГЕ ПОВІТРЯ, ЙОГО ВЛАСТИВОСТІ, ПАРАМЕТРИ ТА ПРОЦЕСИ ЗМІНЕННЯ СТАНУ

#### 2.1.1. Основні властивості та параметри стану вологого повітря.

Атмосферне повітря представляє собою суміш сухого повітря та водяної пари, вміст якої складає від декількох десятих відсотка до 3–4 % за об'ємом, й має назву – вологе повітря [21].

До складу сухого повітря, що є механічною сумішшю різних газів, входять у своїй більшості азот і кисень, а також аргон (майже 1 % за об'ємом), вуглекислий газ, гелій, неон, озон, криптон, ксенон, які складають 0,03–0,04 %. За нормальних умов  $p=101330$  Па у розрахунках для сухого повітря зазвичай приймають вміст азоту постійним відповідно 79 % за об'ємом або 77 % за масою, а кисню – відповідно 21% і 23 %. Вміст вологи (водяної пари) у повітрі може бути дещо різним (унаслідок погодних умов, або штучних процесів, що реалізуються, наприклад, у процесі обробки повітря в апаратах систем технічного або комфортного кондиціонування повітря).

Розрізняють три характерних стани вологого повітря (пароповітряної суміші) [21]:

- *ненасичене повітря*, коли водяна пара знаходиться у пароповітряній суміші у перегрітому стані;
- *насичене повітря*, що представляє собою суміш сухого повітря з сухою насиченою парою;
- *туман*, коли у суміші із сухим повітрям знаходиться суха насичена пара та рівноважна їй у вигляді конденсату (крапельному стані) волога (водяний або льодовий туман).

У подальшому розглядаються параметри стану саме ненасиченого повітря, суха компонента якого, а також парова складова розглядається у якості ідеального газу.

Фізичні властивості вологого повітря характеризуються параметрами його стану, якими є температура  $t$  (за сухим термометром), вологовміст  $d$ , абсолютна  $\rho_n$  та відносна  $\varphi$  вологість, густина  $\rho$ , температура  $t_s$  за вологим термометром, температура точки роси  $t_{рос}$ , ступінь насичення  $\psi$ , парціальний тиск  $P_n$  водяної пари, ентальпія  $I$ . Для визначення усіх

параметрів, що характеризують стан вологого повітря, достатньо знати хоча б два з них.

Відповідно до закону Дальтона, тиск суміші (вологого повітря) дорівнює сумі парціальних тисків сухого повітря  $p_c$  і водяної пари  $p_n$ , тобто:

$$p = p_c + p_n. \quad (2.1)$$

Рівняння стану для сухого повітря, водяної пари та вологого газу можуть бути записані у вигляді:

$$p_c = \rho_c R_c T; \quad p_n = \rho_n R_n T; \quad p = \rho R T, \quad (2.2)$$

де  $\rho_c, \rho_n, \rho$  – густини, відповідно, сухого повітря, водяної пари та вологого повітря;

$R_c, R_n, R$  – газова стала, відповідно, сухого повітря, водяної пари та вологого повітря;

*Вологовмістом*  $d$  повітря називається кількість (у кілограмах або грамах) вологи, що перепадає на 1 кг сухого повітря.

Вологовміст можна представити виразом:

$$d = m \frac{p_n}{p_c}, \quad (2.3)$$

де  $m = R_c / R_n$ .

З урахуванням, що для сухого повітря  $R_c = 287$  Дж/(кг·К), а водяної пари  $R_n = 461$  Дж/(кг·К), вираз (2.3) представляється у вигляді:

$$d = 0,622 \frac{p_n}{p_c} = 0,622 \frac{p_n}{p - p_n}. \quad (2.4)$$

*Абсолютною вологістю* повітря  $\rho_n$  називається кількість водяної пари у кілограмах, що міститься в 1 м<sup>3</sup> вологого повітря і чисельно дорівнює густині  $\rho_n$  пари за цієї температури повітря  $t$  та парціальному тиску пари  $p_n$  у ньому.

*Відносною вологістю*  $\varphi$  повітря називається відношення абсолютної вологості повітря  $\rho_n$  за його температури  $t$  до абсолютної вологості насиченого повітря за тієї ж самої температури  $\rho_n''$  або з урахуванням рівнянь (2.2) відношення парціального тиску водяної пари, що міститься у повітрі цього стану  $p_n$ , до парціального тиску водяної пари у насиченому повітрі за тієї ж самої температури  $p_n''$ , тобто:

$$\varphi = \rho_n / \rho_n'' = p_n / p_n'' \quad (2.5)$$

Густина вологого повітря  $\rho$ , кг/м<sup>3</sup>, складається із густини сухої частини повітря та густини водяної пари, а саме:

$$\rho = \rho_c + \rho_n. \quad (2.6)$$

Шляхом нескладних перетворень можна довести таке співвідношення:

$$\rho = \frac{p}{287 \cdot T} \cdot \left( \frac{1+d}{1+1,61 \cdot d} \right) = \rho_c' \cdot \left( \frac{1+d}{1+1,61 \cdot d} \right), \quad (2.7)$$

де  $\rho_c'$  – густина сухого повітря за цієї температури  $T$  та повному тиску  $p$  повітря, кг/м<sup>3</sup>.

Температура повітря за вологим термометром  $t_e$  залежить від його температури та вологовмісту. Це температура шару адіабатично насиченого повітря над поверхнею води, що встановлюється в результаті тепло- та вологообміну між повітрям і водою. Різниця показань сухого та вологого термометрів  $t - t_e$  називається *психрометричною різницею*, або *депресією вологого термометра*.

Температура точки роси вологого повітря  $t_{roc}$  – це та температура, за якої з охолоджуваного повітря за незмінним вологовмістом  $d$  починає висаджуватися волога у вигляді крапель (ненасичене повітря стає насиченим, а далі туманом – у вигляді суміші насиченого повітря з мілкодісперсними краплями).

Ступінь насичення повітря  $\psi$  дорівнює відношенню вологовмісту ненасиченого повітря  $d$  до вологовмісту насиченого повітря  $d''$  за тієї самої температури, тобто  $\psi = d / d''$ .

Співвідношення між ступеню насичення та відносною вологістю має вигляд:

$$\psi = \phi \cdot \frac{p - p_n''}{p - p_n}. \quad (2.8)$$

Для кількісної оцінки теплових процесів під час обробки вологого повітря користуються поняттям ентальпії, або тепловмісту.

Ентальпія вологого повітря  $h$ , кДж/кг, – це кількість теплової енергії, що міститься в ньому, віднесеної до 1 кг сухого повітря або  $1+d$  кг вологого повітря. За нульову точку – початок підрахунку ентальпій – приймається ентальпія сухого ( $d=0$ ) повітря температурою 0°C. Таким чином, ентальпія вологого повітря може мати як позитивні, так і негативні значення.

Для ненасиченого газу ентальпія визначається рівнянням:

$$h = h_c + h_n \cdot d, \quad (2.9)$$

де  $h_c$  і  $h_n$  – відповідно ентальпія сухого повітря та водяної пари за їхніх парціальних тисків  $p_c$  та  $p_n$  і температурі вологого повітря  $t$ .

## Медична кондиціонуєча та кріогенна техніка

Значення  $h_c$  і  $h_n$  визначають згідно з відповідними рівняннями або за допомогою таблиць теплофізичних властивостей сухого повітря та водяної пари.

Для визначення ентальпії вологого повітря потрібно скористатися рівнянням:

$$h = c_{pc} \cdot t + (r_0 + c_{pn} \cdot t)d \quad (2.10)$$

або

$$h = c_{\text{вол}} \cdot t + r_0 \cdot d, \quad (2.11)$$

де  $c_{pc}$  – ізобарна теплоємність сухого повітря, кДж/(кг·К);

$r_0$  – прихована теплота паротворення води за температури 0°C.

$c_{pn}$  – ізобарна теплоємність ненасиченої водяної пари, кДж/(кг·К).

Після підстановки значень  $c_{pc} = 1,01$  кДж/(кг·К),  $c_{pn} = 1,89$  кДж/(кг·К) і  $r_0 = 2500$  кДж/кг остаточно отримуємо:

$$h = h = c_{\text{вол}} \cdot t + 2500 \cdot d, \quad (2.12)$$

де  $C_{\text{вол}} = 1,01 + 1,89 \cdot d$  представляє собою теплоємність вологого повітря, віднесена до 1 кг сухого повітря (сухої частини), кДж/(кг·К).

Для розрахунку процесів змінення стану вологого повітря використовуються аналітичні залежності, різного роду психрометричні таблиці, номограми і діаграми.

У табл. 2.1 представлена психрометрична таблиця повітря, що дозволяє визначити відносну вологість повітря за результатами виміру його температури за сухим та вологим термометрами.

Таблиця 2.1

### Психрометрична таблиця для визначення відносної вологості повітря [21]

Температура за вологим термометром $t_w, ^\circ\text{C}$	Різниця температур за сухим та вологим термометрами $\Delta t = t_s - t_w, ^\circ\text{C}$																
	0,0	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	6,5	7,0	7,5	8,0
0	100	90	81	73	64	57	50	43	36	31	26	20	16	11	7	3	
1	100	90	82	74	66	59	52	45	39	33	29	23	19	16	11	7	
2	100	90	83	75	67	61	54	47	42	35	31	26	23	18	14	10	
3	100	90	83	76	69	63	56	49	44	39	34	29	26	21	17	13	10
4	100	91	84	77	70	64	57	51	46	41	36	32	28	24	20	16	14
5	100	91	85	78	71	65	59	54	48	43	39	34	30	27	23	19	17
6	100	92	85	78	72	66	61	56	50	45	41	35	33	29	26	22	19
7	100	92	86	79	73	67	62	57	52	47	43	39	35	31	28	25	22
8	100	92	86	80	74	68	63	58	54	49	45	41	37	33	30	27	25
9	100	93	86	81	75	70	65	60	55	51	47	43	39	35	32	29	27
10	100	94	87	82	76	71	66	61	57	53	48	45	41	38	34	31	28
11	100	94	88	82	77	72	67	62	58	55	50	47	43	40	36	33	30
12	100	94	88	82	78	73	68	63	59	56	52	48	44	42	38	35	32

13	100	94	88	83	78	73	69	64	61	57	53	50	46	43	40	37	34
14	100	94	89	83	79	74	70	66	62	58	54	51	47	45	41	39	36
15	100	94	89	84	80	75	71	67	63	59	55	52	49	46	43	41	37
16	100	95	90	84	80	75	72	67	64	60	57	53	50	48	44	42	39
17	100	95	90	84	81	76	73	68	65	61	58	54	52	49	46	44	40
18	100	95	90	85	81	76	74	69	66	62	59	56	53	50	47	45	42
19	100	95	91	85	82	77	74	70	66	63	60	57	54	51	48	46	43
20	100	95	91	86	82	78	75	71	67	64	61	58	55	53	49	47	44
21	100	95	91	86	83	79	75	71	68	65	62	59	56	54	51	49	46
22	100	95	91	87	83	79	76	72	69	65	63	60	57	55	52	50	47
23	100	96	91	87	83	80	76	72	69	65	63	61	58	56	53	51	48
24	100	96	92	88	84	80	77	73	70	67	64	62	59	56	53	52	49
25	100	96	92	88	84	81	77	74	70	68	65	63	59	58	54	52	50
26	100	96	92	88	85	81	78	74	71	68	65	63	60	58	55	53	51
27	100	96	92	88	85	81	78	75	72	69	66	64	61	59	56	54	51
28	100	96	92	89	85	82	79	75	72	69	67	65	62	60	57	54	52
29	100	96	92	89	85	82	79	75	73	71	67	65	62	60	57	55	53
30	100	96	93	89	85	82	79	77	73	71	68	66	63	61	58	56	55
31	100	96	93	89	85	83	80	77	74	72	69	67	64	61	59	57	55
32	100	96	93	89	86	83	80	77	75	72	70	67	65	62	60	58	56
33	100	96	93	89	86	83	80	78	75	72	70	68	66	63	61	59	57
34	100	96	93	89	86	83	81	78	76	73	71	69	66	64	62	59	57
35	100	96	93	89	87	83	81	79	76	74	71	69	67	65	62	60	58
36	100	96	93	89	87	84	82	79	77	74	72	70	67	65	63	60	59
37	100	96	93	90	87	85	82	79	77	75	72	70	68	65	63	61	59
38	100	96	94	91	88	85	82	80	77	75	73	70	68	66	64	61	59
39	100	97	94	91	88	85	82	80	77	75	73	71	68	66	64	62	59
40	100	97	94	91	88	85	82	80	78	76	73	71	68	66	64	62	60

**2.1.2. Діаграма  $h-d$  вологого повітря та зображення в ній основних процесів зміни стану повітря.**

На рис. 2.1 зображена  $h-d$  – діаграма вологого повітря, на якій нанесено основні лінії (лінії постійних параметрів повітря:  $t=\text{const}$ ,  $h=\text{const}$ ,  $d=\text{const}$ ,  $\rho=\text{const}$ ). Також на діаграмі може бути нанесено її кутовий масштаб у вигляді пучка промінів, що відповідають напрямленню процесів зміни стану повітря з визначеним тепловологісним відношенням  $\varepsilon$ , кДж/кг. При цьому:

$$\varepsilon = \frac{\Delta h}{\Delta d} \cdot 1000 = 1000 \frac{h_2 - h_1}{d_2 - d_1}, \quad (2.13)$$

де  $h_1, h_2, d_1, d_2$  – відповідно ентальпія та вологовміст повітря у початковому і кінцевому станах.

На рис. 2.2 представлено основні процеси зміни стану вологого повітря з подальшим поясненням їх технічної реалізації та характером зміни основних параметрів стану: температури  $t$ , вологовмісту  $d$  та ентальпії  $h$  (стрілками « $\uparrow$ » та « $\downarrow$ » відповідно показано зростання та зменшення наведених параметрів).



До простих процесів відносяться процеси:

– нагрівання повітря (промінь-вектор  $AB$ ; при цьому  $\varepsilon = +\infty$ ,  $t \uparrow$ ,  $d = \text{const}$ ,  $h \uparrow$ ). Здійснюється за допомогою поверхневих нагрівачів (парових, водяних або електричних);

– охолодження повітря без зміни вологовмісту (промінь-вектор  $AE$ ; при цьому  $\varepsilon = -\infty$ ,  $t \downarrow$ ,  $d = \text{const}$ ,  $h \downarrow$ ). Здійснюється за допомогою поверхневих повітроохолоджувачів (безпосереднього випаровування або з проміжним холодоносієм), коли середня температура їх зовнішньої поверхні вище температури точки роси охолоджуваного повітря;

– осушування повітря за допомогою адсорбентів – твердих поглиначів вологи (промінь-вектор  $AH$ , при цьому  $\varepsilon \approx 0$ ,  $t \uparrow$ ,  $d \downarrow$ ,  $h \approx \text{const}$ ). Цей процес здійснюється у спеціальних апаратах-адсорберах. Найбільш відомий поглинач – двоокис кремнію (сілікагель);

– процес адіабатичного зволоження (насичення) повітря, спрямований із точки  $A$  в напрямі кривої насичення  $\varphi=1$  при  $t_v = \text{const}$  (промінь-вектор  $AM$ ; при цьому  $\varepsilon \approx 0$ ,  $t \downarrow$ ,  $d \uparrow$ ,  $h \approx \text{const}$ ). Здійснюється за допомогою спеціальних апаратів з безпосереднім контактом вологого повітря з мілкодисперсною водою (апарати адіабатичного зволоження).

– процес зволоження повітря водяною парою, практично співпадаючий з ізотермою  $t_A = \text{const}$  (промінь-вектор  $AG$ ; при цьому  $\varepsilon \approx 2510$ ,  $t \approx \text{const}$ ,  $d \uparrow$ ,  $h \uparrow$ ). Здійснюється за допомогою спеціальних зволожувачів повітря, у яких зазвичай використовується насичена водяна пара з тиском  $p_s = (0,2 - 0,3)$  МПа,  $t_s = (120 - 130)^\circ\text{C}$ .

Зі складних процесів відзначимо процеси, що знаходяться між променями  $AL$  і  $AE$  (ближче до променя  $AE$ ) і є процесами охолодження повітря з його одночасним осушуванням (наприклад, промінь-вектор  $AK$ ; при цьому  $\varepsilon$  змінюється від 2510 до  $-\infty$ ,  $t \downarrow$ ,  $d \downarrow$ ,  $h \downarrow$ ).

Діаграмі  $h-d$  притаманна така важлива властивість. Якщо змішують дві порції (два потоки) вологого повітря у кількості  $G_1$  і  $G_2$  (кг або кг/с), положення яких зображено точками 1 і 2 на  $h-d$  – діаграмі (див. рис. 2.2), то точка  $C$ , яка відповідає результуючому стану повітря знаходиться на відрізку, що з'єднує точки 1 і 2. При цьому з високою точністю виконується співвідношення:

$$\frac{G_1}{G_2} = \frac{2-C}{C-1}, \quad (2.14)$$

де  $2-C$  та  $C-1$  – це довжини відповідних відрізків, виміряних за допомогою мірного інструмента на  $h-d$  – діаграмі, мм.

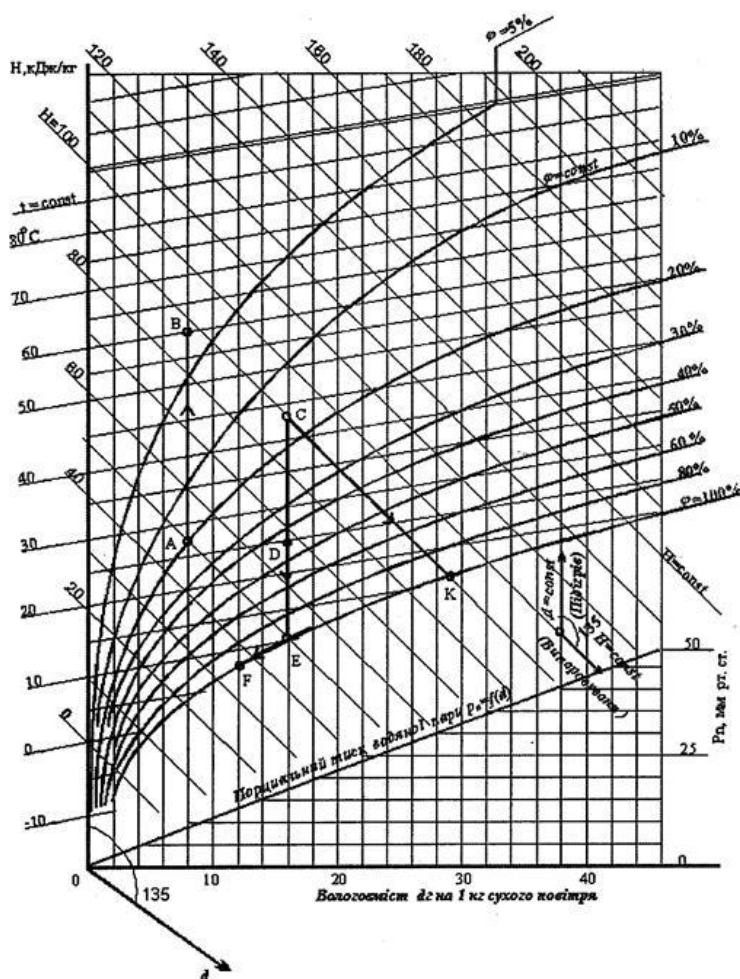


Рисунок 2.1 – Діаграма  $h-d$  вологого повітря [22]

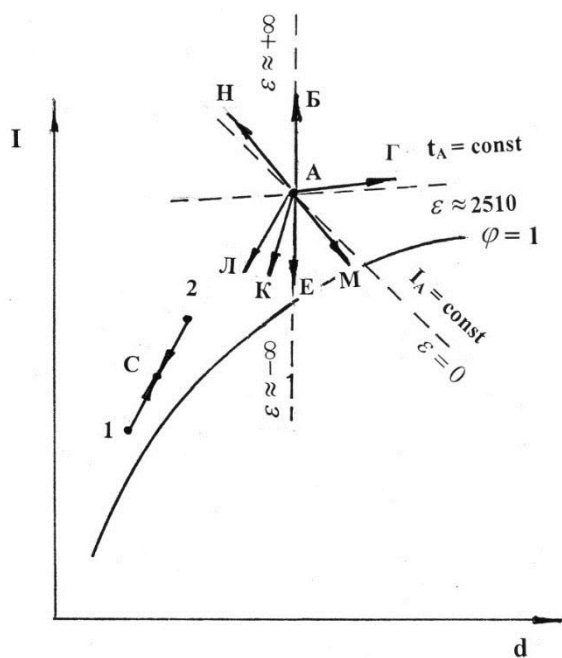


Рисунок 2.2 – Зображення процесів зміни стану вологого повітря

У підрозділі 2.4 наведено приклад принципової технологічної блок-схеми системи комфортного кондиціонування для медичного приміщення із зображенням на  $h-d$  – діаграмі та описом процесів тепловологісної обробки повітря у теплому (літньому) та холодному (зимовому) режимах роботи.

### 2.2. ЗАГАЛЬНІ ВИМОГИ ДО СИСТЕМ КОНДИЦІОНУВАННЯ І ВЕНТИЛЯЦІЇ ПОВІТРЯ

Сучасні СКВ для медичних об'єктів і пов'язаних з медичною галуззю виробництв є достатньо складними і коштовними технічними об'єктами. Комплексна СКВ умовно складається із таких основних підсистем (блоків):

- очищення (фільтрації) повітря;
- тепловологісної обробки повітря;
- повітророзподілу;
- комп'ютерно-інтегрованої системи управління;
- знезараження відпрацьованого повітряного середовища (для об'єктів з наявністю різного роду інфекційних компонентів).

У будинках ЛПЗ передбачають установку припливно-витяжної вентиляції з механічним спонуканням (або змішану природну витяжну вентиляцію з механічною припливною) і кондиціонування повітря, які забезпечують повітряно-тепловий баланс приміщень та відділень.

Системи кондиціонування і вентиляції повітря (СКВ) в приміщеннях лікувальних закладів забезпечують:

- виконання вимог до мікроклімату;
- подачу в приміщення потрібної кількості зовнішнього повітря;
- необхідну чистоту повітря залежно від призначення приміщення;
- видалення шкідливих речовин та інше.

Під час проєктування, будівництва (реконструкції) і експлуатації СКВ для ЛПЗ потрібно користуватися основними положеннями діючих спеціальних нормативних документів [7, 18], оскільки ці системи мають низку особливостей порівняно з системами інших громадських будівель і споруд.

Під час проєктування СКВ і чистих приміщень варто приймати рішення, які знижують капітальні і експлуатаційні витрати за рахунок обґрунтованого використання рециркуляції повітря і рекуперації тепла (холоду), правильного вибору кратності повітрообміну, перепадів тиску, площі поперечного перерізу односпрямованого потоку повітря та інше. Необхідно також визначити витрати зовнішнього, припливного, витяжного, рециркуляційного і видаленого повітря, забезпечити баланс повітрообміну і вибрати число ступенів фільтрації і класи фільтрів очистки повітря.

Самостійні системи припливно-витяжної вентиляції передбачають для приміщень: операційних блоків (окремо для асептичних і септичних блоків), реанімаційних залів та палат інтенсивної терапії (окремо для поступаючих до лікарні з вулиці та з відділень лікарень), пологових палат (окремо для фізіологічного та обсерваційного відділень), палат в акушерських відділеннях і пологових будинках (окремо для фізіологічного і обсерваційного відділення), палат новонароджених недоношених та травмованих дітей кожного відділення (окремо для фізіологічного та обсерваційного відділень), рентгенівських і радіологічних відділень, лабораторій, грязелікування, водолікування, сірководневих і радонових ванн, санітарних вузлів, аптек, а також для приміщень, що визначаються технологічною частиною проєкту.

Кондиціонування повітря обов'язкове для операційних, наркозних, допологових, пологових, післяопераційних, реанімаційних палат та залів, палат інтенсивної терапії, опікових стерильних відділень, палат новонароджених, недоношених та травмованих дітей, неонатальних відділень, стерильних зон віваріїв для тварин, вільних від патогенної флори, а також для приміщень з технологічним обладнанням, робота якого потребує особливих мікрокліматичних умов.

Повітроводи СКВ мають клас «ШЦ» (щільні) і після високоефективних (бактеріологічних) фільтрів виконуються з нержавіючої сталі.

Зволоження повітря в приміщеннях з нормативною відносною вологістю повітря здійснюється парогенераторним устаткуванням.

Зовнішнє повітря, що подається системами припливної вентиляції і повітря, що видаляється з радіологічних відділень з відкритими джерелами випромінювання, мікробіологічних відділень з патогенними матеріалами, віваріїв очищають у фільтрах. Повітря, що подається до операційних, наркозних, допологових, пологових, післяопераційних реанімаційних палат та залів, палат інтенсивної терапії, опікових стерильних відділень, палат недоношених та травмованих дітей, а також до віваріїв для тварин додатково очищають у бактерицидних фільтрах.

Повітря подається до верхньої зони та видаляється з верхньої зони приміщення, а з операційних, наркозних, реанімаційних, пологових, рентгенівських та радіологічних процедурних видалення повітря здійснюється з двох зон: 40 % – з верхньої зони та 60 % – з нижньої зони.

В Україні діючі нормативні документи [7] не допускають у закладах охорони здоров'я рециркуляцію повітря та утилізацію теплоти витяжних установок. Але сучасні стандарти інших країн дозволяють в окремих випадках використовувати рециркуляційне повітря під час забезпечення відповідного ступеня чистоти для зниження капітальних і експлуатаційних витрат [1, 2, 11]. Тому питання можливості використання рециркуляції повітря і утилізації теплоти має розглядатися у кожному випадку окремо, у відповідності до технологічної частини проєкту.

## Медична кондиціонуюча та кріогенна техніка

В операційних без односпрямованого потоку повітря, приміщеннях, які не потребують спеціальних заходів захисту хворого, персоналу або інших хворих, та ізоляторах з ціллю збільшення кратності повітрообміну, зниження навантаження на центральний кондиціонер і забезпечення перепаду тиску повітря (додатного чи від'ємного) між приміщеннями можуть використовуватися автономні пристрої очистки повітря з фінішними фільтрами класу не нижче F9, а для забезпечення більш високого рівня чистоти в приміщенні – класів H12–H14 (див. рис. 1.3 та 1.4).

Мінімальна витрата зовнішнього повітря залежить від виділення шкідливих речовин, кількості людей у приміщенні і необхідності підтримання потрібного перепаду тиску в приміщеннях. Кількість припливного зовнішнього повітря приймають з розрахунку не менше 80 м<sup>3</sup>/год. на одну людину [10], а за стандартом [8] – не менше 100 м<sup>3</sup>/год. для операційних і палат інтенсивної терапії. Витрата зовнішнього повітря в приміщеннях, у яких використовують засоби анестезії повинна бути не менше 800 м<sup>3</sup>/год. з розрахунку на один наркозний апарат, а в палатах для хворих, що палять – не менше 72 м<sup>3</sup>/год. з розрахунку на одну людину.

З огляду на сучасну класифікацію операційні відносяться до чистих приміщень класу 5 ISO і вище [1,16].

Основні елементи системи кондиціонування повітря для чистого приміщення приведені на рис. 2.3 [24]. Система має три ступеня фільтрації припливного повітря і одну ступінь фільтрації витяжного повітря, систему утилізації теплоти, три глушника на припливі і два на витяжці, повітророзподільник зі змінною витратою повітря.

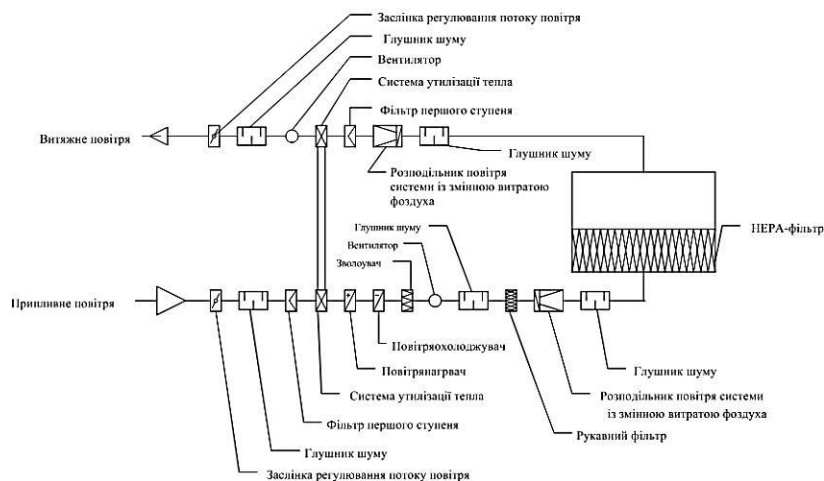


Рисунок 2.3 – Основні елементи системи кондиціонування повітря для чистого приміщення [24]

## 2.3. ОРГАНІЗАЦІЯ ПОВІТРООБМІНУ В ЧИСТИХ ПРИМІЩЕННЯХ

### 2.3.1. Розрахунок витрати припливного повітря.

Витрата припливного повітря в приміщеннях зазначеного класу чистоти визначається розрахунковим способом, який враховує надлишки тепла і вологи, виділення вуглекислоти, а також вимоги до допустимої концентрації колонієутворюючих одиниць (КУО).

Розрахунок повітрообміну щодо шкідливості проводиться за методикою, наведеною у довіднику проектувальника [25, 26].

Якщо виділення мікроорганізмів у приміщенні мале, то число мікроорганізмів в 1 м<sup>3</sup> повітря розраховують за формулою:

$$n = \frac{60n_k k_n}{V_{np} N_{кр}}, \quad (2.15)$$

де  $n$  – число мікроорганізмів в 1 м<sup>3</sup> повітря;

$n_k$  – число колонієутворюючих частинок, які виділяються людиною за хвилину, КУО/хв.;

$k_n$  – кількість персоналу в приміщенні;

$V_{np}$  – об'єм приміщення, м<sup>3</sup>;

$N_{кр}$  – кратність повітрообміну, 1/год.

Кратність повітрообміну  $N_{кр}$  з урахуванням емісії мікроорганізмів від людей розраховується за формулою:

$$N_{кр} = \frac{60n_k k_n}{V_{np} n_{норм}}, \quad (2.16)$$

де  $n_{норм}$  – гранично допустиме значення концентрації мікроорганізмів (нормована величина), КУО/м<sup>3</sup>.

Для чистих приміщень  $n_k$  приймають рівним 1000 КУО/хв.

Під час активного руху людей у приміщенні емісія мікроорганізмів різко зростає, і кратність повітрообміну розраховують за формулою:

$$N_{кр} = \frac{60n_k k_n k}{V_{np} n_{норм}}, \quad (2.17)$$

де  $k$  – коефіцієнт, який відображає підвищення рівня забруднень, що спричиняється персоналом (приймається залежно від кількості людей в приміщенні та інтенсивності їх роботи). При кількості 4–5 чоловік одночасно в одному приміщенні приймають значення  $k = 1,5–3$ .

Витрата припливного повітря  $L$ , м<sup>3</sup>/год. визначають за формулою:

$$L = V_{np} N_{кр} \quad (2.18)$$

Приплив зовнішнього повітря потрібен для компенсації витяжки і ексфільтрації, яка завжди має місце в чистих приміщеннях з надлишковим тиском. Зовнішнє припливне повітря коштує дорого, через те, що перед

подачею в чисте приміщення його необхідно не тільки очистити, але й піддати температурно-вологісній обробці. Оскільки повністю відмовитися від подачі зовнішнього повітря неможливо, з міркувань енергозбереження його кількість повинна бути зведена до мінімуму.

Витрати зовнішнього повітря визначають після розрахунку надлишків тепла і вологи і приймають не менше величини, приведеної у [7] до відповідних приміщень. За [10] приплив зовнішнього повітря приймають з розрахунку не менше 80 м<sup>3</sup>/год. на людину в приміщеннях палат для дорослих хворих, для матерів дитячих відділень, інфекційних хворих, в приміщеннях гіпотермії, а за стандартом [11] для операційних і палат інтенсивної терапії – не менше 100 м<sup>3</sup>/год. з розрахунку на одну людину.

У закордонній практиці кількість зовнішнього повітря визначається шляхом складання об'єму витяжки у приміщеннях і збільшення отриманої кратності на 2 обміну/год. [27]. Ця напівемпірична величина – перевірена практикою розрахункова кількість повітря для підбору обладнання систем кондиціонування. Фактична кількість зовнішнього повітря буде змінною, залежно від відчинення дверей, витоків і реального графіку роботи витяжки.

У приміщеннях кратність повітрообміну приймають за розрахунком, але не менше значень вказаних в [7].

Тиск повітря в чистих приміщеннях зазвичай буває підвищеним у відношенні до навколишніх приміщень. Як правило, рекомендується перепад тиску 12–15 Па. Більш високий надлишковий тиск визиває свистячий шум в щілинах і утруднення під час відчинення дверей. У блоках чистих приміщень з різними класами чистоти прийнято підтримувати перепад тиску 5 Па між суміжними приміщеннями, у цьому разі в приміщенні з більш високим класом чистоти підтримується більш високий тиск.

Повітрообмін у загальних приміщеннях (коридорах і рекреаціях) приймається за балансом прилеглих до них приміщень, але не менше об'єму приміщення. Під час розрахунку повітрообміну надлишків теплоти і вологи враховують кількість людей у приміщенні і їх категорію роботи.

Рециркуляційне повітря у приміщеннях ЛПЗ можна використовувати в наступних випадках [11]:

- під час використання у якості рециркуляційного тільки повітря, яке видаляється з того ж приміщення або з приміщень тієї ж групи (наприклад, функціональний блок операційної за умови його знезараження з ефективністю інактивації мікроорганізмів і вірусів не менше 95 %;

- у процесі подачі рециркуляційного повітря окремо або разом з зовнішнім повітрям за умови його знезараження з ефективністю інактивації мікроорганізмів і вірусів не менше 95 %.

Пристрої знезараження повітря, які використовуються в СКВ, повинні забезпечувати контрольовану ефективність інактивації мікроорганізмів не нижче нормованих.

Частка притоку зовнішнього повітря має складати не менше 30 %, а частка внутрішнього рециркуляційного повітря – не більше 70 % від загальної витрати повітря [25].

### **2.3.2. Способи роздачі повітря.**

Правильна організація потоків повітря є одним з вирішальних факторів, які визначають ефективність чистих приміщень і безпеку хворого. Повітря, що подається в приміщення виконує двояку роль: по-перше, зменшує концентрацію забруднень, а по-друге, захоплює і виносить забруднення з приміщення. Повітряний потік має виносити з приміщення всі частинки, які виділяються людьми, обладнанням, матеріалами. При цьому не повинно бути застійних зон з поганим обміном повітря. Потік повітря має обтікати всі поверхні в чистому приміщенні і видаляти частинки з прилеглого до цих поверхонь простору.

*Існують три типу потоків повітря [1]:*

- односпрямований потік (раніше називався «ламінарним»), коли лінії течії усіх повітряних струменів паралельні;
- неодноспрямований потік (раніше називався «турбулентним»), коли лінії течії непаралельні;
- змішана течія, коли в одній частині приміщення повітряні струмені можуть бути паралельні, а в іншій частині – ні.

У чистих приміщеннях класу 5 ISO і більш чистих використовується односпрямований потік повітря, а приміщення класу 6 ISO і менш чисті – це приміщення з неодноспрямованим потоком. Таким чином, клас 6 ISO є свого роду межею, яка розділяє ці два види приміщень, які суттєво відрізняються конструкцією і вимогами, що до них пред'являються.

На рис. 2.4 представлені найбільш поширені схеми подачі повітря в операційну (схема 1г забезпечує односпрямований вертикальний потік повітря, інші схеми – неодноспрямований потік повітря) [16].

Односпрямований потік може бути вертикальним чи горизонтальним. Місця припливу і витяжки односпрямованого потоку повітря мають розміщатися, за можливістю, одне навпроти одного, щоб забезпечити пряму течію потоку. Конструктивні рішення приміщення і робочих місць мають максимально виключити порушення потоку повітря в робочій зоні.



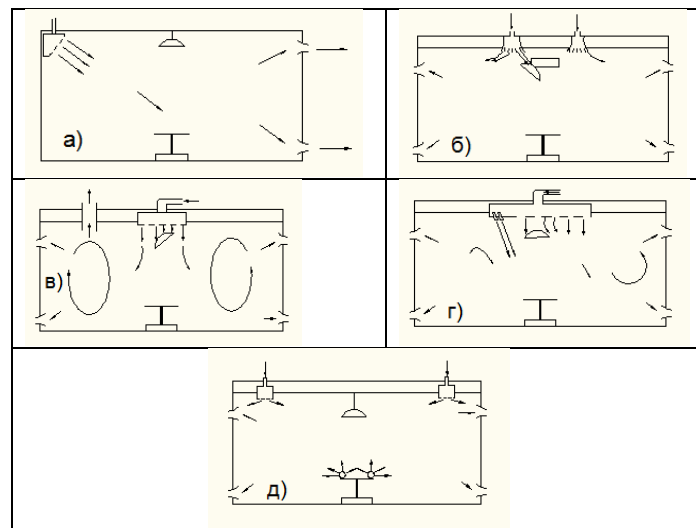


Рисунок 2.4 – Схеми подачі повітря в операційне приміщення [16]:

- а) приплив повітря через нахилену ґратку;
- б) приплив повітря через радіальні стельові дифузори;
- в) перфорована листовая стельова панель з вертикальним припливним повітрям;
- г) односпрямований вертикальний потік повітря через сітчатий стельовий повітророзподільник;
- д) приплив повітря з кільцевого шлангу.

Властивістю односпрямованого потоку повітря є те, що у всіх точках поперечного перерізу потоку, перпендикулярного напрямку його руху, чистота повітря однакова. Відповідно, частини обладнання, які знаходяться в одному поперечному перетині односпрямованого потоку, оточені зонами з однаковим класом чистоти. Тому процес виділення забруднень, який іде в горизонтальній площині чи напрямки, варто розміщати в зоні вертикального односпрямованого потоку. Навпаки, якщо процес протікає у вертикальній площині, його бажано розміщати в зоні горизонтального потоку.

Необхідно зауважити, що найкращий рівень чистоти забезпечується поблизу місця припливу повітря. Далі за течією потоку зростає імовірність його забруднення. Першою за течією потоку має розміщатися чиста робоча зона, а потім обладнання, персонал, матеріали та інше.

Щонайширше використовуються чисті приміщення з вертикальним потоком повітря, який іде від стельових HEPA або ULPA фільтрів до витяжних отворів у стінах чи підлозі. Оскільки в медицині потрібен захист не тільки від частинок, але й від мікроорганізмів, що передбачає дезінфекцію поверхонь, то випуск повітря в підлогу майже не використовують, на відміну від інших галузей, де задіяні чисті технології.

Якість потоку повітря і чистоти в робочій зоні залежить від розміщення і конфігурації обладнання, організації робочих місць, впливу джерел тепла та інше. Перешкоди на шляху потоку, джерела тепла тощо створюють завихрення повітря в застійних зонах, з яких частинки не видаляються.

Таким чином, в окремих зонах відбувається накопичення забруднень. Прикладами таких ситуацій є [1]:

1. Розміщення столу впритул до стіни. У цьому випадку відбувається завихрення вертикального потоку повітря і неможливо створити потрібний клас чистоти в робочій зоні. Проблема вирішується, якщо відсунути стіл від стіни на відстань не менше 100 мм, що різко покращить аеродинамічну картину.

2. Турбулізація повітря в районі безперервної горизонтальної поверхні. Швидкість вертикального потоку повітря починає знижуватися приблизно в 50 мм від безперервної горизонтальної поверхні, знижуючись майже до нуля у самої поверхні, що створює загрозу забруднення поблизу такої поверхні. Якщо передбачити перфорацію кришки столу, то потік повітря пройде вниз крізь стіл практично не змінюючи своєї форми.

3. Неправильна організація робочого місця, коли персонал змушений нахилитися над робочою поверхнею, через що забруднення, які виділяє персонал, попадають у робочу зону і на хворого. Тому в чистому приміщенні треба приділяти увагу ергономіці робочого місця, щоб звести до мінімуму необхідні маніпуляції.

4. Конструкція обладнання, не пристосована до чистих приміщень. Обладнання не повинно мати виступаючих частин перешкоджаючих обтіканню повітрям робочої зони.

5. Наявність джерел тепла. У цьому випадку необхідно, з урахуванням величини тепловиділення, передбачити місцеве відведення повітря чи подачу його в цю зону з підвищеною швидкістю.

Варто мати на увазі, що потік повітря по-різному обтікає поверхні різної форми. У зоні предмета з прямокутними чи гострими краями утворюються вихори повітря, які приводять до загрози повторного осідання частинок. Під час обтікання повітрям циліндричних предметів з круглими краями аеродинамічна картина значно краще і частинки, які знаходяться в повітрі надійно виносяться з цієї зони. Тому предмети і конструкції, які використовуються в чистих приміщеннях повинні мати круглі кути і кінці, а також гладкі поверхні.

На якість односпрямованого потоку повітря значний вплив має конструкція розподільного пристрою, через який повітря проходить безпосередньо в чисте приміщення. Цей повітророзподільний пристрій розміщується між камерою статичного тиску і чистим приміщенням або безпосередньо між HEPA/ULPA фільтрами і чистим приміщенням. Він може виконуватися у вигляді ґратки або одинарної чи подвійної сітки. Важливе значення має розмір отворів і відстань між ними, через які проходить повітря, чим більша ця відстань, тим більше «мертві зони» і тим гірше якість потоку.

Неодносторонній потік повітря – це розподіл повітря за якого поступає в чисту зону повітря змішується з внутрішнім повітрям шляхом подачі струменя припливного повітря [11].

Якщо в приміщеннях з одностороннім потоком повітря повітророзподільник займає всю площу стелі над операційною зоною, то в приміщеннях з більш низьким класом чистоти з неодностороннім потоком повітря припливні дифузори займають лише частину стелі, іноді зовсім невелику. Витяжні ґратки також можуть розташовуватися по-різному, через що потоки повітря в приміщенні мають складну картину (див. рис. 2.4). Можлива наявність «мертвих» або застійних зон, не обтікаючих чистим повітрям, з яких не видаляються забруднення.

Те, наскільки чисте приміщення виконує свою задачу залежить від якості проєктних рішень, розміщення обладнання, персоналу, припливних і витяжних отворів, врахування виділення тепла і забруднень від обладнання, персоналу, використовуваних матеріалів і технологічних середовищ (рідина, газ та інше), тобто всього, що впливає на характеристики потоку повітря. У цьому випадку тільки методами фізичного і математичного моделювання можна визначити вид потоку, його форму, напрям і швидкість. Фізичне моделювання може бути обов'язковим етапом під час атестації вже побудованого приміщення. Існують декілька прийомів фізичного моделювання, які відрізняються своєю складністю. Один з найбільш простих – візуалізація повітряного потоку за допомогою спеціальних трубок, які виділяють видимий дим під час проходження через них повітря.

Отримати реальну картину потоків повітря у готовому приміщенні – корисна і важлива задача, але якщо на цьому етапі виявлені суттєві помилки в проєкті, то виправити їх може бути складно чи взагалі неможливо. Тому важливе значення має моделювання потоків повітря на етапі проєктування, коли закладається концепція проєкту і його основні рішення. Це можливо зробити методами математичного моделювання, що дозволяє враховувати велику кількість факторів, які впливають на картину потоків повітря і оцінити, як положення фільтрів, обладнання, джерел тепловиділення (ламп, приладів, тощо) діє на потоки повітря і клас чистоти в різних зонах чистого приміщення.

Концентрація аерозольних частинок і мікроорганізмів у повітрі чистого приміщення визначається взаємодією повітряних потоків, їх формою і напрямом, джерелами забруднення і тепла, конфігурацією і розміщенням обладнання, кількістю, місцем знаходження і одягом персоналу, розміщенням місць припливу і витяжки повітря та іншими факторами. Зміна будь якого з цих елементів тягне за собою зміну потоків повітря і рівня забруднення.

Сучасні методи комп'ютерного моделювання дозволяють отримати картину потоків повітря з урахуванням вищенаведених параметрів [1]. При цьому будуються лінії течії повітря з позначенням швидкостей течії, температури та інших характеристик. Це дозволяє оптимізувати проєктні рішення і параметри системи підготовки повітря.

Методи чисельного моделювання потоків повітря базуються на системі нестационарних рівнянь Нав'є – Стокса з використанням моделі турбулентності, рівнянь балансу енергії теплопровідного газу і концентрації забруднень.

Зараз комп'ютерне моделювання потоків повітря в чистих приміщеннях для кожного конкретного випадку стало важливим етапом, оскільки створення чистого приміщення зазвичай потребує індивідуальних рішень, типові проєкти тут, як правило, не використовуються. Комп'ютерне моделювання – наочний і недорогий засіб розв'язання задач проєктування на етапах принципових рішень, ескізної розробки і робочого проєктування. Його матеріали також корисні під час атестації чистих приміщень.

Як правило, в приміщеннях категорії чистоти «Ч» і «Б» повітря подається до верхньої зони та видаляється з верхньої зони приміщення [7, 18]. Схема припливу і видалення повітря з верхньої зони наведена на рис. 2.5 [2].

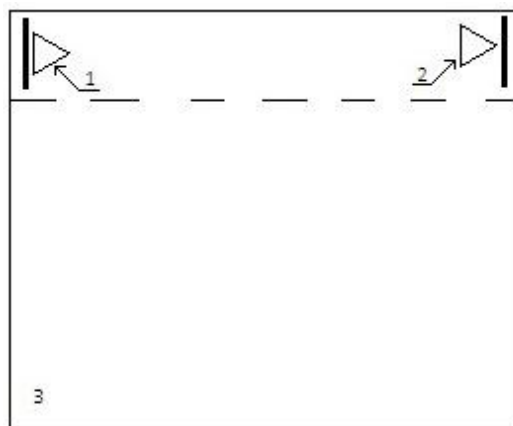


Рисунок 2.5 – Схема припливу і видалення повітря з верхньої зони приміщення [2]: 1 – приплив; 2 – видалення; 3 – робоча зона

З операційних, наркозних, реанімаційних, пологових, рентгенівських кабінетів та радіологічних процедурних видалення повітря потрібно здійснювати з двох зон: з верхньої – 40 %, з нижньої – 60 % (рис. 2.6).

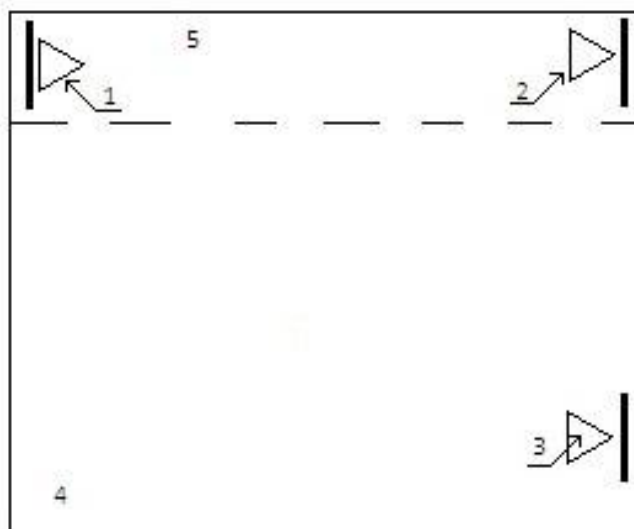


Рисунок 2.6 – Схема видалення повітря з верхньої і нижньої зон приміщення [2]: 1 – приплив; 2 – видалення; 3 – видалення з нижньої зони; 4 – робоча зона; 5 – верхня зона приміщення

Видалення повітря з верхньої зони повинно бути на відстані не більше 0,1 м від стелі до верху ґратки, з нижньої – на відстані не більше 0,6 м від рівня підлоги до низу ґратки [2].

### 2.4. СХЕМИ СИСТЕМ КОНДИЦІОНУВАННЯ І ВЕНТИЛЯЦІЇ ПРИМІЩЕНЬ ЛПЗ

У приміщеннях ЛПЗ найбільш відповідальними щодо якості повітряного середовища є приміщення операційних і палат інтенсивної терапії, для яких СКВ має забезпечити виконання наступних вимог:

- перешкоджати розповсюдженню хвороботворних бактерій повітряним шляхом;
- створювати для хворого і персоналу максимальні умови теплового комфорту;
- перешкоджати утворенню статичної електрики і запобігати ризику вибуху газів, що використовуються під час наркозу.

Забезпечення високої якості повітря у приміщеннях передбачає рішення певних основних задач, кожна з яких знаходить своє відображення в конструкції систем кондиціонування і вентиляції повітря. Основні задачі, які треба вирішувати в ході створення СКВ для операційних, приведені в табл. 2.3 [2].

*Таблиця 2.3*

**Основні складові якісного повітря в операційних приміщеннях**

<b>Задача</b>	<b>Проблеми</b>	<b>Конструктивні особливості СКВ для вирішення проблеми</b>
Мінімізація хімічного забруднення газами – анестетиками	Хімічні забруднення не можуть бути відфільтровані, тому необхідно розбавлення забруднення свіжим повітрям до гранично допустимої концентрації	Витрата припливного повітря повинна бути постійною незалежно від росту опору системи по мірі забруднення фільтрів. Тому СКВ забезпечує постійну витрату повітря за рахунок зміни швидкості обертання припливного вентилятора, використовуючи частотний перетворювач
Запобігання бактеріологічного забруднення ззовні з зовнішнім повітрям	Цей тип забруднення може бути виключено тільки шляхом фільтрації через високоєфективні фільтри	Фільтри високої ефективності H13 чи H14 встановлюють безпосередньо над операційним столом. Передбачається триступенева система фільтрації повітря. Конструкція ущільнювача фільтра забезпечує відсутність перетікання повітря
Мінімізація забруднення з прилеглих приміщень	Цей тип забруднення може бути мінімізований шляхом підтримки надлишкового тиску в приміщенні операційної	Для керування перепадом тиску між операційною і прилеглими приміщеннями використовується диференціальний пресостат, сигнал якого змінює швидкість обертання витяжного вентилятора
Мінімізація забруднення від пацієнта і операційної бригади	Для вирішення задачі необхідна фільтрація обробленого повітря з максимальною кратністю	Фільтрація обробленого повітря досягається спеціальною конструкцією ламінарної стелі, що забезпечує потрібну рециркуляцію усередині операційної
Гарантована точність підтримання заданої температури і вологості повітря	Технологія проведення операцій потребує підтримання температури повітря з точністю до 0,1 °C і вологості до 3 %	Для підвищення точності використовують модулюючі клапани для байпасування конденсатора і електронний терморегулюючий вентиль. Для гарантованої підтримки вологості використовуються два парозволожувача

Використання в чистих приміщеннях фільтрів класу H11–H14 – це основна причина, яка значно відрізняє процес проектування СКВ чистого приміщення від проектування вентиляції і кондиціонування звичайного приміщення. Це пов'язано з тим, що СКВ звичайних приміщень відно-

сяться до систем з постійною витратою повітря – САV (const air volume) – системам. Опір мережі в САV-системах, як правило, не дуже змінюється в процесі експлуатації. Таким чином, будши один раз відбалансованими, вони не змінюють своїх характеристик в часі.

В інший спосіб відбуваються справи з системами вентиляції чистих приміщень. Характерною особливістю НЕРА-фільтрів є значний початковий опір (опір чистого фільтра) і, що особливо важливо, значний діапазон зміни опору фільтра. Наприклад, опір чистого фільтра класу Н14 досягає 350 Па, а кінцевий (у ході досягнення цього перепаду тиску фільтр змінюється) – 650 Па. Якщо не використовувати спеціальних заходів, то через значну зміну гідравлічного опору НЕРА-фільтрів у процесі експлуатації опір всієї вентиляційної мережі також змінюється. А це означає, що змінюються витрати повітря, яке поступає в чисті приміщення, тобто без прийняття спеціальних заходів для компенсації опору фільтрів СКВ чистих приміщень будуть відноситися до систем зі змінною витратою повітря – VAV (variable air volume) – системам.

Таким чином, маємо протиріччя – щодо технології витрати повітря, які подаються в чисті приміщення, не повинні змінюватися в процесі експлуатації, тобто за призначенням СКВ відносяться до САV-систем. Необхідно також відзначити наступну особливість використання НЕРА-фільтрів. Якщо чисте приміщення не одне, а їх декілька, і в кожному приміщенні використовуються фільтри різного класу або необхідні різні витрати припливного повітря, то опір гілок з цими фільтрами змінюється не однаково. Це означає, що в процесі експлуатації чистих приміщень, навіть в попередньо відбалансованих гілках мережі, витрати повітря будуть якнайбільше відрізнятися від потрібних. Для компенсації цього ефекту необхідно використовувати спеціальні заходи. На практиці часто використовують частотне регулювання обертів вентилятора. Але припливна система з частотним регулюванням обертів вентилятора в мережі зі змінним опором здатна підтримувати тільки сумарну витрату повітря і тому може бути ефективна тільки для одиничного приміщення.

Для СКВ, яка обслуговує декілька чистих приміщень використовують САV-регулятори витрати, що дозволяє VAV-систему перевести в САV-систему [28]. Ідея полягає у тому, щоб опір системи САV-регулятор + НЕРА-фільтр був постійним в процесі експлуатації. А для цього необхідно, щоб у ході зростання опору НЕРА-фільтра опір САV-регулятора зменшувався. Реалізація цього алгоритму дозволяє зберегти незмінною витрату повітря, яке подається в чисте приміщення, і забезпечити автоматичне балансування

декількох чистих приміщень в процесі експлуатації під час відсутності частотного регулювання обертів вентилятора.

CAV-регулятор – це однопелюстковий клапан з центральною віссю обертання (рис. 2.7) [28]. Пелюстка клапана з'єднана з пружиною, яка намагається відкрити клапан. Під пелюсткою розміщений невеликий пластиковий лантух з отвором. Збільшення натягу пружини, посилює зусилля відкриття пелюстки і, як наслідок, змінює налагодження клапану на більшу витрату повітря. Під час проходження потоку повітря через регулятор лантух надувається і намагається закрити клапан, а попередньо натягнута пружина намагається його відкрити. Коли дві сили будуть зрівноважені, то пелюстка займе положення, яке відповідає заданій витраті повітря, тобто підтримується постійна витрата повітря.

CAV-регулятори можуть бути круглими діаметром від 100 до 400 мм з витратою повітря від 80 до 5000 м<sup>3</sup>/год., і прямокутними з перерізом від 100 x 200 до 600 x 600 мм з витратою від 140 до 12100 м<sup>3</sup>/год.

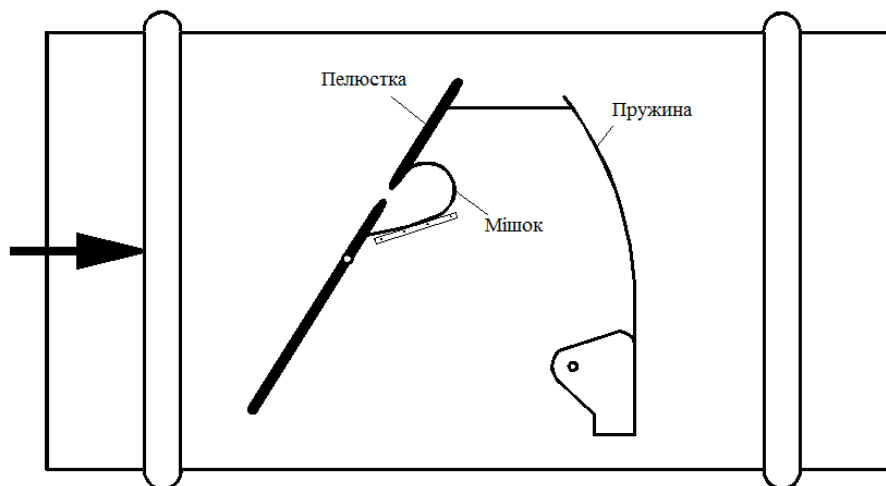


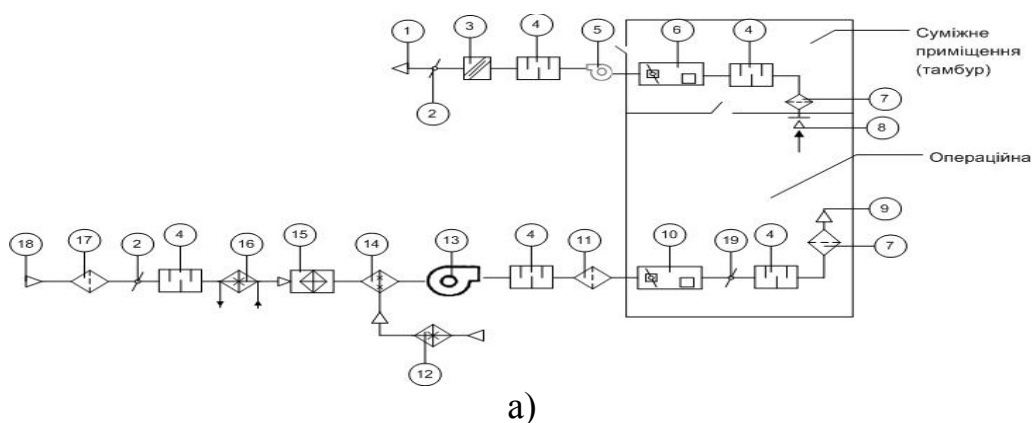
Рисунок 2.7 – Схема CAV-регулятора [28]

CAV-регулятори мають деякі характерні особливості, на які варто звертати увагу під час їхнього використання:

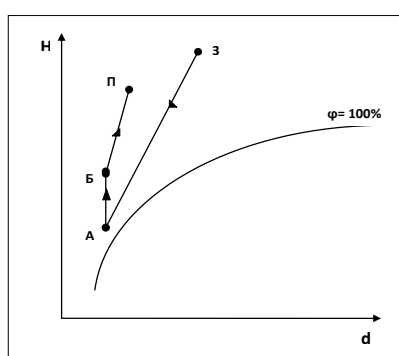
- мінімальний напір для функціонування регулятора – 50 Па;
- для кожного розміру CAV-регулятора існує свій робочий діапазон витрати повітря. Наприклад, для діаметра 160 мм – (216–884) м<sup>3</sup>/год., для діаметра 200 мм – (324–1294) м<sup>3</sup>/год.;
- рівень шуму, який генерує CAV-регулятор, залежить не тільки від витрати повітря, але й від падіння тиску на регуляторі.

На рис. 2.8 показана схема (а) та процеси кондиціонування в літньому (б) і зимовому (в) режимах роботи СКВ рентгеноопераційної з функцією підтримки надлишкового тиску повітря і використанням CAV/VAV-регуляторів [29].

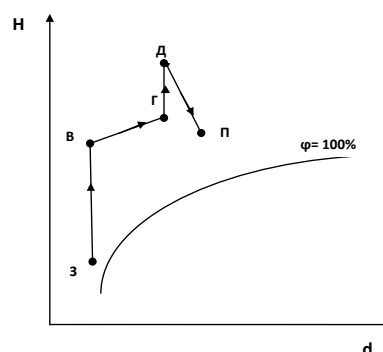




а)



б)



в)

Рисунок 2.8 – Схема (а) та процеси кондиюнування в літньому (б) і зимовому (в) режимах роботи СКВ рентгеноопераційної з функцією підтримки надлишкового тиску [29]:

- 1 – гратка для випускання повітря; 2 – клапан регулюючий;
- 3 – клапан зворотний; 4 – глушник шуму; 5 – вентилятор витяжний;
- 6 – VAV-регулятор із функцією підтримки тиску; 7 – фільтр HEPA;
- 8 – гратка витяжна; 9 – повітророзподільник; 10 – CAV-регулятор;
- 11 – фільтр 2-го ступеня очистки; 12 – парогенератор; 13 – вентилятор припливний;
- 14 – зволожувач повітря; 15 – охолоджувач повітря кондиціонера;
- 16 – нагрівач водяний; 17 – фільтр 1-го ступеня очистки;
- 18 – гратка для забирання зовнішнього повітря; 19 – клапан відсічний

Система складається з двох частин: припливної і витяжної. Вентилятор припливний 13 засмоктує зовнішнє повітря через гратку 18 і фільтр 17, де відбувається попередня очистка повітря від пилу та інших механічних забруднень. Далі повітря через апарати подається в приміщення.

У літньому режимі повітря охолоджується і осушується в охолоджувачі кондиціонера 15 і через фільтри 11 і 7, де відбувається очистка повітря до відповідного класу ISO, подається в повітророзподільник 9, у якому формується односпрямований потік повітря, що поступає в операційну. З операційної повітря проходить витяжним вентилятором 5 через гратки 8 і фільтри 7 з верхньої і нижньої зон приміщення і випускається в навколишнє середовище. У витяжній системі використовуються на виході повітря з приміщення фільтри HEPA для запобігання забруднення як

навколишнього середовища, так і операційної при зворотному русі повітря ззовні (додатково ще ставиться зворотний клапан 3).

У зимовому режимі припливне повітря нагрівається в нагрівачеві 16 (водяний чи електричний) і зволожується у зволожувачі 14 паром від електричного парогенератора 12. Допускається зволоження гарячою або холодною водою, яка відповідає ГОСТ 2874, з обов'язковим автоматичним спорожненням води із зволожуючих установок, коли вентиляція не працює [6].

Для зниження рівня шуму в системах встановлені глушники шуму 4. Відсічний клапан 19 призначений для герметизації системи під час заміни фільтра 7.

У припливній системі використовується три ступеня фільтрації повітря. Фільтр 17 першого ступеня очистки (клас G4–F5) встановлений на вході в систему і захищає від забруднення її апарати. Для підвищення ресурсу кінцевих фільтрів і утримання в чистоті повітроводів на вході в приміщення використовують у другому ступені фільтри тонкої очистки 11 класу F7–F9. Фільтри 7 третього ступеня очистки (клас H10–H14) встановлені на вході в операційну для забезпечення гігієнічних вимог.

Цикл обробки повітря (або процеси кондиціонування) в літньому і зимовому режимах у цій СКВ в діаграмі H-d наведено, відповідно, на рисунках 2.8, б та 2.8, в. Стан зовнішнього повітря влітку і взимку визначається точкою З, а повітря в приміщенні – точкою П.

Літній режим (рис. 2.8, б): ЗА – охолодження з осушенням повітря; АБ – підігрів повітря у вентиляторі; БП – процес тепловологоасиміляції в приміщенні, який залежить від співвідношення тепло- та вологонадлишків і характеризується тепловологісним відношенням.

Зимовий режим (рис. 2.8, в): ЗВ – підігрів повітря в нагрівачі; ВГ – зволоження повітря водяною парою у зволожувачі (практично ізотермічний процес); ГД – підігрів повітря у вентиляторі; ДП – процес тепловологоасиміляції в приміщенні.

Підтримка постійної витрати припливного повітря в операційну забезпечується САV-регулятором 10, а надлишкового тиску – VAV-регулятором 6. Під час відкривання дверей в суміжне приміщення (тамбур – шлюз) тиск в операційній починає падати. Підтримуючи надлишковий тиск в приміщенні, VAV-регулятор починає закриватися. Під час повністю відкритого тамбур-шлюзу VAV-регулятор закривається повністю. Коли двері в тамбур-шлюз починають закриватися, тиск зростає і VAV-регулятор відкривається. Залежно від призначення VAV-регулятор може виконувати функцію САV-регулятора з можливістю підтримання однієї або декількох витрат, а також може виконувати функції відсічного клапану.

Конструктивно VAV-регулятори можуть бути круглими, діаметром 100–400 мм (витрата повітря (40–6000) м<sup>3</sup>/год.) і прямокутними з перетином від 200x100 мм до 1000x1000 мм (витрата повітря (30–36400) м<sup>3</sup>/год.), мінімально допустимий перепад тиску на VAV-регуляторі – 50 Па.

Використання САV/VAV-регуляторів дозволяє знизити експлуатаційні витрати, особливо за рахунок збільшення терміну експлуатації фільтрів.

З ціллю економії тепла на нагрів припливного зовнішнього повітря і скорочення витрати електроенергії на роботу холодильних машин використовується утилізація теплоти і холоду витяжного повітря на нагрів і охолодження припливного зовнішнього повітря, якщо це дозволяється відповідними нормативними документами. Для очистки повітря необхідно застосовувати багатоступінчасту очистку до відповідного класу чистоти припливного зовнішнього і внутрішнього повітря.

На рис. 2.9 показана принципова схема СКВ енергозберігаючої технології для операційної [30].

Система складається з трьох конструктивних елементів: припливно-витяжного агрегата А для цілорічної обробки припливного зовнішнього повітря  $L_{n3}$ ; сумішно-очисного припливного агрегата Б для подачі в приміщення операційної припливного повітря  $L_n$ ; настінного припливного повітророзподільного пристрою В з вбудованим фільтром 16 високої ефективності очистки повітря (HEPA-фільтр) і повітророзподільника 17.

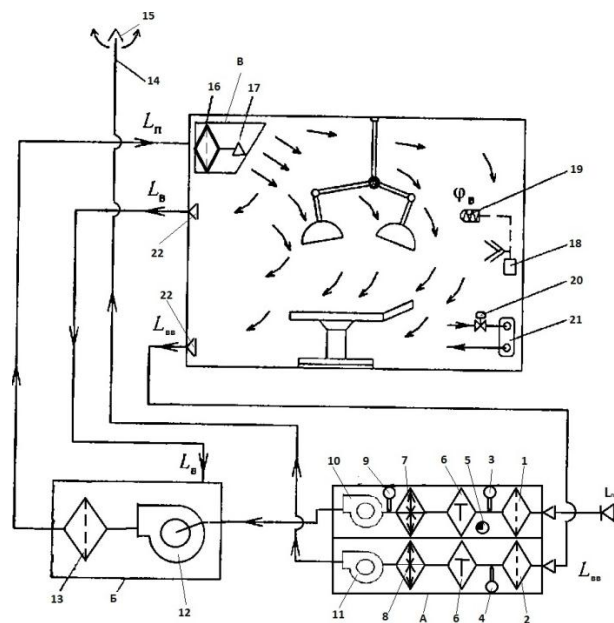


Рисунок 2.9 – Схема принципова СКВ приміщення операційної з енергозберігаючими режимами цілорічної роботи [30]:

- А – агрегат припливно-витяжний; Б – агрегат сумішно-очисний;  
 В – повітророзподільний пристрій настінний; 1 – фільтр 1-го ступеня очистки;  
 2 – фільтр витяжного повітря; 3 – датчик температури зовнішнього повітря;  
 4 – датчик температури видаленого повітря; 5 – помпа; 6 – пристрій утилізації тепла;  
 7 – випарник-конденсатор; 8 – конденсатор-випарник; 9 – датчик температури припливного повітря; 10 – вентилятор зовнішнього повітря; 11 – вентилятор витяжного видаленого повітря; 12 – вентилятор припливного повітря; 13 – фільтр 2-го ступеня очистки; 14 – повітровод; 15 – пристрій викиду повітря; 16 – фільтр HEPA припливного повітря; 17 – повітророзподільник; 18 – датчик вологості;  
 19 – зволожувач; 20 – терморегулятор; 21 – нагрівач

Припливно-витяжний агрегат А включає апарати для цілорічної підготовки припливного зовнішнього повітря  $L_{nz}$  енергозберігаючої технології у відповідності з умовами формування теплового режиму в приміщенні операційної, що контролюється датчиком 4, який сприймає температуру видаленого з приміщення витяжного повітря  $L_{66}$ , температура якого дорівнює температурі повітря в операційній.

У холодний період року датчик 3 контролю температури зовнішнього повітря включає помпу 5 пристрою утилізації 6. У цьому режимі теплота витяжного видаленого повітря  $L_{66}$  буде передаватися на нагрів припливного зовнішнього повітря. Датчик 9 контролю температури припливного зовнішнього повітря діє на пускач електродвигуна компресора і автоматичний перемикач режиму (клапан). У режимі нагріву припливного зовнішнього повітря холодильна машина працює за циклом теплової помпи, забезпечуючи надходження гарячої пари холодильного агенту в трубки теплообмінника 7, який у цьому режимі є конденсатором. Теплота конденсації передається в теплообміннику 7 на нагрів припливного зовнішнього повітря. Витяжне видалене повітря охолоджується в теплообміннику 8, який у цьому режимі є випарником холодильної машини. Охоложене видалене повітря викидається повітроводом 14 через устрій 15 в атмосферу.

За наявності в приміщенні операційної вікон, раціонально встановити під ними нагрівачі 21 з обов'язковим використанням на трубопроводах подачі гарячої води терморегуляторів 20, налаштованих на підтримку в приміщенні мінімального значення температури повітря 18°C.

Перепад температур між припливним повітрям і повітрям в робочій зоні проведення операції не повинен перевищувати 6°C, що потребує використання спеціального повітророзподільника.

Потрібна температура припливного повітря забезпечується змішуванням в припливному агрегаті Б холодного зовнішнього  $L_{nz}$  і внутрішнього  $L_6$  повітря. Суміш припливного повітря  $L_n$  очищується в агрегаті Б у фільтрі тонкої очистки 13 і повітроводом поступає в повітророзподільний пристрій В, де здійснюється кінцева очистка припливного повітря в фільтрах 16. Завдяки послідовній очистці припливного повітря в фільтрах агрегатів А і Б забезпечується не тільки високий ступінь очистки, але й достатньо тривала робота кінцевого фільтра НЕРА без заміни на новий фільтруючий матеріал.

У холодний період року через низький вологовміст зовнішнього повітря в операційній відносна вологість повітря може знизитися нижче 40%. Для регулювання відносної вологості повітря операційної в припливному агрегаті Б чи в приміщенні операційної необхідно встановити зволожувач 19, робота якого регулюється датчиком 18 контролю рівня вологості внутрішнього повітря.

У теплий період року, коли агрегат А працює в режимі охолодження зовнішнього повітря, у пристрої утилізації 6 відбувається попереднє охолодження теплого зовнішнього повітря  $L_{пз}$  прохолодним 20–22 °С витяжним видаленим повітрям, що зменшує навантаження на випарник 7. Крім того, конденсатор 8 холодильної машини охолоджується витяжним видаленим повітрям майже незмінної температури, що підвищує надійність та енергетичну ефективність системи кондиціонування і вентиляції.

Подача зовнішнього повітря в операційну здійснюється вентилятором 10, припливного – вентилятором 12, а витяжка видаленого повітря – вентилятором 11.

Систему кондиціонування повітря операційної на базі моноблочного припливно-витяжного автономного кондиціонера наведено на рис. 2.10 [17].

У конструкції кондиціонера використане двоярусне компонування. Секція кондиціонера з фреоновим повітроохолоджувачем розташована в нижньому ярусі. Зовнішнє повітря поступає в кондиціонер, охолоджується або нагрівається в ньому, залежно від температури повітря, проходить два ступеня очистки і системою повітроводів поступає в приміщення операційної. Роздача повітря здійснюється у верхню зону через спеціальні ґратки, які оснащені фільтрами тонкої очистки. Витяжні ґратки в приміщенні встановлені у верхній і нижній зонах для видалення з нього легких і важких наркозних газів. Мережею повітроводів витяжне повітря поступає в секції кондиціонера, які розміщені у другому ярусі. Холодильна машина кондиціонера має повітряний конденсатор, для охолодження якого використовується повітря витяжної системи з додатковою добавкою зовнішнього повітря. Видалення витяжного повітря здійснюється через спеціальну шахту на даху будинку.

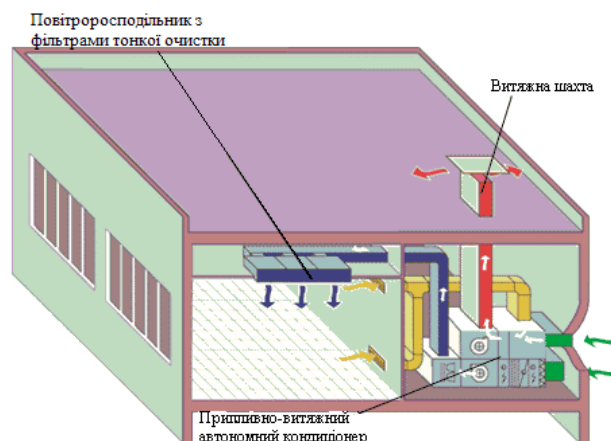


Рисунок 2.10 – Система кондиціонування і вентиляції операційної на базі припливно-витяжного автономного кондиціонера [17]

На рис. 2.11 показана СКВ лікарняних палат на базі поверхових припливно-витяжних вентиляційних систем з утилізацією тепла витяжного повітря [17].

Система включає припливно-витяжні агрегати, встановлені на кожному поверсі. Вентиляційні агрегати містять теплообмінник повітря – повітря (теплоутилізатор), у якому в холодний період року тепло від витяжного повітря передається припливному повітрю. Крім теплоутилізатора, припливного і витяжного вентиляторів, в агрегатах встановлені повітряні фільтри для очистки від пилу обох потоків повітря на вході в систему, і водяний повітрянагрівач для додаткового підігріву припливного повітря. В агрегатах є також приймальний і рециркуляційний повітряні клапани для регулювання витрат повітря в кожному потоці.

Повітря забирається з фасаду будинку зі сторони зеленої зони, а витяжне повітря викидається на другий, глухий (не маючи вікон) фасад.

Для роздачі припливного повітря в приміщенні і видалення витяжного повітря використані припливні та витяжні дифузори.

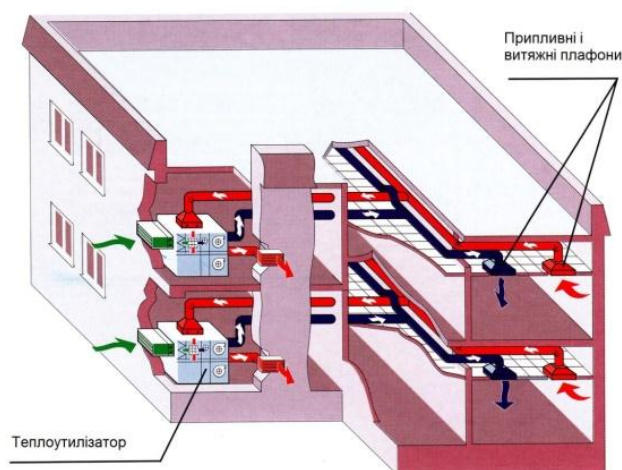


Рисунок 2.11 – Система кондиціонування і вентиляції лікарняних палат на базі припливно-витяжних пристроїв з утилізацією тепла витяжного повітря [17]

## 2.5. КОНДИЦІОНЕРИ ДЛЯ МЕДИЧНИХ ЗАКЛАДІВ

Кондиціонери є складовою частиною СКВ і призначені для створення і підтримки в приміщеннях штучного повітря, необхідного для технологічних і комфортних умов, шляхом переміщення, тепло-вологісної обробки і очистки повітря до заданих параметрів. Кондиціонери, які використовуються в чистих приміщеннях, мають свої особливості порівняно з тими, що встановлені в інших системах кондиціонування повітря. Так, кондиціонери для медичних закладів (медичні кондиціонери) не повинні бути джерелом

забруднення, дозволяти виконувати очистку і стерилізацію внутрішніх поверхонь повітряного тракту, автоматично керувати тиском в приміщенні.

Прикладом сучасних медичних кондиціонерів є кондиціонери серії Н фірми Tespaig (Італія) з фреоновим охолоджувачем (серія ОНА) або водяним (серія ОНИ) (рис. 2.12) [31].



Рисунок 2.12 – Загальний вид кондиціонера серії Н [31]

Основною особливістю цієї серії є те, що кондиціонери відповідають самим жорстким Європейським стандартам щодо виключення хімічного і біологічного забруднення повітря. Хімічне забруднення внаслідок використання газів-анестетиків не може бути усунуте фільтрацією та потребує зменшення концентрації до рівня ГДК великою кількістю свіжого повітря. Незважаючи на поступове забруднення фільтрів, незмінна витрата повітря підтримується контролером кондиціонера шляхом інверторного керування припливним вентилятором. У випадку, якщо санітарні норми дозволяють часткову рециркуляцію повітря, то між припливним і витяжним повітроводами може бути встановлений байпасний клапан, що дозволяє скоротити експлуатаційні витрати електроенергії.

Попередня фільтрація свіжого припливного повітря здійснюється фільтром класу G4, кінцева – фільтрами класу F7–F9 на вході в припливний повітровід, що не допускає забруднення повітря ззовні.

Пристрій підтримує статичний тиск на припливі і витяжці 800–1200 Па (залежно від типорозміру), включаючи падіння тиску в повітроводах, а

також на глушнику і HEPA-фільтрі, який встановлюється безпосередньо в кондиціонованому приміщенні.

Для запобігання забруднення кондиціонера на вході у витяжний повітровід до витяжного вентилятора вмонтований фільтр класу G4. Крім того, високий статичний тиск витяжного вентилятора дозволяє використовувати HEPA-фільтр на вході у витяжний повітровід перед глушником. Цей фільтр в сукупності з контролем розрідження в приміщенні попередить забруднення навколишнього середовища у випадку, якщо відпрацьоване повітря містить токсичні субстанції. Кожен фільтр має диференціальне реле тиску, яке зв'язане з контролером для індикації забруднення фільтра.

Функція автоматичного керування надлишковим тиском і розрідженням в кондиціонованому приміщенні є однією з найважливіших в кондиціонерах серії H і служить для запобігання неконтрольованого перетікання повітря із/в приміщення операційної і розповсюдження викликаного цим забруднення.

Контролер забезпечує підтримку різного тиску в кондиціонованому і суміжних з ним приміщеннях з точністю  $\pm 5$  Па. Надлишковий тиск в приміщенні досягається зменшенням швидкості обертання витяжного вентилятора і, тим самим, створення дисбалансу між припливом і витяжкою. Надлишковий тиск в приміщенні дозволяє запобігти забрудненню операційної з прилеглих приміщень, які можуть обслуговуватися цим же кондиціонером. За необхідності для запобігання забруднення патогенними бактеріями або мікробами від хворого в приміщенні операційної може підтримуватися розрідження, яке досягається за рахунок збільшення швидкості обертання витяжного вентилятора.

Агрегати укомплектовані всіма необхідними пристроями для охолодження, підігріву, зволоження, осушення свіжого і рециркуляційного повітря: водяний калорифер, водяний охолоджувач або холодильний контур з випарником, електрокалорифер вторинного підігріву, два незалежних парових зволожувача, система осушення повітря.

Коли операційна не функціонує (режим очікування), кількість припливного свіжого повітря зменшується до 1/3 від номінального, в приміщенні підтримуються надлишковий тиск, температура з точністю  $\pm 10^{\circ}\text{C}$  і вологість – з точністю  $\pm 20\%$ . Таким чином в операційній зберігається стерильність з мінімальними енерговитратами.

Управління всіма функціями кондиціонерів серії H здійснюється стандартним контролером, який дозволяє регулювати температуру, вологість і тиск в приміщеннях. Контролер може бути підключено до системи керування технічними комунікаціями будівлі.

За виключенням моделей ОНА41-51 всі кондиціонери безпосереднього випаровування оснащені двома незалежними холодильними контурами, що забезпечує високу експлуатаційну надійність агрегата, а також двоступеневе керування холодопродуктивністю. У складі холодильного



контуру використовуються високоефективні спіральні компресори з низьким рівнем шуму, які працюють на екологічно безпечному холодоагенті R407C. Усі компоненти холодильного контуру розміщені поза потоком обробленого повітря. Якщо до точності підтримання температури пред'являються особливо жорсткі вимоги, то кондиціонер комплектують спеціальною системою керування, яка включає електронний TRV і електронний клапан вприскування гарячого газоподібного холодоагенту. Така система дозволяє здійснювати повільне регулювання продуктивності від 5 % до 100 % від номінальної, що, в свою чергу, забезпечує точну підтримку температури навіть за наявності великої кількості свіжого повітря.

Кондиціонер комплектується одним або двома припливними і витяжними вентиляторами високого статичного напору з плавною зміною швидкості обертання колеса, що гарантує підтримку незмінної витрати повітря під час поступового забруднення фільтрів, і потрібне розрідження або підпір в приміщенні.

У кондиціонерах серії Н використовуються парові зволожувачі з зануреними електродами, які мають лінійне регулювання продуктивності в діапазоні 30–100 % від номінальної. У процесі обробки великої кількості свіжого повітря 30 % номінальної продуктивності зволожувача є надлишковими, що приводить до частого перемикавання циклів зволоження/осушення і збільшення витрати електроенергії. Для усунення цього недоліку кондиціонери комплектуються двома зволожувачами різного типорозміру, що дозволяє довести мінімальну паропроductивність до 10 % від номінальної і, таким чином, оптимізувати процес зволоження повітря.

Конструкція кондиціонерів дозволяє виконувати очистку і стерилізацію внутрішніх поверхонь повітряного тракту (піддонів для збору конденсату, дренажних патрубків, теплообмінників, тощо), що виключає появу і розмноження бактерій.

Корпус кондиціонера сформований точно підігнаними зварними панелями, які оброблені фарбою з нанесенням захисного епоксидного покриття товщиною 60 мкм. Усі алюмінієві поверхні усередині кондиціонера мають спеціальне покриття і несучі елементи з нержавіючої сталі, що попереджає виникнення корозії. Така конструкція забезпечує повітронепроникливість і високу стійкість до процесу стерилізації внутрішніх поверхонь. Усі зовнішні панелі мають термічну і акустичну ізоляцію товщиною 50 мм. Передні панелі обладнані вікнами, що дозволяє візуально контролювати стан елементів кондиціонера без припинення роботи і відкриття агрегата.

Система рекуперації виконана з двох рідинних (глікольових) теплообмінників, один з яких встановлений в секції витяжного повітря, а другий – в секції зовнішнього припливного повітря. Вони з'єднані між собою гідравлічним контуром, забезпеченим помпою і баком. Контролер запускає помпу, коли з'являється необхідність в рекуперації. Ефективність

глікольного рекуператора нижче, ніж ефективність пластинчатого або роторного, але цей вид рекуперації дозволяє повністю виключити змішування припливного і витяжного повітря.

Технічні характеристики кондиціонерів серії Н наведені в табл. 2.4 і 2.5 [31].

Схему устрою СКВ операційної на базі кондиціонерів серії Н показано на рис. 2.13 [31].

Для експлуатації в СКВ приміщень медичного призначення з жорсткими параметрами щодо мікроклімату і повітряного середовища фірма «ВЕЗА» (Росія) випускає каркасно-панельні кондиціонери серії КМКП (кондиціонер медичний каркасно-панельний) номінальною повітропродуктивністю 1600–12500 м<sup>3</sup>/год. [32].

Типорозмірний ряд кондиціонерів розроблений у відповідності до світової практики, в основу якої покладено використання різних сполучень модуля 610 x 610 мм повітряних фільтрів, його половина 305 x 610 і чверть 305 x 305, на базі яких встановлені фронтальні розміри блоків кондиціонерів.

Кондиціонери КМКП мають модульну структуру і складаються з функціональних блоків і моноблоків різного призначення, які мають уніфіковані приєднувальні розміри, і дозволяють здійснювати всі процеси обробки повітря (є блоки зі спеціальними фільтрами типу НЕРА або сорбційними вугільними).

Усі внутрішні деталі і вузли, включаючи внутрішні стінки, панелі, виготовлені з нержавіючої сталі. Матеріали і покриття внутрішніх частин кондиціонера виключають накопичення на їх поверхнях статичної електрики і різних забруднень. Конструкцією кондиціонера передбачена можливість регулярної очистки і дезінфекції усіх внутрішніх поверхонь.

Загальний вид блоків кондиціонерів КМКП наведено на рис. 2.14 [32].

В Україні кондиціонери для СКВ будівель і споруд медичних закладів у відповідності до вимог ДБН В 2.2–10 випускають в ЗАТ «Інтеркондиціонер».

*Таблиця 2.4*

Технічні характеристики кондиціонерів серії ОНА

Найменування	Кондиціонери ОНА з виносним повітроохолоджувальним конденсатором										Кондиціонери ОНА - HR із системою рекуперації з виносним повітроохолоджувальним конденсатором				
	51Н	81L	81Н	101L	101Н	151L	151Н	202L	202Н	302L	102	132	152	202	242
Витрати повітря, м <sup>3</sup> /год	2400	2400	3600	3600	4700	4700	7200	7200	1100	1100	4350	4350	6900	6900	1100
Холодородуктивність, кВт	16,4	20,4	23,6	27,1	30,8	37,7	45,9	54,9	65,5	77,1	28,8	33,8	43,6	50,7	70,6
Теплопродуктивність, кВт	33,3	33,3	42,3	42,3	56	56	88,3	88,3	130,6	130,6	40,3	40,3	65,5	65,5	98,4
Модель виносного конденсатора	CEA 71	CEA 81	CEA 101	CEA 101	CEA 101	CEA 81*2	CEA 151	CEA 101*2	CEA 121*2	CEA 131*2	CEA 61*2	CEA 71*2	CEA 81*2	CEA 101*2	CEA 121*2
Вага внутрішнього блоку, кг	620	620	620	620	1020	1020	1370	1370	2200	2200	1190	1210	1650	1700	2650
Вага одного зовнішнього блоку, кг	42	48	71	71	71	48	103	71	81	92	37	42	48	71	81

Технічні характеристики кондиціонерів ОНУ

Модель	Кондиціонери ОНУ на холодній воді					Кондиціонери ОНУ - HR на холодній воді з системою рекуперації				
	88	118	158	218	318	88	118	138	208	308
Витрати повітря, м <sup>3</sup> /год	2400	3600	4700	7200	11000	2400	3600	4350	6900	11000
Холодородуктивність, кВт	21,5	29,3	37,9	62,2	101,2	17,8	24,1	30,9	49,8	84,8
Теплопродуктивність, кВт	33,3	42,3	56	88,3	130,6	25,4	32,1	42	65,5	98,4
Вага внутрішнього блоку, кг	600	600	1010	1270	2060	600	600	1200	1850	2450

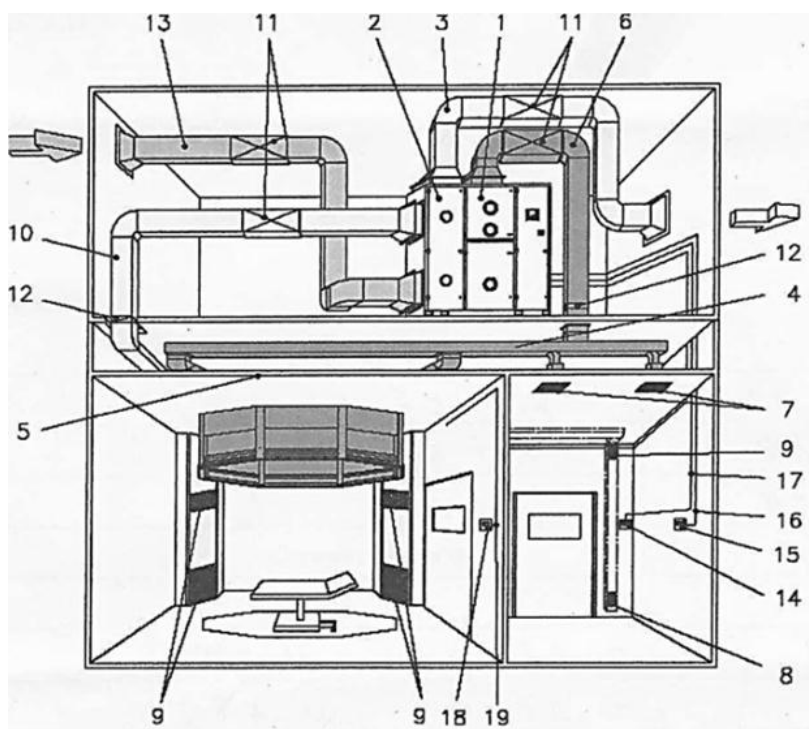
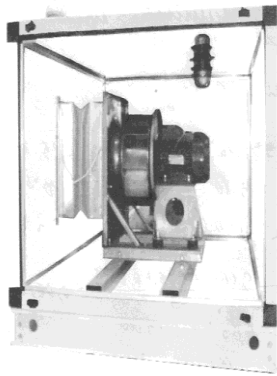
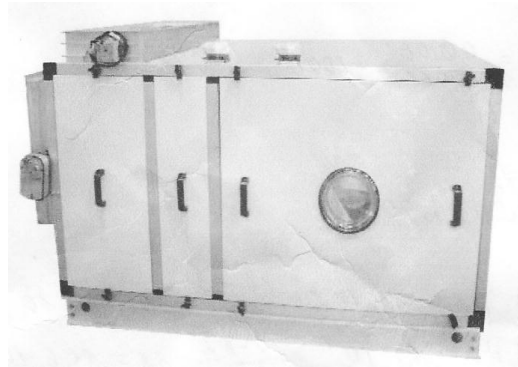


Рисунок 2.13 – Схема устрою СКВ операційної на базі кондиціонерів серії Н [31]:

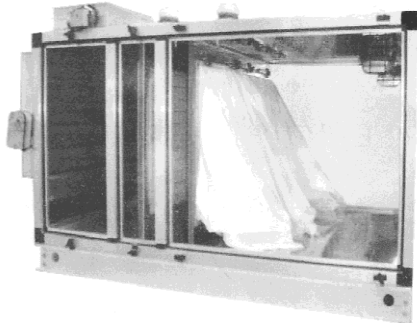
- 1 – припливний вентилятор; 2 – витяжний вентилятор;  
 3 – витяжний повітропровід; 4 – електричний або водяний теплообмінник додаткового нагріву; 5 – фільтр класу Н12 або Н14; 6 – припливний повітропровід (термічно ізольований); 7 – розподільники повітря з НЕРА – фільтром;  
 8 – верхня витяжна сітка з фільтром класу G4; 9 – нижня витяжна сітка з фільтром класу G4; 10 – всмоктуючий повітропровід; 11 – глушники; 12 – вогнезатримуючий клапан; 13 – повітропровід свіжого повітря; 14 – диференціальний пресостат;  
 15 – інтерфейс віддаленої диспетчеризації; 16 – екранований кабель для віддаленого пресостату (3 x 0,5 макс.50 м); 17 – телефонний кабель для віддаленого користувача терміналу (6 жил, макс. 100 м); 18 – датчик температури і вологості; 19 – з'єднувальний кабель між кабелем і агрегатом (6 x 0,5 макс. 50 м)



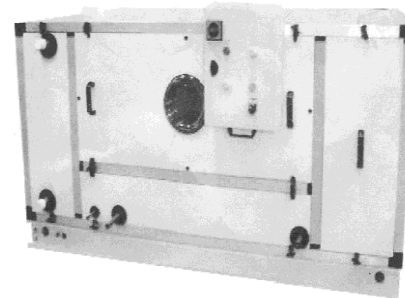
а) використовуються виключно вентилятори з прямим приводом



б) оглядові люки і освітлення стандартне



в) моноблок (повітронагрівач ВНВ, повітроохолоджувач ВКИ, повітронагрівач електричний)



г) моноблок (камера приймально-змішувальна, фільтри грубої і тонкої очистки)

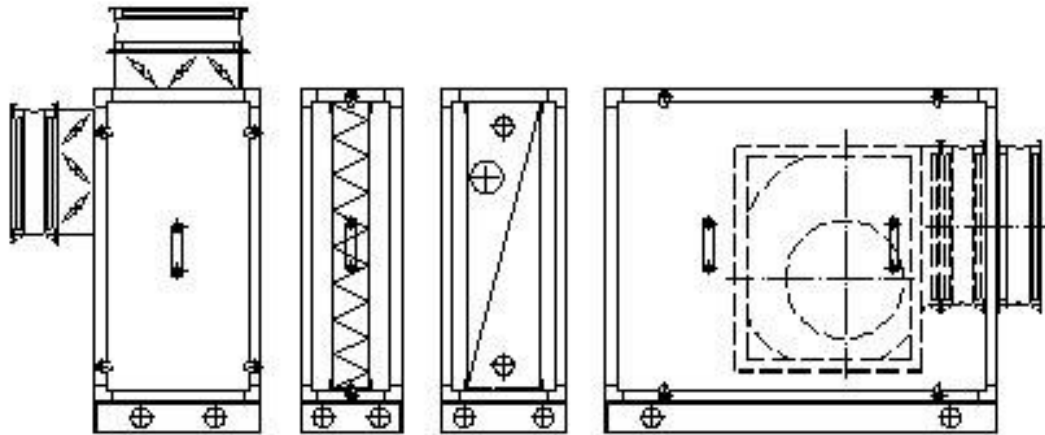
Рисунок 2.14 – Загальний вид блоків кондиціонерів КМКП [32]

Кондиціонери типу КЦКМ (кондиціонер центральний каркасний медичний) виготовляються і поставляються у відповідності з ТУУ29.2-24472991-020: 2009 і мають розмірний ряд за номінальною повітропродуктивністю – 1600–16000 м<sup>3</sup>/год. [33].

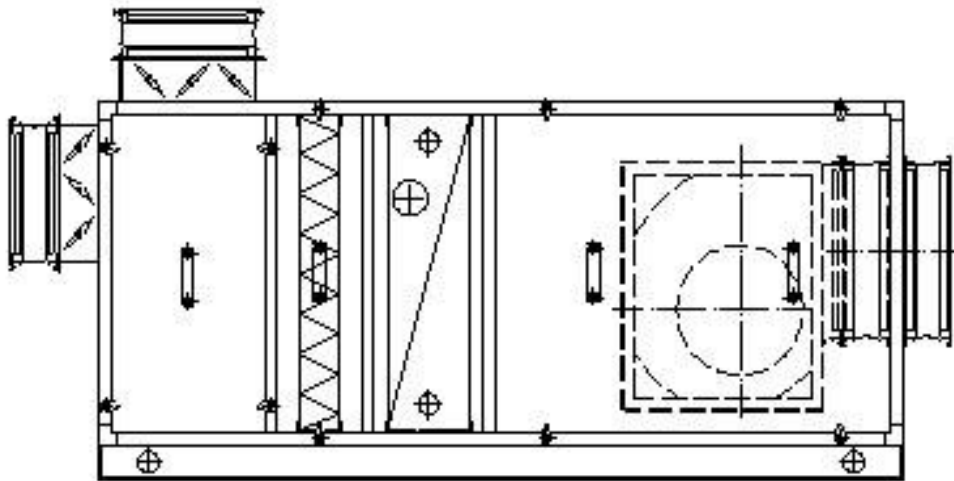
Кондиціонери мають модульну структуру і складаються з функціональних блоків (секцій) різного призначення, які мають уніфіковані розміри для з'єднання. Блочна структура забезпечує гнучкість технічних рішень, дозволяє легко розміщати кондиціонери в приміщеннях.

У склад кондиціонера входять функціональні блоки для прийому, змішування, очистки, нагріву, охолодження і транспортування повітря. Окремі блоки можуть бути розміщені в своїх корпусах або з'єднані в одному моноблоці. Корпус виготовлено на жорсткому алюмінієвому каркасі з сендвіч-панелями товщиною 25 мм з тепло- і звукоізоляцією із мінеральної вати. Кондиціонери КЦКМ комплектуються блоком фільтрів, у який входять фільтр грубої очистки класу G4 і фільтр тонкої очистки класу F5–F7.

З'єднання окремих блоків показано на рис. 2.15, а габаритні розміри – на рис. 2.16 [33].



а) функціональні блоки в окремих корпусах



б) функціональні блоки в одному корпусі (моноблок)

Рисунок 2.15 – З'єднання окремих блоків кондиціонерів КЦКМ [33]

Медичні кондиціонери автономні шафові серії КМ випускає ОАО «Домодедовский машиностроительный завод» (Росія) [34]. Кондиціонери призначені для підтримки зазначеної температури (від 12°C до 28°C) і вологості, очистки припливного повітря від пилу в медичних закладах.

**О. В. Щесюк, Ю. Г. Щербак, В. М. Запальський,  
М. О. Клименко, Л. Г. Нетюхайло**


Типорозмір		1,6	3,15	5	6,3	8-1	8-2	10	12,5	16	
Ширина, мм		700		1000	1300	1600	1000	1300		1600	
Висота, мм		450	800			1090		1400			
Довжина	Передня панель з клапаном		100								
	Блок приймальний	прямоточний	з 1-м горизонтальним клапаном		425		525		625		
			з 1-м вертикальним клапаном		425		525		625		
		сумішний	з 2-ма клапанами		425		525		625		
	Блок фільтрів	Грубого очищення G4(EU4)		260							
		Тонкого очищення F5...F9 (EU5...9)		700							
	Блок нагрівача повітря	Теплоносій: вода		320							
		електричного		380							
	Блок охолодження повітря	Холодоносій: холодна вода, фреон		660							
	Блок з пластинчастим теплообмінником			Висота, мм.							
900				1600		2180		2280	2900		
		Довжина, мм									
		900	1400		2000		2300				
Блок вентилятора		800	1000	1250	1500		1750	2000			
Блок шумоглушення		605(1105)									
Блок-камера проміжна		425		525		625					

Рисунок 2.16 – Габаритні розміри кондиціонерів КЦКМ [34]

Кондиціонери типу КМ1 з водяним охолодженням конденсатора, КМ2 – з повітряним охолодженням конденсатора.

У комплект поставки входять: клапан повітряний приймальний, фільтри першого (клас F8) і другого (клас H12) ступеня очистки повітря, нагрівач

## Медична кондиціонуєча та кріогенна техніка

повітря, повітрообробляючий блок, устрій зволоження повітря, блоки датчиків і дистанційного управління. У системі автоматики використані мікропроцесорні регулятори, які забезпечують підтримку потрібних параметрів повітря та їхню індексацію.

Технічні характеристики медичних автономних кондиціонерів серії КМ наведені в табл. 2.6 [34].

*Таблиця 2.6*

**Технічні характеристики кондиціонерів серії КМ [34]**

Характеристики	Кондиціонери з водяним конденсатором				Кондиціонери з повітряним конденсатором			
	КМ1-2-01	КМ1-4-01А	КМ1-8-01А	КМ1-12-01А	КМ2-2-01И	КМ2-4-01И	КМ2-8-01И	КМ2-12-01И
1. Продуктивність:								
– повітря, м <sup>3</sup> /г;	2000	4400	8000	12000	2000	4400	8000	12000
– холоду, кВт;	18	32	45	64	18	32	42	60
– тепла, кВт:								
з водяним калорифером;	30	47	90	130	30	47	90	130
з електричним нагрівачем.	12	15	24	48	12	15	24	48
2. Витрата води, м <sup>3</sup> /г:	3,8	4,9	9,0	14,0	–	–	–	–
3. Повний тиск повітря на виході, Па:	300	400	400	400	300	400	400	400
4. Споживча потужність, кВт:								
– у режимі охолодження:	6,7	11,0	16,5	27,7	8,5	15,1	18,5	29,7
– нагрівачем:	12	15	24	48	12	15	24	48
– зволожувачем.	9	24	36	36	9	24	36	36
5. Габаритні розміри блоків кондиціонера:								
Повітрообробляючий блок:								
– довжина, мм;	1200	1200	1900	2210	1200	1200	1900	2210
– ширина, мм;	510	790	790	970	510	790	790	970
– висота, мм;	1860	1860	1860	1860	1860	1860	1860	1860
– маса, кг.	460	650	1130	1480	380	510	950	1200
Конденсаторний блок:								
– довжина, мм;	–	–	–	–	900	2300	2500	3600
– ширина, мм;	–	–	–	–	370	370	520	520
– висота, мм;	–	–	–	–	730	730	1110	1110
– маса, кг.	–	–	–	–	66	93	180	260

Примітки:

1. Холодопродуктивність приведена за температури повітря на вході в кондиціонер 38°C, відносної вологості повітря 50 %, температури конденсації холодоагента 35 °С.

2. Електроживлення кондиціонера 3-х фазне, 380 В, 50 Гц.

## 2.6. КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ ДО РОЗДІЛУ

1. Що забезпечують системи кондиціонування і вентиляції (СКВ) в приміщеннях ЛПЗ?
2. Які основні елементи СКВ для чистих приміщень?
3. Що таке кратність повітрообміну?
4. Який тиск повітря в чистих приміщеннях зазвичай рекомендують?
5. Яку роль виконує повітря, що подається в чисте приміщення?
6. Які існують типи потоків повітря в приміщенні?
7. Односпрямований потік повітря, його основна властивість.
8. Що таке неодноспрямований потік повітря?
9. З яких зон варто видаляти повітря в операційних, наркозних, реанімаційних, рентгенкабінетів?
10. Які основні задачі вирішуються у процесі створення СКВ для операційних?
11. Яка основна різниця під час проєктування СКВ чистих приміщень і звичайних?
12. Що таке система з постійною витратою повітря (CAV-система)?
13. Що таке система зі змінною витратою повітря (VAV-система)?
14. Принцип роботи CAV-регулятора витрати повітря.
15. Принцип роботи VAV-регулятора витрати повітря.
16. З яких основних елементів складається СКВ яка використовує енергозберігаючі технології для операційної?
17. Що таке кондиціонер?
18. Які особливості кондиціонерів для чистих приміщень?
19. З яких основних елементів складається медичний кондиціонер?
20. Якими способами регулюється витрата повітря в кондиціонері?
21. Які особливості системи рекуперації в медичних кондиціонерах?
22. Основні вимоги до матеріалів, з яких виготовляють медичні кондиціонери.
23. Що таке модульна система побудови кондиціонера?
24. Які функціональні блоки можуть входити до складу медичного кондиціонера?



# РОЗДІЛ 3.

## СПЕЦІАЛЬНЕ ОБЛАДНАННЯ СКВ ЛІКАРНЯНИХ ЗАКЛАДІВ

### 3.1. ПОВІТРОРОЗПОДІЛЬНІ ПРИСТРОЇ

Повітророзподільники (ПР) є важливими елементами систем кондиціонування і вентиляції, які визначають кінцевий ефект роботи цих систем. Вибір систем повітророзподілу є достатньо складним завданням. Призначення ПР – це забезпечення рівномірного розподілу повітря в приміщенні з ціллю:

- асиміляції теплового навантаження, як додатного, так і від’ємного;
- асиміляція завислих в повітрі забруднюючих частинок і видалення їх витяжною системою;
- підтримання в приміщенні заданої мінімальної нерівномірності температури і швидкості руху повітря (градієнта температури і швидкості в межах встановленого діапазону по вертикалі та горизонталі).

Проектування систем повітророзподілу враховує фактичні особливості приміщення, які можуть впливати на розповсюдження (циркуляцію) повітря:

- наявність перешкод на шляху руху повітряних струменів;
- наявність локальних інтенсивних теплових джерел;
- зміна температури та/чи витрати повітря (наприклад, в системах зі змінною витратою) в припливних струменях, що впливає на їх далекобійність.

Під час вибору типу і розміру ПР не варто забувати, що будь-який з них є джерелом шуму в приміщенні, яке вони обслуговують.

Схеми організації повітрообміну в приміщенні визначаються параметрами СКВ, аеродинамічними характеристиками припливних і витяжних пристроїв, їх розміщенням в приміщенні, яке часто обумовлене архітектурними рішеннями. Місця видалення повітря з приміщення визначаються таким чином, щоб запобігти безпосередньому попаданню припливних потоків у витяжні отвори і забезпечити вентиляцію приміщення. Тому, там де можливо, рекомендується розміщати витяжні пристрої на невеликій відстані від припливних, але так, щоб запобігти утворенню протягів і застійних зон.

Асортимент повітророзподільних пристроїв дуже великий. У медичних закладах застосовують ПР настінного або стельового типів, які можна класифікувати за схемою організації повітрообміну, які в свою чергу діляться на дві основні групи: перемішуючі (неодноспрямований потік) і витісняючі (односпрямований потік).

Перемішуючу вентиляцію називають ще «розподіл повітря шляхом турбулентного потоку». Така система розподілу повітря організовується за допомогою ПР, що подають повітря в приміщення повітряними струменями, які мають високу швидкість і турбулентність, і це визиває інтенсивну циркуляцію повітря. У результаті відбувається перемішування свіжого повітря припливного струменя з повітрям приміщення. Якщо відбувається повне перемішування, на визначеній відстані від місця припливу параметри повітря (температура, відносна вологість, швидкість руху), а також вміст забруднюючих речовин будуть однакові у будь-якій точці приміщення. Об'ємна витрата припливного повітря невелика порівняно із загальною масою повітря, яке перемішується в приміщенні.

У приміщеннях ЛПЗ з неодностороннім потоком повітря найчастіше використовують припливні і витяжні решітки, стельові плафони, високоіндукційні ПР та ПР із закрученим струменем, які мають широкий діапазон типорозмірів. Види виконання ПР та їхні характеристики наведено в каталогах фірм-виробників.

При витіснюючій вентиляції повітря поступає в робочу зону приміщення, як правило, через стельові ПР і опускаючись до низу, асимілює дорогою тепло і забруднюючі частинки. Щоб не створювати турбулентність повітря подається в приміщення з лінійною швидкістю (0,20–0,25) м/с.

На якість одностороннього потоку повітря великий вплив має конструкція повітророзподільного пристрою, через який повітря проходить безпосередньо в чисте приміщення.

Розглянемо приклади конструктивного виконання повітророзподільних пристроїв для приміщень ЛПЗ з високими вимогами до чистоти повітря.

### **3.1.1. Настінні і стельові повітророзподільники.**

Фірма Hidria (Італія) випускає настінні (AFH) і стельові (AFV) повітророзподільні пристрої, у яких використовуються фільтри класу H10 – H14 (затримують частинки пилу розміром більше 0,3 мкм), для припливних і витяжних систем вентиляції і кондиціонування повітря [35].

ПР типу AFH складається з корпусу 1, дворядної випускної ґратки 3 і фільтру 2, які встановлені з ущільненням усім прямокутним перерізом (рис. 3.1). Технічні характеристики ПР типу AFH наведені в табл. 3.1.

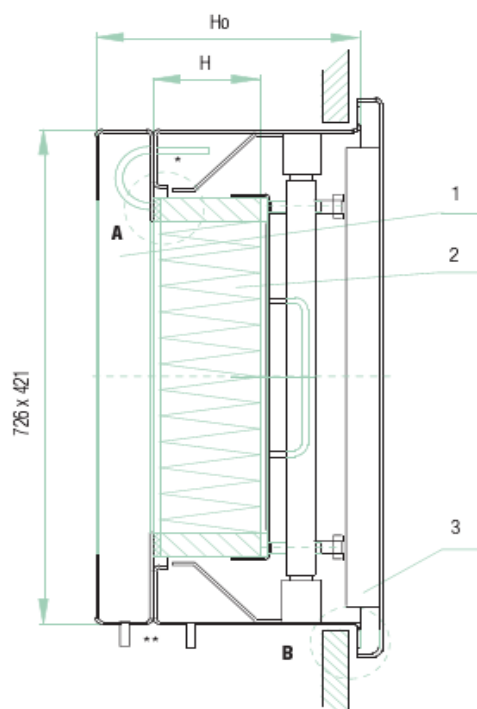
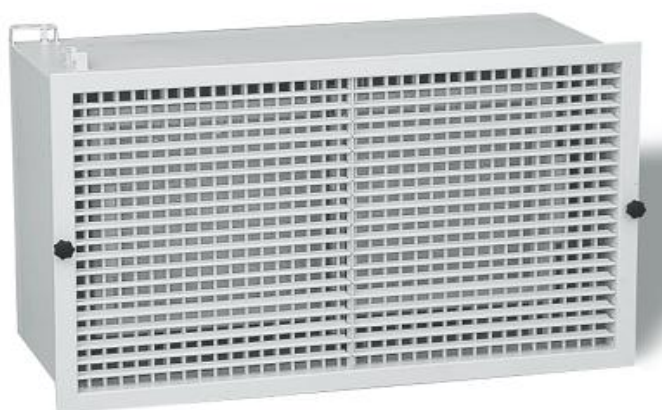
Таблиця 3.1

**Технічні характеристики повітророзподільників типу AFH [35]**

Типорозмір	Фільтр, LxVxH, мм	ґратка, Lx B, мм	$H_0$ , мм	Початковий перепад тиску, Па	Витрата повітря, м <sup>3</sup> /г	Швидкість повітря, м/с
1	610x305x150	725x425	338	250	850	0,9
2	610x305x292	725x425	480	250	1700	2,2

## Медична кондиціонуюча та криогенна техніка

Корпус виготовлено зі сталевих листів, які зварені герметично у відповідності з DIN 1946 і пофарбовані, а ґратки – з холоднокатаних сталевих профілів, які закріплені до корпусу за допомогою гвинтів. У корпусі є два патрубки для вимірювання перепаду тиску на фільтрі, а також спеціальна ущільнююча рама для перевірки на герметичність.

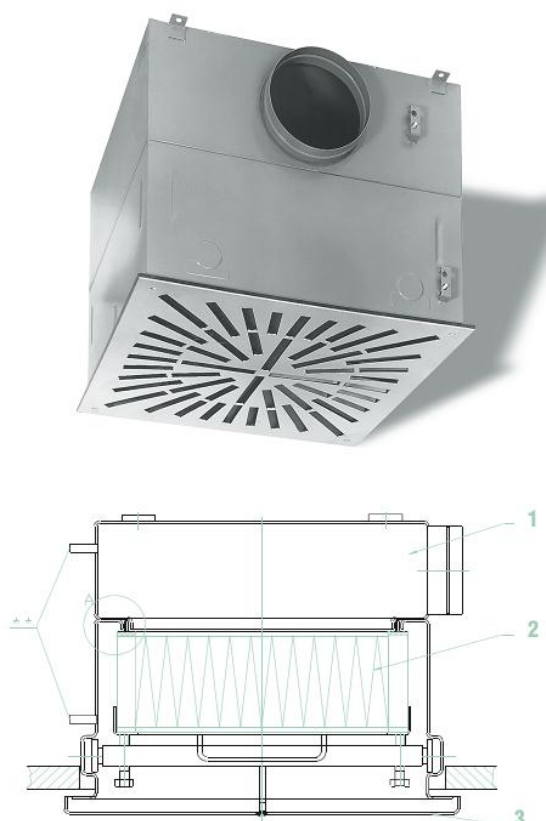


\* Контроль герметичності;

\*\* Контроль перепаду тиску.

Рисунок 3.1 – Загальний вид і схема повітророзподільника типу AFH [35]

Стельовий повітророзподільний пристрій типу AFV показано на рис. 3.2. Він складається з корпусу 1, фільтра 2, дифузора 3 і клапана запірною. Управління клапаном можна здійснювати ручним способом, або за допомогою електроприводу.



\* Контроль герметичності;  
\*\* Контроль перепаду тиску.

Рисунок 3.2 – Загальний вид і схема повітророзподільника типу AFV [35]

Перевага ПР з запірним клапаном, який вбудовано в корпус фільтра в тому, що є можливість перекрити доступ повітря під час заміни фільтра, закривши клапан, і запобігти забрудненню приміщення. При цьому після заміни фільтра не потрібна дезінфекція приміщення, яка необхідна, якщо відсутній запірний клапан і неочищене повітря у процесі заміни проникає в чисте приміщення.

Технічні характеристики ПР типу AFV наведені в табл. 3.2.

Таблиця 3.2

Технічні характеристики повітророзподільників типу AFV [35]

Типорозмір	Фільтр, ЛxВxН, мм	Дифузор, ЛxВ, мм	Початковий перепад тиску, Па	Витрата повітря, м <sup>3</sup> /г	Швидкість повітря, м/с
1	305x305x150	355x355	250	290	1,0
2А	457x457x78	507x507	250	660	1,1
2В	457x457x150	507x507	250	660	1,1
3	610x610x78	660x660	250	1200	1,1
4	610x610x150	660x660	250	1200	1,1
5	610x610x292	660x660	250	2400	2,4

Типи дифузорів (рис. 3.3), які використовуються в ПР типу AFV, виготовляються з пофарбованої або нержавіючої сталі [34].

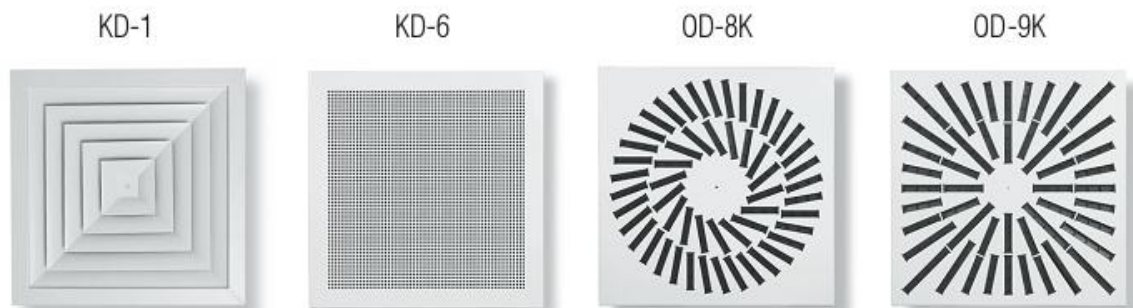


Рисунок 3.3 – Типи дифузорів повітророзподільників AFV [35]

Усі ПР фірми Hidria можуть працювати до температури повітря 70 °С і відносної вологості 100 %. Початкове падіння тиску на фільтрі типу AFV при номінальній витраті повітря через фільтр складає 250 Па (див. табл. 3.2). Якщо витрата повітря відрізняється від номінальної, то падіння тиску змінюється пропорційно витраті повітря (рис. 3.4).

Для використання фільтрів класу U15 і U16 (затримують частинки пилу розміром більше 0,12 мкм) фірма Hidria виробляє стельові ПР з гелевим ущільненням, що забезпечує абсолютну герметичність фільтру, закріпленому в повітророзподільнику.

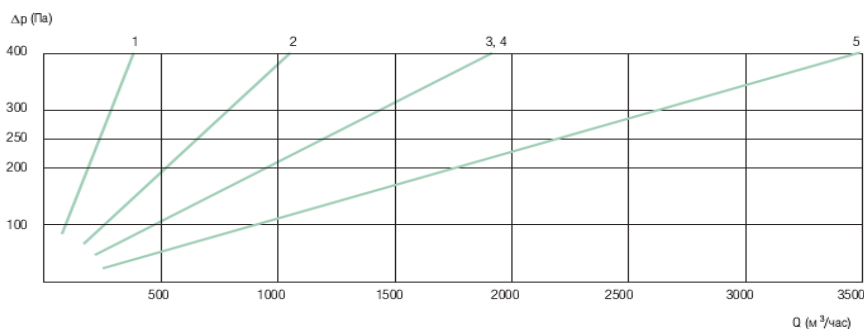


Рисунок 3.4 – Діаграма падіння тиску на фільтрі AFV [35]

### 3.1.2. Стельові перфоровані панелі.

Конструктивним продовженням ПР типу AFV є стельові перфоровані панелі типу DPS для очистки і подачі повітря в чисті приміщення з високим значенням кратності повітрообміну [35]. Основна ціль установки таких пристроїв – звести до мінімуму можливість попадання інфекції в особливо чисті приміщення з припливним повітрям, у якому можуть знаходитися бактерії і віруси. Вони призначені для монтування у підвісній стелі операційних, реанімаційних та інших особливо чистих приміщень (рис. 3.5).



Рисунок 3.5 – Стельова перфорована панель DPS [35]

Повітря, яке подається в операційну після попередньої обробки і очистки в фільтрах 1-го і 2-го ступеня кондиціонера, проходить через фільтр класу H13 або H14, який вбудований в корпус стельової панелі. З камери статичного тиску корпусу чисте повітря попадає в операційну через перфоровані плити, омиває всю зону під стелею і поступає в операційну зону, не змішуючись з потоками повітря, яке видаляється (рис. 3.6).

Температура припливного повітря на 1–3°C нижче середньої температури в приміщенні. Видалення повітря з операційної здійснюється з верхньої зони (1/3 від загальної кількості повітря) і з нижньої зони (2/3 від загальної кількості повітря).

Матеріал камери тиску і перфорованої панелі – нержавіюча сталь або листову сталь, яка пофарбована порошковим напилюванням і стійка до дезінфікуючих засобів.

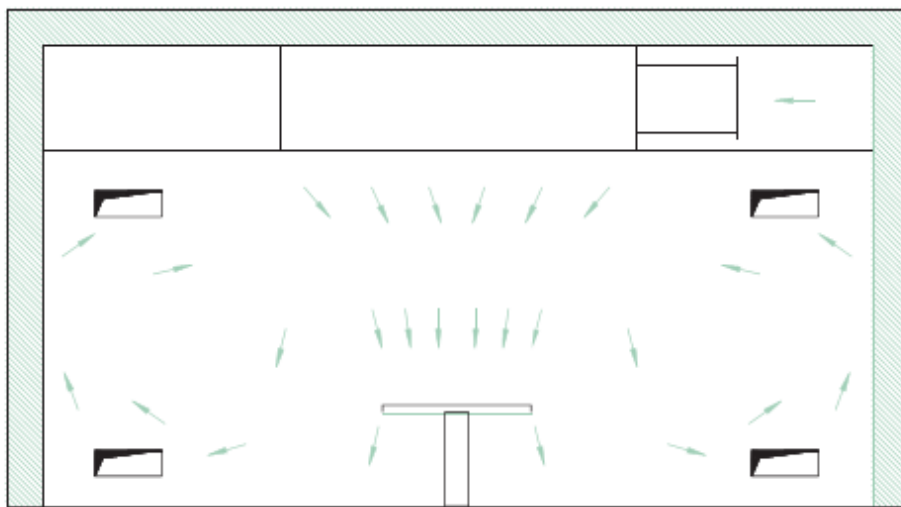


Рисунок 3.6 – Схема руху повітря в операційній [35]

Підвісні ПР типу DPS (крім розміру 2000x1000) складаються з двох частин, які з'єднуються разом. У них можуть бути переходи для встановлення світильника. Перфоровану панель з внутрішньої сторони покривають чорним ущільнювачем для більш рівномірного розподілу повітря. Фільтри HEPA розміром 610x305x292 мм встановлюють у направляючих. У середині панелі є патрубки для вимірювання втрати тиску на фільтрі (перепад тиску до і після фільтра, який фіксує його забруднення) і патрубки для тесту на герметичність.

Технічні характеристики стельових перфорованих панелей DPS наведені у табл. 3.3.

*Таблиця 3.3*

**Технічні характеристики стельових перфорованих панелей DPS [35]**

Розміри повітророзподільника		Кількість панелей		Витрата повітря, м <sup>3</sup> /Г	Швидкість повітря, м/с	Кількість фільтрів	Початковий перепад тиску, Па
Довжина L, мм	Ширина В, мм	По довжині	По ширині				
2000	1000	3	2	1000	0,15	1	230
2400	1200	4	2	1600	0,15	2	190
2400	1400	4	2	1800	0,15	2	200
2400	1500	4	2	2000	0,15	2	230
2400	1800	4	3	2400	0,15	3	180
3000	1800	5	3	3000	0,15	3	230
3000	2400	5	4	4000	0,15	4	230
3000	1800	5	3	2000	0,15	2	230
3000	3000	5	5	4000	0,15	4	230

Примітка. Висота повітророзподільника – 406 мм.

Модифікацією перфорованих панелей DPS є текстильні припливні стельові панелі із поліестеру DSS (рис. 3.7) [35]. У панелях DSS перфорований металевий лист замінено на синтетичний текстильний матеріал, натягнутий на раму з алюмінію або нержавіючої сталі. Корпус може бути виготовлено із нержавіючої сталі або пофарбованої оцинкованої сталі.

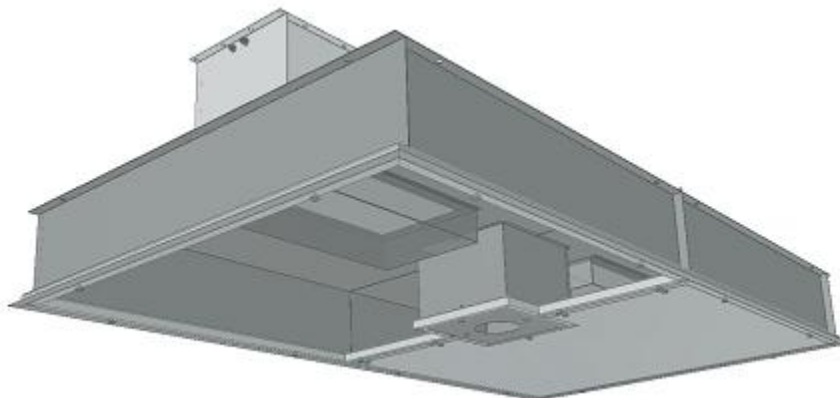


Рисунок 3.7 – Текстильна стельова панель DSS [35]

Синтетичний текстильний матеріал (одношаровий чи двошаровий) забезпечує односпрямований потік повітря на виході з панелі завдяки гальмуванню потоку через щільність тканини. Текстиль з поліестеру чітко відповідає стандарту DIN 47909 в частині гігієнічних вимог до операційних і стійкий у відношенні до агресивних дезінфекційних засобів.

Панелі можуть складатися з однієї, двох або чотирьох секцій. Подача повітря в ПР може бути збоку або зверху. Розміри повітророзподільних пристроїв LxВ, мм – 2400x1400 – 3000x3000; висота Н=600 мм; кількість фільтрів 2–6 шт; витрата повітря, м<sup>3</sup>/г – 2000–6000.

Шведська фірма «Swegon» для операційних залів виробляє повітророзподільний пристрій OPLb (рис. 3.8) [36]. Він являє собою панель для подачі повітря, що складається з п'яти перфорованих блоків розподілу повітря і двох фільтрів HEPA чи ULPA. Вибір декількох напрямків розподілу відфільтрованого повітря за низької витрати надає можливість забезпечити чистоту в операційній зоні, створити постійне надходження чистого повітря без підмішування забрудненого повітря приміщення. Під час швидкості руху повітря через фільтр 0,7 м/с він задовольняє вимогам класу HEPA, а за швидкості руху повітря через фільтр 0,45 м/с – вимогам класу ULPA. Легкий доступ до фільтрів забезпечує максимально швидку їхню заміну.

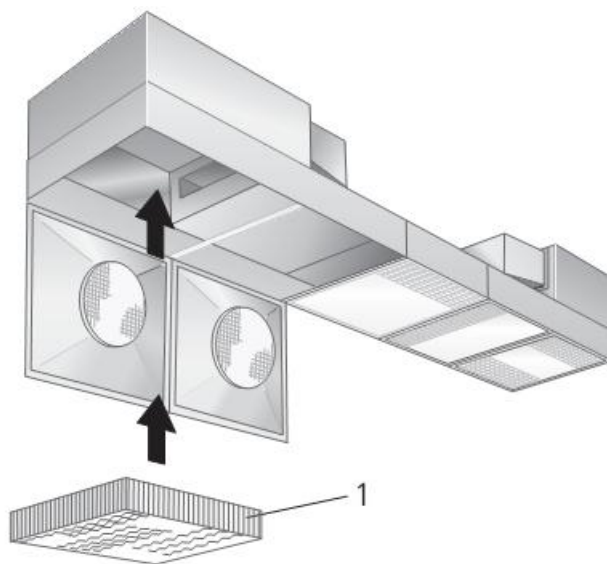


Рисунок 3.8 – Повітророзподільний пристрій OPLb [36]: 1 – фільтр

Технічні характеристики пристрою OPLb наступні: початковий перепад тиску на фільтрі – 110 Па; шум – 35 dBA; витрата повітря – 1300 м<sup>3</sup>/год.; розміри LxВxН, мм – 3500 x 735 x 740; вага – 165 кг; розмір фільтру, мм – 610x610x117.

ПР монтують попарно в стелі уздовж операційного столу (рис. 3.9) [36].



Для досягнення оптимального розподілу повітря нижня поверхня панелей повинна знаходитися на відстані 2400–2800 мм над підлогою, а відстань між двома OPLb в стелі має бути 2200–2600 мм. Верхня частина пристрою (фільтруюча камера і приєднання до повітроводу) розміщується в підвісній стелі, а нижня поверхня (лицьова перфорована панель) повинна розміщатися від підвісної стелі на 100–200 мм. Фільтри дістають з пристрою через лицьові панелі. Рекомендоване кінцеве падіння тиску на фільтрі, коли він потребує заміни, 220 Па або вдвічі більше початкового перепаду тиску.

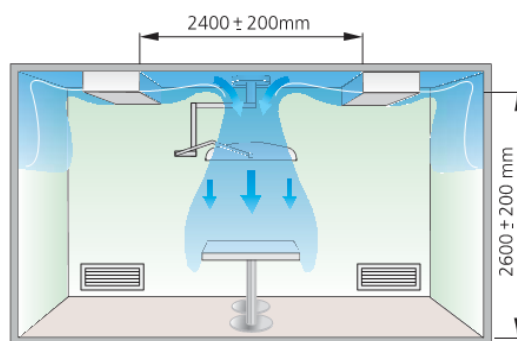


Рисунок 3.9 – Розміщення пристрою OPLb в операційному приміщенні [36]

### 3.1.3. Ламінарні стелі.

Для створення динамічного захисту робочої зони фірма «Tespair» (Італія) пропонує використовувати ламінарні стелі, які можуть працювати як спільно із кондиціонером серії Н, так і без нього [31]. Таке технічне рішення дозволяє забезпечити правильний розподіл повітря в приміщенні операційної. Замість традиційної концепції розбавлення повітря в приміщенні свіжим повітрям до допустимих рівнів забруднення новий підхід до проблеми полягає у створенні динамічного захисту робочої зони, яка включає операційний стіл, операційну бригаду, а також допоміжні столи з інструментами і стерильними матеріалами. Динамічний захист являє собою односпрямований потік стерильного повітря, який рухається зверху вниз з невеликою швидкістю, не створюючи турбулентних завихрень. Таке рішення гарантує відсутність будь-яких частинок в потоці повітря усередині робочої зони.

Переваги нового підходу:

- не допускається контакт твердих частинок, які є переносниками вірусного і бактеріологічного забруднення, із зоною операційної рани і хірургічним інструментом;

- на відміну від традиційного використання надлишкового тиску в приміщенні операційної, яке залежить від відкриття/закриття дверей, динамічний захист робочої зони не пов'язаний із підтримкою надлишкового тиску;

– час відновлення робочого стану операційної значно скорочується. Це означає, що період часу між двома операціями, коли виконується стерилізація операційної до класу 7 ISO, зменшується з традиційних 15 хв. до 1–2 хв.

На сьогодні, з точки зору вентиляції операційні приміщення діляться на два типи: загальної хірургії і спеціальної хірургії. До другої групи відносяться приміщення, у яких виконуються кардіологічні, ортопедичні, нейрохірургічні і деякі інші операції, а до першої – решта. При цьому і ті, і інші розміщуються в стандартному приміщенні з розмірами 6x6x3 м. Вимоги до цих операційних наведені в табл. 3.4 [31].

Таблиця 3.4

**Вимоги до операційних приміщень [31]**

Тип операційної	Клас чистоти	Кратність повітрообміну	Кінцевий фільтр	Потік повітря
Загальної хірургії	7 ISO	20	H13	Неоднострумований (турбулентний)
Спеціальної хірургії	5 ISO	250	H14	Однострумований (ламінальний)

Як видно з табл. 3.4, для забезпечення потрібної кратності повітрообміну 250 необхідно зменшити область контролю класу 5 ISO, обмеживши її робочою зоною (зазвичай площа цієї зони 2,8 м x 2,8 м), а в решті простору операційної підтримувати клас чистоти 7 ISO. Для досягнення класу 5 ISO необхідно підтримувати однострумований потік повітря зі швидкістю після кінцевого фільтра 0,3–0,4 м/с. Щоб гарантувати стерильність робочої зони (розмір 2,8x2,8 м) розміри ламинарної стелі мають бути більші. Експериментально встановлено, що оптимальними є розміри 3,2x3,2 м. Відповідно до рекомендацій щодо проектування, які використовуються в Швейцарії і Німеччині [1], площа ламинарної стелі лежить в діапазоні 9–10 м<sup>2</sup>, що за швидкості потоку повітря 0,3 м/с дає витрату 10800 м<sup>3</sup>/год. Таку кількість повітря недоцільно подавати свіжим, оскільки витрати на його фільтрацію, охолодження/нагрів і зволоження будуть неймовірно високими. Рекомендації з проектування вимагають подавати 1500–2000 м<sup>3</sup>/год. свіжого повітря для запобігання забруднення повітря газами-анестетиками, а решту об'єму повітря за рахунок рециркуляції. Грошові витрати на підготовку повітря під час використання ламинарної стелі прямо пропорційні витратам повітря, які, в свою чергу, при фіксованій швидкості потоку пропорційні площині ламинарної стелі.

Міжнародні стандарти дозволяють рециркуляцію повітря за дотриманням трьох умов [31]:

## Медична кондиціонуєча та кріогенна техніка

---

- рециркуляція відбувається в межах одного ізолюваного приміщення, перемішування повітря з різних приміщень не допускається;
- рециркуляційне повітря має проходити ті ж ступені очистки, що і свіже (фільтри F9 і H14);
- рівень звукової потужності в центрі приміщення не повинен бути більше 48 dB(A).

Новизна рішення фірми «Tecnair» у тому, що використовується восьмикутна стеля замість квадратної, і це дозволяє зменшити приблизно на 20 % потрібну витрату повітря.

Найпростішим рішенням рециркуляції є подача всього відпрацьованого повітря назад в кондиціонер. У цьому випадку можливе використання статичної ламінарної стелі, що припустиме для нових будівель. Водночас в лікарнях, які реконструюються місця для прокладки до кондиціонера повітроводів перерізом 800x500 мм (такий переріз потрібен для припливу і витяжки 8000 м<sup>3</sup>/год., повітря з прийнятними втратами тиску і рівнем шуму), як правило немає. У цьому випадку фірма «Tecnair» пропонує стелі, в яких рециркуляція відбувається усередині самого приміщення операційної за допомогою 4-х вентиляторів, встановлених у кутках операційної. Рециркуляційне повітря проходить через фільтри класу F9 та H14 і подається в ламінарну стелю, де змішується з свіжим повітрям, яке йде від кондиціонера. Усі ламінарні стелі, які випускає фірма «Tecnair» мають восьмикутну форму 3,2x3,2 м, вісім фільтрів класу H14 трапецієподібної форми і систему ущільнення, що гарантує відсутність перетікання повітря між секціями фільтрів. Вище секції фільтрів розміщується повітродозподільний короб з гальванізованої чи нержавіючої сталі, у якому відбувається змішування рециркуляційного повітря і повітря із кондиціонера. Нижче секції фільтрів розміщується ламінаризатор, який представляє собою металевий лист з мікроотворами. Конструкція ламінаризатора забезпечує його дезінфекцію. У центрі ламінарної стелі передбачено підключення хірургічних ламп (рис. 3.10) [31].

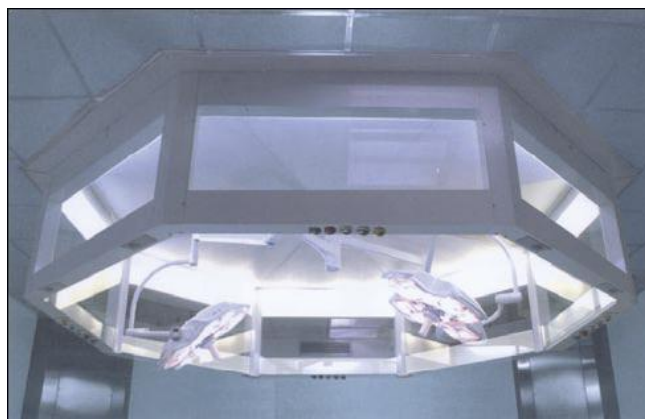


Рисунок 3.10 – Ламінарна стеля фірми «Tecnair» [31]

Постачаються два варіанти виконання ламінарної стелі:

– статична стеля зі скляною огорожею і світильниками. Огорожа забезпечує напрямок потоку повітря вниз і простягається до висоти 2,1 м над рівнем підлоги. Огорожа має спеціальний світильник, який створює безтіньове освітлення.

– стеля з рециркуляцією повітря вентилується огороженою і світильником. Рециркуляційні вентилятори продуктивністю 2000 м<sup>3</sup>/год. кожен, встановлюються в кутах операційної, мають фільтри класу F9 і, забираючи повітря з приміщення, подають відфільтроване повітря в повітророзподільний короб, де він змішується з повітрям із кондиціонера, а далі суміш повітря поступає через фільтри H14 та ламінаризатор в операційну зону. Рівень шуму в центрі приміщення на висоті 1,7 м не перевищує 48 dB(A).

Функціональні схеми ламінарних стель без рециркуляції і з рециркуляцією повітря наведені на рис. 3.11 та 3.12 [31].

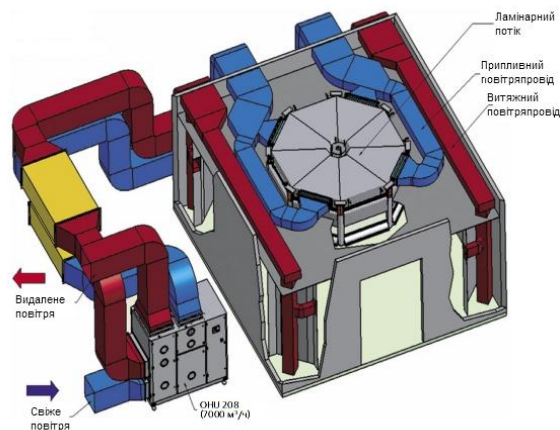


Рисунок 3.11 – Функціональна схема ламінарної стелі без рециркуляції [31]

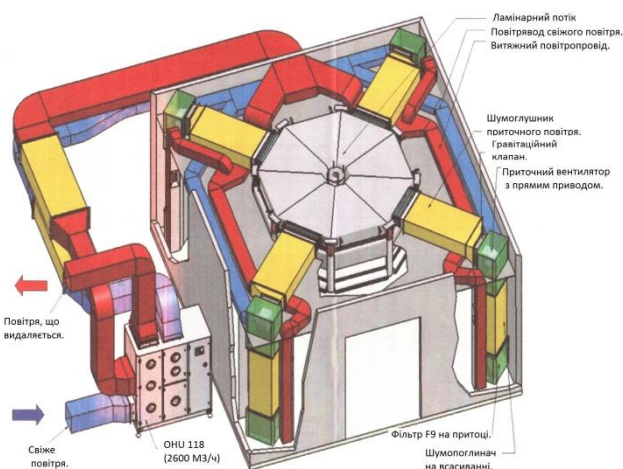


Рисунок 3.12 – Функціональна схема ламінарної стелі з рециркуляцією повітря [31]

Ще одна перевага використання системи циркуляції повітря в операційній – це можливість в нічний час, коли обладнання операційної не працює, відключити кондиціонер на подачу зовнішнього повітря повністю чи частково, використовуючи тільки вентилятор внутрішньої системи циркуляції чистого повітря, споживаючи приблизно 400 Вт потужності.

Для відводу повітря з приміщення найчастіше використовують ґратки з фільтрами (клас G2, G3, G4 чи F5), які встановлюють в стінах приміщення. Ґратки виготовляють з нержавіючої сталі розміром фронтального перерізу від 225x75 мм до 1125x525 мм і товщиною 35 мм.

### 3.2. ПОВІТРЯНІ ФІЛЬТРИ

Найважливішими трьома джерелами завислих у повітрі частинок, які впливають на технологію чистих приміщень, є атмосферне повітря, система підготовки повітря і генерація частинок під час роботи в цих приміщеннях. Атмосферне повітря містить дисперговані в ньому частинки – так звані аерозолі, які утворилися в результаті як природних процесів, так і діяльності людини. У природі аерозольні частинки утворюються в ході атмосферних процесів, які впливають на погоду, під час виверження вулканів, лісових пожеж та інших чисельних джерел. У природних аерозолях переважають дрібні частинки: концентрація частинок діаметром 0,1 мкм в 1000 разів перевищує концентрацію частинок діаметром 1 мкм. Промислове виробництво і щільність населення чинять дуже суттєвий вплив на концентрацію частинок у повітрі, водночас домінуючими джерелами є автотранспортні потоки, повітряні і теплові викиди підприємств. Результатом дії усіх цих факторів є те, що, залежно від таких обставин як погода і щільність населення, в одному кубічному метрі атмосферного повітря міститься від 10 млн до 10 млрд (а іноді і більше) частинок розміром більше 0,5 мкм. Крім того атмосферне повітря переносить мікроорганізми, концентрація яких може досягати 1000 КУО/м<sup>3</sup> (КУО – колонієутворююча одиниця, тобто кількість здатних до розмноження бактерій, плісняви і дріжджів) навіть в сільських районах [1].

У системах підготовки повітря генерація частинок обумовлена зносом механічних компонентів. Крім того – і потенціально це значно більш загрозово – мікроорганізми можуть розмножуватися на вологих елементах цих систем і потім попадати в потік кондиціонованого повітря.

У робочих приміщеннях значна кількість частинок утворюється в ході різних процесів. Суттєвим джерелом забруднення є людина: навіть в стані спокою вона виділяє в хвилину від 100000 до 500000 частинок розміром більше 0,3 мкм і 1000 колонієутворюючих одиниць [1].

Зниження рівня забруднення в повітрі може здійснюватися різними шляхами. З економічної точки зору основна увага має бути звернена на ті

дії, в результаті яких можна запобігти генерації частинок або їх потрапляння ззовні. Для цього в технології чистих приміщень використовують сполучення трьох принципових підходів: фільтрацію повітря, відповідну організацію повітряних потоків в чистих приміщеннях і забезпечення перепаду тиску між приміщеннями.

### 3.2.1. Фільтрація повітря.

У кінцевих фільтрах СКВ чистих приміщень використовують фільтровані матеріали, які повинні задовольняти трьом протилежним параметрам: бажана ефективність фільтрації має бути досягнута за найменшого перепаду тиску і найбільшої пилоємності. Це сполучення ефективності фільтрації із тривалим терміном служби і мінімальними витратами енергії є вирішальним фактором у визначенні економічної доцільності використання конкретного фільтра.

Фільтруюче середовище для HEPA і ULPA фільтрів, яке відповідає цим вимогам, представляє собою лист товщиною близько 0,5 мм, який складається з хаотичного сплетіння тонких волокон (як правило скла) з діаметром менше мікрона. Оскільки швидкість повітря крізь фільтр усього 0,01–0,03 м/с, фільтрований матеріал складають в гофри. Для того, щоб забезпечити однакову відстань між складками, використовують сепаратори, які встановлюють між окремими складками, або клеють фільтруючий матеріал. Сучасні фільтри побудовані за принципом мінігофр, що дозволяє забезпечити компактність фільтрів і гнучкість технології їхнього виробництва.

Використовують два основних види фільтрів з мінігофрама: плоскі фільтри, які оптимізовані для швидкості повітря на вході у фільтр 0,3–0,5 м/с, і фільтровані комірки, у яких гофровані фільтрувальні елементи встановлені у вигляді зигзагу (рис. 3.13) [1].

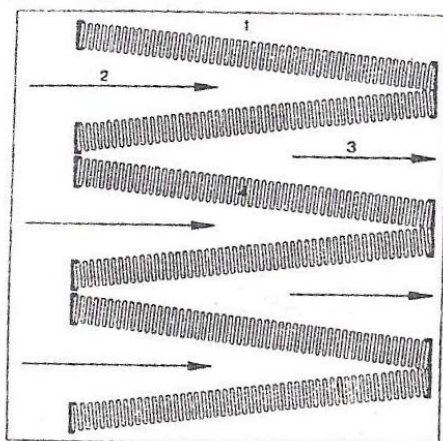


Рисунок 3.13 – Будова елементів HEPA фільтрів з гофрованого фільтрувального матеріалу у вигляді зигзагу [1]:

- 1 – фільтрувальний елемент; 2 – повітря до фільтру;
- 3 – повітря після фільтру; 4 – фільтрувальний матеріал

Завдяки компактній конфігурації фільтровані комірки допускають швидкість повітря до 2 м/с і більше, і тому добре вбудовуються в обладнання підготовки повітря чи повітроводи з елементами фільтрації.

За сучасним дослідженням на СКВ приходиться в середньому 20–30 % від усієї енергії, яку споживає чисте приміщення [37]. Внести вклад в зниження цих витрат може установка кінцевих фільтрів з низьким перепадом тиску, тобто меншим гідравлічним опором. Фільтрувальним матеріалом, який дозволяє до 50 % знизити опір фільтру порівняно із скловолокном, є матеріал політетрафторетилен (PTFE). Крім того, цей матеріал має більшу ефективність фільтрації повітря, оскільки у нього найбільш проникливі частинки мають розмір від 0,06 мкм до 0,08 мкм, проти 0,1–0,25 мкм у склопаперу [38].

У процесі фільтрації (очистки) повітря діють чотири механізми утримання частинок волоконними фільтрами [1]. Перший – це ефект сита (рис. 3.14, а), який діє, коли відстань між двома волокнами менше діаметра частинок. Цей ефект небажаний у високоефективних фільтрах, коли поверхня фільтра блокується частинками, які осіли і заважають проникненню інших частинок в глибину фільтра, що приводить до скорочення його терміну служби. Другий – це ефект зачеплення (рис. 3.14, б), який проявляється, коли лінія течії, якою рухається частинка, проходить так близько до фільтрованого волокна, що частинка чіпляється за нього. Третій – ефект інерції (рис. 3.14, в), який проявляється для всіх частинок розміром більше 1 мкм. Завдяки більшій інерції такі частинки не можуть відхилитися разом з лінією течії повітря, коли вона минає волокно, і, таким чином осідають на волокні. Четвертий – це ефект дифузії (рис. 3.14, г), який має домінуюче значення для дуже маленьких частинок (менше 0,1 мкм) з відповідно невеликою масою. У результаті постійної взаємодії з оточуючими їх молекулами газу ці частинки здійснюють хаотичний рух за інерцією (броунівський рух) в сторони від лінії течії. Таким чином збільшується ймовірність торкання волокна частинкою і її утримання поверхневими силами.

Ефект зачеплення і ефект інерції стає більш значущим зі збільшенням діаметра частинок. Протилежну властивість має ефект дифузії, коли рухомість частинок і, відповідно, коефіцієнт дифузії і ймовірність утримання будуть тим більшими, чим менше розмір частинок. Таким чином, для волокнистих фільтрів існує розмір частинок, за якого ефективність утримання є мінімальною, а прорив частинок – максимальним. Цей розмір, названий розміром частинки з максимальною здібністю проникливості – Must Penetrating Particle Size (MPPS), як правило відповідає діаметру частинки 0,1–0,5 мкм, є функцією швидкості течії повітря крізь фільтр [1].

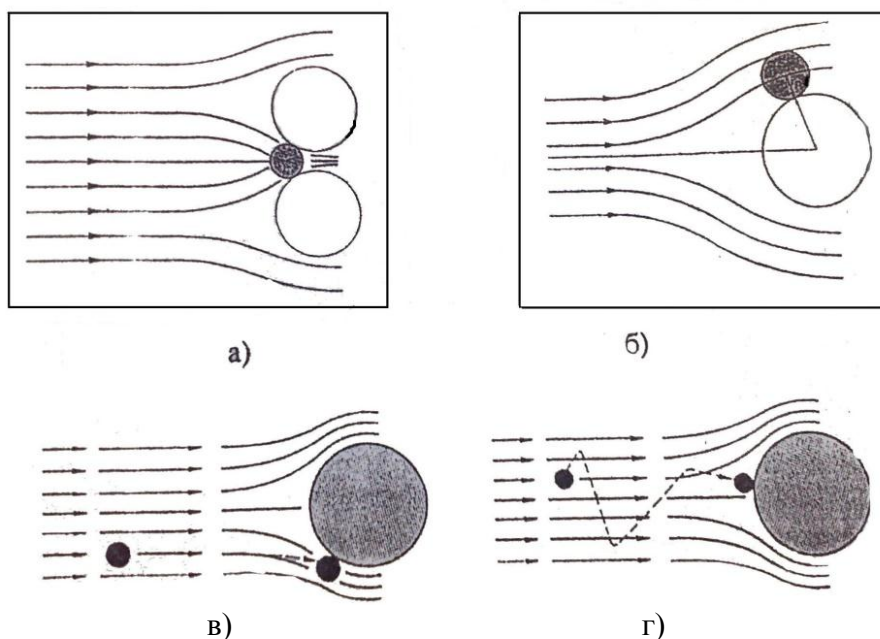


Рисунок 3.14 – Механізм фільтрації частинок:

а) ефект сита; б) ефект зачеплення; в) ефект інерції; г) ефект дифузії

### 3.2.2. Класифікація повітряних фільтрів.

Фільтри класифікують за призначенням та ефективністю на фільтри загального призначення (фільтри грубої очистки і фільтри тонкої очистки) і фільтри, які забезпечують спеціальні вимоги до чистоти повітря, у тому числі для чистих приміщень (фільтри високої ефективності і фільтри крайньовисокої ефективності) [1, 39, 40]. Європейською комісією зі стандартизації СЕН фільтри грубої очистки (course dust filters) позначаються буквою G, фільтри тонкої очистки (fine dust filters) – буквою F, фільтри високої ефективності HEPA (High Efficiency Particulate Air) – буквою H і фільтри крайньовисокої ефективності ULPA (Ultra Low Penetration Air) – буквою U.

Кожна з перерахованих чотирьох груп так само ділиться на декілька класів у відповідності з визначеннями, які приведені в європейських стандартах EN 779:2002 і EN 1822-1:1998 [1]. Клас фільтра – це характеристика його ефективності, яка виражена умовним позначенням. Перша група фільтрів розділена на 4 класи від G1 до G4, друга – на 5 класів від F5 до F9, третя – на 5 класів від H10 до H14 і четверта – на 3 класи від U15 до U17. Класифікація повітряних фільтрів за різними стандартами, їхні експлуатаційні характеристики і область використання наведені в табл. 3.5 [29].

В Україні на цей час діє стандарт на повітряні фільтри до загальної вентиляції ДСТУ 4319:2004 [39], який є тотожний європейському



стандарту EN 779:2002. Але у 2012 році в Європі впроваджено стандарт EN 779:2012, де класифікація із двох груп G і F стандарту 2002 року замінена на класифікацію із трьох груп G, M і F. Класи фільтрів грубої очистки G1-G4, середньої M5, M6 і тонкої очистки F7-F9. До групи G відносять фільтри, які за результатами випробувань мають середню ефективність нижче 40 % для частинок розміром 0,4 мкм; до групи M – середня ефективність фільтру від 40 % до 80 %; до групи F – середня ефективність фільтру 80 % і вище [41].

### **Основними характеристиками фільтра є:**

– *номінальна продуктивність (номінальна витрата повітря)* – продуктивність фільтра, за якою його характеристики визначаються виробником;

– *аеродинамічний опір (перепад тиску на фільтрі)* – різниця повних тисків до і після фільтру за визначеної продуктивності фільтра;

– *початковий аеродинамічний опір* – аеродинамічний опір незабрудненого фільтра за номінальної продуктивності;

– *кінцевий аеродинамічний опір* – аеродинамічний опір фільтра, за якого він підлягає заміні чи регенерації;

– *пиломісткість* – маса пилу, що зловлений фільтром і накопичений у ньому під час досягнення значення кінцевого аеродинамічного опору;

– *коефіцієнт прискоку (проникливість)* – процентне відношення концентрації частинок після фільтра до концентрації частинок до фільтра;

– *ефективність* – процентне відношення різниці концентрації частинок до і після фільтра до концентрації частинок до фільтра.

Кінцевий аеродинамічний опір фільтра визначає його виробник. Стандарт [41] рекомендує наступні значення кінцевого аеродинамічного опору: 250 Па – для фільтрів грубої очистки; 450 Па – для фільтрів тонкої очистки; 650 Па – для фільтрів високої і крайньовисокої ефективності. Європейські виробники фільтрів рекомендують міняти, чистити фільтри, коли перепад тиску на ньому виросте в два-три рази порівняно з початковим падінням тиску [1].

Для кожної групи фільтрів стандартами встановлені спеціальні методи випробувань, які призначені для визначення класу фільтра та інших характеристик на підприємстві – виробнику.

У сучасній практиці СКВ лікарняних закладів використовують повітряні фільтри грубої, тонкої і високоефективної очистки.

Таблиця 3.5

Класифікація повітряних фільтрів та область їх використання

Тип фільтрів за ефективністю	Клас фільтру				Ефективність очистки, %				Експлуатаційна характеристика фільтрів (види уловлюваних аерозолей)	Рекомендація по використанню
	DIN 24184 DIN 24185	EN 779	EN 1822		ДСТУ	EN	EN	EN		
					3186-95	779	779	1822		
					По методиці випробувань*					
					A	A	E	O		
Груба очистка	EU 1	G 1			≤60	≤65			Грубий (більше 10 мкм) пил; іскри від сварки; цементний пил; волокнистий пил; жирові пари; пісок	Фільтри з низькими вимогами до чистоти повітря
	EU 2	G 2			60...70	65...80	<20		Дрібнозернистий пісок; кам'яновугільний пил; літаючу золу; текстильні волокна	Груба очистка під час сильної забрудненості повітря, у процесі експлуатації компресорів, холодильних машин. Фільтри попередньої очистки в СКВ
	EU 3	G 3			70...80	80...90	20...35		Пил вугільних шахт; металургійні грубі пили і возгони; пил рослин; спори; сажу; пух рослин	
	EU 4	G 4			80...90	90...95	35...45		Молочний порошок; возгони оксиду цинку; масляний аерозоль; туман; дрібний пил (більш ніж 5 мкм)	
Тонка очистка	EU 5	F 5			90...95		45...60	<20	Пил барвінків; силікозонебезпечний пил; конденсаційний туман кислот; лужні тумани	Середня і тонка очистка повітря СКВ; очистка циклового повітря газотурбінних агрегатів.
	EU 6	F 6			95...97		60...80	30	Бактерії; природний туман; смоляний туман; аерозолі хімічних виробників; пил під час шліфівки	Фільтри другого ступеня очистки (доочистки). Лікарняні палати, адміністративні будинки, готелі, виробники продуктів харчування, ліків, м'ясо-молочної промисловості
	EU 7	F 7			97...98		80...90	45	Пил від вагранок; літаюча зола; возгони заліза; борошняний пил	
	EU 8	F 8			98...99		90...95	60	Масляний туман; звичайний атмосферний пил; агрегований цинковий пил; порошок фарба (полімерна)	
	EU 9	F 9			99,8		95...98	75	Зварювальний дим; аерозолі під час спаювання; дрібний атмосферний пил; возгони мартенівських печей	
Високоєфективна очистка (HEPA)					H 10			85	Дим сірчаних сполук; квітковий пігмент; нафтовий гар; оксиди свинцю; рідкі аерозолі; радіонукліди; тютюновий дим; лужні тумани	Фільтри для багатоступінчатої очистки повітря у якості «фінішних» фільтрів: для вирішення проблем сангігієни і мікроклімату для систем вентиляції у формації, операційних, АЕС, бродільних і т. ін.
					H 11			95		
					H 12			99,5		
					H 13			99,95		
овисок а очистка (ULPA)					H 14			99,995		
					U 15			99,9995	Віруси, дими: усі види атмосферного пилу	Фільтри для кінцевої очистки повітря в приміщеннях з самими високими вимогами до чистоти повітря
					U 16			99,99995		
				U 17			99,999995			

\* А – на синтетичному (штучному) пилу з медіанним розміром частин – 5 мкм.

Е – на атмосферному пилу з медіанним розміром частинок – 1–3 мкм.

О – на найбільш проникливих частинках, або масляному тумані – 0,3 мкм.

## Медична кондиціонуюча та криогенна техніка

З метою створення єдиного світового стандарту у 2016 році введено в дію новий стандарт ISO 16890:2016 «Фільтри очистки повітря для систем кондиціонування повітря загального призначення», який був розроблений замість раніше діючих в Європі стандарту EN 779:2012 і стандарту США ASHRAE 52.2 [42]. Цей стандарт встановлює методи випробувань і класифікацію фільтрів очистки повітря загальної вентиляції. Основою для розробки нового стандарту є дослідження Всесвітньої Організації Охорони Здоров'я (ВООЗ) про здатність аерозольних частинок певного розміру із зовнішнього повітря впливати на організм людини. За результатом досліджень було встановлено, що разом з повітрям під час дихання в носовій порожнечі осідають частинки розміром від 3 до 10 мкм. Частинки розміром 1–2 мкм можуть проникати у верхню частину легенів, а частинки розміром менше за 1 мкм можуть досягати альвеол і далі попадати в систему кровообігу людини. Попадання таких частинок в організм людини може призвести до негативного впливу на її здоров'я. Метою розробки стандарту були також намагання покращити чистоту повітря за рахунок більш жорстких нормативів викидів для автомобільного транспорту, промислових підприємств і стимулювати розробку більш ефективних фільтрів [43].

Новий стандарт розділяє всі фільтри загального призначення на чотири групи фільтрів залежно від розмірів частинок, які треба вловити:

- фільтри грубої очистки (оцінка вловлювання пилу – грубий пил ISO fine, всі частинки розмірами більше 10 мкм);
- PM10: розмір частинок  $\leq 10$  мкм;
- PM2.5: розмір частинок  $\leq 2,5$  мкм;
- PM1: розмір частинок  $\leq 1$  мкм.

У таблиці 3.6 наведена класифікація фільтрів загального призначення за ISO 16890:2016 [43].

Таблиця 3.6

### Класифікація фільтрів загального призначення за ISO 16890:2016 [43]

Категорія PM1	Категорія PM2.5	Категорія PM10	Фільтри грубої очистки
ePM1 [95 %] ePM1 [90 %] ePM1 [85 %] ePM1 [80 %] ePM1 [75 %] ePM1 [70 %] ePM1 [65 %] ePM1 [60 %] ePM1 [55 %]	ePM2.5 [95 %] ePM2.5 [90 %] ePM2.5 [85 %] ePM2.5 [80 %] ePM2.5 [75 %] ePM2.5 [70 %] ePM2.5 [65 %] ePM2.5 [60 %] ePM2.5 [55 %]	ePM10 [95 %] ePM10 [90 %] ePM10 [85 %] ePM10 [80 %] ePM10 [75 %] ePM10 [70 %] ePM10 [65 %] ePM10 [60 %] ePM10 [55 %]	Утримання визначається із точністю до 5 %
Вимога: Початкова ефективність > 50 %			Немає вимог

Оскільки новий стандарт змінює класифікацію фільтрів, важливо зрозуміти, як він співвідноситься зі старим стандартом EN 779:2012. У таблиці 3.7 показано відповідність фільтрів класів F7–F9 (рекомендується встановлювати на останньому ступені фільтрації, коли чисті приміщення не потрібні) стандарту ISO 16890:2016 [43].

*Таблиця 3.7*

**Відповідність фільтрів F7 – F9 (EN 779:2012)  
стандарту ISO 16890:2016 [43]**

<b>Клас фільтра</b>	<b>PM1</b>	<b>PM2.5</b>	<b>PM10</b>
M5	< 20 %	< 40 %	≤ 50 %
M6	< 40 %	≤ 50 %	≤ 70 %
F7	≤ 50 %	≤ 70 %	≤ 80 %
F8	≤ 70 %	≤ 80 %	≤ 90 %
F9	≤ 80 %	≤ 90 %	≤ 95 %

Головним обґрунтуванням розробки нового стандарту ISO 16890:2016 є оцінка ефективності фільтрів у відношенні до частинок, які здатні негативно впливати на людину у процесі дихання, тобто в основі стандарту закладені санітарно-гігієнічні вимоги. Кардинальні зміни стандарту EN 779:2012 на ISO 16890:2016 не мають на думку деяких фахівців суттєвого технічного обґрунтування, а є політичним рішенням для компромісу між стандартами Європи і США [44,45]. У США відмовилися від введення на своїй території ISO 16890:2016, а розробили на основі раніше діючого стандарту ASHRAE 52.2 національний стандарт ANSI/ASHRAE 52.2:2017 «Методи випробувань повітроочисних пристроїв від аерозольних частинок для загальнопромислових систем вентиляції». У Росії теж пропонується не вводити в дію новий стандарт ISO 16890:2016, а зберегти дію існуючого ГОСТ Р EN 779-2014 [44].

Високоєфективні фільтри очистки повітря в стандарті EN 1822-1:2009 класифікують за їхньою ефективністю або проривом частинок на групи і класи [46]:

- Група E – EPA фільтри (Efficient Particulate Air), клас E10, E11, E12;
- Група H – HEPA фільтри (High Efficiency Particulate Air), клас H13, H14;
- Група U – ULPA фільтри (Ultra Low Penetration Air), клас U15, U16, U17.

У таблиці 3.8 наведена класифікація і ефективність високоєфективних фільтрів EN 1822-1:2009 [46].

Таблиця 3.8

**Класифікація EPA, HEPA і ULPA фільтрів EN 1822-1:2009 [46]**

Клас фільтра	Інтегральне значення ефективності, %	Локальне значення ефективності, %
E10	≥ 85	–
E11	≥ 95	–
E12	≥ 99,5	–
H13	≥ 99,95	≥ 99,75
H14	≥ 99,995	≥ 99,975
U15	≥ 99,9995	≥ 99,9975
U16	≥ 99,99995	≥ 99,99975
U17	≥ 99,999995	≥ 99,9999

Інтегральна ефективність – усереднена ефективність для всієї фронтальної поверхні фільтра.  
Локальна ефективність – ефективність в конкретній точці фільтруючого елемента.

У світовій практиці прийнято, що кожен HEPA і ULPA фільтр індивідуально перевіряють на відповідність класу і вказують цю інформацію в документації. Але відсутність відповідностей між діючими національними стандартами різних країн приводить до складнощів, які виникають у виробників і споживачів цих фільтрів. Щоб виправити положення, Міжнародним технічним комітетом ISO/TK142 розроблено новий міжнародний стандарт ISO 29463-1:2017 «Високоєфективні фільтри і фільтруючі матеріали для видалення частинок з повітря» [47,48]. Цей стандарт розроблено на основі стандарту EN 1822 із різними змінами, які дозволяють адаптувати цей стандарт до методик, наведених в національних стандартах США, Японії та інших країн.

Діапазон ефективності фільтрів від 95 % до 99.999995 % розбито на три групи (E, H, U) і всі фільтри поділено на 13 класів. У таблиці 3.9 наведено порівняння фільтрів стандарту ISO 29463-1 зі стандартами IEST (США) і EN 1822 [48].

Таблиця 3.9

**Порівняння класів фільтрів стандарту ISO 29463-1 зі стандартами IEST (США) та EN 1822 [48]**

Клас ISO	Ефективність, %	Клас фільтра по IEST*	Клас фільтра по EN 1822**	Примітка
15E	≥ 95		E11	
20E	≥ 99			
25E	≥ 99,5		E12	
30E	≥ 99,95			
35H	≥ 99,95		H13	
	≥ 99,97	A, B, E, H, I		Тип A, B, E – традиційні HEPA фільтри

40H	≥ 99,99	C, J, (K)		У цілях додаткової безпеки під час використання варто віддавати перевагу більш високопродуктивному класу K замість класу J
45H	≥ 99,995	K	H14	
50U	≥ 99,999	D		
55U	≥ 99,9995	F	U15	
60U	≥ 99,9999	G		
65U	≥ 99,99995	G	U16	
70U	≥ 99,99999	G		
75U	≥ 99,999995	G	U17	
* Під час класифікації фільтрів класів A, B, C, D, E за стандартом IEST використовувалася інформація, отримана за допомогою фотометрів, відповідно стандарту Mil282. Під час класифікації фільтрів класів F, G, I, J, K використовувалися показники, отримані за допомогою лічильників частинок.				
** Клас фільтрів E10 за стандартом EN 1822 знаходиться поза діапазоном ефективності нового стандарту ISO 29463-1:2017				

### ***3.2.3. Фільтри грубої і тонкої очистки повітря.***

Фільтри грубої очистки (клас G3–G4), як правило 1-а ступінь очистки повітря, системи фільтрації атмосферного повітря забезпечують захист теплообмінних апаратів від забруднення, оскільки вони (фільтри) встановлюються, як правило на повітрозаборі, тобто на вході в припливні установки чи кондиціонери. Крім того, 1-а ступінь очистки покликана захистити другу більш дорогу ступінь від забруднення грубими пиловими частинками розміром 5–10 мкм, що може збільшити ресурс роботи 2-го ступеня більш ніж у 2 рази. Захист теплообмінних апаратів має і екологічний ефект, пов'язаний із виключенням додаткових витрат на їхню промивку (за відсутності фільтрів) і підтримку заданого коефіцієнту теплопередачі за відсутності забруднення поверхні теплообміну.

У разі невисокої запиленості атмосферного повітря в 1-му ступені очистки можуть бути встановлені фільтри тонкої очистки класу F5–F7, без попередньої очистки в фільтрах класу G3–G4.

Фільтри такої очистки повітря (клас F5–F9), як правило, використовують у 2-му і 3-му ступені очистки повітря перед високо-ефективними фільтрами HEPA, і розміщують їх на виході із припливних установок для захисту повітроводів від частинок. Фільтри класу F5–F9 ловлять крупні аерозолі і тим самим, захищають більш дорогі HEPA-фільтри (клас H10–H14) від швидкого забруднення, і таким чином збільшують їх ресурс.

Відомим виробником повітряних фільтрів в країнах СНГ є НВП «Фолтер» (Росія), яке виготовляє повну номенклатуру фільтрів, що дозволяє вирішувати будь-які задачі очистки повітря від самих простіших до самих складних.

Повітряні фільтри НВП «Фолтер» класу G3-F9 розділені на панельні типу ФяП, ФяГ; кишенькові тип ФяК; компактні типу ФяС-К; сорбційні (вугільні ФяС-С і СУФ); хемосорбційні (іонообмінний ИФК). Усі фільтри відповідають євростандартам EN 779 та EN 1822 [49].

Панельні фільтри типу ФяП, ФяГ (клас G3–G4) призначені для грубої, попередньої очистки атмосферного повітря, яке подається в приміщення системами вентиляції і кондиціонування. Фільтр ФяП має плоску фільтруючу поверхню, а ФяГ – гофровану. Схема і вид фільтра ФяГ показані на рис. 3.15.

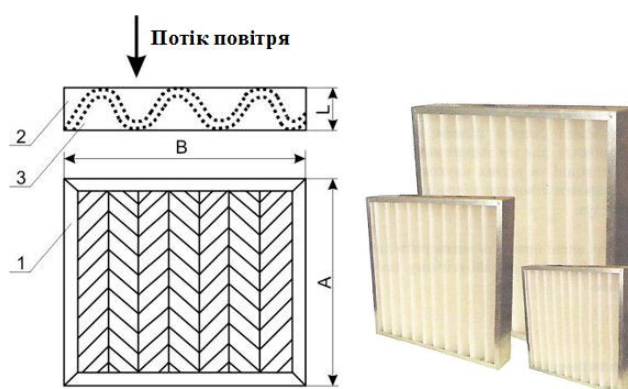


Рисунок 3.15 – Схема і вид фільтра ФяГ [49]

Фільтр ФяГ складається з рамки 1, виготовленої з картону чи оцинкованої сталі, всередині якої вкладений фільтруючий матеріал 2 у вигляді гофри, який спирається зі сторони виходу повітря на стінку з гофрованої (хвилеподібної) форми.

Повітропродуктивність фільтрів, м<sup>3</sup>/год. – 570–5300; опір початковий, Па – 40–80 при глибині 48 мм і 30–60 при глибині 100 мм; кінцевий опір, Па – 250; габаритні розміри, мм: висота 287–610, ширина 287–892, глибина 48 і 100; маса, кг – 0,5–4,1.

Фільтри ФяП і ФяГ використовуються в умовах глобальних обмежень для їх розміщення, оскільки вони мають глибину 20–48 мм для ФяП і 48–100 мм для ФяГ. Малі габаритні розміри глибини є також і недоліком цих фільтрів, оскільки це не дозволяє суттєво розвивати фільтруючу поверхню, що позначається на їх терміні служби.

У цьому випадку перевагу мають кишенькові фільтри ФяК, які виготовляються для класів G3, G4 з глибиною 300 мм, а для збільшення ресурсу доцільно використовувати фільтри з глибиною 600 мм. З економічної точки зору, слід віддавати перевагу використанню фільтрів з більшою глибиною, тому що це більш ніж в два рази підвищує ресурс роботи, знижує вдвічі витрати пов'язані із заміною фільтрів при збільшенні вартості тільки на 30–40% [50].

Фільтри ФяК (клас G3-F9) використовуються для очистки зовнішнього і рециркуляційного повітря. Фільтри (рис. 3.16) складаються із металевої рамки 1 і фільтруючого матеріалу 2, зшитого у вигляді кишені. Кишені можуть бути з'єднанні між собою ультразвуком або прошиті спеціальною ниткою і проклеєні.



Рисунок 3.16 – Схема і вид фільтра ФяК [49]

Технічні характеристики фільтрів ФяК приведені в табл. 3.10, а основні стандартні типорозміри і геометричні параметри – в табл. 3.11.

Крім фільтрів ФяК для використання у якості 2-го ступеня фільтрів класу F5-F9 НВП «Фолтер» виготовляє широку номенклатуру повітряних фільтрів ФяС-Ф, ФяС-К, ФяС-Ф-МП, ФяС-Ф-ПМП [49], вибір яких визначається конструктивними обмеженнями у кожному конкретному випадку. Економічно більш виправданим є використання фільтрів ФяК (класу F5-F9), оскільки порівняно з усіма іншими фільтрами їх відрізняє невисока вартість. До недоліків можна віднести необхідність використання фільтруючих камер більшої глибини 600–800 мм. За необхідності обмеження глибини можуть бути використані фільтри ФяС-К, ФяС-Ф, ФяС-Ф-МП, які мають глибину 292 мм, і фільтри ФяС-Ф-ПМП, пропускна здатність яких майже на 40 % вище звичайних фільтрів, а глибина від 28 до 100 мм.

Таблиця 3.10

Технічні характеристики фільтрів ФяК [49]

Клас фільтра за ГОСТ Р 51251-99, EN779 (Eurovent 4/9)	Номинальне питоме повітряне навантаження площі вхідного перерізу, $q$ , $\text{м}^3/(\text{год.} \times \text{м}^2)$	Аеродинамічний опір, Па	
		початковий	рекомендований кінцевий
G3 (EU3)	10000 – 11400	20 – 40	250
G4 (EU4)	10000 – 11400	40 – 60	250
F5 (EU5)	10000 – 11400	60 – 70	450
F6 (EU6)	10000 – 11400	80 – 90	450
F7 (EU7)	10000 – 11400	90 – 110	450
F8 (EU8)	10000 – 11400	120 – 140	450
F9 (EU9)	10000 – 11400	120 – 140	450



Таблиця 3.11

**Основні стандартні типорозміри  
і геометричні параметри фільтрів ФяК [49]**

Габаритний розмір по вхідному перерізу, мм			Площа вхідного перерізу, F, м <sup>2</sup>	Довжина кишень, L, мм		Кількість кишень, шт	
Ширина, В	Висота, А	Цифра в індексі фільтра ФяК		Значення	Цифра в індексі	Значення	Цифра в індексі
500	500	0	0,25			5, 7	5, 7
287	592	1	0,17			3, 4	3, 4
592	592	2	0,35	300	3	6, 8	6, 8
490	287	3	0,14	600	6	5, 7	5, 7
490	592	4	0,29	800	8	5, 7	5, 7
305	610	5	0,186			3, 4	3, 4
610	610	6	0,37			6, 8	6, 8
592	892	7	0,53			6, 8	6, 8
287	892	8	0,17			3, 4	3, 4
490	892	9	0,44			5, 7	5, 7
287	287	01	0,08			3, 4	3, 4
305	305	02	0,09			3, 4	3, 4

Приклад умовного позначення: розшифровка фільтра ФяК 3362 (3 – клас фільтра G3; 3 – довжина кишень – 300 мм; 6 – кількість кишень – 6 шт; 2 – габаритні розміри вхідного перерізу 592x592 мм (ширина x висота).

Номінальна продуктивність V фільтрів ФяК, м<sup>3</sup>/год., визначається за формулою:

$$V = F \times q, \quad (3.1)$$

де F – площа вхідного перерізу, м<sup>2</sup>; q – номінальне питоме повітряне навантаження площі вхідного перерізу, м<sup>3</sup>/(год. x м<sup>2</sup>).

Високопродуктивні фільтри ФяС-F-МП (рис. 3.17) ефективно очищують повітря (клас F6-F9) від дрібнодисперсних аерозолів [49].

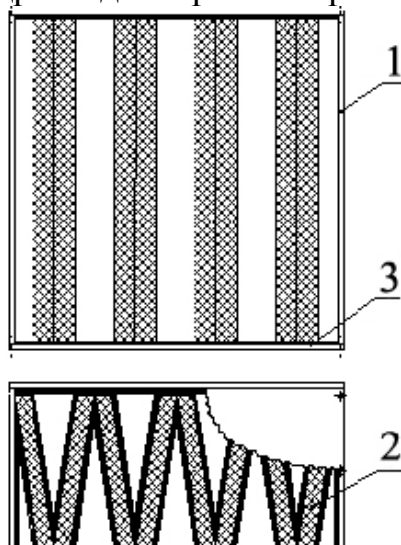


Рисунок 3.17 – Схема фільтра ФяС-F-МП [49]

Фільтр складається із корпусу 1 (оцинкована сталь), усередині якого під кутом до напрямку потоку повітря встановлені фільтруючі пакети 2 із мініплісированого фільтруючого матеріалу. Матеріал виготовлений з мікротонкого скловолкна. Корпус фільтра має фланець 3 за допомогою якого фільтр герметично встановлюється в спеціальні рами. Фільтруючі пакети загерметизовані в корпусі за допомогою спеціального герметика.

Основні технічні характеристики і типорозміри фільтрів ФяС-Ф-МП наведені в таблицях 3.12 та 3.13.

*Таблиця 3.12*

### Технічні характеристики фільтрів ФяС-Ф-МП [49]

Клас фільтра за ГОСТ Р 51251-99, (EN 779)	Номинальне питоме повітряне навантаження площі вхідного перерізу, $q$ , м <sup>3</sup> /(год × м <sup>2</sup> )	Аеродинамічний опір, Па	
		Початковий	Рекомендований кінцевий
F6 (EU6)	14300	110	450
F7 (EU7)		140	
F8 (EU8)		170	
F9 (EU9)		140	

*Таблиця 3.13*

### Основні типорозміри фільтрів ФяС-Ф-МП [49]

Індекс фільтра ФяС-Ф-МП	Габаритні розміри, мм			Номинальна продуктивність, м <sup>3</sup> /год.	Площа фільтрації, м <sup>2</sup>
	Висота, Н	Ширина, В	Глибина, L		
(*) 22	592	592	292	5000	35
(*) 21	287	592	292	2500	17
(*) 24	492	592	292	4150	30

\* – цифра, яка позначає клас фільтра за ГОСТ Р 51251-99 (EN 779)

Усі вище описанні фільтри забезпечують очистку повітря від частинок пилу та дрібнодисперсних аерозолей, але атмосферне повітря завжди містить і газоподібні забруднення. Тому, коли концентрація газоподібних забруднень перевищує санітарні норми або в приміщенні потрібна висока якість внутрішнього повітря, то в доповнення до пилових фільтрів необхідно встановлювати газові фільтри, які здатні очистити повітря від молекулярних забруднень газів і парів. Такими фільтрами є іонообмінний фільтр кишеньковий «ИФК» і сорбційний ФяС-С [49].

Фільтри «ИФК» забезпечують очистку повітря від газоподібних і парових забруднень кислоти (діоксид сірки, фтористий водень, молекулярний хлор, бром, йод, пари оцтової, мурашиної, азотної кислоти та інші) і основної (аміак, аміни, поліаміни, аерозолі луг і токсичних солей) природи, а також від пилу і дрібнодисперсних аерозолів з ефективністю, що відповідає класу F5 (рис. 3.18).

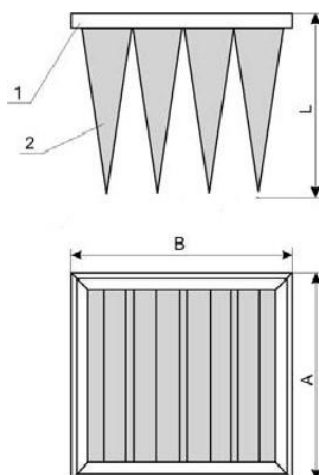


Рисунок 3.18 – Схема фільтра «ИФК» [49]

Фільтри «ИФК» складаються з металевої рамки 1 та іонообмінного матеріалу 2, зшитого у вигляді кишень. Металева рамка може виготовлятися із оцинкованої або нержавіючої сталі. У якості фільтруючого матеріалу використовуються аніонообмінний матеріал МІОН АК-22 чи катіонообмінний матеріал «МІОН К-5». Фільтри мають такі характеристики: повітропродуктивність – 800–5300 м<sup>3</sup>/год.; аеродинамічний опір: початковий – 115 Па, кінцевий – 450 Па; габаритні розміри: ширина В – 287–610 мм, висота А – 287–892 мм, глибина L – 600 мм.

Вугільні фільтри ФяС-С охоплюють більш широкий спектр речовин. Так крім вищезазначених неорганічних з'єднань поглинають і органічні газоподібні з'єднання, якими супроводжуються автомобільні вихлопи [49].

Фільтри ФяС-С (рис. 3.19) складаються із корпусу 1 (оцинкована сталь), усередині якого складками укладений фільтруючий матеріал 2. Для запобігання злипанню сусідніх складок фільтруючого матеріалу між ними прокладені гофровані сепаратори з алюмінієвої фольги 3. Фільтруючий пакет, який включає матеріал з прокладеними сепараторами, герметизується в корпусі прокладкою ущільнюючого матеріалу чи заливкою усім периметром герметиком.

Фільтруючий матеріал складається із поліефірних волокон, між якими викладені дрібні гранули активованого вугілля. Поліефірні волокна в цій структурі забезпечують каркасну основу і запобігають викиду дрібних гранул активованого вугілля із фільтруючого прошарку.

Характеристики фільтрів ФяС-С зазначені в табл. 3.14.

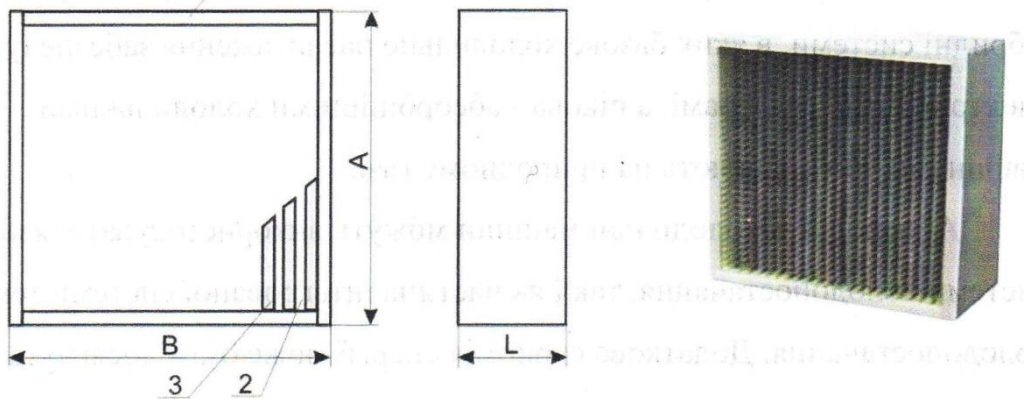


Рисунок 3.19 – Схема і вид фільтра ФяС-С [49]

Таблиця 3.14

**Технічні характеристики фільтрів ФяС-С [49]**

Характеристики	Індекс фільтру ФяС-С		
	24	22	21
Продуктивність, м <sup>3</sup> /год., не більше	3500	2900	1700
Аеродинамічний опір, Па	130	130	130
Площа фільтрації, м <sup>2</sup> , не менше	12	9	6
Маса активованого вугілля, кг	4,8	3,6	2,4
Рекомендовані параметри експлуатації:			
– температура, °С, не більше;	30	30	30
– вологість, %, не більше.	60	60	60
Сорбційна ємність, г:	130	130	130
– органічними речовинами;	150–1000	110–750	75–500
– неорганічними речовинами.	110	80	50
Габаритні розміри, мм:	3500	2900	1700
– висота;	592	592	592
– ширина;	592	490	287
– глибина.	292	292	292
Маса фільтру, кг	12	9,5	7

Для нормальної роботи фільтрів ФяС-С перед ними мають встановлюватися фільтри класу F7 (наприклад фільтри ФяК чи ФяС-Ф), які забезпечують захист фільтруючого прошарку ФяС-С від забруднення дрібними аерозолями, які знижують сорбційну ємність активованого вугілля.

**3.2.4. Фільтри високої ефективності очистки повітря (фільтри HEPA).**

Високоєфективні повітряні фільтри використовуються для фінішної очистки від токсичного пилу, вірусів і мікроорганізмів у ЛПЗ з високими вимогами до очистки повітря.

Світовий виробник фільтрів компанія GEA (Німеччина) виготовляє панельні фільтри MICROPUR-F (M11F) та MACROPUR-F (M13F), технічні характеристики яких зазначені в табл. 3.15, 3.16, а зовнішній вигляд – на рис. 3.20 [2].

*Таблиця 3.15*

### Технічні характеристики фільтрів MICROPUR-F (M11F) та MACROPUR-F (M13F) [2]

Характеристики	Тип фільтра	
Клас фільтра (EN 1822)	H11	H13
Ефективність очистки повітря, %	95	99,95
Кінцевий аеродинамічний опір, Па	750	750
Робоча температура, °C	80	80
Відносна вологість повітря, %	100	100

*Таблиця 3.16*

### Номінальна кількість повітря (м<sup>3</sup>/год.) для різних рамок фільтрів [2]

Глибина рамки, мм	Розмір фільтра, мм						
	305x305	305x610	457x457	575x575	610x610	915x610	1220x610
46 (C)	180	390	450	740	840	1300	1750
54 (D)	210	450	520	850	970	1500	2010
69 (A)	300	600	680	1000	1200	1800	2400
78 (S)	170	370	420	700	800	1200	1650
	210	460	530	880	1000	1540	2100
	260	550	640	1060	1200	1850	2500
	300	640	740	1230	1400	2150	2900
150 (H)	260	550	640	1060	1200	1850	2500
	330	710	820	1350	1530	2350	3180
292 (T)	420	930	1060	–	2000	–	–
	530	1160	1340	–	2510	–	–

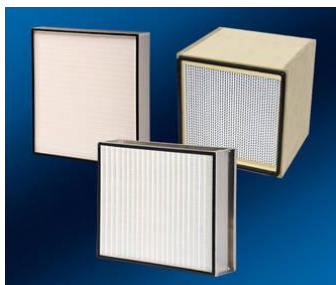


Рисунок 3.20 – Зовнішній вигляд фільтрів MICROPUR-F та MACROPUR-F [2]

Основу фільтру утворює фільтруючий матеріал у вигляді спеціального паперу з дуже тонкого скловолокна. Фільтруючий папір складений в сталі з'єднання. Оптимальна висота і кількість складок щодо відношення до експлуатаційного режиму фільтра забезпечує потрібний клас фільтра і його

тривалий термін служби. Метод розділення паперу, який використовується, створює не тільки стабільне з'єднання, але й паралельні та рівномірні складки фільтруючого матеріалу, що дуже важливо для отримання рівномірного потоку повітря із фільтра. Розділення паперу досягається завдяки кромкам із термоплавкого клею чи розподільвачем, виготовленим з гофрованої алюмінієвої фольги. Конструкція із фільтруючого паперу герметично фіксується до міцної, стійкої до скручування рамки фільтра, яка разом з кільцевим ущільненням із піноматеріалу PUR гарантує високоякісне ущільнення повітряного фільтра в корпусі. Рамка фільтра виготовляється із МДФ-панелей (пресоване дерев'яне волокно), алюмінієвого профілю, оцинкованої чи нержавіючої листової сталі.

Серед номенклатури фільтрів, які випускає НВП «Фолтер» до НЕРА-фільтрів відносяться фільтри ФЯС і ФЯС-МП [49].

Конструктивно фільтри ФЯС виготовляються двох типів: з алюмінієвими і нитковими сепараторами (рис. 3.21), які використовуються для запобігання злипанню сусідніх складок. Фільтр складається з корпусу 1, усередині якого складками укладений фільтруючий матеріал 2, який герметизується в корпусі шляхом заливки усім периметром спеціальним герметиком 4. Корпус фільтра може бути виготовлений із спеціального алюмінієвого профілю, нержавіючого листа або МДФ (фанера). Фільтри виготовляються глибиною 78 мм, 150 мм і 300 мм. На вході і виході, чи з обох сторін фільтра можуть встановлюватися спеціальні ґратки, які забезпечують захисну, декоративну і повітродозподільну функцію.

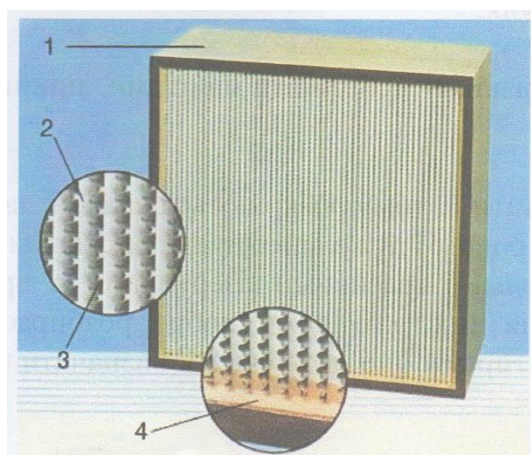


Рисунок 3.21 – Фільтр з алюмінієвими сепараторами [49]:

1 – корпус; 2 – фільтруючий матеріал; 3 – сепаратори з алюмінієвої фольги; 4 – спеціальний герметик

Фільтри ФЯС випускаються 2-х варіантів:

– базовий, з кількістю фільтруючого матеріалу зазначеним в табл. 3.17 [49];

## Медична кондиціонуюча та кріогенна техніка

– економічний, у якому збільшення площі фільтруючої поверхні порівняно з базовим фільтром глибиною 150 мм складає близько 1,3 рази, а для фільтрів глибиною 300 мм – 1,5 разів (таб. 3.17).

Перевагою економічного фільтра є менший початковий опір, а також збільшений ресурс роботи, який з досвіду експлуатації для фільтрів глибиною 150 мм може бути більше в 1,5–1,7 разів, а для фільтрів глибиною 300 мм – в 1,8–2,0 рази порівняно з базовим варіантом.

Таблиця 3.17

### Геометричні характеристики фільтрів ФяС [49]

Габаритні розміри вхідного перерізу, мм	Площа фільтруючої поверхні, м <sup>2</sup>			
	глибина 150 мм		глибина 300 мм	
	базовий	економічний	базовий	економічний
305x305	2,0	2,6	3,5	5,2
530x530	6,4	8,4	11,2	16,8
305x610	4,2	5,4	7,2	10,8
530x1130	14,0	18,3	24,4	36,6
610x610	8,4	11,0	14,6	22,0
610x1220	17,4	22,7	30,2	45,4
460x920	9,8	12,8	17,0	25,6

Основні технічні характеристики фільтрів ФяС наведені в табл. 3.18.

Таблиця 3.18

### Технічні характеристики фільтрів ФяС [49]

Клас фільтру ФяС за ГОСТ Р 51251-99	Номінальне питоме повітряне навантаження на м <sup>2</sup> площі вхідного перерізу (швидкість через фільтр, м/с)		Ефективність, %, не менше (за методикою Євростандарту EN 1822)	Початковий аеродинамічний опір, Па				
				для фільтрів з нитковими сепараторами (економічний)	для фільтрів з алюмінієвими сепараторами			
					глибина 150		глибина 300	
	150	300		базовий	економічний	базовий	економічний	
H11	1620 (0,45)	5375 (1,49)	95	55	65	50	135	120
H13	1620 (0,45)	5375 (1,49)	99,95	105	130	100	250	190
H14	1620 (0,45)	5375 (1,49)	99,99	140	150	120	30	230

Примітка. Рекомендований кінцевий опір фільтрів – 600 Па.

Фільтри ФяС встановлюються безпосередньо в конструкції чистого приміщення (стеля чи стіни) в повітророзподільниках або в фільтрувальних камерах.

Модифікацією фільтрів ФяС є високопродуктивні НЕРА-фільтри ФяС-МП (рис. 3.22), які мають більш розвинену фільтруючу поверхню за

рахунок установки мініплісированих фільтруючих пакетів у корпусі під гострим кутом до напрямку повітряного потоку [49].

Особливістю цих фільтрів є висока пропускна здатність (продуктивність).

Основні технічні характеристики фільтрів ФяС-МП зазначені в табл. 3.19.

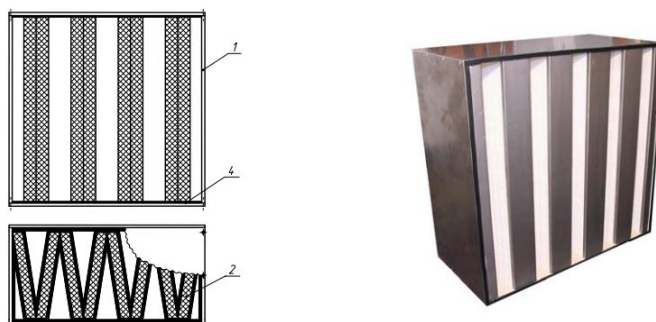


Рисунок 3.22 – Схема і вид фільтра ФяС-МП [49]

Таблиця 3.19

**Технічні характеристики фільтрів ФяС-МП [49]**

Позначення фільтра ФяС-МП	Клас фільтру з ГОСТ Р 51251-99	Номинальна продуктивність, м <sup>3</sup> /год.	Площа фільтрації, м <sup>2</sup>	Ефективність*, %	Габаритні розміри, мм		
					висота	ширина	глибина
У 13Р36.3	H13	3400	29,5	99,95	610	610	300
У 13Р35.3	H13	1500	14,0	99,95	305	610	300
У 13Р32.3	H13	3200	27,0	99,95	592	592	300

Примітки. Початковий опір за номінальної продуктивності – 260 Па, рекомендований кінцевий опір – 600 Па. \* – ефективність визначається за Євростандартом EN 1822.

Фільтри високоефективної очистки повітря служать для одноразового використання і підлягають заміні під час забруднення.

Термін служби залежить від витрати повітря, кінцевого перепаду тиску, кількості пилу в приміщенні. Якщо витрата повітря на 25 % менше номінальної, то термін служби збільшується в 2 рази. Установка фільтра попередньої очистки значно продовжує термін служби НЕРА-фільтра. У процесі експлуатації фільтра варто контролювати його аеродинамічний опір (перепад тиску), який характеризує рівень забруднення фільтра за показниками диференціального манометра. Фільтр має замінюватися після досягнення перепаду тиску вказаного в паспорті, вибраного в проєкті або зважаючи на тиск у вентиляційній системі. Після встановлення нового фільтра потрібно перевірити щільність прилягання касети з фільтром до корпусу згідно з Євростандартом DIN 1946, ч. 4 [49].



**3.2.5. Рекомендація щодо використання фільтрів у чистих приміщеннях.**

Наявність великого різноманіття фільтрів для ефективного очищення повітря, за класами, а також за конструктивними особливостями, потребує рекомендацій з їхнього використання в чистих приміщеннях. Для різних класів зовнішнього повітря і різного рівня (класів) чистоти повітря в приміщенні пропонуються різні схеми одно- і багатоступеневої очистки повітря.

У роботі [50] рекомендується багатоступенева система фільтрації повітря, яка забезпечує основні вимоги до чистоти повітря в різних галузях (медицина, фармація, електроніка та інші).

Таблиця 3.20

**Фільтри для чистих приміщень [50]**

Клас чистоти	Ступінь очистки				
	1-й	2-й	3-й	4-й	5-й
2 ISO	G4	F6	F9	H12	U17
3 ISO	G4	F5	F8	H11	U16
4 ISO	G3	F5	F8	H10	U15
5 ISO	G4	F6	F9	H14	–
6 ISO	G4	F6	F9	H13	–
7 ISO	G4	F6	F9	H12	–
8 ISO	G3	F5	F8	H11	–
9 ISO	G4	–	F7	H10	–

У представлений багатоступеневій системі фільтрації припливного повітря кожен зі ступенів захищає наступну, як правило, більш дорожу, від грубих аерозолів, які цей ступінь ефективно може зловити. Заданий рівень чистоти повітря забезпечує остаточний фінішний ступінь: високоефективні HEPA-фільтри класу H10-H14 та дуже високоефективні ULPA-фільтри класу U15-U17.

У лікарняних закладах клас чистоти приміщень в оснащеному стані за ISO 14644-1 знаходиться в межах 8 ISO–5 ISO залежно від групи приміщення [8]. Тому систему вентиляції і кондиціонування повітря приміщень категорій ОЧ (особливо чисті) і Ч (чисті) оснащують триступеневою системою очистки припливного повітря, а приміщень інших категорій – одно- і двоступеневою системою.

Принципова схема побудови системи припливної вентиляції на базі фільтрів НВП «Фолтер» (Росія) показана на рис. 3.23 [49].

У першому ступені (попередня очистка) використовуються фільтри грубої очистки класу G3, G4, у другому ступені очистки (тонка очистка) – фільтри тонкої очистки класу F5–F9 і в третьому (фінішна очистка) – фільтри високоефективної очистки класу H11–H14.

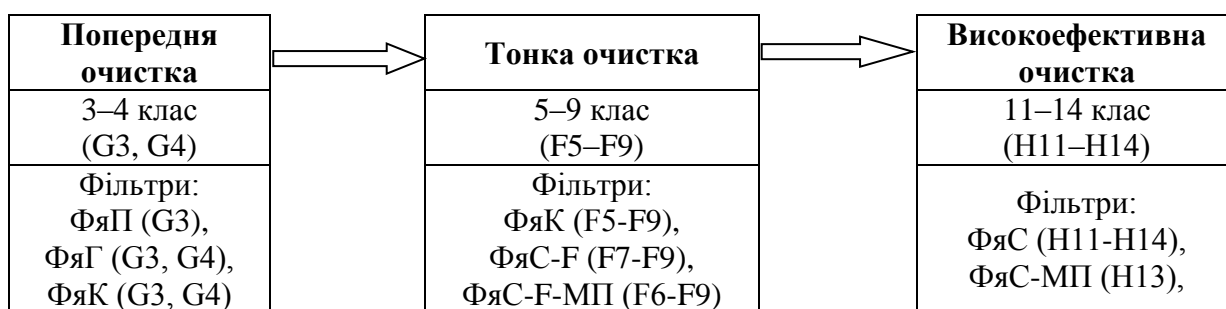


Рисунок 3.23 – Принципова схема побудови системи припливної вентиляції на базі фільтрів НВП «Фолтер» [49]

### 3.3. УСТАНОВКИ ЗНЕЗАРАЖЕННЯ ПОВІТРЯ

Для забезпечення і підтримки в приміщеннях ЛПЗ заданої бактеріальної чистоти повітря необхідно передбачити в системах вентиляції і кондиціонування використання крім фільтрів, установки знезараження повітря з ефективністю інактивації мікроорганізмів і вірусів не менше 95 %.

Інактивацію мікроорганізмів розуміють як втрату їх здатності до розмноження після стерилізації чи дезінфекції [51]. Пристрої знезараження повітря автоматично підтримують нормовану ефективність інактивації мікроорганізмів і мають індикатор ефективності роботи.

Установки знезараження повітря рекомендується розміщати [7, 10]:

- у приміщеннях в кінцевому пристрої припливної вентиляції, будь-яких схемах вентиляції і кондиціонування повітря;
- інфекційних палатах і відділеннях в кінцевому пристрої припливної вентиляції і на вході витяжного каналу вентиляції;
- у приміщеннях з використанням рециркуляції повітря на припливному чи рециркуляційному повітроводах, а якщо це неможливо, то оснащати ці приміщення автономними установками знезараження повітря.

Для визначення приміщень, особливо лікарняних закладів, існують вимоги про необхідність знезараження повітря, що чітко регламентовано [7,10]. У табл. 3.21 приведено перелік типів приміщень, які підлягають обладнанню бактерицидними установками знезараження повітря з зазначенням бактерицидної ефективності [52].

На сьогодні існують декілька технологій знезараження повітря: дезінфекція хімічними реагентами, озонування, фільтрування, ультрафіолетове опромінювання, обробка сталими електричними полями або низькотемпературною плазмою, фотокаталіз та інші [53].

#### 3.3.1. Ультрафіолетове випромінювальне обладнання.

У наш час одним із головних методів інактивації вірусів, бактерій і грибків є використання ультрафіолетової енергії. Ультрафіолетове випромінювання (ультрафіолет, УФ, UV) – це електромагнітне випромінювання,

## Медична кондиціонує та криогенна техніка

яке охоплює діапазон довжин хвиль від 100 нм до 400 нм оптичного спектру електромагнітних коливань, тобто між видимим і рентгенівським випромінюванням.

Бактерицидну дію має ультрафіолетове випромінювання з діапазоном довжин хвиль 205–315 нм (найбільш ефективно при довжині хвилі 254 нм), воно визиває деструктивно-модифікуюче фотохімічне пошкодження ДНК клітинного ядра мікроорганізму [52]. Зміни в ДНК мікроорганізмів накопичуються і призводять до уповільнення темпів їх розмноження і подальшому вимиранню у першому і наступному поколіннях.

Таблиця 3.21

### Приміщення, які підлягають обладнанню бактерицидними установками для знезараження повітря [52]

Категорія	Тип приміщення	Норми мікробного знесіменіння КУО*, 1 м <sup>3</sup>		Бактерицидна ефективність J, %, не менше	Об'ємна бактерицидна доза Нv, Дж/м <sup>3</sup> (значення довідкові)
		Загальна мікрофлора	S, aureus		
1	2	3	4	5	6
I	Операційні, передопераційні, пологові, стерильні зони ЦСВ**, дитячі палати пологових будинків, палати для недоношених і травмованих дітей	Не більше 500	Не повинно бути	99,9	385
II	Перев'язувальні, кімнати стерилізації і пастеризації грудного молока, палати та відділення імуноослаблених хворих, палати реанімаційних відділень, приміщень нестерильних зон ЦСВ, бактеріологічні і вірусологічні лабораторії, станції переливання крові, фармацевтичні цехи	Не вище 1000	Не більше 4	99	256
III	Палати, кабінети та інші приміщення ЛПЗ, що не ввійшли до I і II категорії	Не нормується	Не нормується	95	167
IV	Дитячі ігрові кімнати, шкільні класи, побутові приміщення промислових і громадських будівель з великими скупченнями людей під час тривалого перебування	Не нормується	Не нормується	90	130
V	Кімнати для паління, громадські туалети і сходові площадки приміщень ЛПЗ	Не нормується	Не нормується	85	105

\* КУО – колонієутворюючі одиниці.

\*\* ЦСВ – централізовані стерилізаційні відділення.

Ультрафіолетове бактерицидне опромінювання повітряного середовища виконується за допомогою ультрафіолетового випромінювального обладнання, принцип дії якого засновано на пропусканні електричного розряду через розріджений газ, який знаходиться усередині герметичного корпусу, в результаті чого відбувається випромінювання певної довжини УФ-хвиль.

Випромінювальне обладнання – це бактерицидні лампи, опромінювачі і установки [52]. Бактерицидна лампа (УФ-лампа) – штучне джерело випромінювання в спектрі якого є переважно бактерицидне випромінювання

в діапазоні довжин хвиль 205–315 нм. Використовують лампи низького і середнього тиску. У цьому випадку мається на увазі тиск усередині лампи, за якого відбувається випаровування металів (найчастіше ртуті чи її з'єднань), що приводить до випромінювання УФ-хвиль. Найбільше розповсюдження, завдяки високоефективному перетворенню електричної енергії випромінювання, отримали розрядні ртутні лампи низького тиску, в яких процес електричного розряду в аргоно-ртутній суміші переходить у випромінювання з довжиною хвилі 253,7 нм. Ці лампи мають великий термін служби 12000–16000 год. Відомі ртутні лампи середнього тиску, які при невеликих габаритних розмірах мають більшу одиничну потужність – від 2000 до 10000 Вт, що дозволяє в окремих випадках зменшити число опромінювачів у бактерицидній установці. З іншого боку вони малоекономічні, більш дорогі, мають низьку бактерицидну ефективність при терміні служби в 2 рази меншому порівняно з лампами низького тиску, і тому не знайшли широкого використання.

Розробкою і виробництвом УФ-ламп для установок фотобіологічної дії наразі займається низка великих західних (Philips, Osram, Radium, Sylvania та інші) і російських фірм (Лисма, ЛИТ, Ксенон).

Для більш раціонального використання на практиці бактерицидних ламп їх вбудовують в бактерицидні опромінювачі. Бактерицидний опромінювач – це електротехнічний пристрій, який складається із бактерицидної лампи (ламп), пускрегулюючого апарату, відбивальної арматури і допоміжних елементів. За конструктивним виконанням опромінювачі діляться на три групи: відкриті, закриті і комбіновані [52].

У відкритих опромінювачів прямий бактерицидний потік охоплює широку зону в просторі. Вони призначені для процесу знезараження приміщень тільки за відсутності людей чи їх короткотерміновому перебуванні. Зазвичай їх закріплюють на стелі або стінах.

У закритих опромінювачів, їх ще називають рециркуляторами, лампи розміщуються у невеликому замкненому корпусі і бактерицидний потік не має виходу за межі корпусу, тому вони можуть використовуватися коли в приміщенні є люди. Енергія бактерицидного потоку дезактивує більшість вірусів і бактерій, що попадають у внутрішній блок разом з повітряним потоком. У корпусі опромінювача передбачені дифузори, через які за допомогою вбудованого вентилятора повітря, поступає всередину приладу, де попадає під джерело УФ-випромінювання у замкненому просторі внутрішнього блоку, після чого повертається в приміщення. Закриті опромінювачі розміщують, як правило, на стінах приміщень, рівномірно за периметром, та за ходом руху основних потоків повітря (часто поблизу опалювальних приладів) на висоті 1,5–2 м. від рівня підлоги.

Комбіновані опромінювачі зазвичай мають 2 бактерицидні лампи, які розділені між собою екраном так, щоб потік від однієї лампи направлявся тільки в нижню зону приміщення, від другої – у верхню зону. Лампи

можуть вмикатися разом і окремо. Такі опромінювачі закріплюються на стіні і можуть бути з відбивачами чи без них.

Бактерицидна установка включає в себе групу бактерицидних опромінювачів. Також це може бути система припливно-витяжної вентиляції, в елементи якої вбудовуються бактерицидні лампи для подачі в приміщення знезараженого повітря. Рівень бактерицидної ефективності установки задається у відповідності з медико-технічним завданням на її проектування.

Тривалість роботи бактерицидного обладнання за якого досягається потрібний рівень бактерицидної ефективності різна, залежно від типу опромінювача: для закритих опромінювачів 1–2 год.; для відкритих і комбінованих 0,25–0,5 год.; для систем припливно-витяжної вентиляції 1 год. і більше [54].

Бактерицидне обладнання припливної вентиляції (кондиціонування повітря) дозволяє не встановлювати прилади в окремих приміщеннях, а обслуговувати цілі поверхи. Таке бактерицидне обладнання встановлюють усередині повітроводів чи корпусу кондиціонерів після апаратів охолодження (нагрівання). Це забезпечує знезараження не тільки повітря, але й поверхонь, особливо дренажного піддону, який є зоною накопичення вологи, що сприяє розвитку мікроорганізмів.

Під час проектування бактерицидного обладнання швидкість повітря в каналах повітроводів приймають близько 2,5 м/с [52]. За цих умов час дії УФ-опромінювання на повітряний потік складає 1 сек. Цікаво, що потрібна доза УФ-опромінювання для інактивації мікроорганізмів, які знаходяться і на поверхні, і в повітряному потоці однакова. Для досягнення процесу інактивації за більш короткий час потрібні більш високі рівні опромінювання. Для цього підвищують відбивальну здатність внутрішніх поверхонь повітроводів і збільшують число ламп і їхню потужність.

Робота бактерицидних ламп може супроводжуватися виділенням озону. Наявність озону в повітряному середовищі у високих концентраціях загрозово для здоров'я людини, тому приміщення де розміщується обладнання, мають провітрюватися з інтенсивністю повітрообміну не менше 1 крата за 15 хв. [10].

Для запобігання розповсюдження повітряно-капельних інфекцій (стафілокок, стрептокок, туберкульоз, грип та інші) в приміщеннях з постійним перебуванням великої кількості людей або груп людей з зниженим імунним бар'єром бактерицидне обладнання спільно з припливно-витяжною вентиляцією рекомендують використовувати в режимі постійної роботи [10].

НВО «ЛИТ» (Росія) випускає бактерицидні лампи, рециркулятори і пристрої (модулі МЕГАЛИТ) для УФ-опромінювання повітря [54].

У якості джерел УФ-випромінювання використовують лампи низького (ЛНТ) і середнього тиску (ЛСТ), основні характеристики яких зазначені в табл. 3.22.

Таблиця 3.22

Основні характеристики ламп низького і середнього тиску [54]

Параметр	Лампи низького тиску, амальгамні лампи	Лампи середнього тиску
Одиничні потужності ламп, Вт	75–600	2000–10000
ККД перетворення електричної енергії в бактерицидну, %	до 40	до 12
Термін служби ламп, год.	12000–16000	6000–8000
Спектр випромінювання, нм	254	від 200 до 800
Робоча температура поверхні лампи, °С	(40–60) для ртутних ЛНТ, (80–120) для амальгамних ЛНТ	більше 600

Експлуатаційні витрати на заміну УФ-ламп низького і середнього тиску приблизно однакові, не дивлячись на те, що для одних і тих самих умов кількість ЛСТ буде в 10–20 разів менша, ніж ЛНТ, термін служби ЛСТ в 2 рази коротший і вони дорожчі, ніж ЛНТ. Зворотною стороною високої питомої потужності є низький коефіцієнт перетворення електричної енергії в бактерицидну, внаслідок чого експлуатаційні витрати на електроенергію під час використання ЛСТ, як мінімум в 2 рази вищі, ніж ЛНТ.

Друга принципова різниця між лампами – це спектр випромінювання. Лампи низького тиску іноді називають монохроматичними, оскільки спектр їх випромінювання приходить на одну довжину хвилі 254 нм. Лампи середнього тиску випромінюють широкий спектр від 200 до 800 нм, тому їх ще називають поліхроматичними. З точки зору ефективності знезараження ця різниця не має значення, оскільки потрібна доза опромінювання має забезпечуватися на довжині хвилі 254 нм, але водночас широкий спектр випромінювання не виключає можливості формування побічних продуктів у процесі знезараження ЛСТ.

Рециркулятори закритого типу Р-УФ-Б-170 монтуються безпосередньо в приміщенні незалежно від загальної системи вентиляції і мають у своєму складі УФ-лампи і вентилятор, який забезпечує циркуляцію повітря через камеру знезараження. Випускаються два варіанти апаратів продуктивністю по повітрю 200 і 400 м<sup>3</sup>/год., споживчою потужністю, відповідно, 210 і 400 Вт, вагою 14 і 20 кг, габаритними розмірами 1100x285x155 мм.

Модулі МЕГАЛИТ встановлюються в технологічну схему систем вентиляції і кондиціонування повітря будівель будь-якої продуктивності. В обладнанні використовують безозонові лампи, які мають термін служби 8000 год. Корпус виготовлений із нержавіючої сталі. Технічні характеристики модулів наведені в табл. 3.23 [54].

Таблиця 3.23

Технічні характеристики модулів МЕГАЛИТ [54]

№	Найменування	Середня продуктивність, м <sup>3</sup> /год	Габаритні розміри, НхВхL, мм	Споживча потужність, Вт	Тип ламп	Кількість ламп
1	МЕГАЛИТ-2	1700	800x280x1100	600	ДБ-300 П	2
2	МЕГАЛИТ-3	3000	800x420x1100	900	ДБ-300 П	3
3	МЕГАЛИТ-4	4500	800x560x1100	1200	ДБ-300 П	4
4	МЕГАЛИТ-5	6300	800x700x1100	1500	ДБ-300 П	5
5	МЕГАЛИТ-6	8000	800x840x1100	1800	ДБ-300 П	6
6	МЕГАЛИТ-7	9700	800x980x1100	2100	ДБ-300 П	7
7	МЕГАЛИТ-9	13500	800x1260x1100	2700	ДБ-300 П	9
8	МЕГАЛИТ-10	15200	800x1400x1100	3000	ДБ-300 П	10
9	МЕГАЛИТ-12	20500	1550x870x1100	3600	АНЦ 300/144	12
10	МЕГАЛИТ-16	34000	1550x1380x1100	4800	АНЦ 300/144	16

**3.3.2. Технологія знезараження повітря сталими електричними полями.**

НВФ «Поток Интер» (Росія) пропонує технологію інактивації мікроорганізмів і вірусів сталими електричними полями [55]. Обробка повітряного потоку здійснюється в два етапи. На першому етапі в зоні інактивації здійснюється комбінований багатократний вплив на мікроорганізми різко змінних за величиною напруженості і градієнту сталих електричних полів та іонів протилежних знаків, що призводить до незворотного пошкодження чи повного руйнування мікробних клітин. На другому етапі в зоні фільтрації здійснюється уловлювання уламків зруйнованих мікробних клітин і частинок в електростатичному фільтрі.

Основні переваги такої технології знезараження повітря наступні:

- повне знезараження повітря від будь-яких мікроорганізмів і вірусів (включаючи вірус пташиного грипу, віспи, легіонели та інші);
- ефективність знезараження не залежить від виду і життєстійкості мікроорганізмів, оскільки на мікробну клітину здійснюється фізичний вплив, який призводить до її дезінтеграції (руйнування);
- негативний вплив на людину відсутній;
- експлуатується як в безперервному, так і в періодичному режимі в широкому діапазоні температур і вологості повітря;
- низьке електроспоживання (5 Вт на знезараження 150 м<sup>3</sup>/год. повітря);
- не потребує витратних матеріалів;
- великий ресурс роботи (більше 5 років).

Підприємство «Поток Интер» випускає як автономні пристрої знезараження повітря, так і пристрої для монтажу в системи вентиляції і кондиціонування [55].

Автономні пристрої «Поток 150-М-01» мають продуктивність по повітрю 140 і 260 м<sup>3</sup>/год., і споживають при цьому потужність 40 та 130 ВА,

масу, відповідно, 9 і 60 кг, габаритні розміри – 420x322x360 мм і 1242x506x615 мм. Ефективність інактивації мікроорганізмів і вірусів в обладнанні не менше 96 %, фільтрують частинки в діапазоні від 0,01 до 10 мкм.

Для знезараження і тонкої фільтрації припливного і видаленого повітря в приміщеннях ЛПЗ призначені пристрої «Поток» каналного типу, які вбудовуються в канал СКВ у зручному для монтажу місці (за підвісною стелею, в технічних приміщеннях і т. ін.). Ефективність інактивації мікроорганізмів і вірусів в обладнанні не менше 96 %, ефективність фільтрації відповідає фільтру високої ефективності класу Н11, витрати повітря 260–720 м<sup>3</sup>/год., електроспоживання не більше 60 ВА, аеродинамічний опір за номінальної витрати не більше 110 Па, габаритні розміри 1160x950x450 мм.

У складі систем вентиляції і кондиціонування повітря для операційних категорії чистоти ОЧ і Ч використовують асептичні стелі з пристроями знезараження повітря «Поток 150-М-01» [55]. Конструкція збирається з чотирьох блоків знезараження (монтаж в складі герметичної підвісної стелі) з можливістю монтажу в середній частині безтіньового світильника. Блок знезараження повітря складається з п'яти пристроїв «Поток» в єдиному зовнішньому корпусі з повітророзподільником (рис. 3.24).

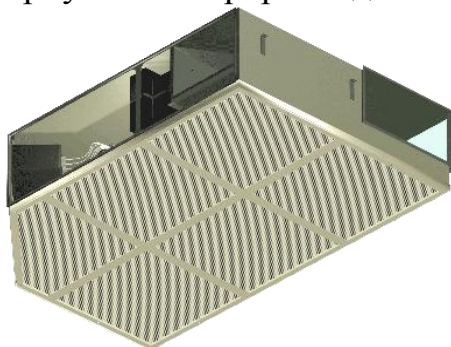


Рисунок 3.24 – Блок знезараження повітря [55]

На рис. 3.25 показаний комплект із 4 блоків, об'єднаних в одну конструкцію для знезараження повітря в операційному залі [55]



Рисунок 3.25 – Комплект для знезараження повітря в операційному залі [55]



Технічні характеристики комплекту наступні: витрата повітря до 3600 м<sup>3</sup>/год.; аеродинамічний опір за номінальної витрати не більше 110 Па; енергоспоживання не більше 240 ВА; маса 4-х блоків 480 кг; габаритні розміри комплекту 3600x2400x350 мм. Усі установки «Поток» поставляються в комплекті з пультами контролю і управління, що забезпечує наявність функції контролю і автоматичного регулювання параметрів роботи пристрою для підтримки заданої ефективності і активації.

### 3.4. КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ ДО РОЗДІЛУ

1. Що таке повітророзподільник (ПР)?
2. Які особливості приміщення можуть впливати на циркуляцію повітря в ньому?
3. Що таке перемішуюча вентиляція?
4. Що таке витісняюча вентиляція?
5. Яка швидкість повітря на виході з ПР під час перемішуючої вентиляції?
6. Яка швидкість повітря на виході з ПР в процесі витісняючої вентиляції?
7. З яких конструктивних елементів складається ПР?
8. Типи ПР.
9. Конструкція стельових перфорованих панелей.
10. Які особливості текстильних стельових панелей?
11. Що таке ламінарні стелі?
12. Які вимоги до операційних приміщень з точки зору вентиляції?
13. За яких умов дозволяється рециркуляція повітря в операційній?
14. Які основні джерела частинок у повітрі, що впливають на технологію чистих приміщень?
15. Які три основні шляхи зниження рівня забруднення повітря в чистих приміщеннях?
16. Що таке фільтр очистки повітря?
17. Які механізми утримання частинок волоконними фільтрами?
18. Класифікація повітряних фільтрів.
19. Основні характеристики фільтрів.
20. Конструкції фільтрів грубої очистки.
21. Конструкції фільтрів тонкої очистки.
22. Фільтри для очистки повітря від газоподібних і парових забруднень кислотої і основної природи.
23. Конструкції фільтрів високої ефективності очистки повітря (HEPA-фільтри).
24. Що таке багатоступенева система фільтрації повітря?
25. Скільки може бути ступенів очистки повітря в системах вентиляції лікарняних приміщень?

26. У яких приміщеннях рекомендується розміщати обладнання знезараження повітря?
27. Які існують технології знезараження повітря?
28. Класифікація ультрафіолетового випромінювального обладнання.
29. Основні переваги технології знезараження повітря сталими електричними полями.
30. Обладнання знезараження повітря сталими електричними полями.

# РОЗДІЛ 4.

## ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ШТУЧНОГО ОХОЛОДЖЕННЯ

### 4.1. СПОСОБИ ОТРИМАННЯ ХОЛОДУ

*Охолодження*, у тому числі й штучне – це процес відведення теплоти від різного роду середовищ і об'єктів з метою забезпечення (підтримки) їх температури, що є меншою за температури навколишнього середовища [21].

Тіло, що відводить теплоту, прийнято називати *робочим тілом*, *робочою речовиною* або *холодоагентом*. Кількість теплоти, що відводиться (поглинається) холодоагентом, називається *охолоджуваним ефектом*, або *холодопродуктивністю*.

Теплота від охолоджуваного тіла може відводитись під час збереження або змінення агрегатного стану холодоагенту. При цьому витрачається механічна, теплова, електрична або інша енергія.

Для отримання охолоджуючого ефекту використовуються такі фізичні процеси [23]:

- фазові перетворення (плавлення, пароутворення, сублімація, розчинення солі);
- розширення стисненого газу (у своїй більшості повітря) з отриманням зовнішньої роботи;
- дроселювання (розширення без зовнішньої роботи – ефект Джоуля-Томсона);
- вихровий ефект (реалізується за допомогою труби Ранка);
- термоелектричний ефект (відомий як ефект Пельтьє);
- група фізичних процесів, пов'язаних з проявами явища магнетизму (термомагнітне охолодження, адіабатичне розмагнічування парамагнітних речовин, адіабатичне намагнічування надпровідників);
- група процесів, пов'язаних із властивостями рідкого гелію.

Дві останні групи процесів необхідно віднести до лабораторних способів отримання низьких температур, що є реалізованими в певних наукових дослідженнях.

Для отримання холоду в незначній кількості (як правило у лабораторних умовах) можуть використовуватися охолоджуючі суміші. Відносно простим і дешевим способом охолодження є використання звичайного водяного льоду. Якщо до нього додаються солі соляної кислоти ( $\text{NaCl}$ ,  $\text{CaCl}_2$ ,  $\text{MgCl}_2$ ), можна отримати значно менший температурний рівень. У цьому випадку охолодження досягається не тільки за рахунок теплоти плавлення льоду ( $r_{\text{л}}=335$  кДж/кг), а також у результаті розчинення солі у воді. Найчастіше використовується суміш битого льоду з кухарською сіллю (хлориду натру); при цьому граничне значення температури суміші

складає мінус 21,2°C. У процесі використання хлориду кальцію (суміші снігу та кристалічного CaCl<sub>2</sub>) можна отримати температуру до мінус 55°C.

Більш низьку температуру можливо отримати за допомогою т. зв. сублімації – переходу твердої вуглекислоти («сухого льоду») з твердого стану в газоподібний, минувши рідинний. Це безумовно значна перевага сухого льоду перед звичайним водяним.

Сухий лід можна отримати шляхом дроселювання стисненої до 0,518 МПа вуглекислоти.

За атмосферним тиском температура і теплота сублімації 1 кг сухого льоду відповідно складають мінус 78,5°C та 574 кДж. Якщо сухий лід розчинити в ефірі можна отримати температуру до –100°C. У ході примусового обдування сухого льоду потужним повітряним потоком температура його сублімації стає нижче –100°C.

Водяні розчини солей під час зниження температури замерзають, змінюючи свою концентрацію. Це здійснюється до тих пір, поки не досягається т. зв. кріогідратна (евтектична) концентрація розчину солі, за якої з подальшим зниженням температури настає його замерзання. Якщо створити такий евтектичний розчин і заморозити його, то до повного відтаювання розчину температура буде зберігати своє постійне значення. Є приклади створення акумуляторів холоду – посудин, бокова та підлогова порожнини яких заповнені розчином, що мають евтектичну концентрацію. За відносно малої маси та габаритах такі посудини завдяки прихованій теплоті танення мають значну здатність акумулювати холод. Температура їх стінок протягом усього терміну танення зберігається постійною.

На відміну від перелічених «безмашинних» способів охолодження холод отримують за рахунок спеціальних холодильних машин, а у випадку температурних рівнів, що відповідають кріогенним температурам – кріогенних машин.

Холодильні машини, тобто машини, що здійснюють безперервний перенос теплоти від холодних тіл до більш нагрітих зазвичай поділяють на компресійні (повітряні, в яких у якості холодоагенту використовується повітря, і парові, що працюють на легкокиплячих рідинах), абсорбційні, ежекторні, а також термоелектричні та вихрові [23].

У компресорних машинах на отримання холоду витрачається механічна енергія, а в абсорбційних і ежекторних – теплова.

Термоелектричні холодильні машини витрачають для своєї роботи електричну або теплову, а вихрові – механічну енергію.

У медичній і суміжній з нею галузях (біологічній, фармацевтичній) у якості холодильних машин, що забезпечують відповідні технологічні процеси широко використовують парові компресійні холодильні машини (ПКХМ), а також термоелектричні та вихрові.

У кріогенних холодильних системах з метою отримання скрапленого азоту, що широко використовується у кріомедицині та кріобіології, реалізовано термодинамічні цикли на основі процесу дроселювання (ефект Джоуля-Томсона) та розширення стисненого газу з отриманням зовнішньої роботи (поршневі детандери та турбодетандери).

Деякі відомості з основ кріогенних систем та технологій наведено у підпункті 4.7.

#### 4.2. ЗВОРОТНІ ТЕРМОДИНАМІЧНІ ЦИКЛИ ТА ОЦІНКА ЇХ ЕФЕКТИВНОСТІ

Перенос теплоти від холодного тіла в навколишнє середовище, тобто штучне охолодження здійснюється за допомогою зворотного термодинамічного циклу. Відповідно до другого закону термодинаміки теплота від менш нагрітих тіл (середовищ) до більш нагрітих може передаватися за умови витрати електричної, механічної, хімічної, кінетичної та інших видів енергії. Процес відведення теплоти у цьому випадку, на відміну від процесу підведення теплоти, здійснюється за зворотним циклом (круговим процесом). Такий цикл в координатах  $p-v$  (тиск – питомий об'єм) і в координатах  $T-s$  (абсолютна температура – ентропія) зображено на рис. 4.1, а,б [21].

За початковий стан робочого тіла умовно прийнята точка 1, через яку проходить адіабата. Ця точка являється початком процесу підведення теплоти 1-А-2 до робочого тіла і одночасно кінцем процесу відведення теплоти 2-В-1 від робочого тіла. Точка 2 знаходиться на другій адіабаті, що відповідає закінченню процесу підведення теплоти до робочого тіла і початку його відведення.

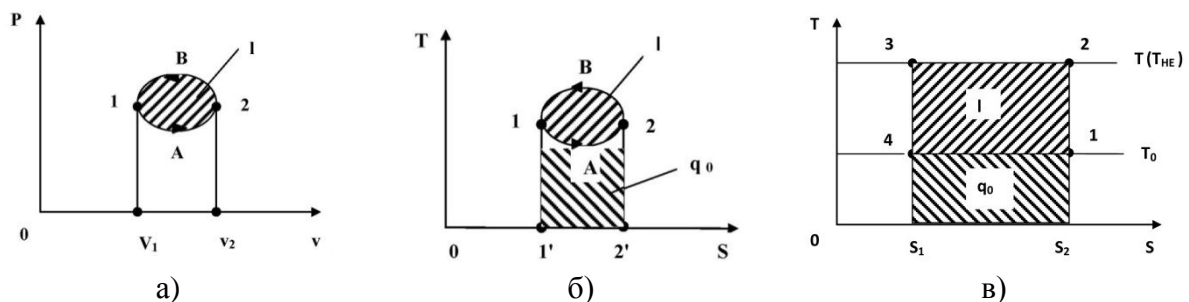


Рисунок 4.1 – Зворотний цикл (круговий процес) в координатах  $p-v$  (а); в координатах  $T-s$  (б), цикл Карно (в) [21]

Процеси, з яких складається цикл є такими, що точки 1 і 2 характеризують стан робочого тіла на початку і наприкінці процесів стискання і розширення. Незважаючи на такі обмеження, наведені далі висновки є справедливими для будь-якого холодильного циклу.

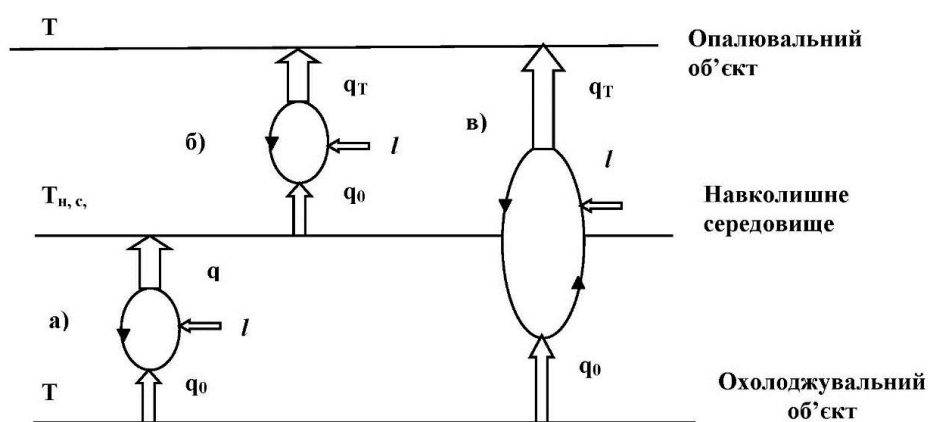
У процесі розширення 1 кг робочого тіла (холодоагенту) 1-А-2 від охолоджуваного об'єкта відводиться теплота  $q_0$ , кДж/кг ( $q_0$  – питома масова холодопродуктивність). На діаграмі  $T-s$  кількості відведеної теплоти  $q_0$  відповідає площа  $S_1-1-A-2-S_2-S_1$ . Для того, щоб холодоагент міг передати теплоту зовнішньому середовищу, в циклі необхідно здійснити підвищення температури холодоагенту до температури, що перебільшує температуру середовища. Це досягається стисканням холодоагенту. У компресорних машинах стискання здійснюється у механічних компресорах (у посібнику розглядаються саме такі компресори) із витратою механічної енергії – роботи  $l$ , кДж/кг.

Пристрої, що забезпечують перенос енергії у формі тепла від джерела з більш низькою до джерела з більш високою температурою, називаються *трансформаторами тепла*, або *тепло трансформаторами* [23]. Трансформатор, який використовується для охолодження тіла, речовини, повітря тощо, називається *холодильною машиною*, а для нагрівання – *тепловим насосом*. Трансформатор тепла, призначений для корисного використання процесів охолодження і нагрівання одночасно, називається *теплохолодильним насосом* або *теплофікаційною машиною*. Принципові схеми здійснення зворотних циклів трансформаторами тепла наведено на рис. 4.2 [23].

Холодильна машина, відбираючи від охолоджуваного об'єкта певну кількість теплоти  $q_0$  на 1 кг холодоагент за температури  $T_0$ , віддає цю теплоту разом із витраченою на привід машини енергією  $l$  зовнішньому (навколишньому) середовищу з температурою  $T_{н.с}$  (схематично представлено на рис. 4.1, а,б), тобто:

$$q = q_0 + l, \quad (4.1)$$

де  $q$  – кількість теплоти, переданої холодильною машиною навколишньому середовищу, кДж/кг.



а) холодильна машина; б) тепловий насос; в) теплохолодильний насос  
 Рисунок 4.2 – Принципові схеми здійснення зворотних циклів трансформаторами тепла [23]

Ефективність роботи холодильної машини оцінюється холодильним коефіцієнтом  $\varepsilon$ , який представляє собою кількість теплоти, що відводиться від охолоджуваного об'єкта (тіла), на одиницю витраченої роботи (потужності):

$$\varepsilon = q_0/l = Q_0/N, \quad (4.2)$$

де  $Q_0$  – холодопродуктивність машини, кДж/с (кВт),  $Q_0=q_0 \cdot G_0$ ;  $G_0$  – кількість циркулюючого холодоагенту, кг/с;  $N$  – витрачена потужність, кДж/с (кВт),  $N=l \cdot G_0$ .

Чисельне значення холодильного коефіцієнта може змінюватися у широкому діапазоні і зазвичай воно більше одиниці.

Ідеальним (зразковим) циклом холодильних машин (усіх машин, що працюють за зворотним циклом), призначених для підтримки постійної температури  $T_0$ , є зворотний цикл Карно, зображений на рис. 4.1, в. Цикл складається з 1–2 та 3–4 – процесів адіабатичного стискання і розширення холодоагенту та 2–3 і 4–1 – процесів ізотермічного відведення та підведення теплоти при температурах  $T$  і  $T_0$ . Для такого ідеалізованого циклу температури холодоагенту в процесах підведення і відведення теплоти дорівнюють температурам охолоджуваного об'єкта  $T_0$  (джерела теплоти нижнього температурного рівня) та навколишнього середовища  $T_{н.с}$  (джерела теплоти верхнього температурного рівня).

*Холодильний коефіцієнт зворотного циклу Карно* являється найбільшим для зазначеного інтервалу температур, не залежить від властивостей холодоагенту і тим більше, чим менше відношення температур  $T/T_0$ , за яких працює машина. Зазначене витікає з представленої залежності:

$$\varepsilon_\kappa = \frac{q_0}{l} = \frac{T_0(S_2 - S_1)}{(T - T_0)(S_2 - S_1)} = \frac{T_0}{T - T_0} = \frac{1}{T/T_0 - 1} \quad (4.3)$$

*Ступінь термодинамічної досконалості зворотного циклу  $\eta$*  визначається порівнянням його холодильного коефіцієнта з холодильним коефіцієнтом зворотного циклу Карно, побудованого на найменшій (для цього зворотного циклу) температурі  $T$  відведення та найбільшій температурі  $T_0$  підведення теплоти до холодоагенту, тобто відношенням:

$$\eta = \varepsilon / \varepsilon_\kappa. \quad (4.4)$$

Для підвищення холодильного коефіцієнта, ступеня оборотності і термодинамічної досконалості циклу холодильної машини потрібно намагатися збільшувати середню температуру підведення теплоти (граничною є температура  $T_0 = \text{const}$ ), знижувати температуру відведення теплоти (граничною є температура  $T_{н.с} = \text{const}$ ) і внутрішні втрати в машині (втрати на тертя та теплообмін). Варто відзначити, що виконання таких умов, призводить до збільшення поверхні теплообміну холодильної машини, і як наслідок, збільшенню їх металоемності, маси і габаритів. Таким чином спостерігається закономірність: чим більше допустима різниця температур у процесах теплообміну, тим менша поверхня теплообміну і металоемність апаратів, однак більше витрати енергії на отримання холоду.

### 4.3. ПАРОВІ КОМПРЕСІЙНІ ХОЛОДИЛЬНІ МАШИНИ

У зображеному на рис. 4.1, в ідеальному циклі холодильної машини, циклі Карно, процеси відведення теплоти від охолоджуваного об'єкта до холодоагенту з подальшим її відведенням у навколишнє середовище здійснюється за постійної температури холодоагенту. Зазначене реалізується, якщо в якості холодоагенту використовувати легкокиплячі рідини. У цьому випадку процеси підведення та відведення теплоти будуть здійснюватися в ході фазових перетворень холодоагенту (кипіння та конденсації), що протікають за незмінної температури і тиску. Останнє зауваження є дуже важливим з точки зору забезпечення стабільної роботи теплообмінних апаратів.

Кількість теплоти, що сприймається холодоагентом в результаті його фазового переходу від рідинного стану до пароподібного за температури  $T_0$  (одночасно ізотермічний та ізобаричний процес) визначається величиною *прихованої теплоти пароутворення*  $r$ , кДж/кг, яка може бути оціненою за допомогою емпіричної формули [56]:

$$r = \frac{T_0 (9,511 \lg T_0 + 0,0007 T_0)}{M}, \quad (4.5)$$

де  $T_0$  – температура кипіння, К;  $M$  – молекулярна маса холодоагенту.

Принципова схема і теоретичний цикл парової компресійної холодильної машини (ПКХМ) в координатах  $T-s$  представлено на рис. 4.3 [21]. На зазначеному рисунку зберігається відповідність цифрових позначень характерних станів холодоагенту на принциповій схемі та теоретичному циклі.

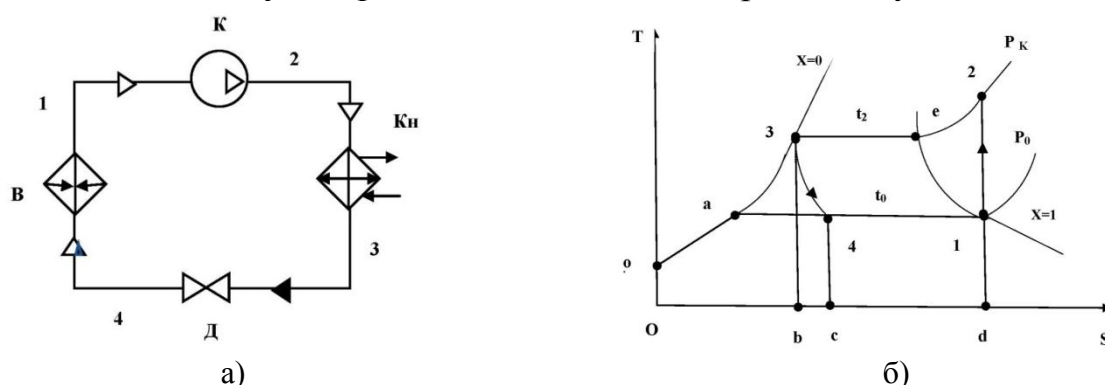


Рисунок 4.3 – Принципова схема (а) і теоретичний цикл (б) парової компресійної холодильної машини [21]

Компресор  $K$  засмоктує холодну пару холодоагенту з випарника  $B$  за тиску  $p_0$  і температури  $t_0$  (точка 1) та стискає їх до тиску нагнітання  $p_k$  та відповідної температури  $t_2$  (точка 2). Теоретичний процес стискання (лінія 1–2) являється адіабатним ( $s=\text{const}$ ). Стиснена пара поступає в конденсатор  $K_n$ , де при постійному тиску  $p_k$  спочатку охолоджується (зняття перегріву – лінія 2-е), а далі конденсується за постійної температури  $t_k$ . Рідкий холодо-



агент (точка 3) потрапляє в дросельний орган  $D$ , у якому здійснюється процес дроселювання (в термодинаміці – також процес м'яття). Процес дроселювання (лінія 3–4) відбувається за постійної ентальпії (лінія  $h_3=h_4=\text{const}$ ), зниження тиску до величини  $p_0$ , а температури – до  $t_0$ . У процесі цього рідина перетворюється на вологу пару – парорідинну суміш (точка 4), тобто в процесі дроселювання частина рідини перетворюється на суху пару. Основна (більша) частина рідкого холодоагенту, потрапивши у випарник  $B$ , випаровується (процес кипіння) за постійного тиску  $p_0$  і температури  $t_0$  (лінія 4–1). Необхідна для реалізації цього процесу теплота відбирається від охолоджуваного об'єкту. Пара, що утворилася у випарнику, засмоктується компресором  $K$ . У результаті безперервної циркуляції холодоагенту забезпечується безперервна повторність циклу.

Побудований теоретичний цикл ПКХМ дозволяє визначити деякі важливі її характеристики (показники). З цією метою використовуються теплові діаграми стану реальних холодильних агентів.

Зазвичай у холодильній техніці використовуються згадана  $T-s$  та  $\lg p-h$  (десятичний логарифм тиску – ентальпія) діаграми.

Наведемо визначення деяких показників ПКХМ, використовуючи побудований у діаграмі  $T-s$  її теоретичний цикл.

Холодопродуктивність 1 кг холодоагенту, тобто *питома масова холодопродуктивність*, кДж/кг,

$$q_0 = h_1 - h_4, \quad (4.6)$$

еквівалентна площі  $c-4-1-d-c$  під лінією процесу кипіння 4-1. Властивість діаграми  $T-s$  є такою, що ентальпія в ній може бути представлена відповідною площею. Наприклад, ентальпія  $h_1$  дорівнює площі  $0-0'-a-1-d-0$ , а ентальпія  $h_4$  – площі  $0-0'-a-4-c-0$ , тобто характерні площі можуть бути визначеними через різниці ентальпій і навпаки. Така властивість діаграми  $T-s$  є дуже зручною під час аналізу процесів реальних циклів ПКХМ.

Холодопродуктивність 1 м<sup>3</sup> пари, засмоктуваної компресором (*питома об'ємна холодопродуктивність*), кДж/м<sup>3</sup>,

$$q_v = q_0 / \nu_1 = (h_1 - h_4), \quad (4.7)$$

де  $\nu_1$  – питомий об'єм пари, що засмоктується компресором (точка 1), м<sup>3</sup>/кг.

Робота, що витрачається в компресорі на стискання 1 кг холодоагенту (*питома робота стискання*), кДж/кг,  $l = h_2 - h_1$ . Зазначена робота еквівалентна площі  $1-2-3-a-1$ .

Теплота, яка віддається 1 кг холодоагента середовищу, що охолоджує конденсатор холодильної машини в процесі 2–3 за постійного тиску  $p_k$  (*питома теплота конденсації*), кДж/кг,

$$q_k = q_0 + l = h_2 - h_3, \quad (4.8)$$

еквівалентна площі  $d-2-3-b-d$ .

Теоретичний холодильний коефіцієнт визначається як відношення питомої масової холодопродуктивності до питомої роботи стискування:

$$\varepsilon_T = q_o / l = (h_1 - h_4) / (h_2 - h_1). \quad (4.9)$$

Ступінь термодинамічної досконалості циклу парокомпресорної холодильної машини для більшості холодильних агентів сягає  $\eta = \varepsilon / \varepsilon_k = 0,8 \dots 0,9$ .

Кількість циркулюючого холодоагенту (масова продуктивність або подача компресора), кг/с,

$$G_o = G_o / q_o. \quad (4.10)$$

Об'єм пари, що засмоктується компресором в одиницю часу (об'ємна холодопродуктивність або подача компресора), м<sup>3</sup>/с,

$$V_o = G_o v_1 = Q_o / q_v, \quad (4.11)$$

де  $q_v = q_o / v_1$  – питома об'ємна холодопродуктивність компресора, кДж/м<sup>3</sup>.

Ураховуючи, що теоретична потужність компресора  $N_T = G_o l$ , кВт, то теоретичний холодильний коефіцієнт може бути представленим у вигляді:

$$\varepsilon_T = G_o / N_T. \quad (4.12)$$

#### 4.4. ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНЕ ОХОЛОДЖЕННЯ

Як відомо, термоелектричний ефект використовують для вимірювання температур за допомогою термопар [21]. Електрорушійна сила, що виникає в утвореному електричному колі, пропорційна різниці температур спаїв двох різних металів (термопари). Це явище було уперше відкрито Зеєбеком у 1821 р. Зворотний цьому ефект – охолодження одного зі спаїв під час відведення теплоти від іншого та пропусканні постійного струму через утворене електричне коло, що складається з двох різних провідників, відкрив Пельтьє у 1834 р.

Термопара (контакт двох різнорідних металів), у тому вигляді, в якому вона була використана у відомих дослідках Пельтьє, не має практичного використання: для реалізації ефективного охолодження необхідно мати розвинену поверхню. Варто відзначити, що конструкція зазначеного термоелектричного модуля буде працездатною тільки в перший момент її роботи. Далі буде спостерігатися процес рівномірного прогріву системи за рахунок джоулевої теплоти, що виділяється на всіх ділянках створеного електричного кола. Зазначене негативно впливає на процес охолодження. Очевидно, що термоелектричний модуль може бути використаним тільки за наявності пристрою для відведення теплоти з гарячої сторони модуля. В ідеальному випадку необхідно стабілізувати температуру гарячої сторони модуля до значення, близького до температури навколишнього середовища.

Однак, навіть за таких умов, охолоджуваний ефект від використання двох різнорідних металів не має практичного значення. Практичне застосу-

вання ефекту Пельтьє стало можливим з появою у техніці напівпровідникових термоелементів.

Напівпровідниковий термоелемент складається із електронного 1 та діркового 2 напівпровідників, з'єднаних мідною пластиною 3 та увімкнених у коло постійного струму (рис. 4.4) [21].

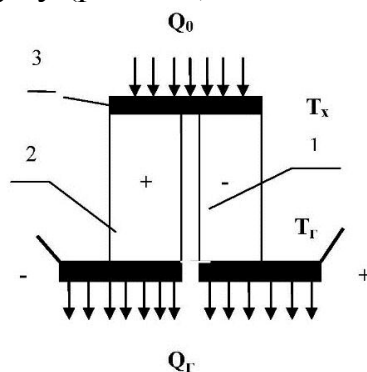


Рисунок 4.4 – Принципова схема напівпровідникового термоелемента [21]

Під час пропускання через термоелемент постійного струму на одному з його спаяв теплота  $Q_{\Pi}$  поглинається, а сам спай охолоджується (це відповідно холодний спай за температури  $T_x$ ), на іншому спайі теплота  $Q_T$  виділяється, а спай нагрівається (гарячий спай за температури  $T_r$ ).

Кількість теплоти, що поглинається холодним спаєм, може бути визначеною у вигляді:

$$Q_{\Pi} = (\alpha_1 - \alpha_2)IT_x, \quad (4.13)$$

де  $\alpha_1$  і  $\alpha_2$  – коефіцієнти термо-ЕРС напівпровідникового елемента;  $I$  – сила струму.

Якщо термо-ЕРС напівпровідникової пари мають різні знаки, а абсолютні значення  $\alpha_1$  і  $\alpha_2$  однакові, то  $Q_{\Pi} = 2\alpha IT_x$ .

Корисний холодильний ефект ідеалізованого термоелемента може бути оціненим у вигляді:

$$Q_o = Q_{\Pi} - (0,5Q_{дж} + Q_T), \quad (4.14)$$

де  $Q_{дж}$  – джоулева теплота, що виділяється у процесі проходження струму (прийнято, що джоулева теплота рівномірно розподіляється на холодному і гарячому спаях);  $Q_T$  – теплота, що перетікає теплопровідністю від гарячого спаю до холодного за різниці температур  $T_r - T_x$ .

Холодильним агентом у термоелектричній холодильній машині може вважатися електронний газ, тому вона може бути названою електронною холодильною машиною або електронним тепловим насосом.

Максимальна різниця температур на спаях  $\Delta T_{\max} = (T_r - T_x)_{\max}$  буде спостерігатися за відсутності зовнішнього теплового навантаження на термоелемент, тобто коли  $Q_o = 0$  і  $Q_{\Pi} = 0,5Q_{дж} + Q_T$ . Враховуючи, що величина

$Q_{\text{п}}$  пропорційна силі струму  $I$ , а джоулева теплота  $Q_{\text{дж}}$  пропорційна  $I^2$ , то величині  $\Delta T_{\text{max}}$  буде відповідати деяка оптимальна сила струму:

$$I_{\text{opt}} = \bar{\alpha} \sigma f T_x / l, \quad (4.15)$$

де  $\sigma$ ,  $f$  і  $l$  – відповідно питома електропровідність, поперечний переріз і довжина (висота) напівпровідників, а величина  $\bar{\alpha} = |\alpha_1| + |\alpha_2|$ .

Величина  $\Delta T_{\text{max}} = 0,5zT_x^2 0,5z$ , де  $z = \bar{\alpha}^2 \sigma / \lambda$ , а величина  $\lambda$  – коефіцієнт електропровідності.

Величина  $z$  називається *ефективністю термоелемента* і являється його важливою характеристикою. При  $z = 1,5 \cdot 10^{-3} \text{ 1/K}$  та температурі гарячого спаю 293 К величина  $\Delta T_{\text{max}} = 45 \text{ К}$ , тобто  $T_x = 248 \text{ К}$  ( $t_x = -25^\circ\text{C}$ ).

Термоелементи послідовно з'єднуються в батареї (модулі), за допомогою яких можливо створити систему термоелектричного охолодження необхідної холодопродуктивності.

На рис. 4.5 зображено поперечний зріз простішої системи термоелектричного охолодження [57], що складається із термоелектричного модуля з напівпровідниковими термоелектричними елементами 1 та елементами їх комунікації на керамічних пластинах 2. До холодної і гарячої сторін модуля за допомогою спеціальної пасти 3 з високим коефіцієнтом теплопровідності приєднані радіатори 4 і 5. На представленій схемі показано розподіл температур всередині зображеної системи охолодження, з якого видно, що максимальна різниця температур  $\Delta T_{\text{max}}$  досягається на комутаційних спаєх холодної і гарячої сторін всередині модуля. На зовнішній поверхні модуля дійсна різниця температур  $\Delta T_{\text{д}}$  буде меншою на величину теплових втрат у керамічних пластинах.

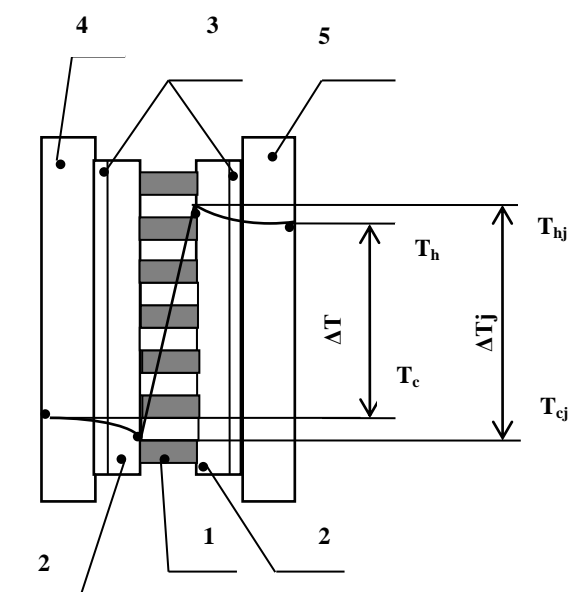


Рисунок 4.5 – Принципова схема термоелектричної системи охолодження та характерний розподіл температур у її поперечному зрізі [57]

Провідні компанії-розробники здійснили впровадження термоелектричних систем охолодження в різні області діяльності людини. Передусім це мініатюрні охолоджувачі для різного роду високотехнологічних радіоелектронних пристроїв (високочутливих радіоприймачів і підсилювачів, лазерних випромінювачів і систем, мікропроцесорів і мікросхем, електронних плат і блоків та ін.), у пристроях загальнопромислового використання (кондиціонери для автомобільної техніки, пристрої охолодження та термостабілізації систем нічного спостереження, охолоджувачі для мікропроцесорів у спеціальній обчислювальній техніці тощо). Також є приклади використання термоелектричних систем охолодження в різного роду індустріального, побутового та торговельного обладнання.

Відносно медичного та медико-біологічного обладнання існує широкий перелік сфер використання зазначених систем охолодження: охолоджувані кювети для клінічних експрес-досліджень, охолоджувані мобільні контейнери для збереження біологічних тканин і рідин, анестезіологічне і офтальмологічне обладнання, холодильники для перевезення крові та органів для трансплантації, термостабілізація мікроскопів, кріопінцети, локальне знеболювання, охолодження точок акупунктури та ряд інших.

### 4.5. ВИХРОВИЙ ЕФЕКТ ОХОЛОДЖЕННЯ

Вихрове охолодження запропоновано французьким інженером Ранком у 1933 р. [21]. Незважаючи на зовнішню простоту запропонованого способу охолодження, термодинамічні процеси, що там протікають, є достатньо складними і остаточно не пояснені.

Принципова схема пристрою для реалізації вихрового ефекту охолодження (вихрова труба) представлена на рис. 4.6. Попередньо стиснене і охоложене водою (або крізь редуційний клапан із посудини під тиском) повітря у кількості  $G$  кг/с за тиском  $p$  і температури  $t$  поступає в сопло 3, де розширюється, охолоджується та набирає велику швидкість і кінетичну енергію. Через те, що повітря потрапляє у вихрову трубу тангенціально, у поперечному перерізі труби утворюється вільний вихор, кутова швидкість обертання якого велика біля осі та мала на периферії каналу труби. Враховуючи, що будь-яка термодинамічна система спрямовує до стану рівноваги, надлишок кінетичної енергії від внутрішніх шарів повітряного потоку шляхом тертя передається зовнішнім шарам, тим самим підвищуючи їх температуру. Зазначений процес протікає так швидко, що внутрішні шари, віддавши енергію зовнішнім шарам та під час цього ще більше охолодившись, не встигають отримати від них

еквівалентної кількості теплоти, тобто у полі вихрового розділення повітря не настає стан термодинамічної рівноваги.

Зазначений механізм вихрового охолодження наведено у ряді літературних джерел, але не може вважатися однозначно науково обґрунтованим [21].

Холодне повітря, знаходячись біля центрального отвору діафрагми 4, виходить крізь нього до холодного кінця 5 вихрової труби, а нагріте повітря рухається в напрямку дросельного клапана 1 і крізь нього виходить із гарячого кінця труби 2. Співвідношення кількості отриманого гарячого  $G_r$  і холодного  $G_x$  потоків повітря, а відповідно, й температури  $t_x$  і  $t_r$  кожного з них регулюється клапаном 1.

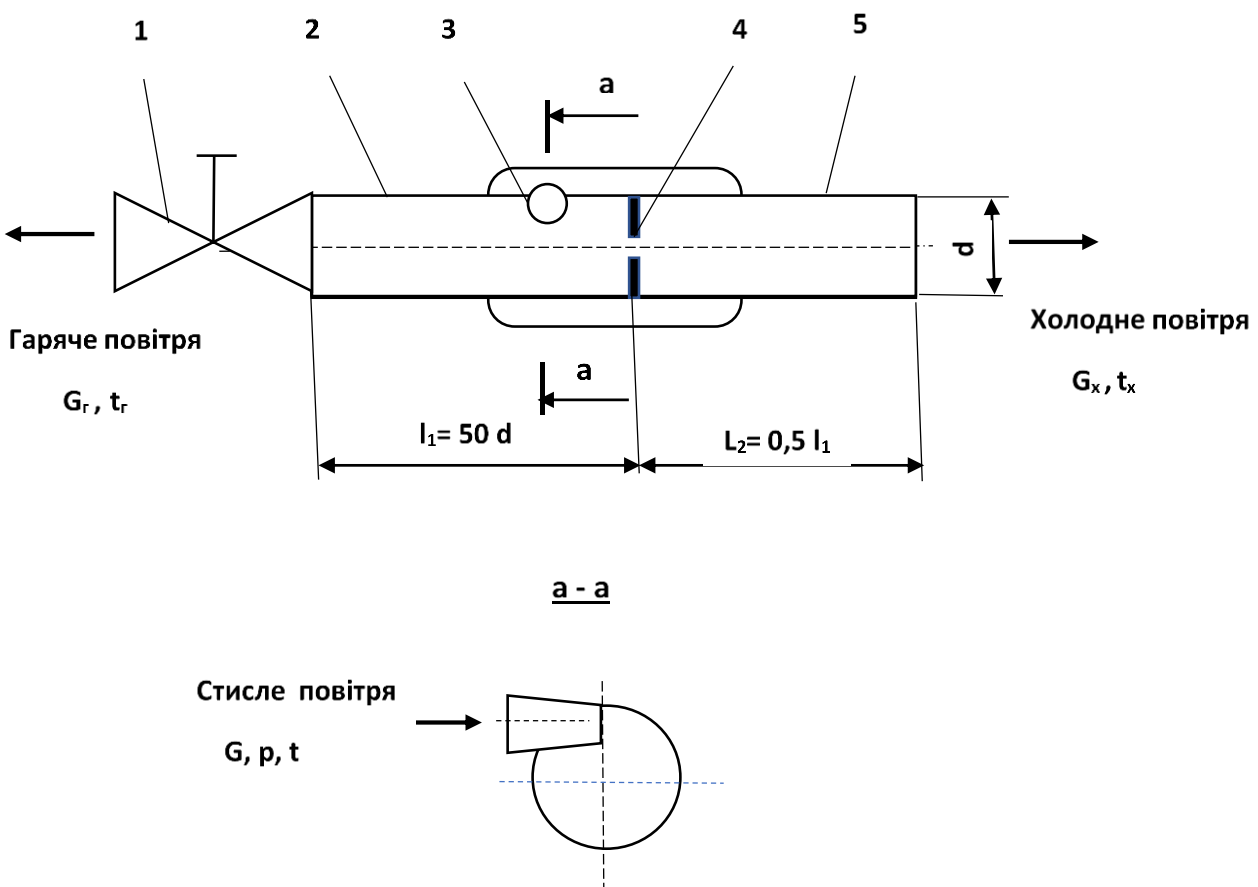


Рисунок 4.6 – Принципова схема вихрової труби Ранка [21]:  
1 – дросельний клапан; 2 – гарячий кінець труби; 3 – сопло;  
4 – діафрагма; 5 – холодний кінець труби

Величина охолодження холодного потоку повітря  $\Delta t_x = t - t_x$  у вихровій трубі менше, ніж в адіабатичному оборотному процесі розширення, але більше, ніж в ході дроселювання.

Термодинамічні процеси, що реалізуються у вихровій трубі малоефективні. Однак такий спосіб одночасного отримання холоду і теплоти є дуже простим, а тому може бути застосованим у разі необхідності отримання

холоду (теплоти) періодично та у незначній кількості. Важливим фактором є простота конструкції, а також малі маса і габарити. Безумовно, необхідною умовою реалізації такого способу охолодження – це наявність джерела стисненого повітря (або іншого газу) достатнього тиску.

### 4.6. ПОВІТРЯНІ ХОЛОДИЛЬНІ МАШИНИ

Одним із варіантів компресорних холодильних машин є повітряні холодильні машини (ПХМ), у яких реалізується наведений у п. 4.1 фізичний процес – розширення стисненого газу (у цьому випадку повітря) з отриманням зовнішньої роботи. Такий спосіб охолодження використовується в окремих схемах систем кондиціонування повітря (літальні апарати, глядацькі зали, спорткомплекси та ін.) [21].

Простіша схема ПХМ наведена на рис. 4.7,а, а її теоретичний цикл в діаграмах  $p-v$  і  $T-s$  на рис. 4.7, б, в (цифри 1, 2, 3, 4 на принциповій схемі і теоретичному циклі відповідають стану повітря в характерних місцях контуру ПХМ). Повітря із приміщення  $П$  з температурою  $T_1$  всмоктується компресором  $K$  і стискається від тиску  $p_0$  до тиску  $p$  (процес 1–2). У результаті температура повітря збільшується до величини  $T_2$ . Далі повітря проходить через проміжний охолоджувач  $ПО$ , де його температура зменшується до величини  $T_3$  (процес 2–3). Стиснене і охолоджене повітря потрапляє у розширювач  $T$  (на схемі наведено турбодетандер), де розширюється до тиску  $p_0$  (процес 3–4), охолоджується до температури  $T_4$  і потрапляє у приміщення  $П$ . У приміщенні повітря підігрівається за постійного тиску  $p_0$  від температури  $T_4$  до температури  $T_1$  (процес 4–1), охолоджуючи саме приміщення.

У теоретичному циклі (рис. 4., 7, б, в) здійснюються адіабатичні процеси стискання і розширення повітря (процеси 1–2 і 3–4) та ізобаричні процеси його охолодження та нагрівання (процеси 2–3 і 4–1).

Питома холодопродуктивність ПХМ, яка умовно працює за теоретичним циклом, дорівнює  $q_0 = h_1 - h_4$ , де  $h$  і  $h_4$  – це ентальпія повітря, що відповідає його стану в точках 1 і 4 на діаграмі  $T-s$ . Зазначена холодопродуктивність пропорційна площадці  $d-1-4-c-d$ .

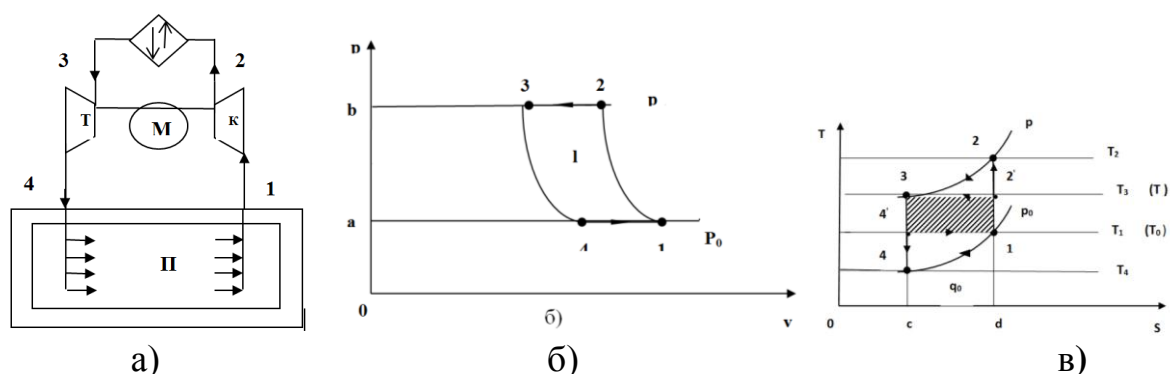


Рисунок 4.7 – Принципова схема (а) та теоретичний цикл в діаграмах  $p-v$  (б) і  $T-s$  (в) повітряної холодильної машини [21]:  $\Pi$  – приміщення;  $K$  – компресор;  $T$  – турбіна (детандер);  $ПО$  – проміжний охолоджувач;  $M$  – двигун

Питома робота, що витрачається на реалізацію теоретичного циклу дорівнює різниці робіт, що витрачається на привід компресора  $K$  і роботи, яку отримують в турбодетандері  $T$  (пропорційна площадці 1–2–3–4–1), а саме:

$$l = l_k - l_o. \quad (4.16)$$

На діаграмі  $T-s$  роботі  $l$  відповідає площадка 1–2–3–4–1, а роботам  $l_k$  і  $l_o$  відповідно площадки d–2–3–c–d та d–1–4–c–d.

Теоретичний холодильний коефіцієнт циклу ПХМ:

$$\varepsilon_T = q_0/l = T_1/(T_2 - T_1) = T_4/(T_3 - T_4). \quad (4.17)$$

На діаграмі  $T-s$  (рис. 4.6, в) показано також зворотний цикл Карно 1–2'–3–4'–1 для інтервалів температур  $T_1 - T_3$ . Як видно, для цього циклу холодопродуктивність більше, а витрачена робота менше, ніж у ПХМ.

Розрахунки доводять, що холодильний коефіцієнт циклу Карно при  $p/p_0 = 4$ ;  $t_1 = -5^\circ\text{C}$ ;  $t_2 = 120^\circ\text{C}$ ;  $t_3 = 20^\circ\text{C}$ ;  $t_4 = -75^\circ\text{C}$  дорівнює  $\varepsilon_k = 10,7$ , а ступінь термодинамічної досконалості циклу ВХМ  $\eta = 0,192$ , тобто дуже низька [21].

Системи кондиціонування на базі ПХМ мають ряд суттєвих переваг у тих випадках, коли енерговитрати не є основним фактором.

Основні переваги повітряних холодильних машин [21]:

- спрощення СКВ завдяки поєднанню кондиціонера і холодильної машини;
- дешевий, недефіцитний, екологічно безпечний холодоагент – повітря;
- висока ефективність теплообмінних апаратів;
- компактність і невелика маса обладнання кондиціонування (у 2–4 рази менше, ніж у парокompресорних машин);



- просте регулювання режимів роботи, автоматизації і обслуговування;

- невелика інерційність, швидкий вихід на режим, точність у сприйнятті змінних навантажень.

Основні недоліки систем кондиціонування на базі ПХМ – підвищені енерговитрати, відносно низькі характеристики надійності та акустики.

Щодо економічності в режимах кондиціонування і помірного холоду, то ПХМ значно поступаються парокompресорним холодильним машинам (ПКХМ). Але за температури охолодження  $-70^{\circ}\text{C}$  і нижче дійсний холодильний коефіцієнт ПХМ складає  $\varepsilon_d = 0,46-0,58$  і перевищує  $\varepsilon_d$  для ПКХМ [21].

Повітряні холодильні машини використовуються в системах кондиціонування літаків, під час обробки металовиробів холодом, в термобарокамерах різного призначення, в установках глибокого охолодження для розділення газів, скраплення повітря і отримання кисню та інших кріогенних газів, зокрема азоту.

### 4.7. ОСНОВИ КРІОГЕННИХ СИСТЕМ І ТЕХНОЛОГІЙ

У медичній практиці у якості кріогенної речовини переважно використовується скраплений азот. Рідкий азот – це прозора речовина, густиною  $808 \text{ кг/м}^3$ , з точкою кипіння  $77,4 \text{ K}$  ( $-195,75^{\circ}\text{C}$ ). Під час випаровування та нагрівання до температури  $20^{\circ}\text{C}$  утворюється приблизно  $700 \text{ л}$  газу [56]. Тому рідкий азот зберігають в посудинах під тиском або у спеціальних кріогенних посудинах відкритого типу із вакуумною ізоляцією – так званих посудинах Дьюара.

Більшість скрапленого азоту отримують методом кріогенного повітроділення – технологічному процесі, під час якого спочатку отримують скраплене повітря з подальшим його розділенням на азот і кисень. Процес розділення оснований на різниці температур кипіння окремих компонентів повітря, зокрема: азоту –  $195,6^{\circ}\text{C}$ , а кисню –  $182,8^{\circ}\text{C}$ . У процесі поступового випаровування рідкого повітря спочатку випаровується переважно азот, а рідина, що залишається збагачується киснем. Багаторазово повторюючи такий процес у ректифікаційних апаратах, отримують зріджені азот і кисень необхідної чистоти.

Зазвичай термодинамічні цикли, що використовуються в кріогенній техніці, класифікують за такими ознаками:

- прості та складні дросельні цикли;
- прості та складні детандерні цикли;
- комбіновані цикли;
- газові цикли.

В основі кріогенної техніки є реалізація термодинамічних циклів, назва яких, зазвичай, співпадає з прізвищами, що їх запропонували: цикли Лінде (цикл з одноразовим дроселюванням і регенерацією), Клода (детандерний цикл середнього тиску), Гейландта (детандерний цикл високого тиску), Капиці (детандерний цикл низького тиску), Еріксона, Стірлінга та ін., а також їхні варіанти.

Як правило, цикли класифікують за такими ознаками:

- прості та складні дросельні цикли;
- прості та складні детандерні цикли;
- комбіновані цикли;
- газові цикли.

Термодинамічні основи та технологічні аспекти кріогенних систем детально розглянуто в роботах [58, 59, 60, 61 та ін.].

У якості прикладу отримання скрапленого повітря наведемо принципову схему холодильної машини, працюючу за циклом Лінде (рис. 4.8) [58].

Принцип роботи машини наступний (рис. 4.8, а). У початковий момент очищене та осушене повітря з температурою навколишнього середовища стискається в компресорі  $K$  до тиску в межах (10–20) МПа і потрапляє у повітроохолоджувач  $ПО$ , де охолоджується водою до початкової температури. Далі охолоджене повітря прямим потоком надходить у рекуперативний теплообмінник  $РТО$ , після цього дроселюється у дросельному вентилі  $Д$ . У процесі дроселювання температура повітря стає нижче температури навколишнього середовища. Охолоджене повітря зворотним потоком знову спрямовується в  $РТО$ . У результаті теплообміну між прямим і зворотним потоками наступна порція повітря прямого потоку потрапляє на дросельний вентиль за температури, що нижче температури навколишнього середовища. Циркуючи за такою схемою, повітря поступово зменшує свою температуру перед дросельним клапаном до тих пір, поки вона не стане нижче за критичну  $T_{кр}$ . До цього моменту віддільник рідини  $ВР$  є звичайною посудиною під тиском. У наведеній на рис. 4.8, а схемі передбачається відбір частини зрідженого повітря з температурою  $T_x$  (реально близько 5 %). Замість відібраної кількості скрапленого повітря на всмоктування компресора додається така ж масова кількість очищеного і осушеного повітря з параметрами, що відповідають на схемі точці 1.

На рис. 4.8, б в діаграмі  $T-s$  представлено термодинамічні процеси, що характеризують роботу машини Лінде на усталеному режимі, а саме: 1–2 – адиабатний процес стискання зворотного потоку повітря в компресорі  $K$ ; 2–3 – ізобарний процес охолодження стисненого повітря в повітроохолоджувачі  $ПО$ ; 3–4 – ізобарний процес охолодження повітря в рекуперативному теплообміннику  $РТО$ ; 4–5 – ізоентальпійний процес дроселювання повітря; 5–5<sup>1</sup> і 5–6 умовні процеси розділення повітря у  $ВР$  на рідину (точка 5<sup>1</sup>) та газоподібну (точка 6) фракції; 6–1 – ізобарний процес нагрівання повітря в  $РТО$ . Пунктирними лініями показано в

динаміці процеси дроселювання від початку роботи машини до досягнення усталеного режиму.

Сучасні криогенні машини є достатньо складними автоматизованими технічними об'єктами, що постійно удосконалюються. На рис. 4.9 зображено зовнішній вигляд варіанта працюючої криогенної машини помірної продуктивності.

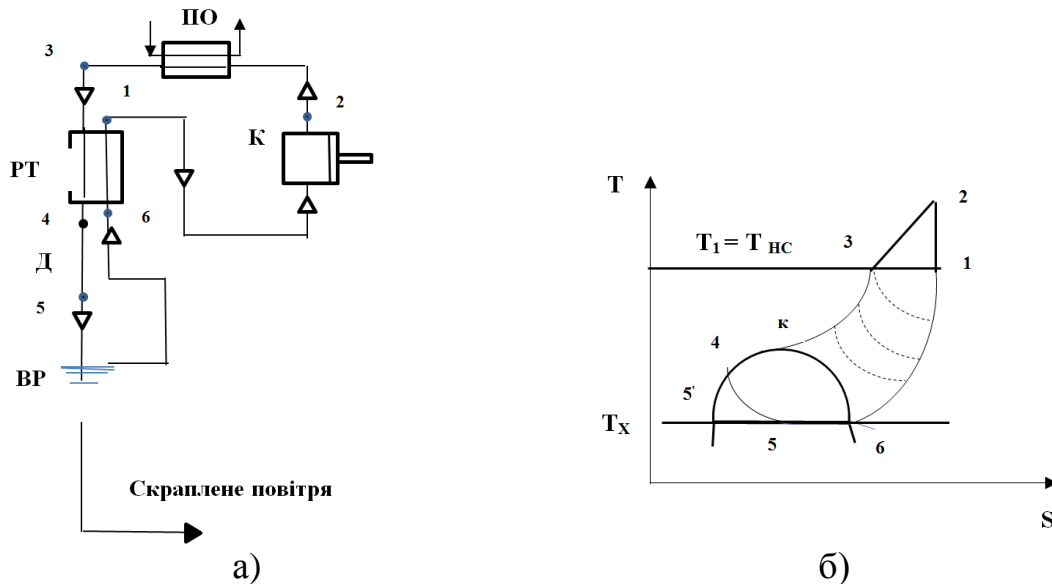


Рисунок 4.8 – Принципова схема (а) та цикл (б) у діаграмі  $T-s$  холодильної машини, що працює за циклом Лінде [58]



Рисунок 4.9 – Криогенні машини

Зазвичай споживачеві рідкий азот поставляється у вигляді готового продукту у вищезазначених криогенних ємностях – посудинах Дьюара.

На рис. 4.10 зображено посудину Дьюара серії СК (СК-6, СК-16, СК-25, СК-40) [62] виробництва Коростенського заводу хімічного машинобудування (Україна). Використовуються в медицині, біології, косметології та різних галузях виробництва для транспортування, тривалого стаціонарного зберігання та перенесення рідкого азоту.

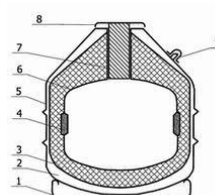
Заправка посудин Дьюара здійснюється на спеціалізованих підприємствах (пунктах) з використанням спеціального технологічного обладнання.

На рис. 4.11 зображено заправку посудини Дьюара зі стаціонарної кріогенної посудини великої місткості [63].

Транспортування посудин Дьюара може здійснюватися автомобільним та іншим транспортом у вертикальному закріпленому положенні для запобігання падіння та переміщення опорною поверхнею. Зберігати рідкий азот у посудинах Дьюара необхідно в зачинених, обладнаних системою вентиляції приміщеннях, де наявні коливання температури та вологості суттєво нижчі, ніж на відкритому просторі.



а)



б)

Рисунок 4.10 – Посудина Дьюара серії СК [62]: а) зовнішній вигляд; б) поперечний розріз; 1 – підставка; 2 – еліптичне днище; 3 – екрануюча плівка; 4 – адсорбент; 5 – зовнішня посудина; 6 – внутрішня посудина; 7 – горловина; 8 – кришка; 9 – штуцер вакуумного відсмоктування



Рисунок 4.11 – Заправка посудини Дьюара на спеціалізованому підприємстві (пункті) [63]

Для перекачки рідкого азоту із посудини Дьюара в термоси меншої ємності або в медичний кріоапарат існують спеціальні переливні пристрої. На рис. 4.12 показано такий пристрій (у горизонтальному положенні), сумісний із зображеними на рис. 4.9 посудинами Дьюара серії СК (СК-16 і СК-25) [64]. За допомогою пристрою можливо одноразово перелити до 1 л азоту, після чого необхідно його відігріти за кімнатної температури протягом 20 хв.



Рисунок 4.12 – Переливний пристрій для посудини Дьюара [64]

Наведені у цьому розділі в стислій формі відомості є доцільною інформаційною складовою для сприйняття подальшого навчального матеріалу, викладеного у розділі 5 посібника.

### 4.8. КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ ДО РОЗДІЛУ

1. Які фізичні процеси використовують для отримання холоду?
2. Що таке сублімація?
3. Яка сутність процесу дроселювання і яким чином він здійснюється?
4. Які існують основні типи холодильних машин?
5. Які основні способи охолодження використовуються у медичній техніці?
6. Які теплотехнічні пристрої прийнято називати теплотрансформаторами?
7. У чому сутність зворотного термодинамічного циклу?
8. Чим відрізняються холодильний, теплового насоса та теплофікаційний зворотні цикли?
9. З яких термодинамічних процесів складається зворотний цикл Карно?
10. Яким чином оцінюється термодинамічна ефективність холодильної машини?
11. Якими температурними рівнями визначається холодильний коефіцієнт зворотного циклу Карно?
12. Як оцінюється термодинамічна досконалість зворотного циклу?
13. З яких основних термодинамічних процесів складається теоретичний цикл парової компресійної холодильної машини (ПКХМ) та в яких елементах машини вони здійснюються?
14. Як визначаються питома холодопродуктивність ПКХМ, питома теплота конденсації та питома робота стискання компресора?
15. У чому сутність ефекту Пельтьє?
16. З чого складається напівпровідниковий термоелемент та який механізм отримання холоду в ньому?
17. Принципова схема вихрової труби Ранка та механізм отримання холоду в ній.
18. Які основні елементи повітряної холодильної машини та яким чином вона працює?

19. Які фізичні процеси охолодження використовують у криогенній техніці?
20. Які основні термодинамічні цикли використовують у криогенній техніці?
21. З яких основних процесів складається цикл Лінде?
22. Як працює машина Лінде у режимі зрідження повітря?
23. Що таке посудина Дьюара та її основні конструктивні елементи?
24. Як здійснюється заправка посудин Дьюара?
25. Які заходи безпеки під час транспортування, зберігання та експлуатації посудин Дьюара?

## **РОЗДІЛ 5. МЕДИЧНЕ ХОЛОДИЛЬНЕ ТА КРІОГЕННЕ ОБЛАДНАННЯ**

### **5.1. ЗБЕРІГАННЯ І ТРАНСПОРТУВАННЯ ТЕРМОЛАБІЛЬНИХ ЛІКАРСЬКИХ ЗАСОБІВ ТА БІОМАТЕРІАЛІВ**

На сьогодні дуже актуальними є питання профілактики інфекційних захворювань. Найефективнішим способом запобігання небезпечним для людини інфекціям є вакцинація, але вакцини надзвичайно чутливі до зовнішніх чинників, особливо – температурного режиму. Втрата їх активності з часом відбувається значно швидше під час впливу на них температури вище або нижче, ніж цього вимагають умови зберігання.

Зберігання лікарських засобів та біоматеріалів за умови підвищеної температури призводить до зменшення вмісту життєздатних мікробних клітин у живих бактеріальних та вірусних вакцинах. Заморожування сорбованих препаратів призводить до десорбції антигенів, що викликає значне зниження їх імуногенності, порушення фізико-хімічної структури білків, падіння активності діючої речовини. Порушення умов зберігання та транспортування може призвести не лише до зниження лікувально-профілактичних властивостей препаратів, а й до виникнення непередбачених побічних та неспецифічних проявів. Дотримання належних умов зберігання і транспортування вакцин є необхідною та обов'язковою вимогою збереження показників ефективності та безпечності, визначених сертифікатом якості, який надається підприємством-виробником [65]. Якщо вакцина зіпсована внаслідок підвищеної температури, сонячного світла, заморожування, її активність не відновлюється, цей процес незворотний навіть у разі повернення вакцини в необхідний температурний режим.

Забезпечити збереженість термоллабільних лікарських засобів та біоматеріалів можливе за умови організації системи «холодовий ланцюг» [66].

*Холодовий ланцюг* – це безперервно функціонуюча система, що забезпечує необхідні температурні умови зберігання і транспортування на всіх етапах переміщення імунобіологічних препаратів від підприємства-виробника до вакцинованого. Дотримання і підтримання правильного температурного режиму є одним з основних завдань медичних працівників у ході проведення імунізації [66].

Основними складовими «холодового ланцюга» є наявність: спеціально підготовленого персоналу, що забезпечує обслуговування холодильного обладнання, зберігання та постачання медпрепаратів до закладів охорони здоров'я України; холодильного обладнання, транспортних засобів, що

забезпечують належні умови для зберігання та транспортування препаратів; проведення контролю за дотриманням необхідного температурного режиму на всіх його етапах [65].

В Україні система «холодового ланцюга» складається з наступних рівнів:

- 1-й – підприємство-виробник препарату;
- 2-й – склади оптового зберігання препарату;
- 3-й – районні і міські заклади охорони здоров'я (територіальні);
- 4-й – кабінети щеплень лікувально-профілактичних закладів.

У системі «холодового ланцюга» використовують таке обладнання: холодильні кімнати (камери), морозильні камери, морозильники для заморожування холодоелементів, побутові холодильники, термоконтейнери, медичні сумки-холодильники, холодоелементи (ємність з герметично закритою пробкою, яка заповнюється водою з температурою від +2 до +8°C або спеціальною рідиною з температурою від -18 до -20 °C). Для моніторингу температури та фіксації температурного впливу на препарат застосовуються термоіндикатори, терморєєстратори, термометри, термографи, термотестори [65].

Термолабільні лікарські засоби та біоматеріали поділяють на три групи [67] :

1 група – препарати, що зберігаються у замороженому стані та транспортуються за температури не вище + 8°C. Це деякі вакцини. Наприклад, вакцину проти поліомієліту зберігають за температури від 0 до +8°C, після чого допускається її повторне заморожування до - 20°C.

2 група – препарати, які не можна заморожувати. Їх зберігають і транспортують тільки за позитивної температури. Нижня межа -0°C, верхня може сягати +30°C. Вимога до температури «не вище 30°C» означає, що температура зберігання від +2 до +30°C.

3 група – препарати, що не допускають заморожування та перегріву (наприклад, адсорбовані вакцини – коклюшно-дифтерійно-правцева та дифтерійно-правцевий анатоксин). Препарат варто зберігати за температури від +2°C до +8°C.

На кожному рівні «холодового ланцюга» зберігання препаратів забезпечується різним холодильним обладнанням залежно від обсягу вакцини, термінів зберігання і вимог до температурного режиму, які визначені в інструкціях щодо їх застосування.

Згідно з вимогами ВООЗ кожна доза вакцини, яка потрапить до пацієнта, повинна обов'язково супроводжуватися температурними індикаторами, тоді кожен, кого вакцинують, матиме можливість перевірити дотримання температурного режиму зберігання і транспортування вакцини і відчувати безпеку під час вакцинування. Картки-індикатори та індикатори заморожування мають бути розміщені в нижній і верхній частині транспортної тари [68].



Невдовзі розвитком світової практики «холодового ланцюга» стане оснащення кожної індивідуальної дози вакцини мініатюрним електронним термоіндикатором, який буде частиною пакування і активуватися виробником вакцини ще на етапі процесу її виробництва.

Зберігання і транспортування лікарських засобів та біоматеріалів, які потребують умов дотримання «холодового ланцюга», що ввозяться або виробляються в Україні суб'єктами господарювання, регулюються різними нормативними документами: ДСТУ EN ISO 13485: 2018 [69], накази МОЗ України тощо.

Прикладом сучасного медичного холодильного обладнання є продукція компанії Meiling Criogenics Limited Company (КНР), яка пропонує різноманітну гамму медичних та аптечних холодильників (стаціонарних і мобільних), морозильних камер з наднизькими температурами, холодильників для зберігання компонентів крові, вибухозахищених холодильників, холодильних камер для зберігання біоматеріалів, комбінованих холодильно-морозильних камер [70].

Холодильне обладнання оснащено системою управління споживаної електроенергії і замкнутою системою примусового повітряного охолодження, що зменшує витрату електроенергії до 40 %.

Підтримка постійної температури в камері забезпечується високоточною системою контролю температури (точність відображення  $0,1^{\circ}\text{C}$ ) за допомогою мікрокомп'ютера та платинових резистивних сенсорів температури. Вбудований USB-реєстратор даних (запис кожні 10 хв.) можна використовувати для передачі і зберігання показників температури більше 1 року.

Обладнання комплектується системами безпеки і звукової та візуальної сигналізації: висока або низька температура в камері; висока температура навколишнього середовища; несправність сенсора; відкриті двері; відключення живлення; низький рівень заряду акумулятора; збій передачі даних через USB; помилка зв'язку основної плати; захист холодильної системи; блокування клавіатури для запобігання несанкціонованого коригування робочих параметрів.

Уся продукція компанії працює на екологічно чистих холодильних агентах (R600a, R507, сучасні суміші газів), які не впливають негативно на навколишнє середовище.

Типорозмірний ряд холодильних камер (температура в камері від  $+2$  до  $+8^{\circ}\text{C}$ ) складається із 18 моделей, корисним об'ємом від 55 до 1500 л. Холодильники призначені для зберігання медичних препаратів, вакцин, препаратів та компонентів крові і використовуються в аптечних установах, фармацевтичних підприємствах, лікарнях, центрах профілактики та контролю захворювань, банках крові тощо.

Холодильник для зберігання медичних препаратів, вакцин, препаратів та компонентів крові моделі YC-55L показано на рис. 5.1 [70].

Модельний ряд морозильних камер (температура в камері від  $-10^{\circ}\text{C}$  до  $-86^{\circ}\text{C}$ ) включає 25 моделей корисним об'ємом від 90 до 1008 л. Вони придатні для наукових досліджень, криогенних тестів, криоконсервації плазми крові, тестів на стійкість до низьких температур біологічних матеріалів, вакцин, біологічних препаратів тощо. Вони використовуються в науково-дослідних установах, лікарнях, в медичних лабораторіях коледжів і університетів та інших закладах охорони здоров'я.

Холодильна система морозильних камер, запатентована як інтелектуальна власність, забезпечує високу ефективність роботи та стабільність температурних показників.

Для зберігання та транспортування біологічного матеріалу та інших речовин під час наднизьких температур компанія випускає переносну морозильну камеру DW-HL1,8 (температура в камері від  $-40$  до  $-86^{\circ}\text{C}$ ), яка використовується на станціях переливання крові, в системі гігієнічного захисту від епідемій, біоінженерії, в медичних лабораторіях коледжів і університетів.

Морозильну камеру моделі DW-FL1008 показано на рис. 5.2, а переносну DW-HL1,8 – на рис. 5.3 [70].

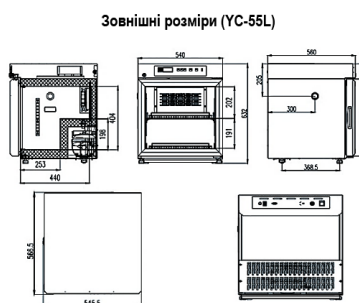
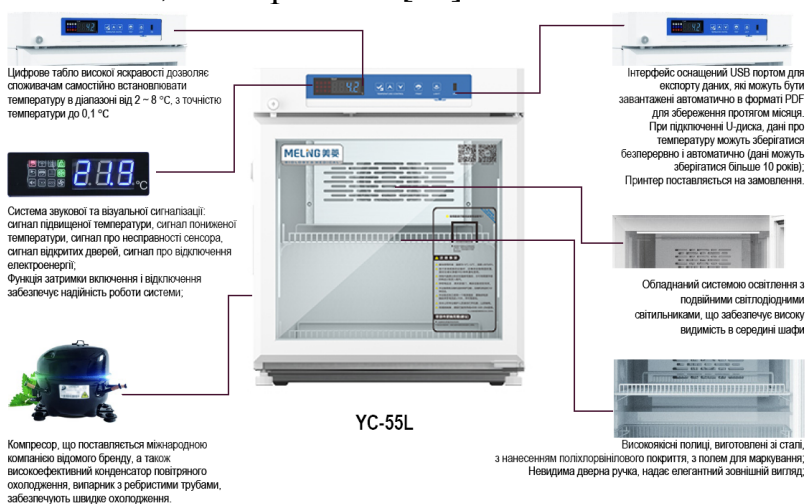


Рисунок 5.1 – Холодильник моделі YC-55L [70]

## Медична кондиціонуюча та криогенна техніка

Компанія Meiling Criogenics Limited Company (КНР) випускає дві моделі крио-морозильних камер: DW-UW258 (температура в камері від  $-110$  до  $-152^{\circ}\text{C}$ ) корисним об'ємом 258 л і DW-ZW128 (температура в камері від  $-120$  до  $-164^{\circ}\text{C}$ ) корисним об'ємом 128 л (рисунки 5.4, 5.5) [70].

Кріоморозильники застосовуються для наукових досліджень, низькотемпературних випробувань спеціальних матеріалів, заморожування еритроцитів, лейкоцитів, шкіри, ДНК/РНК, кісток, бактерій, вірусів, сперми, біологічних препаратів тощо. Вони використовуються на станціях переливання крові, лікарнях, санітарних та протиепідемічних станціях, установах біологічної інженерії, медичних лабораторіях коледжів і університетів.

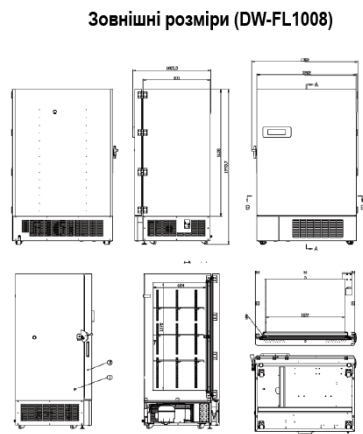
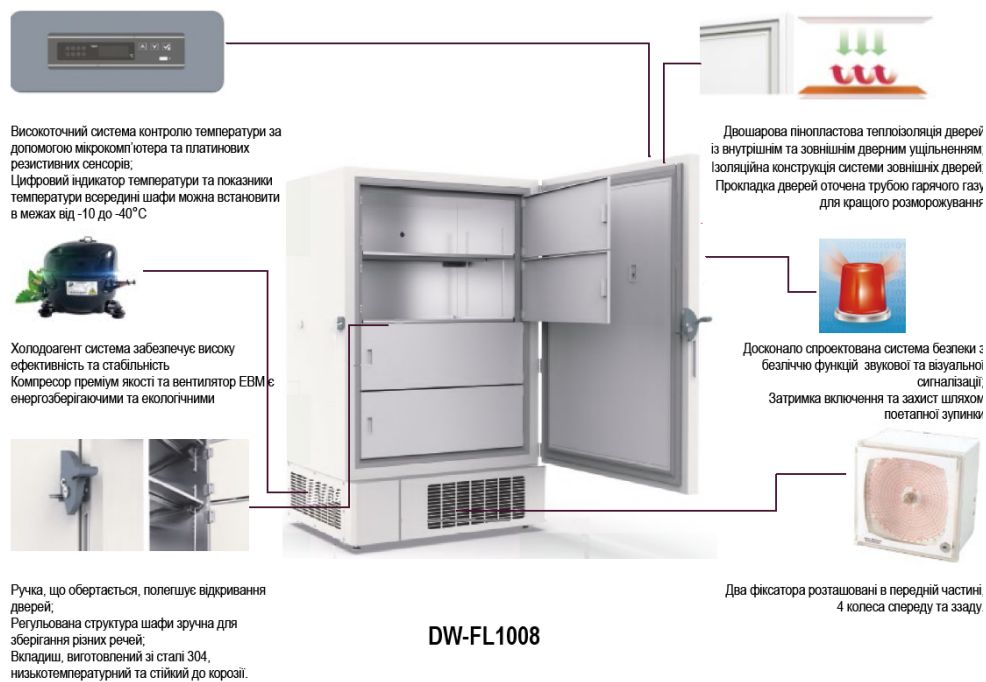


Рисунок 5.2 – Морозильна камера моделі DW-FL1008 [70]

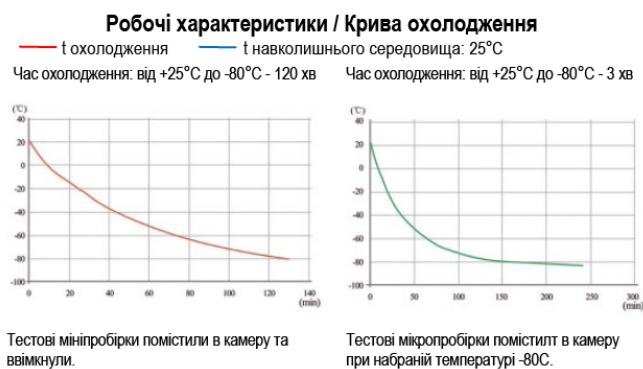
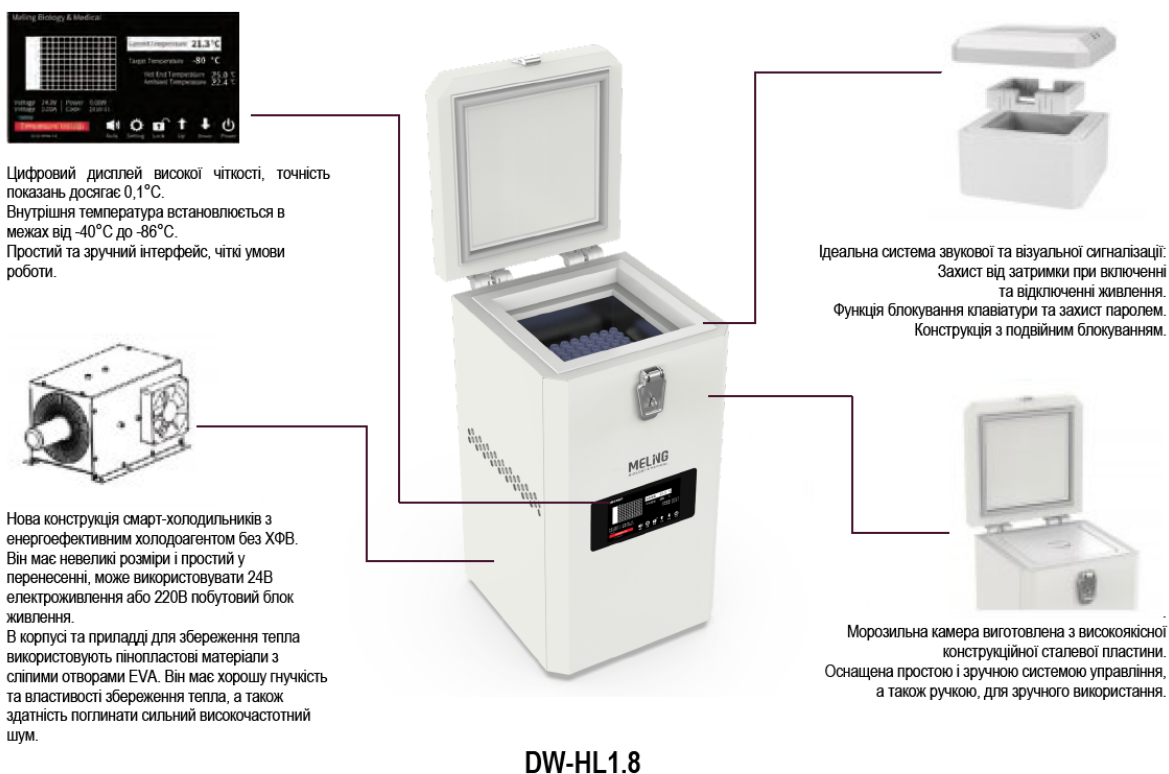



Рисунок 5.3 – Переносна морозильна камера моделі DW-HL1,8 [70]

## Медична кондиціонуюча та криогенна техніка



**Високоточна система контролю температури**  
мікрокомп'ютера та датчики температури платиного резистора дозволяють встановлювати температуру в межах від -110°C до -152°C; Цифровий індикатор температури чітко відображає робочий стан.

Ідеальна система звукової та візуальної сигналізації:  
Затримка включення та захист шляхом поетапної зупинки компресора;  
Функція блокування клавіатури та захист паролем

Відомий міжнародний компресор, ефективне охолодження за допомогою екологічного холодоагенту;  
Імпортний двигун вентилятора відомої марки преміум якості.

Технологія подвійної піноізоляції, збільшена товщина ізоляції з вакуумною VIP панеллю, значно покращують ефект термоізоляції; Вакуумна панель надійно блокує холодне повітря, забезпечуючи дуже хорошу ізоляцію.

Опційні вертикальні стелажі;  
Опційні лампи аварійної сигналізації, система стабілізації напруги, система дистанційної аварійної сигналізації і резервна система рідкого азоту.

Модель горизонтального типу з кришкою, що відкривається вгору, оснащеною симетричними петлями для більш легкого відкривання; Коліщата з блокуванням для переміщення морозильника.

**DW-UW258**

### Робочі характеристики / Крива охолодження



Рисунок 5.4 – Крио-морозильна камера моделі DW-UW258 [70]

О. В. Щесюк, Ю. Г. Щербак, В. М. Запальський,  
М. О. Клименко, Л. Г. Нетюхайло

**Високоточна система контролю температури**  
мікрокомп'ютера та датчики температури платинового резистора дозволяють встановлювати температуру в межах від  $-120^{\circ}\text{C}$  до  $-164^{\circ}\text{C}$ ; Цифровий індикатор температури чітко відображає робочий стан.

**Відомий міжнародний компресор**, ефективне охолодження за допомогою екологічного холодоагенту; Імпортний двигун вентилятора відомої марки преміум якості.

**Опціональні вертикальні стелажі**; Опціональні лампи аварійної сигналізації, система стабілізації напруги, система дистанційної аварійної сигналізації і резервна система рідкого азоту.

**Ідеальна система звукової та візуальної сигналізації**: Затримка включення та захист шляхом поетапної зупинки компресора; Функція блокування клавіатури та захист паролем

**Технологія подвійної піноізоляції**, збільшена товщина ізоляції з вакуумною VIP панеллю, значно покращують ефект термоізоляції; Вакуумна панель надійно блокує холодне повітря, забезпечуючи дуже хорошу ізоляцію.

**Модель горизонтального типу з кришкою**, що відкривається вгору, оснащеною симетричними петлями для більш легкого відкривання; Колючата з блокуванням для переміщення морозильника.

**DW-ZW128**



**Зовнішні розміри (DW-ZW128)**

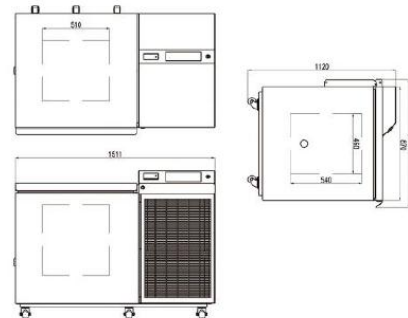


Рисунок 5.5 – Кріо-морозильна камера моделі DW-ZW128 [70]

Технічні характеристики холодильного обладнання компанії Meiling Criogenics Limited Company (КНП) моделей YC-55L; DW-FL1008; DW-HL 1, 8; DW-UW258 та DW-ZW128 наведено в табл. 5.1 [70].

*Таблиця 5.1*

**Технічні характеристики моделей холодильників,  
морозильних і кріо-морозильних камер [70]**

Найменування	YC-55L	DW-FL1008	DW-HL1,8	DW-UW258	DW-ZW128
Корисний об'єм, л	55	1008	1,8	258	128
Температурний режим, °С	від +2 до +8	від -10 до -40	від -40 до -86	від -110 до -152	від -120 до -164
Температура навколишнього середовища, °С	від +16 до +32				
Холодильний агент	R600a	R507	суміш газів	суміш газів	суміш газів
Товщина ізоляції, мм	50	130	150	200	205
Номінальна напруга, В/Гц	220/50	220/50	DC24V, AC100V – 240V/50	380/50	380/50
Номінальний струм, А	0,53	5,22	0,46	28	27,8
Номінальна потужність, Вт	121	1150	80	8160	8200
Зовнішні розміри (ШxГxВ), мм	540x560x632	1360x1006x1980	245x282x496	2250x940x1120	1510x985x1120
Вага, кг	35	320	12	460	380

**5.2. КРІОКОНСЕРВАЦІЯ БІОЛОГІЧНОГО МАТЕРІАЛУ**

Рідкий азот з температурою  $-196^{\circ}\text{C}$  широко використовується під час кріоконсервації біологічного матеріалу. З цією метою створюються кріобанки.

*Кріобанк* – це спеціалізоване місце (обладнаний технологічний простір), де протягом тривалого часу в замороженому вигляді за ультранизьких температурах можна зберігати біологічні рідини, клітини (насемперед, стовбурові клітини), тканини та органи, біологічну функцію яких можна відновити після розморожування [71].

На сьогодні можливості кріобанку наступні: кріоконсервація та зберігання сперми (дає можливість зберігати власний біоматеріал у випадках, коли майбутнє лікування може негативно вплинути на якість сперми або коли йдеться про представників небезпечних професій, також донорської сперми); кріоконсервація власних або донорських ооцитів (якщо неможливо отримати яйцеклітину у жінки, наприклад, з причини спадкових генетичних хвороб, то банк може запропонувати донорську клітину і за участі лікаря-репродуктолога її підібрати, при цьому можна враховувати такі параметри, як колір очей, волосся, зріст, вага, група крові, освіта і т. ін.); біоресурсами банку також можуть бути пуповинна кров, пупковий канатик, плацента, хоріон, шкіра, жирова тканина, кровonosні судини, клітини, ранні ембріони, органи (серце, печінка, нирки та інші),

вони можуть зберігатися в кріобанку майже необмежений термін і використовуватися, наприклад, в трансплантології.

Заморожуванню та зберіганню біоматеріалу в середовищі рідкого азоту передують важливі підготовчі процеси. У його основі запобігання руйнування біологічного матеріалу внаслідок двох руйнуючих факторів: формування внутрішньоклітинного льоду та зневоднення. З цією метою використовують розчини *кріопротекторів* – речовин, захищаючих живі біологічні об'єкти від загибелі в процесі заморожування [72].

Кріопротектори бувають двох типів: проникаючі і непроникаючі. Кріопротектори першого типу перешкоджають формуванню кристаликів льоду за рахунок утворення водневих зв'язків з молекулами води. До зазначених кріопротекторів відносяться: гліцерин, пропіленгліколь, етиленгліколь, диметилсульфоксид. Дія кріопротекторів другого типу до кінця не досліджена, але вважається, що вони сприяють зниженню швидкості зростання кристаликів льоду та захищають клітини від осмотичних перепадів. До непроникаючих кріопротекторів відносять олігосахариди (передусім, сахарозу і трегалозу), а також високомолекулярні сполуки (найбільш часто – фіколл, альбумін, полівінілпіролідон). Зазвичай непроникаючі кріопротектори використовують у якості додаткових компонентів у розчинах проникаючих кріопротекторів.

Залежно від біологічних характеристик тканини або клітини заморожування може проводитися шляхом повільної дегідратації (поступове видавлення рідини і заміна її на кріопротектор), а також за допомогою процесу вітрифікації – практично миттєвим заморожуванням без кристалізації.

Для кожного виду біологічного матеріалу розроблені наукові основи процесу заморожування і відповідні протоколи проведення зазначеного процесу. Наприклад, процес кріоконсервації ембріонів зазвичай передбачає таку послідовність процесу заморожування [72]. Спочатку ембріони розміщують на 10–15 хв. у спеціальний буферний розчин, а далі переносять у проникаючий кріопротектор. У процесі дегідратації ембріон стискається, а після заміщення води кріопротектором – поновлює початкову форму. Далі ембріони переміщують у спеціальні полімерні або скляні попередньо охолоджені трубочки, вкладають у спеціальні каністри (контейнери). Каністри занурюють у посудини Дьюара з рідким азотом, які знаходяться у спеціальному кріосховищі, яке є основним структурним елементом кріобанку.

Сучасним напрямом кріомедицини є використання стовбурових клітин для лікування лейкозів, анемій, хвороб кісткового мозку, цукрового діабету, алергічних проявів та ряду інших захворювань. Перспективним вважається вирощування зі стовбурових клітин інших типів клітин: нервових, печінки, нирок, шкіри та ін., а можливо, й цілих органів.



## Медична кондиціонуюча та кріогенна техніка

---

Питаннями довгострокового збереження стовбурових клітин з метою їх використання у практичній медицині займаються провідні світові медичні установи.

В Україні, на базі Інституту клітинної терапії, створено Кріобанк – лабораторії та кріосховища, загальною площею 700 м<sup>2</sup>, клієнтська база якого складає понад 12000 осіб. На базі Кріобанку виготовлено та заморожено біопрепарати (стовбурові клітини та інші біологічні компоненти), що дозволили за участі провідних медичних установ виконати понад 250 унікальних операцій (трансплантацій). Йдеться про лікування критичної ішемії нижніх кінцівок, захворювання рогівки ока, грижі міжхребетних дисків, ішемічної хвороби серця, ускладнень цукрового діабету та ряду інших захворювань [73].

Лабораторії Кріобанку оснащені найсучаснішим комп'ютерно-інтегрованим обладнанням, що дозволяє виконувати усі технологічні операції з виготовлення, контролю якості, заморожування та зберігання з дотриманням відповідних протоколів та національних і міжнародних стандартів унікального біологічного матеріалу.

Безпосередньо метод роботи заморожування та довгострокового зберігання біоматеріалу, що пройшов процес дегідратії (заміщення води кріопротектором), передбачає виконання низки необхідних процедур. Спочатку здійснюється повільне заморожування біоматеріалу в спеціальних резервуарах з дотриманням відповідного закону (темпу) охолодження, який забезпечується спеціальною комп'ютерною програмою. На рис. 5.6 показано виробничу ділянку кріосховища, де виконується зазначений технологічний процес. У невеликих відкритих посудинах, здійснюється процес попереднього заморожування біоматеріалу [71].

Після попереднього заморожування матеріал переносять у великі посудини Дьюара, де він знаходиться за температури майже – 196°С.



Рисунок 5.6 – Виробничу ділянку кріосховища для попереднього заморожування біоматеріалу [71]

Після завершення карантинного терміну зберігання остаточно відібраний біоматеріал переноситься на довгострокове зберігання у загальне сховище кріобанку, зображене на рис. 5.7 [71].

У сховищі передбачено контроль рівня азоту в посудинах Дьюара та їх дозаправку, аварійну систему електропостачання, відеоспостереження та цілодобову охорону.

В Україні кріобанки мають відповідати Ліцензійним умовам провадження господарської діяльності банків пуповинної крові, інших тканин і клітин людини згідно з переліком, затвердженим Міністерством охорони здоров'я, які затверджені постановою КМУ від 02.03.2016 № 286 і мають відповідну ліцензію [74].



Рисунок 5.7 – Кріосховище довгострокового зберігання біоматеріалу [71]

У зазначеній постанові наведено обов'язкові заходи щодо забезпечення безпеки персоналу, що працює з рідким азотом. Це стосується обладнання приміщень кріосховищ з об'ємом рідкого азоту понад 2000 літрів примусовою припливно-витяжною вентиляцією або змішаною природною витяжною вентиляцією з примусовою припливною. За цієї умови забезпечується вміст кисню в повітрі приміщень кріосховища не нижче 19 %, що контролюється газоаналізатором, заблокованим із системою попереджувальної сигналізації. У приміщеннях кріосховища передбачається окреме місце для зберігання спецодягу, спецвзуття та інших засобів індивідуального захисту, якими забезпечується персонал, що працює з рідким азотом [74].

### 5.3. ПРИСТРОЇ ДЛЯ ЛОКАЛЬНОГО ОХОЛОДЖУЮЧОГО ВПЛИВУ В МЕДИЦИНІ

Локальна кріотерапія впливає безпосередньо на патологічну ділянку тіла, і її застосування потребує розробки спеціальних методик для кожного захворювання. При цьому виді кріотерапії певна частина тіла пацієнта обкладається охолоджуючими елементами або обдувається потоком охолодженого газу (зазвичай це азот або повітря), за допомогою стаціонарних або портативних апаратів.

Локальна кріотерапія газовим кріогенним струменем проявляється переважно зниженням загального порогу больової чутливості, наприклад, зменшується зубний біль, а також такі ефекти, як протизапальний, спазмолітичний, репаративний.

*Кріомасаж* – це різновид терапії холодом, масаж холодом, він має омолоджувальну дію і цілющі властивості [75]. Його застосовують у багатьох випадках, наприклад, лікують вугровий висип, у легких випадках його достатньо, в складних – він є додатковим методом. Метод заснований на охолодженні, яке покращує процес кровообігу в ділянках, де є застійні явища. Завдяки цьому токсини видаляються, а бактерії, які накопичилися, гинуть. Шкіра стає пружною, гладкою, очищається.

Залежно від доцільного температурного рівня джерела холоду та протоколу лікувальної процедури кріомасаж здійснюється льодом, охолодженим повітрям, рідким та газоподібним азотом.

Кріомасаж льодом не потребує спеціальної підготовки і виконується, як правило, з метою косметичного впливу на окремі ділянки обличчя. Крім того, такий масаж проводиться під час різного роду травм. Виконуються льодові компреси (аплікації) на травмовані ділянки тіла. Для виготовлення льоду використовують спеціальні формочки, в які наливають очищену питну або мінеральну воду, а також настої або відвари трав, соки овочів та фруктів. Далі здійснюється заморожування формочок в морозильних камерах звичайних або медичного призначення холодильників. На рис. 5.8 зображено виготовлені для виконання кріомасажу брикети льоду [75].



Рисунок 5.8 – Льодові брикети для кріомасажу [75]

З метою зменшення больового відчуття та набряку під час травм у певних випадках застосовують льодовий компрес (аплікацію) на ділянку пошкодження. Процедуру здійснюють за допомогою спеціальних целофанових пакетів, заповнених льодом і виготовлених заморожуванням у морозильних камерах.

На рис. 5.9 показано варіант виконання льодового кріомасажу обличчя [75].



Рисунок 5.9 – Льодовий кріомасаж обличчя [75]

Для локального кріомасажу (кріотерапії) використовують пристрої повітряної кріотерапії. Вплив на поверхню тіла пацієнта здійснюється потоком холодного сухого повітря, що забирається з навколишнього середовища. Конструктивно вони є достатньо складними, але не потребують заміни витратних матеріалів (зокрема, посудин з рідким азотом), живляться від стандартної побутової електромережі, легко переміщуються, тобто є повністю автономними. Пристрої для локальної повітряної кріотерапії забезпечують охолодження до  $-60^{\circ}\text{C}$  (зазвичай  $-35 - 45^{\circ}\text{C}$ ).

Такий варіант кріомасажу (кріотерапії) виключає мікроскопічні пошкодження шкіри. Кріомасаж може використовуватися як окремо так і в якості підготовчої або завершальної процедури, яка підсилює ефективність інших лікувальних впливів на шкіру. У якості підготовчої процедури він активізує мікроциркуляцію в капілярах та метаболічні процеси в шкірі, а в якості завершальної – попереджує та знімає біль, набряки, запалення, що виникли під час та після теплових і оперативних процедур: лазерної і механічної епіляції, чистки, пілінгу, шліфовки, дермабразії, термокоагуляції.

На рис. 5.10 показано сучасний пристрій такого класу «Cryoflow 1000 IR» [76]. Він використовується в хірургії, ортопедії, травматології, спортивній медицині, ревматології, неврології, поновлювальній медицині, дерматології, косметології. Пристрій оснащений спеціальними повітряними насадками та системою біологічного зворотного зв'язку з дистанційним контролем температури на поверхні шкіри. Апаратний контроль температури охолоджуваних тканин запобігає їх пошкодженню.

Зазначений пристрій забезпечує температуру охолоджуваного струменя повітря до  $-35 - 45^{\circ}\text{C}$ , витрату повітря більше 1000 л/хв, а також 10 варіантів змінення швидкості повітряного потоку. Максимальна споживана потужність сягає 1200 Вт.

## Медична кондиціонуюча та кріогенна техніка

Масаж рідким азотом є більш ефективним, але потребує особливої обережності та відповідної професійної підготовки медпрацівника.

Для кріомасажу за допомогою рідкого азоту користуються ватною паличкою та рідким азотом зі спеціального термоса, який періодично заправляється із посудин Дьюара.

Азот легкими масажними рухами, ледь торкаючись обличчя, наносять на шкірні лінії. Після його нанесення на шкірі утворюється тонка льодова кірка, яка швидко зникає. Подібні процедури сприяють звуженню судин, в результаті чого вони укріплюються.

На рис. 5.11 зображено виконання такого виду кріомасажу [75].

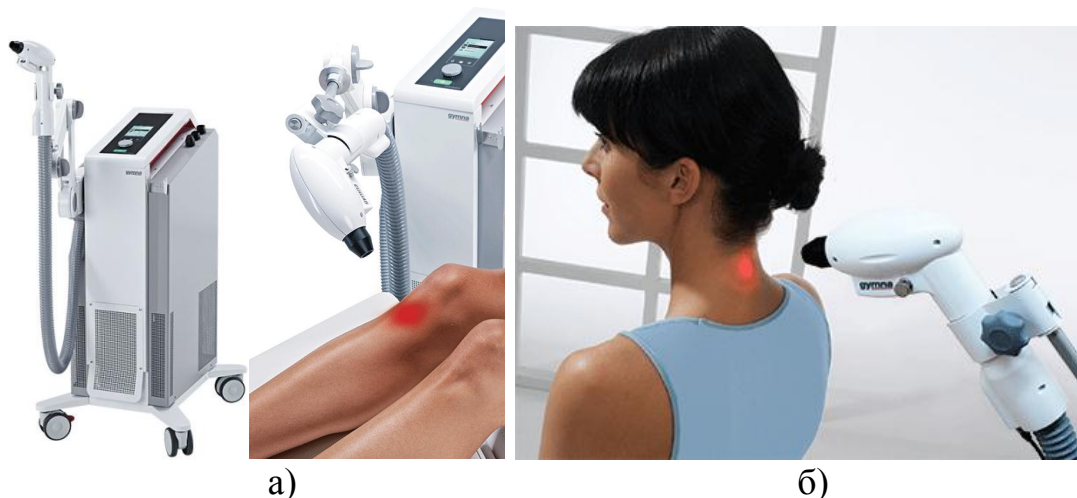


Рисунок 5.10 – Пристрій для локальної кріотерапії та кріомасажу струменем холодного повітря: а) зовнішній вигляд; б) виконання кріотерапевтичної процедури [76]

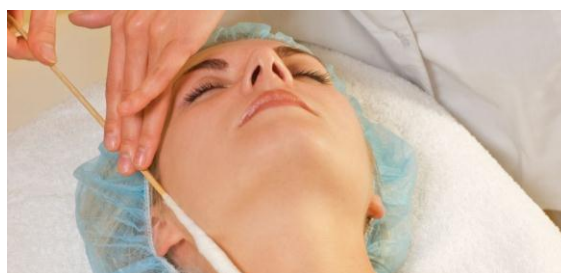


Рисунок 5.11 – Косметичний кріомасаж обличчя рідким азотом [75]

Відносно новим напрямом у кріомасажі азотом є аеро-кріомасаж, за якого вплив на пацієнта здійснюється спрямованим газоподібним струменем. Перевагою такого методу є відсутність прямого контакту рідкого азоту зі шкірою пацієнта. Зазначений аеро-кріомасаж дозволяє дозовано впливати на проблемні ділянки шкіри, за цих умов можливо дозовано здійснювати кріопроцедуру на проблемних ділянках обличчя: віках, навколо губ, крилах носу.

На рис. 5.12 показане виконання аеро-криомасажу на обличчі пацієнта [75].



Рисунок 5.12 – Аеро-криомасаж азотом ділянки обличчя [75]

Варто відзначити, що апарати для локальної кріотерапії, що працюють на рідкому азоті, можуть забезпечувати діапазон температур від  $-20$  до  $-180^{\circ}\text{C}$ . Зазвичай пристрої є багатофункціональними щодо їх використання як для терапевтичних і оздоровчих процедур, так і хірургічних. Проте передбачається можливість встановлення широкого діапазону режимів роботи: від короткочасних (за наднизьких температур і максимальних швидкостей обдування ділянки шкіри) до тривалих, коли забезпечується помірне охолодження проблемної ділянки шкіри.

Для виконання косметичних процедур існують компактні пристрої аеро-криомасажу (рис. 5.13) з незначним об'ємом посудини для зберігання рідкого азоту [77]. Вони періодично поповнюються азотом із посудин Дьюара (рис. 5.13, а).



Рисунок 5.13 – Пристрій для косметичного аеро-криомасажу [77] :  
а) заправка пристрою рідким азотом із посудини Дьюара; б) проведення косметичної процедури

Хід кріопроцедури необхідно жорстко контролювати. Це обумовлено тим, що в ході процедури пацієнт може отримати обмороження тканин – не тільки зовнішніх, але й внутрішніх. Численними дослідженнями

доведено, що зниження температури шкіряних покривів усього до  $+15\text{ }^{\circ}\text{C}$  має терапевтичний ефект – зменшується біль, запалення, спадає набряк. Але більш суттєве зниження температури шкіри протягом тривалого часу до  $+2\text{ }^{\circ}\text{C}$  може призвести до небажаних побічних ефектів. Тому з метою безпеки, як правило, її не рекомендують знижувати нижче  $+5\text{ }^{\circ}\text{C}$  [3].

Щоб запобігти небажаних наслідків, лікарю необхідно уважно слідкувати за тим, щоб під час проведення кріо процедури не з'явилися паталогічні реакції – поява стійкої білої ішемічної плями (не більше ніж на 2 с), тремтіння і посиніння шкіри.

У медичній практиці, починаючи з 1970-х р., для локального охолодження певної ділянки тіла пацієнта потоком холодного повітря використовується простий і компактний пристрій – вихрова труба. Відсутність необхідності в обслуговуванні, широкий діапазон температур отриманого потоку, безінерційність – це важливі переваги, які визначають подальше розширення такого способу охолодження [78, 79]. Порівняно з можливостями, які може надати медицині складна «традиційна» холодильна техніка, вихрова труба у деяких випадках виявляється єдиним доступним або безальтернативним технічним рішенням.

Наприклад, у 1-й дитячій лікарні м. Одеси (Україна) уперше застосовані прості вихрові труби для попереднього охолодження кінцівки перед проведенням необхідних лікувальних заходів остеомієліту [80].

Технологія використання вихрової труби представлена на рис. 5.14. Стисле повітря через вентиль 3 і патрубок 2 потрапляє у вихрову камеру 1, у якій здійснюється його розділення на холодний і гарячий потоки. Випуск холодного потоку здійснюється через холодний кінець 4 вихрової труби, до якого приєднано медичну гумову трубку 5, навитою на кінцівку пацієнта. За цієї умови здійснюється попереднє охолодження кінцівки – до досягнення її «нечутливості». Кінець гумової трубки 5 приєднаний до металеві трубки 6, припаяної до камери вихрового енергорозділення. Відпрацьований потік холодного повітря, проходячи крізь металеву трубку 6, здійснює охолодження гарячого кінця 7 вихрової труби, тим самим підвищуючи її енергетичну ефективність. Гарячий потік повітря потрапляє в сопло 10, а далі в змішувальну камеру 11 ежектора. Під час цього через патрубок 12 ежектора здійснюється підсос відпрацьованого холодного повітря.

Відповідно до програми лікувальних заходів, лікарські засоби з шприців або крапельниць вводять в кінцівку через міжвиткові щілини трубки 5 (показані зверху пунктиром). Темп і температурний рівень охолодження кінцівки регулюють простими засобами – за допомогою регулювальних вентилів 8 і 9, а також 3 [80].

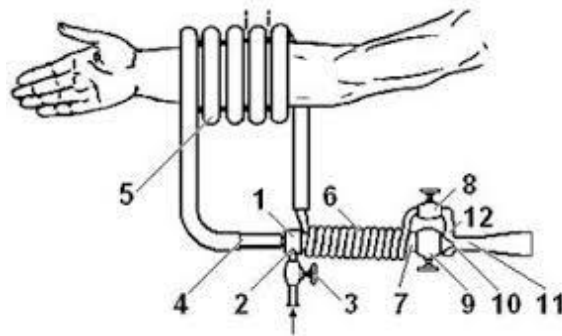


Рисунок 5.14 – Вихровий пристрій для охолодження кінцівки [80]:  
1 – вихрова камера; 2 – введення стислого повітря; 3 – вентиль; 4 – випуск холодного потоку; 5 – трубка гумова, навіта на кінцівку; 6 – трубка металева, припаяна до камери; 6 – трубка металева, припаяна до камери вихрового енергорозділення; 8 – вентиль управління відсмоктуванням; 9 – вентиль регулювання режиму охолодження; 10 – сопло випуску гарячого потоку в камеру змішувача ежектора; 11 – камера ежектора; 12 – підсос відпрацьованого потоку

Прикладом використання термоелектричного охолодження для локального теплового впливу в медицині є різного роду модифікації термоелектричного холодильника (ТЕХ), які досліджені у роботах [81, 82, 83]. У тому числі йдеться про комбінований (контрастний) охолоджуючий і нагрівний вплив на біологічні тканини організму людини.

На рис. 5.15 представлено принципову схему напівпровідникового термоелектричного пристрою для одночасного температурного впливу на верхню та нижню поверхні стопи людини [82].

Пристрій містить дві термоелектричні батареї (ТЕБ) 1 і 2, що одними спаями знаходяться у контакті зі стопою 3 людини через спеціальні прошарки 4 і 5. Прошарки виконані у вигляді тонкостінних герметичних ємностей та заповнені рідиною 6 з високим коефіцієнтом теплопровідності. Відведення теплоти з гарячих спаїв здійснюється рідинними теплообмінниками 7 і 8. Місце розташування еластичної ємності 5 і поєднаної з нею термобатареї 2 на верхній частині стопи може корегуватися за допомогою стійки, що складається із ланок 9, 10, 11, поєднаних між собою шарнірами 12. Ланка 10 виконана телескопічною.

Управління режимами роботи ТЕБ 1 та 2 здійснюється двоканальним, з програмним настроюванням, джерелом живлення. Також забезпечується почергове перемикавання режимів їх роботи: з режиму нагрівання на режим охолодження та навпаки.



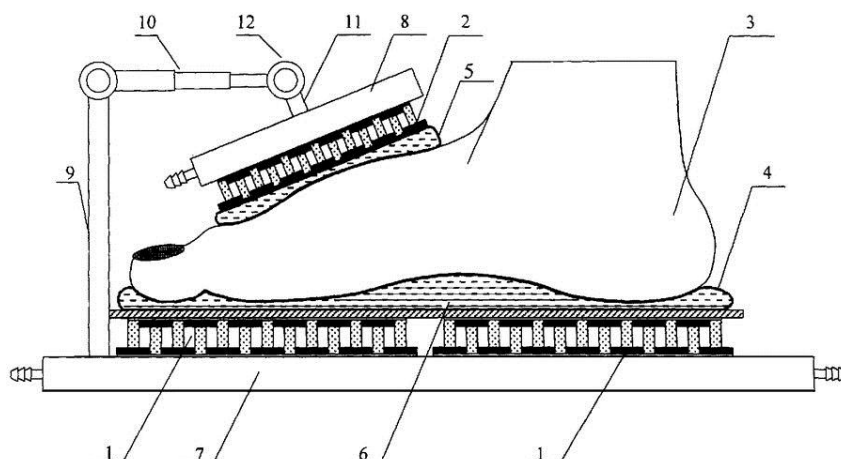


Рисунок 5.15 – Принципова схема термоелектричного пристрою для комплексного охолоджуючого і нагрівального впливу на стопу людини [82] : 1, 2 – термоелектричні батареї; 3 – стопа людини; 4, 5 – прошарки (тонкостінні герметичні ємності); 6 – рідина; 7, 8 – рідинні теплообмінники; 9, 10, 11 – елементи рухомої стійки; 12 – шарнір

Загалом, варто зазначити, що сучасні медичні пристрої дозволяють запроваджувати ефективні методики локального лікувального кріовпливу на проблемні ділянки тіла людини. У сукупності з іншими фізіотерапевтичними процедурами (зокрема, ударно-хвильовою терапією) це дозволяє отримати позитивні зміни в лікувальному (оздоровчому) процесі та дозволяє зменшити або взагалі відмовитися від вживання лікарських препаратів.

### 5.4. КРІОТЕРАПЕВТИЧНІ СИСТЕМИ ДЛЯ ЗАГАЛЬНОГО ОХОЛОДЖУЮЧОГО ВПЛИВУ В МЕДИЦИНІ

Відомо, що загальна кріотерапія подразнює все рецепторне поле шкіри і впливає на центральну нервову систему, активує адаптаційні системи організму, не володіє специфічною дією, тому її застосування однакове за будь-яких порушень в організмі. Процедура загальної кріотерапії впливає на пацієнта інакше, ніж гіпотермічні процедури, такі як, наприклад, моржування. Вона не так сильно навантажує систему терморегуляції, не має надто високої стресової дії, не викликає великого викиду адреналіну, підвищення артеріального тиску та частоти серцевих скорочень.

Загальна кріопродура проводиться в спеціальних апаратах-приміщеннях, різних за об'ємом та заповнених охолодженим газом, і називаються вони – кріосауна, кріокабінка, кріобасейн або кріогенна камера.

На рис. 5.16 наведено загальний вигляд *кріосауни* [84], а на рис. 5.17 [85] – принципова схема типового варіанту системи холодопостачання кріосауни, в основі якої використання скрапленого азоту.

Пристрій охолодження газового середовища (парогенератор) є основним енергетичним елементом кріосауни (рис. 5.17) і забезпечує підведення в кабінку газу-теплоносія із заданою температурою лінією А, а також відведення теплоносія на повторне охолодження (лінія Б).

Основним елементом системи охолодження є контактний теплообмінник, утворений витратною ємністю 1 і каналом парогенератора 2. Під час роботи кріосауни над поверхнею рідкого азоту в ємності 1 за допомогою відцентрового вентилятора 3 утворюється рух газу-теплоносія зі значною швидкістю. Газ захоплює краплі азоту, який разом з газовим потоком потрапляє в канал парогенератора 2.

Під час руху краплі рідкого азоту відводять від газу-теплоносія надлишкову теплоту і частково випаровуються. Після вентилятора 3 суміш рідкого азоту і газу потрапляє у відокремлювач рідини 4. Краплі, що не випарились у каналі 2 і вентиляторі 3, стікають у витратну ємність 1 каналом 5, а газова фракція потоку лінією А спрямовується у процедурну кабінку ІІ.



Рисунок 5.16 – Загальний вигляд кріосауни [84]

Сучасні кріосауни обладнані спеціальними пристроями та системами, що дозволяє виконувати лікувальні та оздоровчі процедури в оптимальному режимі. Наприклад, в кріосаунах типу Кріон ПРО [86] передбачено пристрій швидкого запуску системи охолодження кріокамери, автоматизовану систему подачі азоту по температурі, безшумний підйом пацієнта, систему екстреного видалення вологи та ін. Передбачено низку заходів, що забезпечують комфорт та безпеку пацієнта і персоналу під час виконання процедур.

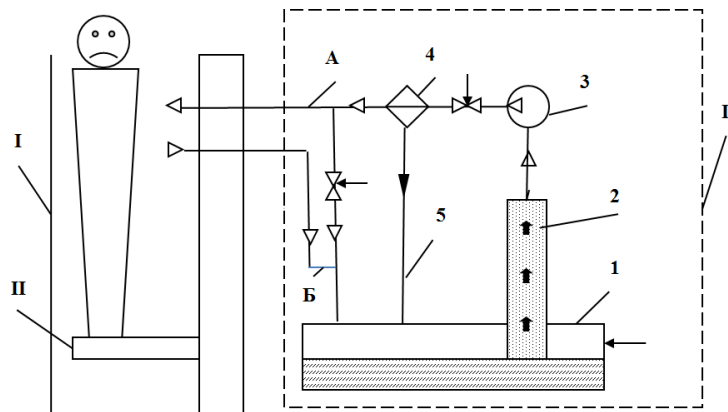


Рисунок 5.17 – Принципова схема холодопостачання кріосауни [85]:  
 I – кабіна ; II – пристрій охолодження (парогенератор); III – підіймач пацієнта;  
 1 – витратна ємність азоту; 2 – робочий канал парогенератора;  
 3 – відцентровий вентилятор; 4 – відокремлювач рідини;  
 5 – канал рідкого азоту

У кріосаунах з використанням рідкого азоту може забезпечуватися широкий діапазон температур, їхня нижня межа зазвичай складає  $-140$ – $150^{\circ}\text{C}$ , а у деяких моделях до  $-160$ – $180^{\circ}\text{C}$ . Безумовно, їх основним недоліком є наявність технологічних операцій, пов'язаних з використанням витратного холодоагенту – скрапленого азоту.

Останні досягнення у холодильній техніці дозволили створити кріосауни, що працюють без використання рідкого азоту. Холодопостачання в них забезпечується за рахунок використання парових компресійних холодильних машин (ПКХМ). Прикладом таких кріосаун є розробки ТОВ «КРИО ХОЛОД». На рис. 5.18 зображено зовнішній вигляд та варіант розміщення кріосауни «КИТ 2», холодопостачання якої забезпечується двокаскадною ПКХМ з повітряним охолодженням конденсатора [87].

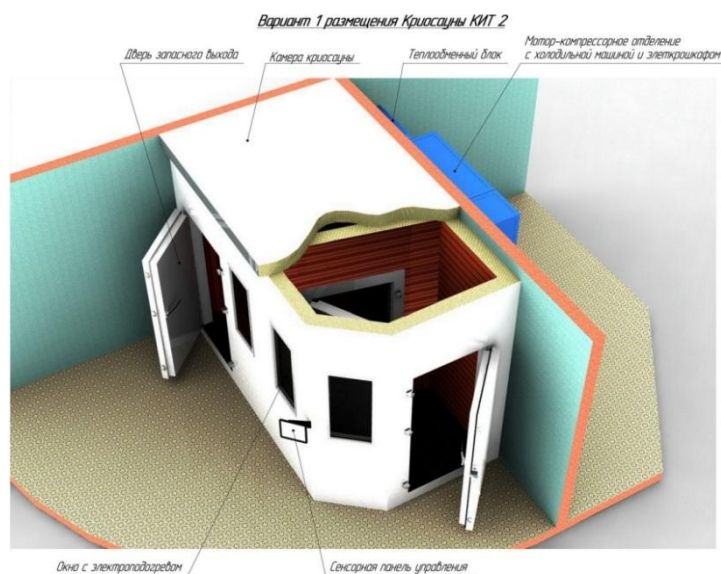


Рисунок 5.18 – Зовнішній вигляд та розташування кріосауни «КИТ 2» [87]

Кріосауна виконана у вигляді двокамерної конструкції з габаритними розмірами  $L \times V \times H = 3,9 \times 2,15 \times 2,8$  м, можлива кількість пацієнтів на одну процедуру до 2–3 осіб. У процедурній камері забезпечуються такі температурні режими:  $-20^{\circ}\text{C}$ ,  $-60^{\circ}\text{C}$  та  $-110$ – $120^{\circ}\text{C}$ . Живлення силового обладнання здійснюється від штатної мережі напругою 220 В. Електрична шафа оснащена акумуляторним живленням, що забезпечує роботу контрольно-вимірювальних приладів та освітлення в камерах з метою завершення процедури у разі вимкнення електроенергії.

Холодозабезпечення кріосауни за допомогою ПКХМ пов'язане з певними особливостями режимів її роботи: режим охолодження від температури навколишнього середовища до робочих температур складає майже 4 год., а режим відтаювання (передусім випарника холодильної машини) – приблизно 2,5 год. За потреби режим обслуговування пацієнтів може забезпечуватися протягом 8–15 год. на добу.

Водночас фірми-виробники пропонують широкий спектр кріосаун, які відрізняються конструктивними схемами, системами холодопостачання, рівнем енергоспоживання та автоматизації технологічних процесів під час підготовки та виконання лікувальних процедур.

Варто зазначити, що використання загальної кріотерапії потребує спеціальних знань та додаткової підготовки лікарів з урахуванням того, що базові теоретичні знання та практичні навички використання кріогенної температури у сучасних лікарів у більшості випадків відсутні.

## 5.5. КРІОХІРУРГІЧНЕ ОБЛАДНАННЯ

*Кріохірургія* (від грецьк. κρῖο – *холод* і χειρουργική – *«робота руками»*) – це руйнування і видалення патологічних тканин за допомогою охолодження (заморожування) до температури, що є межею її стійкості до холоду (для більшості тканин це температура, нижча за  $-20^{\circ}\text{C}$ ). Клітини деяких злоякісних пухлин гинуть за умови зниження температури до  $-160^{\circ}\text{C}$  [88].

Тривалий вплив наднизьких температур на живі тканини призводить до руйнування їх функцій, а далі до відмирання (некрозу) і відторгнення тканин. Використовуючи цей ефект, з'явилася кріохірургія. Сучасна кріохірургія бере свій початок з робіт американських вчених – нейрохірурга І. Купера та інженера А. Лі., які у 1961 р. розробили кріодеструктор для лікування хвороби Паркінсона. Він став попередником цілої серії медичних кріогенних пристроїв, де в якості холодоагенту використовувався рідкий азот. У СРСР першу кріохірургічну операцію здійснив Е. Кандель. Інструменти для неї виготовив О. Шальников, вони працювали на рідкому азоті ( $-196^{\circ}\text{C}$ ). У 1977 р. групі вчених з України за успіхи в розвитку кріохірургії було присуджено Державну премію УРСР, а в 1978 р. вченим із м. Харкова – Державну премію СРСР [3, 88].

Кріохірургія застосовується для вирішення різного роду естетичних проблем, наприклад, для видалення небажаних шкірних плям та інших утворень. Таке «оперативне втручання» називається *кріодеструкцією*, тобто руйнуванням (у цьому випадку живої тканини) за допомогою наднизьких температур [88]. Кріохірургії надають перевагу серед інших видів хірургічних втручань. Створена велика кількість апаратів – *кріодеструкторів* (*кріоаплікаторів*) для однофокусного та багатофокусного кріоруйнуючого впливу на патологічні тканини, передусім на пухлини [88].

На рис. 5.19 зображено приклад конструктивно нескладного, але в деяких випадках для кріодеструкції невеликих об'ємів патологічних новоутворень (дерматологія, косметологія, стоматологія, ларінгологія), ефективного кріохірургічного інструмента (кріоаплікатора) «КриоСтик» [89].

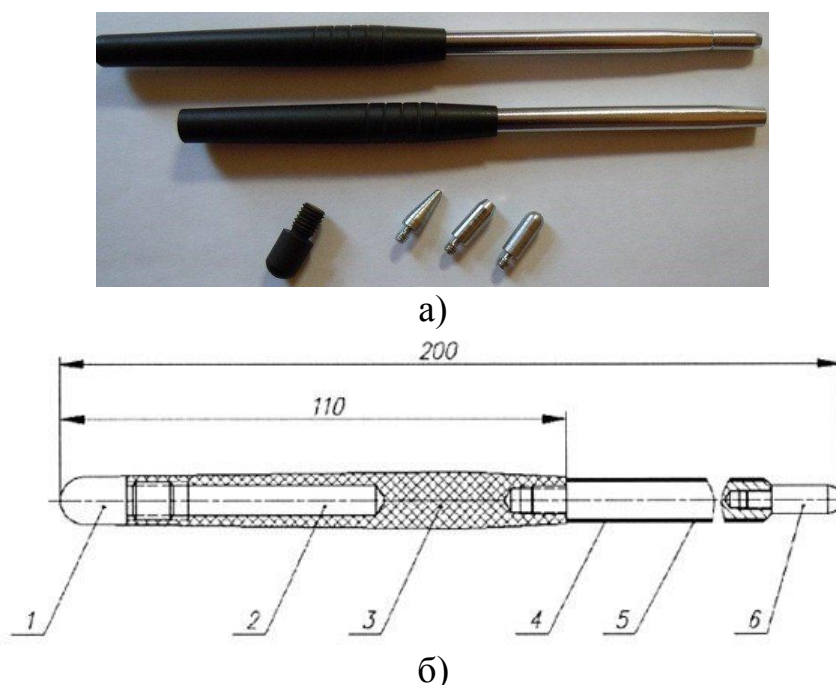


Рисунок 5.19 – Кріохірургічний інструмент «КриоСтик» [89] : а) зовнішній вигляд; б) конструктивна схема: 1 – кришка; 2 – пенал для наконечників; 3 – ручка; 4 – стрижень; 5 – кожух захисний; 6 – змінний наконечник

Зазначений кріохірургічний інструмент має змінні наконечники різної форми і розмірів, що дозволяє виконати оптимальний кріовплив на проблемну ділянку шкіри або слизової оболонки пацієнта. У робочий стан інструмент приводиться шляхом періодичного занурення наконечника у рідкий азот. Пов'язаний з наконечником металевий стрижень акумулює холод, який використовується для проведення кріодеструкції.

На рис. 5.20 показано зовнішній вигляд (рис. 5.20, а) [90] і конструктивну схему (рис. 5.20, б) [91] кріопристрою (кріодеструктора) «Криотон-3» виробництва ТОВ «Медан» (Україна).

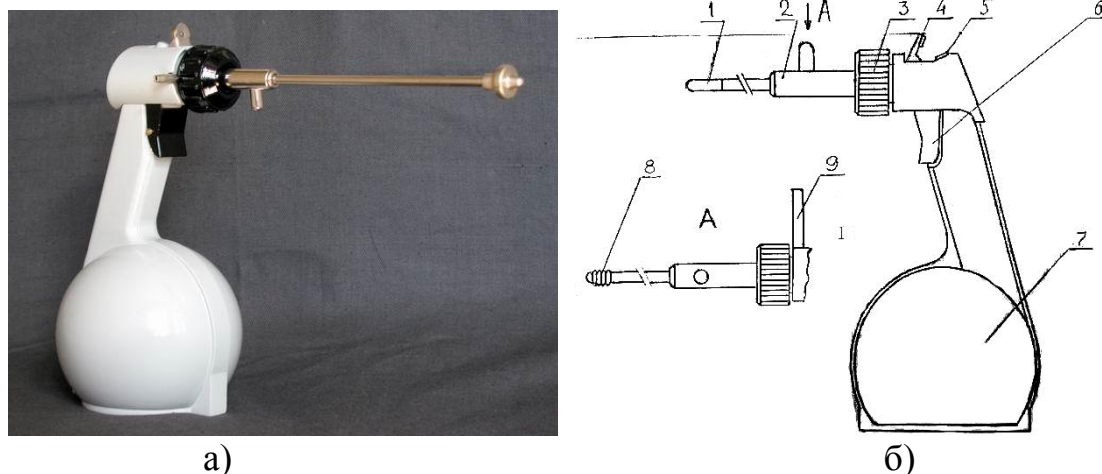


Рисунок 5.20 – Кріохірургічний пристрій «Криотон-3»: а) загальний вигляд [90]; б) конструктивна схема [91]: 1 – робочий наконечник; 2 – кріоінструмент; 3 – накидна гайка, 4 – клапан; 5 – заправна горловина; 6 – педаль управління клапаном; 7 – посудина для кріоагента; 8 – різьбове з’єднання; 9 – штуцер

Робочою поверхнею пристрою є змінний наконечник 1, який за допомогою нарізного з’єднання (різьба 8) знаходиться у сполученні з кріоінструментом 2. Кріоінструмент має стикувальний конус, сумісний із конусним гніздом на посудині 7. Фіксація кріоінструмента 2 здійснюється за допомогою накидної гайки 3. У його верхній частині розташовано заправну горловину 5, клапан 4, педаль управління клапаном 6, а також штуцер 9, на який одягається гнучкий шланг відповідного діаметра для відведення парів кріоагента (азоту) поза межами робочої зони.

Кріоінструмент 2 виконується із вакуумною ізоляцією, що дозволяє підтримувати достатньо високу температуру на поверхнях пристрою (не менше + 5 °С).

Охолодження поверхні робочого наконечника 1 забезпечується в результаті кипіння холодоагента, циркуляція якого здійснюється під впливом надлишкового тиску, що виникає у посудині 7 в результаті її закриття клапаном 4.

Пристрій заправляється рідким азотом безпосередньо із посудини Дьюара (наприклад, типу СК-16), скориставшись переливним пристроєм, зображеним на рис. 4.12, або із кріотермоса, який попередньо заповнюється так само з посудини Дьюара.

У деяких випадках для виконання кріохірургічного втручання на проблемні ділянки тіла пацієнта достатнім є використання в якості холодоагенту сполук з більш високою, порівняно з азотом, температурою кипіння за нормальних умов, зокрема закису азоту ( $N_2O$ ) та діоксиду вуглецю  $CO_2$ . У таких кріоінструментах з метою отримання низьких температур використовують процес дроселювання (ефект Джоуля-Томсона) відносно

стисненого холодоагенту, який має температуру навколишнього середовища. Прикладом такого кріоінструмента є кріоаплікатор (кріодеструктор) КМТ-01 (Україна) [92], зображений на рис. 5.21.

Для роботи КМТ-01 зазвичай використовується медичний закис азоту, який зберігається у стандартному 10-ти літровому балоні. Інструмент оснащений чотириступеневою системою очищення, що гарантує його роботу на газі, який не відповідає стандартам якості. Пристрій обладнаний клапанно-дросельною системою, за допомогою якої забезпечується дроселювання газу та регулювання його подачі на проблемну ділянку тіла (органу) пацієнта. Охолоджений газ перетворюється на рідину безпосередньо у наконечнику кріозонда. З метою підвищення економічності в інструменті передбачена система регенерації холоду, яка втричі зменшує витрату газу на проведення хірургічних операцій.



Рисунок 5.21 – Кріоаплікатор (кріодеструктор) КМТ-01 [92]

Прилад оснащений захищеним від пошкодження гнучким трубопроводом для подачі газу від балона до кріозонда. Передбачено видалення відпрацьованого газу за межі операційного поля. Прилад оснащений набором наконечників для усіх видів гінекологічних маніпуляцій, а також наконечниками для дерматології, проктології, отоларингології та кріорефлексотерапії [92].

Ще одним прикладом кріоінструмента, який працює на закисі азоту, є пристрій Cryoalfa (Швейцарія) [93], виконаний у портативному варіанті.

На рис. 5.22 показано зовнішній вид зазначеного кріоінструмента (рис. 5.22, а) та його використання під час виконання кріодеструкції на кисті пацієнта (рис. 5.22, б).

Робочою речовиною в інструменті є закис азоту, який зберігається у картриджі при тиску в межах 5 МПа. Картридж обладнаний дросельно-клапанною системою, за допомогою якої забезпечується процес дроселювання газу та регулювання його подачі на проблемну ділянку шкіри пацієнта. За цих умов, температура у потоці газу складає близько  $-89^{\circ}\text{C}$  (температура кипіння оксиду азоту за нормальних умов). До інструмента додаються робочі наконечники (контактні та струменеві), за допомогою

яких інструмент адаптується до різного роду хірургічних кріовтручань. Рекомендована область використання – дерматологія, гінекологія, стоматологія, ветеринарна медицина.

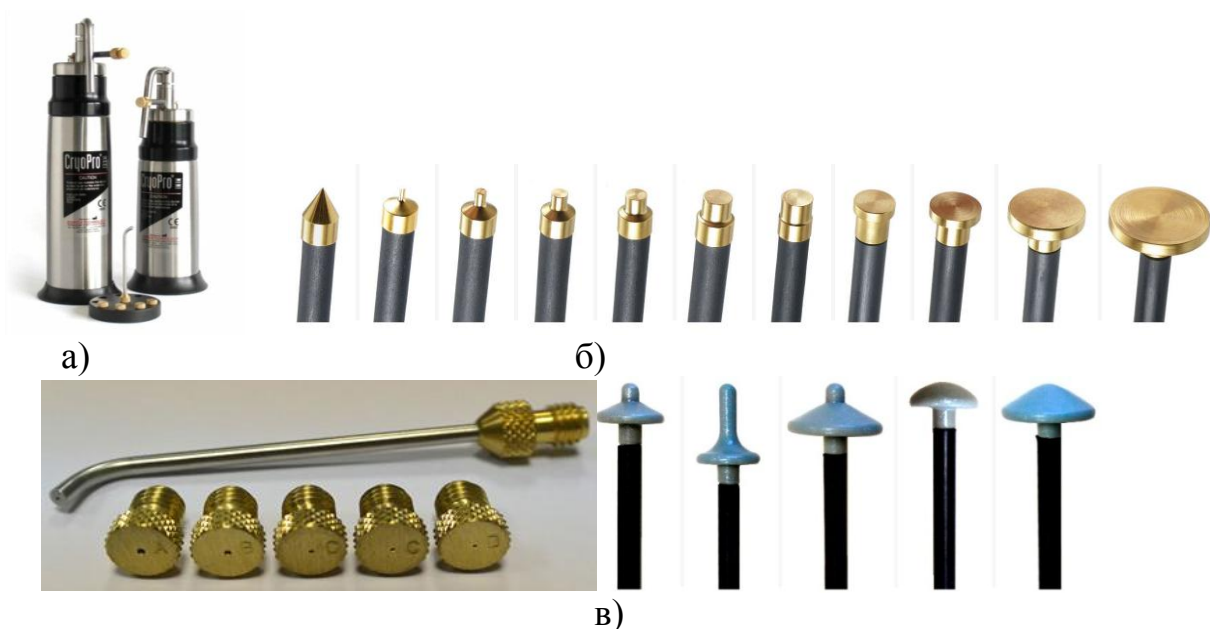


а)

б)

Рисунок 5.22 – Портативний кріоінструмент Cryoalfa [93] :  
а) зовнішній вигляд; б) виконання кріохірургічної процедури

Сучасні кріохірургічні пристрої оснащуються комплектами різного роду наконечників – струменевих та контактних, що дозволяють розширити номенклатуру кріохірургічного втручання, зробити їх більш зручними та ефективними. На рис. 5.23 показано зовнішній вигляд (рис. 5.23, а) двох модифікацій кріодеструктора CryoPro (Данія) та частку укомплектованих струменевими (рис. 5.23, б) та контактними (рис. 5.23, в) наконечниками [94]. Дві модифікації кріодеструктора CryoPro Mini та CryoPro Maxi з відповідними об'ємами внутрішнього кріотермоса для рідкого азоту 350 і 500 мл, укомплектовані насадками різної геометрії, які дозволяють виконувати ефективно та естетично досконале кріолікування у сфері дерматології, гінекології, косметології, отоларингології, естетичній медицині.



а)

б)

в)

Рисунок 5.23 – Кріодеструктор CryoPro [94]: а) зовнішній вигляд;  
б) і в) струменеві та контактні наконечники



Виконання складних криохірургічних операцій потребує наявності високотехнологічних криотерапевтичних систем, включаючи до їх складу відповідний криотерапевтичний інструментарій (криозонди). Прикладом такої системи є «Система медична криотерапевтична МКС» виробництва ТОВ «Международный Институт криомедицины» (Росія) [95, 96].

Для створення тонких ін'єкційних криозондів системи використано надтонкі трубки з конічним переходом їх внутрішнього діаметра від 1,6 до 0,35 мм при товщині стінки 0,01 мм. Деталі корпусу криозонда виготовлено на високоточних станках з програмним керуванням та поєднані лазерною зваркою. Кінцева частина голки криозонда, а саме – криокамера – позбавлена вакуумної термоізоляційної оболонки, а тому є джерелом охолодження біологічних тканин. Корпус криозонда покритий електрохімічним шаром золота. На рис. 5.24 зображено принципову схему криогенного і пневматичного контурів криозонда і криотерапевтичної системи (рис. 5.24, а) [95] та їх аксонометричне зображення (рис. 5.24, б) [96].

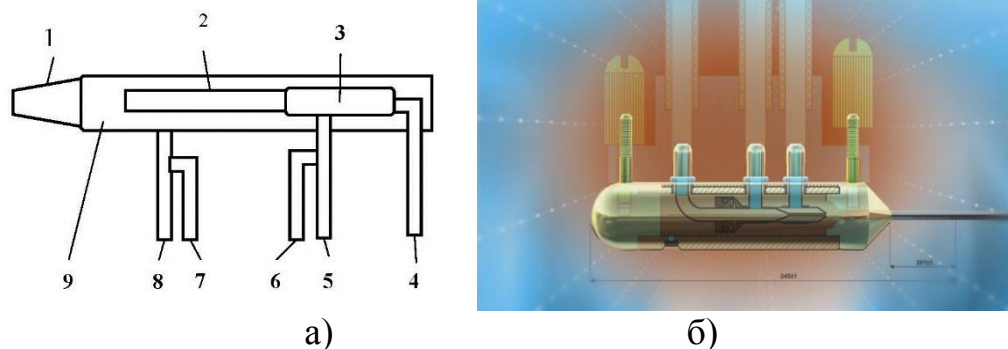
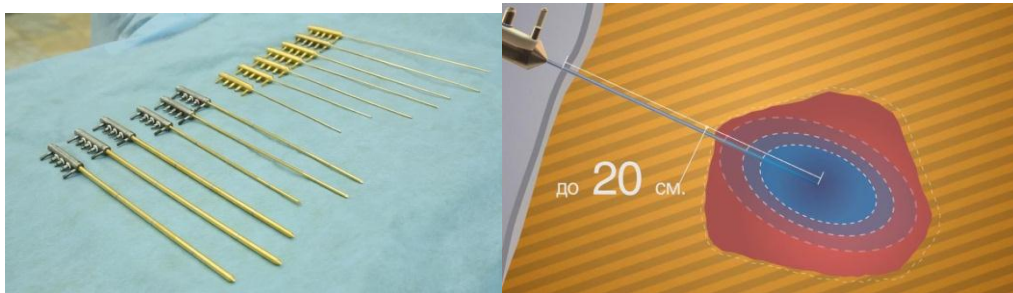


Рисунок 5.24 – Криогенний і пневматичний контури криозонда і криотерапевтичної системи МКС:

- а) принципова схема [95]; б) аксонометричне зображення [96]:  
1 – криокамера криозонда; 2 – трубка всередині криозонда для подачі холодоагента; 3 – сепаратор парорідинного потоку; 4 – канал подачі холодоагента; 5 – канал тонкого регулювання шунтування; 6 – канал шунтування контуру охолодження; 7 – канал теплового шунтування; 8 – зворотний канал; 9 – зворотна трубка всередині криозонда;

Комплект криозондів з голками різного діаметра і довжиною до 20 см дозволяє виконувати пункціональні малоінвазивні процедури криодеструкції у важкодоступних анатомічних областях. На рис. 5.25 зображено комплект криозондів з голками різного діаметра і довжини (рис. 5.25, а), а на рис. 5.25, б – варіант положення криозонда у процесі виконання криохірургічної операції [96].



а) б)

Рисунок 5.25 – Кріозонди системи МКС [96]:

а) базовий комплект кріозондів; б) варіант положення кріозонда у процесі виконання кріохірургічної операції

Під час проведення операції блок управління та температурного контролю виводить на екран монітора МКС поточну графічну та цифрову інформацію.

Система МКС також дозволяє виконувати паліативні втручання для усунення болювого, компресійного, обтураційного та запалювального синдромів.

## 5.6. КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ ДО РОЗДІЛУ

1. Що таке «холодовий ланцюг»?
2. Які основні складові «холодового ланцюга»?
3. Яке обладнання використовується у системі «холодового ланцюга»?
4. Охарактеризуйте три групи термолабільних лікарських засобів та біоматеріалів.
5. Які основні вимоги до медичного холодильного і морозильного обладнання?
6. Що таке кріобанки і з якою метою вони створені?
7. Які біологічні матеріали зберігаються в кріобанках?
8. Яке призначення кріопротекторів у процесі заморожування біоматеріалу?
9. Яка різниця процесів дегідратії і вітрифікації під час підготовки до заморожування біоматеріалу?
10. Що таке стовбурові клітини та їх використання у практичній медицині?
11. Які основні етапи підготовки біоматеріалу для довгострокового кріозберігання?
12. Яким ліцензійним умовам мають відповідати національні кріобанки?
13. Які передбачаються заходи та засоби забезпечення безпеки персоналу, що працює з рідким азотом у приміщеннях кріосховищ?
14. Як здійснюється льодовий кріомасаж?

## Медична кондиціонуєча та кріогенна техніка

---

15. Що таке повітряна кріотерапія і яким чином вона здійснюється?
16. Що таке аеро-кріомасаж і яким чином він здійснюється?
17. Технологія використання вихрової труби Ранка для локального охолодження ділянки тіла пацієнта.
18. Наведіть приклади використання термоелектричного охолодження для локальної кріотерапії.
19. Які позитивні фактори використання загальної кріотерапії?
20. Які існують системи холодопостачання кріосаун?
21. Які температурні рівні забезпечуються в робочих зонах азотних і повітряних кріосаун?
22. Чим відрізняється контактний та струменевий кріохірургічний інструмент?
23. Які температурні рівні забезпечуються під час використання кріохірургічного інструмента на рідкому азоті та балонній закисі азоту?

# РОЗДІЛ 6.

## ЗАГАЛЬНІ ПРИНЦИПИ АВТОМАТИЗАЦІЇ СИСТЕМ КОНДИЦІЮВАННЯ ТА ВЕНТИЛЯЦІЇ

### 6.1. ТЕОРЕТИЧНІ АСПЕКТИ ТА СТРУКТУРИ АВТОМАТИЗОВАНОГО РЕГУЛЮВАННЯ СИСТЕМ КОНДИЦІЮВАННЯ ТА ВЕНТИЛЯЦІЇ

Під час створення системи автоматичного регулювання (САР) вентиляції та кондиціонування повітря, необхідно знати перехідні характеристики, як певних елементів систем кондиціонування та вентиляції (СКВ), так і системи загалом.

За перехідними характеристиками можна оптимально вибрати регулятор, датчики, виконавчі механізми і побудувати САР. Тривалий час у техніці кондиціонування використовувалися методи фізичного моделювання, засновані на вивченні того чи іншого процесу, відтвореного в різних масштабах. Фізичне моделювання має високу ступінь достовірності і наочності. Проте невеликий допустимий діапазон варіювання параметрів і висока вартість обмежують цей метод. Більш широко використовуються методи математичного моделювання, коли створюються математичні описи, що відображають взаємозв'язок вхідних і вихідних параметрів об'єкта [97, 98].

Теоретично, будь-яку САР можна розглядати як систему перетворення сигналу  $x(t)$  (задає або обурює) або декількох сигналів  $x_i(t)$  в сигнал  $y(t)$  (рис. 6.1). Рівняння перетворення  $x(t)$  в  $y(t)$  можна записати у вигляді:

$$y(t) = Wx(t), \quad (6.1)$$

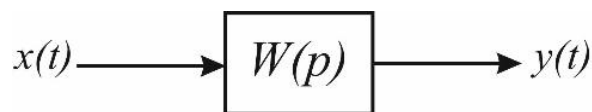


Рисунок 6.1 – Перетворення сигналів у САР [97]

На рис. 6.2 зображена структурна схема САР.

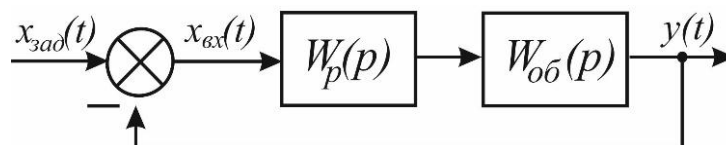


Рисунок 6.2 – Структурна схема САР [97]

Варто зазначити, що математичні моделі представляють систему диференціальних рівнянь, рішення яких зазнає суттєвого спрощення у процесі використання операційного числення. В основі операційних методів лежать пряме і зворотне перетворення Лапласа.

Основні етапи рішення диференціальних рівнянь методами операційного обчислення зводяться до наступного:

- 1) функція  $y(t)$  дійсної змінної  $t$  перетворюється в функцію  $W(p)$  комплексної змінної  $p$ ;
- 2) знаходиться рішення для функції  $W(p)$ ;
- 3) знайдене рішення для  $W(p)$  перетворюється в  $y(t)$ .

СКВ представляють складну динамічну систему, тому опис зв'язків між основними змінними має відображати як установлені в часі процеси (статичний режим), так і перехідні процеси від одного стану до іншого (динамічний режим).

У теорії автоматичного регулювання використовують 6–7 основних рівнянь взаємозв'язку вхідних і вихідних сигналів (передатних функцій). Ці моделі називають *типовими динамічними ланками* (ТДЛ). Передатні функції типових динамічних ланок описуються як у функції часу (оригінал), так і в функції оператора Лапласа (зображення).

Через те, що процеси кондиціонування повітря відрізняються складністю, математичні моделі складають для окремих типових функціональних ланок системи. Компонування всієї системи управління СКВ проводиться шляхом різного з'єднання типових ланок і знаходження сумарної передатної функції за певними правилами.

Крім передатної функції кожна типова ланка характеризується низкою типових частотних характеристик. На практиці найчастіше застосовують КЧФ (АФХ) – *комплексну частотну характеристику* (амплітудно-фазову характеристику) – аналітичний вираз якої  $W(j\omega)$  легко отримати, замінюючи в передатній функції  $W(p)$  оператор Лапласа  $p$  на вираз  $j\omega$ , де  $\omega = 2\pi/T$  – частота коливань з періодом  $T$ . АФХ показує, як буде змінюватися амплітуда і фаза коливань вихідного сигналу в процесі зміни частоти коливань вхідного сигналу від нуля до нескінченності. Тобто АФХ – це вектор, а графік АФХ – годограф цього вектора [98, 99].

Методика аналізу об'єкта управління за допомогою ТДЛ у загальному випадку полягає в наступному (рис. 6.3) [99].

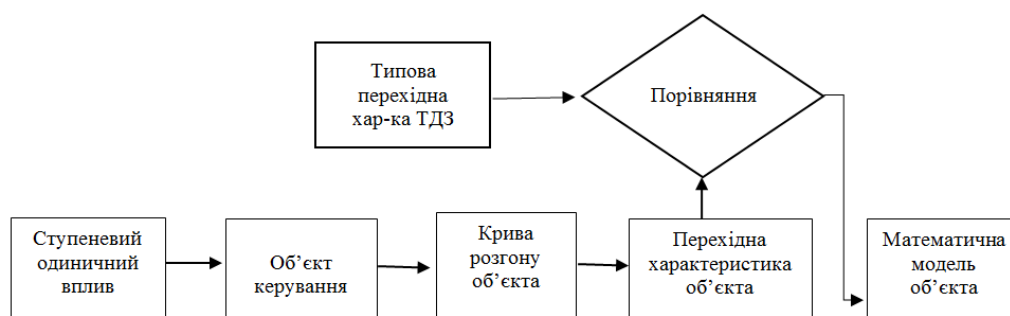


Рисунок 6.3 – Алгоритм методики дослідження об'єктів управління [99]

1. На вхід досліджуваного об'єкта подається одне з трьох типових збурюючих впливів (рис. 6.4) [97]. На практиці найчастіше використовується збурення типу ступінчатого одиничного стрибка.

2. Знімається реакція об'єкта на це збурення (графік зміни в часі вихідного сигналу після нанесення ступеневого впливу), часто звана *крива розгону*.

3. Будується перехідна характеристика об'єкта  $h(t)$  шляхом нормування кривої розгону щодо максимального відхилення вихідного сигналу.

Таблиця 6.1

### Характеристики типових динамічних ланок (ТДЛ)

Вид характеристики	ТИП ЛАНКИ						
	Пропорційне (підсилювальне безінерційне)	Інтегруюче	Аперіодичне (інерційне)	Койвальноне	Ідеальне диференційне	Реальне диференційне	Ланка що запізнюється
Рівняння	$y(t) = kx(t)$	$T \frac{dy(t)}{dt} = x(t)$	$T \frac{dy(t)}{dt} + y(t) = kx(t)$	$T_1^2 \frac{d^2y(t)}{dt^2} + T_2 \frac{dy(t)}{dt} + y(t) = kx(t)$	$y(t) = k \frac{dx(t)}{dt}$	$y(t) = k \left[ T_0 \frac{dx(t)}{dt} + x(t) \right]$	$y(t) = x(t - \tau)$
Передатна функція $W(p)$	$k$	$\frac{1}{Tp}$	$\frac{k}{Tp + 1}$	$\frac{k}{T_1^2 p^2 + T_2 p + 1}$	$kp$	$\frac{kT_0 p}{T_0 p + 1}$	$e^{-p\tau}$
Перехідна характеристика $h(t)$							
Комплексна частотна характеристика (АФХ) $W(j\omega)$							

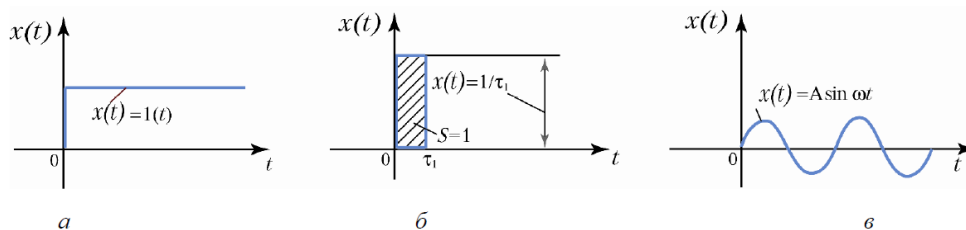


Рисунок 6.4 – Типові види збурюючих дій [97] :

а) ступеневе (одиничний стрибок); б) імпульсне; в) синусоїдальне

4. Порівнюють перехідну характеристику об'єкта  $h(t)$  з характеристиками ТДЛ, і під час збігу характеру перехідної характеристики об'єкта і характеристики ТДЛ або їх з'єднань, остання(і) приймається за математичну модель цього об'єкта.

Характеристики типових динамічних ланок наведені в табл. 6.1 [97].

## 6.2. АВТОМАТИЧНІ РЕГУЛЯТОРИ ТА ЗАКОНИ КЕРУВАННЯ СИСТЕМАМИ КОНДИЦІОНУВАННЯ ТА ВЕНТИЛЯЦІЇ

### *Автоматичні регулятори і закони регулювання.*

У системах автоматичного регулювання підтримка заданого значення регульованого параметра або зміна його за певним законом забезпечується апаратними засобами, що мають загальну назву – автоматичні регулятори.

За видом регульованого параметра автоматичні регулятори поділяються на регулятори температури, тиску, вологості, розрядження, витрати, складу і т. ін.

За характером зміни регулюючого впливу автоматичні регулятори поділяються на регулятори з лінійними і нелінійними законами регулювання.

Прикладом регуляторів з нелінійним законом регулювання можуть служити двопозиційні регулятори температури в холодильних машинах. У трьохпозиційних дискретних системах вихідний сигнал може приймати три значення:  $-1$ ,  $0$ ,  $+1$ , тобто «менше», «норма», «більше». Якість роботи таких САР вище, хоча їх надійність нижче.

Регулятори з лінійним законом регулювання математичної залежності між вхідними та вихідними сигналами поділяються на такі основні види [98, 99]:

- *пропорційні* (П-регулятори);
- *пропорційно-інтегральні* (ПІ-регулятори);
- *пропорційно-інтегрально-диференційні* (ПІД-регулятори).

Залежно від виду використовуваної енергії регулятори поділяються на електричні (електромеханічні, електронні), пневматичні, гідравлічні і комбіновані.

У СКВ в основному застосовуються електричні регулятори. Пневматичні і гідравлічні регулятори, як правило, застосовуються у вибухо- і пожежонебезпечних зонах.

Залежно від впливу, що задається, і параметрів об'єкта регулювання, підбирають регулятор з певною характеристикою передатної функції  $Wp$ . Зміна  $Wp$  адекватно веде до зміни коефіцієнтів диференціального рівняння загальної передавальної ланки (регулятор-об'єкт) і тим самим досягається необхідна якість регулювання.

У промислових регуляторах ці величини називаються *параметрами налаштування*.

Параметрами налаштування є: коефіцієнт посилення, зона нечутливості, постійна часу інтегрування, постійна часу диференціювання тощо. Для зміни параметрів налаштування в регуляторах є органи налаштування (управління).

Крім органів налаштування основних параметрів, регулятори мають також органи налаштування, що побічно впливають на ці коефіцієнти або режими його роботи, наприклад, органи налаштування, які змінюють чутливість регулятора, демпфірування вхідного сигналу та ін.

**Пропорційні регулятори.**

Узагальнена структурна схема САР представлена на рис. 6.5 [98].

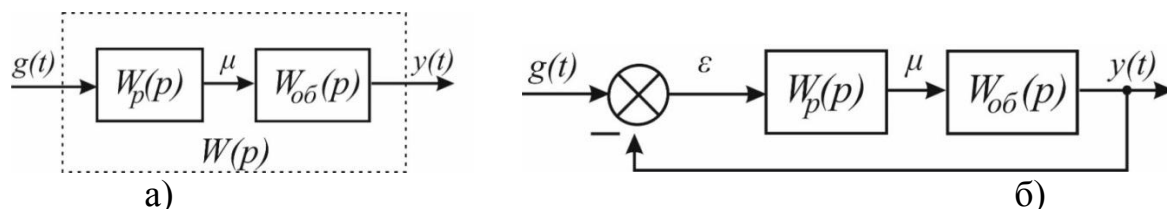


Рисунок 6.5 – Структурна схема системи автоматизованого регулювання [98]:  
а) розімкнуті системи, що задає вплив; б) для замкнутої системи

Для системи регулювання, показаної на рис. 6.5, а, її амплітудно-фазова характеристика (АФХ) визначається виразом:

$$W(j\omega) = W_p(j\omega) \cdot W_{об}(j\omega), \quad (6.2)$$

де  $W_p(j\omega)$  – АФХ регулятора;

$W_{об}(j\omega)$  – АФХ об'єкта регулювання.

Якщо комплексна частотна характеристика регулятора буде:

$$W_p(j\omega) = k_p, \quad (6.3)$$

то АФХ усієї системи записується у вигляді:

$$W(j\omega) = k_p W_{об}(j\omega). \quad (6.4)$$

Отже, під час підключення до об'єкта регулятора з АФХ, то АФХ системи на кожній частоті збільшується в  $k_p$  разів.

Такі регулятори називаються пропорційними (П-регулятори) і мають один параметр налаштування – коефіцієнт передачі  $k_p$ .

Перехідні процеси в П-регуляторі описуються виразом:

$$\mu = k_p \varepsilon, \quad (6.5)$$

де  $\varepsilon$  – вхідний вплив на регулятор, рівний відхиленню регульованої величини від заданого значення;

$\mu$  – вплив регулятора на об'єкт, спрямований на ліквідацію відхилення регульованої величини від заданого значення.

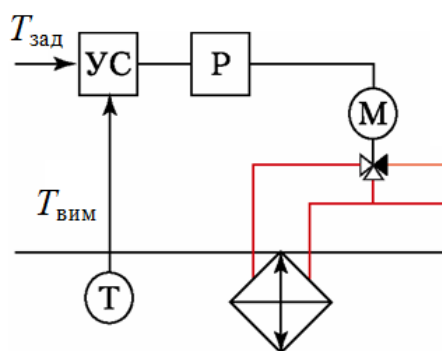


Рисунок 6.6 – Контур регулювання температури припливного повітря в каналі центрального кондиціонера [100]



На рис. 6.6. наведено приклад контуру регулювання температури припливного повітря в каналному кондиціонері [100]. Температура повітря підтримується водяним калорифером, через який пропускається теплоносій. Повітря, проходячи через калорифер, нагрівається. Температура повітря після водяного калорифера вимірюється датчиком ( $T$ ), далі ця величина надходить на пристрій порівняння (ПП) виміряного значення температури ( $T_{\text{вим}}$ ) і заданого ( $T_{\text{зад}}$ ). Залежно від різниці між температурою уставки і виміряним значенням температури, регулятор (Р) виробляє сигнал, що впливає на виконавчий механізм ( $M$  – електропривід триходового клапана). Електропривід відкриває або закриває триходовий клапан до положення, за якого помилка  $\epsilon = T_{\text{зад}} - T_{\text{вим}}$  буде прагнути до нуля.

Вихідним сигналом регулятора може бути напруга в певному діапазоні (наприклад, постійна напруга в діапазоні від 0 до 10 В, струм 0–20 мА і т. ін.).

Діапазон зміни вихідного сигналу називається *діапазоном регулювання* (рис. 6.7). Діапазон зміни сигналу помилки називають *пропорційним діапазоном* [101, 102].

У П-регуляторах є можливість змінювати діапазон регулювання і пропорційний діапазон.

З графіку (рис. 6.7) бачимо, що чим менше пропорційний діапазон, тим крутіша характеристика регулювання. Крива (1) відповідає діапазону зміни температури 0–10°C, а крива (2) – діапазону 0–4°C.

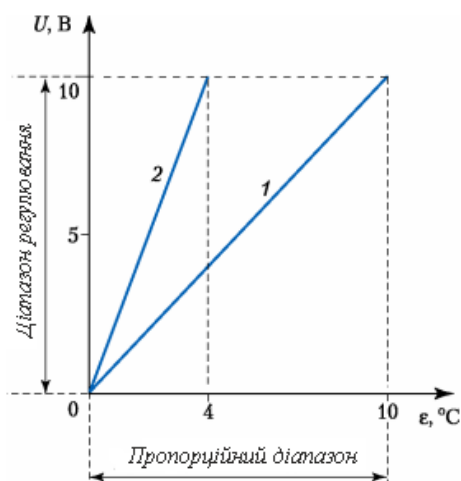


Рисунок 6.7 – Графік пропорційного регулювання [102]

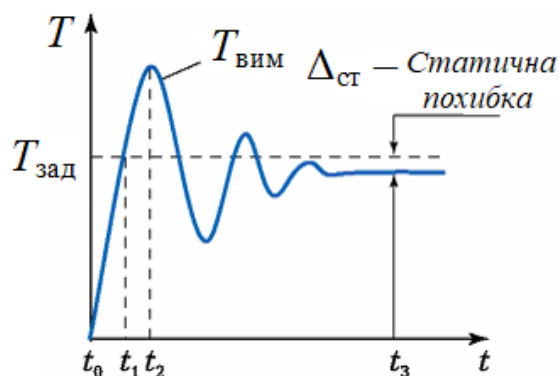


Рисунок 6.8 – Перехідний процес в ході пропорційного (П) регулювання [102]

Величина  $k_p = D_e U$  є коефіцієнт регулювання. У першому випадку  $k_p = 1$ , а в другому  $k_p = 2,5$ .

У разі великих значень  $k_p$  у контурі регулювання можуть виникнути коливання (рис. 6.8) [102]. Так, якщо під час включення системи

температура повітря  $T_{\text{вим}}$  нижче заданої  $T_{\text{зад}}$ , пристрій управління видає сигнал на відкриття триходового клапана. Температура водяного калорифера і припливного повітря почне підвищуватися.

Коли температура припливного повітря після водяного калорифера досягає  $T_{\text{зад}}$ , пристрій управління видає команду на закриття триходового клапана (точка  $t_1$ , рис. 6.8).

Однак через те, що калорифер розігрітий, температура припливного повітря до моменту  $t_2$  ще буде рости, а потім почне знижуватися. Цей процес має вигляд затухаючих коливань, і через певний час ( $t_3$ ) процес стабілізується.

Після стабілізації через інерційність системи завжди буде існувати статична помилка:

$$\Delta_{\text{ст}} = T_{\text{зад}} - T_{\text{вим}}. \quad (6.6)$$

Сигнал на виході пристрою управління буде мати вигляд:

$$y(t) = U_0 + k_p \cdot \varepsilon, \quad (6.7)$$

де  $U_0$  – сигнал на виході пристрою управління при  $\varepsilon = 0$ .

Чим більший обраний пропорційний діапазон регулювання, тим більшою буде величина статистичної похибки. За малої величини пропорційного діапазону збільшується час перехідних процесів, і за певних умов може виникнути автоколивальний (незатухаючий) процес в контурі регулювання.

Шляхом вибору параметрів регулювання П-регулятора можна істотно зменшити сталу помилку регулювання, проте її повне усунення не представляється можливим навіть теоретично.

З рис. 6.6 видно, що в ланцюзі регулювання в реальному регуляторі встановлено ще одну ланку – виконавчий механізм ( $M$ ). У цьому випадку – це електродвигун приводу ходового клапана. Електричний привід є інтегруючою ланкою і його вплив за можливості зменшують, використовуючи зворотні зв'язки. Це пов'язано з тим, що динамічні властивості ділянки, охопленої зворотним зв'язком, які не залежать від динамічних властивостей прямої ділянки, а визначаються в основному динамічними властивостями ланки зворотного зв'язку. Ця особливість широко використовується на практиці під час розробки автоматичних регуляторів.

Зважаючи на це, для усунення впливу виконавчого механізму його необхідно охопити негативним зворотним зв'язком. Для підвищення коефіцієнта передачі прямого каналу негативним зворотним зв'язком потрібно охопити і підсилювальний ланцюг регулятора. Такі П-регулятори, називають позиційними, їх можна представити як структуру у вигляді послідовного з'єднання П-регулятора і деякої баластної ланки з постійною часу  $T_6$ .

На рис. 6.9 представлена структурна схема П-регулятора, а на рисунку 6.10 – реалізований нею закон регулювання [102].

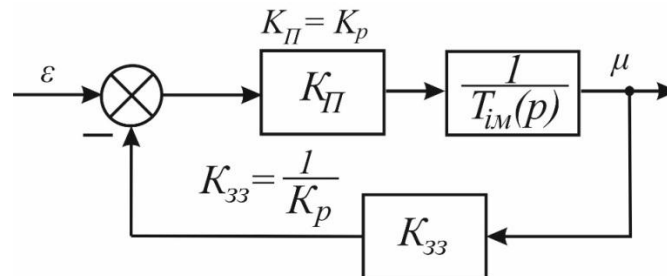


Рисунок 6.9 – Структурна схема П-регулятора [102]

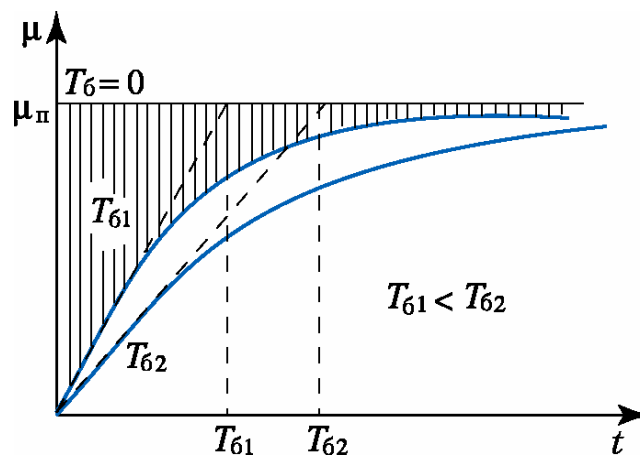


Рисунок 6.10 – Закон П – регулювання [102]

Параметром налаштування регулятора є коефіцієнт передачі пристрою зворотного зв'язку  $K_{33}$ . Коефіцієнт передачі регулятора  $K_{\Pi}$  тим більше, чим менше  $K_{33}$ .

Однак варто мати на увазі, що чим більше  $K_{\Pi}$ , тим більше постійна часу баластної ланки і тим більше спотворюється ідеальний закон П-регулювання.

#### **Пропорційно-інтегральні регулятори.**

Статичну помилку, що виникає у процесі пропорційного регулювання, можна виключити, якщо крім пропорційної ввести ще й інтегральну ланку [102]. Останнє утворюється шляхом постійного підсумовування  $\varepsilon$  за певний проміжок часу і формування сигналу управління, пропорційно отриманої величини.

Математично цей процес може бути описаний наступною залежністю:

$$\mu = k_i \int_0^t \varepsilon dt. \quad (6.8)$$

де  $k_i=1/T_i$  – коефіцієнт пропорційності інтегральної складової, а  $T_i$  – постійна часу інтегрування, параметр налаштування регулятора.

Якщо  $k_i \neq 0$ , то навіть за незначних відхиленнях регулювань величини сигнал з часом може досягти будь-якої величини, що призведе до переміщення регулюючого органу до моменту, поки  $\varepsilon$  не дорівнюватиме 0.

Розглянемо фізичний зміст постійної часу інтегрування. Припустимо, що на вхід регулятора надійшов сигнал  $\varepsilon = \varepsilon_0$ , а пропорційна складова відсутня ( $k_p = 0$ ). У цьому разі вихідний сигнал буде змінюватися за законом  $\mu = \varepsilon_0 t / T_i$ . Після закінчення часу  $t = T_i$  значення вихідного сигналу дорівнюватиме  $\mu = \varepsilon_0$ .

Таким чином, постійна часу інтегрування в І – регуляторі дорівнює часу, протягом якого з моменту надходження постійного сигналу на вхід регулятора, сигнал на виході досягне значення, ідентичного значенню вхідного сигналу.

Перехідний процес в І-регуляторі показаний на рисунку 6.11, б [102]. Усуваючи статичну помилку інтегральний регулятор, однак, погіршує якість перехідного процесу.

Тому на практиці застосовують комбіновані ПІ-регулятори.

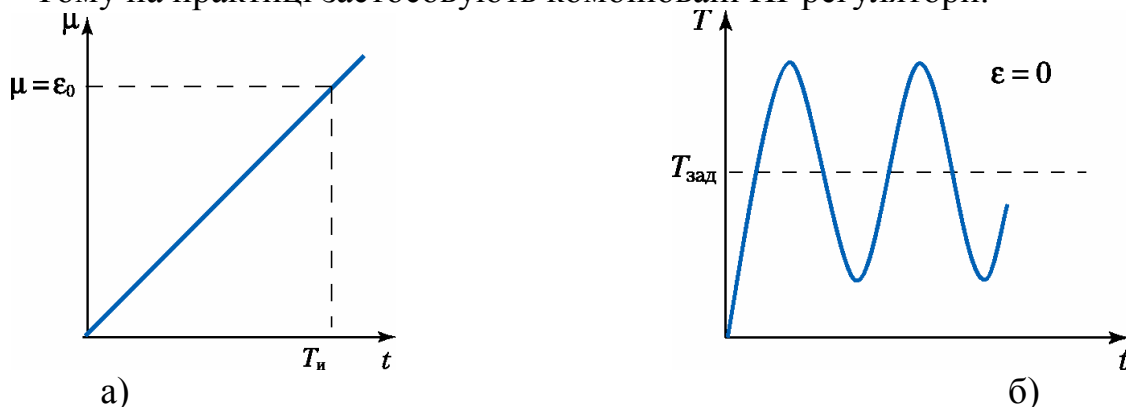


Рисунок 6.11 – Закон регулювання (а) і перехідний процес (б) за інтегрального (І) регулювання [102]

У цьому разі використовується як паралельне з'єднання пропорційної та інтегральної ланки (рис. 6.12, а), так і послідовної (рис. 6.12, б). ПІ-регулятор впливає на регулюючий орган пропорційно відхиленню і інтегралу від відхилення регульованої величини [102].

$$\mu = k_p \varepsilon + \frac{1}{T_i} \int_0^t \varepsilon dt. \quad (6.9)$$

Передатна функція ПІ-регулятора (за схемою рис. 6.12, а):

$$W_{\text{ПІ}}(p) = k_p + W_{\text{ПІ}} = k_p + \frac{1}{T_i p}. \quad (6.10)$$

Під час стрибкоподібної зміни регульованої величини на значення  $\varepsilon_0$  ПІ-регулятор зі швидкістю, яка визначається швидкодією приводу, переміщує виконавчий механізм на величину ( $k_p \varepsilon_0$ ), після чого виконавчий механізм додатково переміщується у ту саму сторону зі швидкістю  $\varepsilon_0 / T_i$ , пропорційно відхиленню регульованої величини. Отже, в ПІ-регуляторі у разі відхилення регульованої величини від заданого значення миттєво спрацьовує пропорційна (статична) складова регулятора, а потім поступово збільшується інтегральна (астатична) складова регулятора.

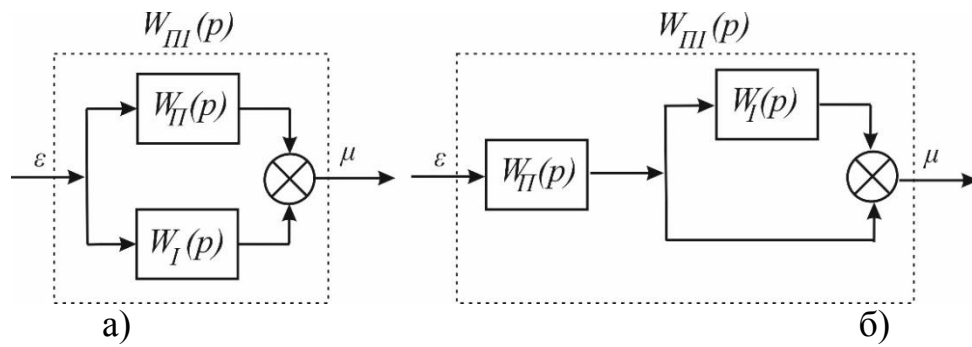


Рисунок 6.12 – Структурна схема ідеальних ПІ-регуляторів [102]:  
 а – з паралельними передатними функціями;  
 б – з послідовними передатними функціями.

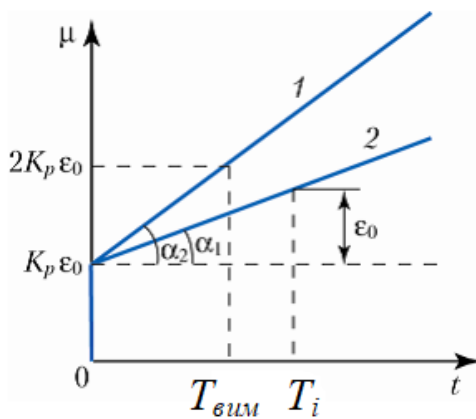


Рисунок 6.13 – Закон регулювання ПІ-регулятора [102]:  
 1 – з паралельними передатними функціями; 2 – з послідовними передатними функціями

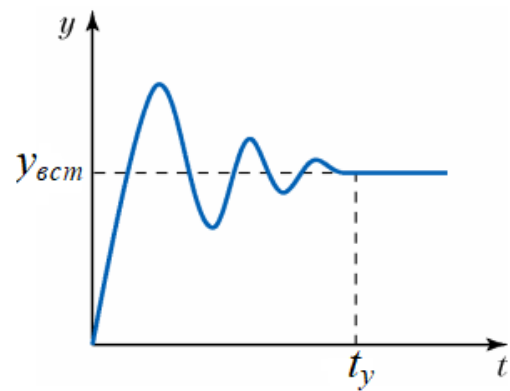


Рисунок 6.14 – Перехідний процес під час пропорційно-інтегрального (ПІ) регулювання [100]

Перехідна характеристика ПІ-регулятора з передавальною функцією показана на рис. 6.13 (пряма 1).

Параметрами налаштування є незалежні одна від одної коефіцієнти підсилення  $k_p$  і постійна часу інтегрування  $T_i$ .

Схема на рис. 6.12, б реалізує закон регулювання:

$$\mu = k_p \left( \varepsilon + \frac{1}{T_{\text{вим}}} \int_0^t \varepsilon dt \right), \quad (6.11)$$

де  $T_{\text{вим}}$  – постійна часу вимірювання.

Передатна функція ПІ-регулятора за схемою рис. 6.12, б:

$$W_{\text{ПІ}}(p) = k_p \cdot \frac{T_{\text{вим}}(p)+1}{T_{\text{вим}}(p)}. \quad (6.12)$$

Таким чином, ПІ-регулятор зі структурною схемою, наведеною на рис. 6.12, б, має взаємопов'язані параметри налаштування статичної і астатичної частини за коефіцієнтом  $k_p$ . Так, під час налаштування коефіцієнта посилення  $k_p$  буде змінюватися і постійна часу інтегрування:

$$T_I = \frac{T_{\text{ВИМ}}}{k_p}. \quad (6.13)$$

Розглянемо фізичний зміст постійної часу виміру  $T_{\text{ВИМ}}$ . Припустимо, що на вхід регулятора надійшов постійний сигнал  $\varepsilon_0$ . Тоді вираз визначення залежності інтеграла від відхилення регульованої величини трансформується до виду:

$$\mu = k_p \varepsilon_0 (1 + t/T). \quad (6.14)$$

У разі надходження на вхід регулятора сигналу  $\varepsilon_0$  в початковий момент спрацює пропорційна складова і на виході регулятора з'явиться сигнал  $\mu_1 = k_p \varepsilon_0$ . Надалі за законом керування лінійно починає наростати вихідний сигнал від інтегральної складової і при  $t = T_{\text{ВИМ}}$  досягне значення  $\mu_2 = 2k_p \varepsilon_0$ .

Таким чином,  $T_{\text{ВИМ}}$  – це час, протягом якого від початку дії інтегральної (астатичної) складової регулятора пропорційна (статична) складова подвоюється.

Перехідний процес в ході ПІ-регулювання показано на рисунку 6.14 [100].

Варіанти структурних схем ПІ-регуляторів приведені на рисунку 6.15 [102].

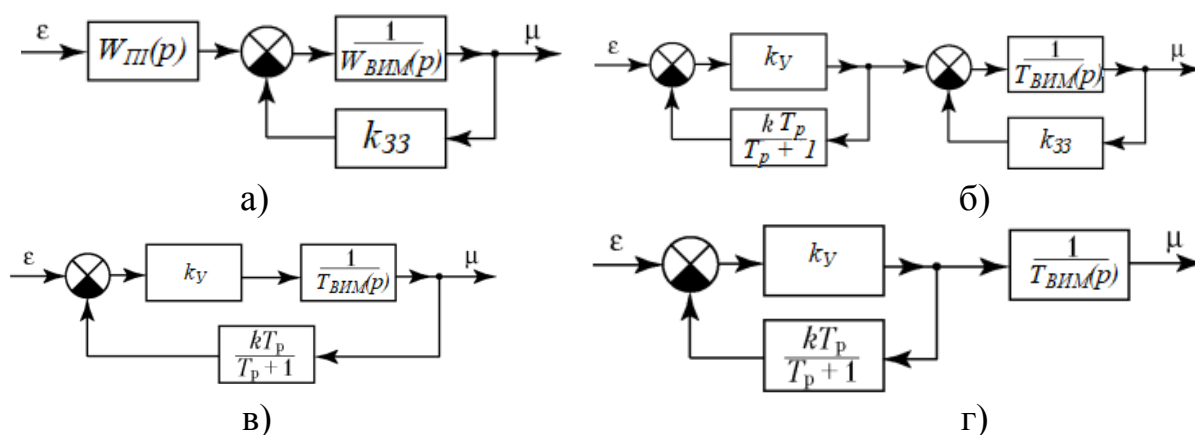


Рисунок 6.15 – Структурні схеми промислових ПІ-регуляторів [102]

### Пропорційно-інтегрально-диференціальні (ПІД) регулятори

П і ПІ-регулятори не можуть упереджувати очікуване відхилення регульованої величини, реагуючи лише на вже наявне відхилення [102]. Виникає необхідність в регуляторі, який виробляв би додатковий регулюючий вплив, пропорційний швидкості відхилення регульованої величини від заданого значення:

$$\mu_D = T_D \frac{d\varepsilon}{dt}. \quad (6.15)$$

Такий регулюючий вплив використовується в диференціальних та ПІД-регуляторах. ПІД-регулятори впливають на об'єкт пропорційно відхиленню  $\varepsilon$  регульованої величини, інтеграла від цього відхилення і швидкості зміни регульованої величини:

$$\mu_D = k_p \varepsilon_0 + \frac{1}{T_i} \int_0^t \varepsilon dt + T_D \frac{d\varepsilon}{dt} \quad (6.16)$$

Щодо можливостей, то ПІД-регулятори є універсальними. Використовуючи їх, можна отримати будь-який закон регулювання. Структурна схема і закон регулювання ідеального ПІД-регулятора наведені на рисунку 6.16 [102].

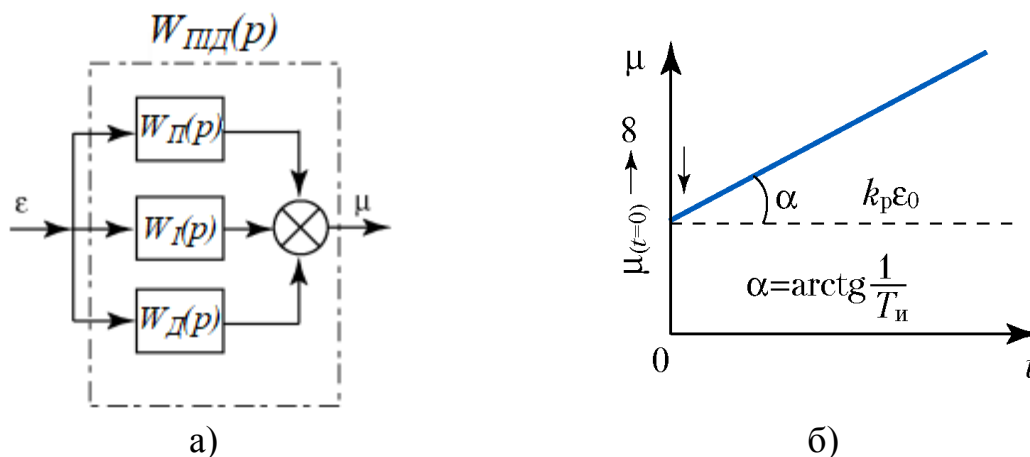


Рисунок 6.16 – Структурна схема ПІД-регулятора (а) і закон ПІД-регулювання (б) [102]

Під час стрибкоподібної зміни регульованої величини ПІД-регулятор в початковий момент часу миттєво впливає на об'єкт регулювання, потім величина впливу різко падає до значення, обумовленого пропорційною складовою, після чого поступово починає впливати інтегральна складова регулятора. Перехідний процес при цьому (рис. 6.17) має мінімальні відхилення за амплітудою і часом [100].

Параметрами налаштування ПІД-регуляторів є коефіцієнт пропорційності регулятора  $k_p$ , постійна часу інтегрування  $T_i$  і постійна часу диференціювання  $T_d$ .

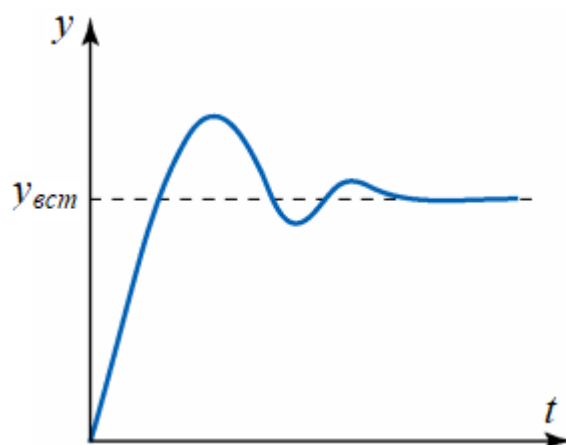


Рисунок 6.17 – Перехідний процес під час ПІД-регулювання. [100]

### 6.3. АВТОМАТИЧНЕ РЕГУЛЮВАННЯ НА ОСНОВІ НЕЧІТКОЇ ЛОГІКИ

Останніми роками для управління системами кондиціонування повітря активно розвиваються принципово нові закони регулювання, які отримали назву «нейротехнологія і нечітка логіка» (Neuro & Fuzzy logic) [98].

Нейротехнологія – це нова технологія управління, у якій у якості моделі використовується нейронна система.

Такий спосіб полягає у використанні параметрів PMV (Predicted Mean Voice – передбачене усереднене голосування), що визначають для людини комфорт навколишнього середовища за величиною індексів дискомфорту  $Dn$ .

Система вимірює температуру в приміщенні і автоматично обирає режим роботи.

Вибір ґрунтується на практичному аналізі – за еталон беруться стандартні переваги людей, що користуються системою. Величини  $Dn$  відображають рівні різних чинників, від значення яких залежить комфорт людини: температура, вологість, інтенсивність повітряних потоків, тип одягу (літній/зимовий) та ін.

Однак, за різких змін або переході на інші режими роботи погіршується характер перехідних процесів системи. У результаті, виникає необхідність у використанні додаткових коригувальних пристроїв регуляторів. Як альтернативне рішення в складі системи керування (СК) може використовуватися нечітка логіка (НЛ). Тому, актуальним завданням є створення і вдосконалення ефективних СК. На рис. 6.18 приведена блок – схема регулятора НЛ [98].

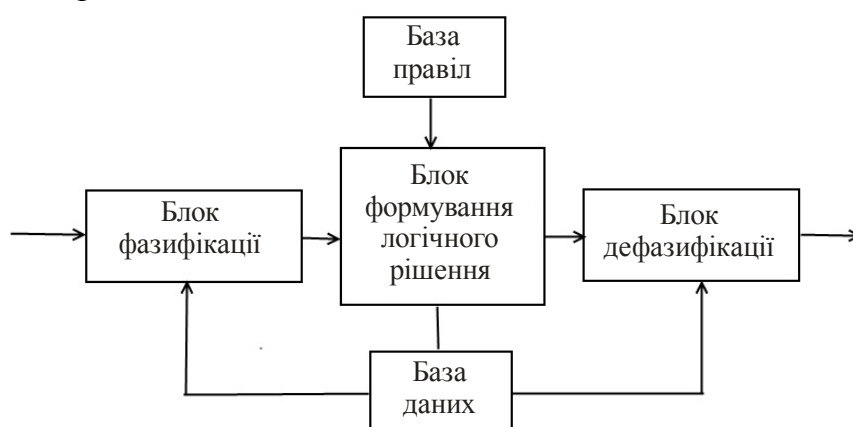


Рисунок 6.18 – Блок – схема нечіткого регулятора [98]

НЛ включає три основні блоки: блок фазифікації, блок формування логічного рішення і блок дефазифікації.



У блок фазифікації надходять вхідні лінгвістичні зміни  $x_i, i = 1, 2, \dots, n$ , такі як помилка системи  $\varepsilon$ , швидкість зміни помилки  $\varepsilon'$ , прискорення помилки  $\varepsilon''$ , які описуються як універсальні множники  $u$  залежності функції  $\mu(u)$ . Поточні значення вхідних змінних перетворюються в лінгвістичні.

У блоці формування логічного рішення реалізованого у вигляді матриці знань (бази правил), фіксуються лінгвістичні правила у вигляді ЯКЩО (вихідне значення) або ТО (відповідна реакція). Відповідним формулюванням правил функціонування системи досягається бажаний результат, за якого для будь-якої керуючої лінгвістичної величини як мінімум одне з правил буде прийняте.

У блоці дефазифікації результуюча функція, що впливає на об'єкт управління перетворюється в числову величину, як правило, методом визначення «центру мас» площі результуючої фігури, яка знаходиться під графіком результуючої функції приналежності.

Застосування в СК цифрового ПД-регулятора забезпечує фільтрацію високочастотних коливань системи, але при значенні вхідного впливу  $X_{ex}(t) \neq 1$  регулятор не забезпечує надшвидку обробку сигналу управління виконавчим пристроєм. Водночас це може призвести до виходу з ладу чутливого електрообладнання [103].

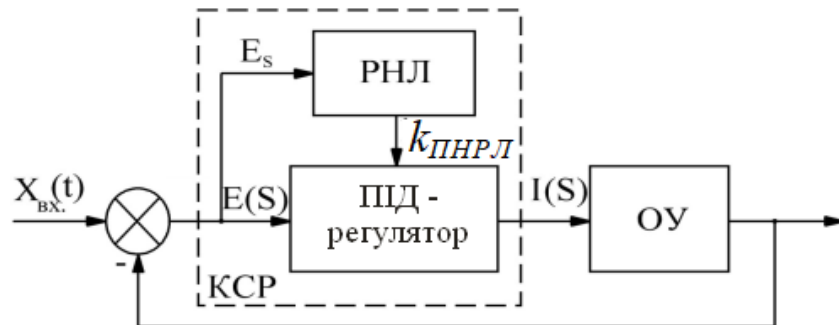


Рисунок 6.19 – Функціональна схема комплексної системи регулювання [103]

У зв'язку з цим, пропонується утворити комплексну систему регулювання (КСР), рис. 6.19 [103]. Яка складається з цифрового ПД-регулятора і регулятора НЛ, що впливає на ПД-регулятор своїм коефіцієнтом посилення  $k_{ПНРЛ}$ .  $k_{ПНРЛ}$  – формується на базі нечітких висловлювань і залежить від величини помилки  $E(t)$ .

Функції залежності  $k_{ПНРЛ}(E)$  наведені на рис. 6.20 (а), а функції приналежностей лінгвістичних значень меж регулятора НЛ на рис. 6.20 (б) [103].

Таким чином, передавальна функція регулятора, що забезпечує необхідний рівень фільтрації високочастотних коливань має вигляд [104]:

$$W_p(s) = \frac{I(s)}{E(s)} = \frac{k_p 2s}{s + (s + k \cdot k_v \cdot k_p)}, \quad (6.17)$$

де коефіцієнт посилення визначається як:

$$k_p(s + p) \cdot E(s) = (s + (s + k \cdot k_v \cdot k_p)) \cdot I_s. \quad (6.18)$$

У просторі оригіналів записані раніше рівняння відповідають диференціальним рівнянням:

$$k_p \cdot \dot{E}(t) + k_p \cdot s \cdot E(t) = \dot{i}(t) + s + k \cdot k_v \cdot k_p, \quad (6.19)$$

Для похідних величин, що входять до складу рівняння, виконана апроксимація:

$$\dot{E}(t) \approx \frac{\Delta E}{\tau}, \quad \dot{i}(t) \approx \frac{\Delta i}{\tau}, \quad (6.20)$$

де  $\Delta E = E(t) - E(t - \tau)$ ,  $\Delta i = i(t) - i(t - \tau)$ .

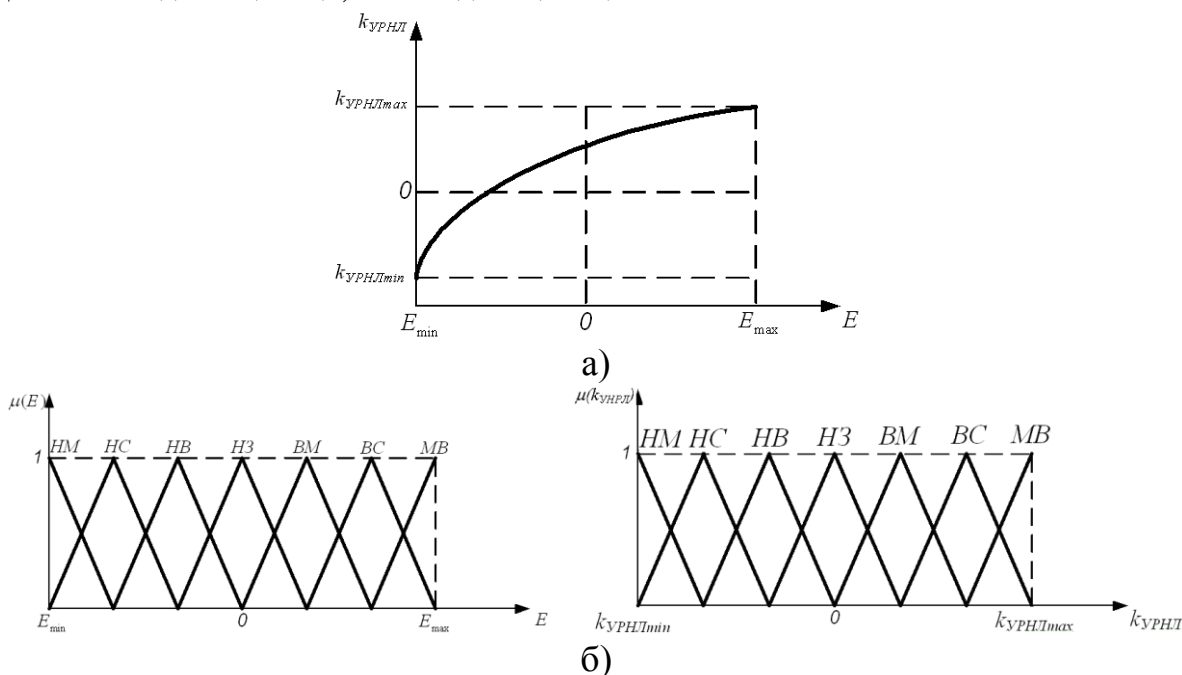


Рисунок 6.20 – Функціональна залежність  $k_{URHL}(E)$  (а), функції приналежностей лінгвістичних правил регулятора нечіткої логіки (б) [103]

З виразів описаних раніше отримано рівняння, що описує цифровий ПД-регулятор:

$$i(t) = \frac{i(t - \tau) + k_p \cdot \Delta E + k_p \cdot s \cdot \tau \cdot E(t)}{1 + (s + k \cdot k_v \cdot k_p) \cdot \tau} \quad (6.21)$$

Вхідні і вихідні величини в СК мають аналогову форму сигналу. З цією метою у вхідному ланцюзі управління використовується АЦП, а в вихідному – ЦАП. Вважається, що всі показники надходять і виводяться з

контролера СК фіксованим періодом квантування  $T$ . У результаті передавальна функція цифрового перетворювача за одиничного впливу має вигляд:

$$W_{\text{ЦП}}(s) = \frac{1 - e^{-pT}}{s} \quad (6.22)$$

Нечітка логіка має переваги порівняно з використанням ПІД-регуляторів у ході обробки дуже складних процесів, нелінійних процесів високих порядків, обробки експертних (лінгвістично сформульованих) даних.

Нечітка логіка оперує не цифровими, а лінгвістичними поняттями [98].

Ключовими поняттями нечіткої логіки є:

Фазифікація – перетворення безлічі значень аргумента ( $x$ ) в деяку функцію приналежності  $M(x)$ , тобто переведення значень ( $x$ ) в нечіткий формат.

Дефазифікація – процес зворотний фазифікації.

Системи з нечіткою логікою функціонують за наступним принципом: показання вимірювальних приладів фазифікуються (переводяться в нечіткий формат), обробляються, дефазифікуються і потім у вигляді звичайних сигналів подаються на виконавчі пристрої.

Розглянемо принцип керування холодопродуктивністю кондиціонера з використанням нечіткої логіки.

Охолодження, яке повинен забезпечити кондиціонер, визначається різницею між температурою в приміщенні і температурою, яку ми хотіли б отримати (температура уставки). Ця змінна лінгвістично може бути сформульована як «різниця температур» і набувати значень «мала», «середня» і «велика». Зазвичай, чим більше різниця температур на цей момент, тим більшою має бути холодопродуктивність.

Другою лінгвістичною змінною визначимо «швидкість зміни температури» в приміщенні, якій також дамо лінгвістичні значення «мала», «середня» і «велика». Якщо швидкість зміни температури велика, то потрібна велика холодопродуктивність. З наближенням температури в приміщенні до температури уставки швидкість зміни температури в приміщенні буде зменшуватися, а холодопродуктивність кондиціонера знижуватися.

Охолодження є вихідною змінною, якій присвоюються такі терми: «дуже мала», «мала», «середня», «велика» і «дуже велика».

Зв'язок між входом і виходом занесемо в таблицю нечітких правил (табл. 6.2) [98].

Таблиця 6.2

**Залежність холодопродуктивності від різниці температур  
та швидкості її зміни**

Швидкість зміни температур	Різниця температур		
	мала	середня	велика
Мала	Дуже мала	Мала	Середня
Середня	Мала	Середня	Велика
Велика	Середня	Велика	Дуже велика

Кожен запис відповідає своєму нечіткому правилу. Наприклад, якщо різниця температур середня, а швидкість зміни велика, то холодопродуктивність повинна бути велика.

Кондиціонер з СК на нечіткій логіці працює за наступним принципом: сигнали від датчиків будуть фазифіковані, оброблені, дефазифіковані і отримані параметри у вигляді сигналів надійдуть на частотний регулятор двигуна компресора, швидкість обертання якого ( $\omega$ , отже, і продуктивність) будуть змінюватися відповідно до значення функції приналежності.

У якості прикладу приведемо побудову двох функцій приналежності. В одному випадку аргументом є різниця температур ( $\Delta t$ ) (рис. 6.21) [104], а в другому – швидкість зміни температури ( $V_t$ ) (рис. 6.22) [104]. Для першої функції діапазон температур становить від 0 К до 30 К, для другої – від 0 К/хв. до 0,3 К/хв.

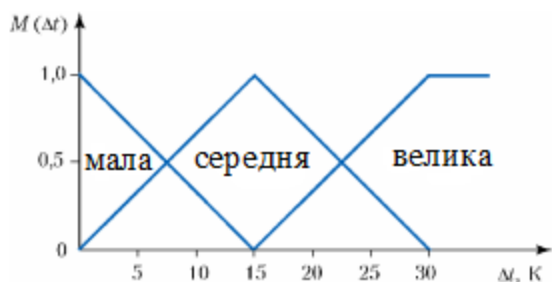


Рисунок 6.21 – Функція приналежності для лінгвістичного аргумента «різниця температур» [104]

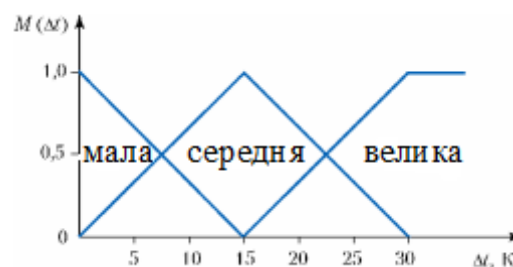


Рисунок 6.22 – Функція приналежності для лінгвістичного аргумента «швидкість зміни температури» [104]

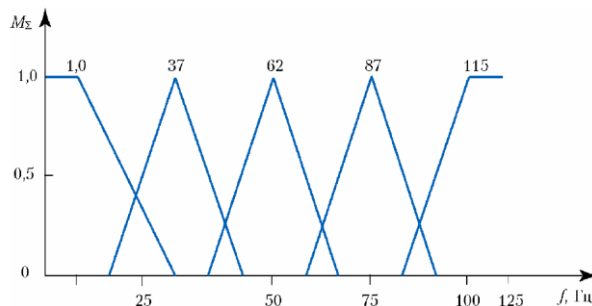


Рисунок 6.23 – Залежність параметра «частота обертання компресора» від значення сумарної функції приналежності [102]

Результат спільного впливу двох функцій приналежності  $M_{\Sigma} = f[M(\Delta t), M(V_r)]$  на значення вихідного параметра «холодопродуктивність» визначається відповідною програмою, закладеною у логічний пристрій. З огляду на те, що холодопродуктивність пропорційна частоті обертання компресора, можна побудувати залежність результуючої функції приналежності  $M_{\Sigma}$  від частоти обертання компресора, надавши лінгвістичним термам швидкість обертання компресора з рангом 1,0 наступні значення (рис. 6.23) [102] : мала – 37 Гц; середня – 62 Гц; велика – 87 Гц; дуже велика – 115 Гц.

Таким чином, знайшовши лінгвістичним методом сумарну функцію приналежності, після дефазифікації можна перейти до чіткого значення вихідного параметра – частоті обертання компресора або холодопродуктивності.

### 6.4. КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ ДО РОЗДІЛУ

1. Що необхідно знати під час створення системи автоматичного регулювання вентиляції та кондиціонування повітря?
2. Чим описується взаємозв'язок вхідних і вихідних параметрів об'єкта у процесі розгляду САР?
3. Поясніть основні етапи рішення диференціальних рівнянь методами операційного обчислення.
4. Продовжіть речення. Комплексна частотна характеристика (амплітудно-фазова характеристика) отримується з ...
5. Обґрунтуйте структуру алгоритму методики дослідження об'єктів управління.
6. Необхідно перелічити основні типові динамічні ланки.
7. Які основні види регуляторів виділяють за математичною залежністю між вхідними та вихідними сигналами?
8. Обґрунтуйте загальні властивості структури між П, ПІ, ПІД-регуляторами.
9. Якими основними критеріями виділяються параметри налаштування?
10. Наведіть, та поясніть основні вузли контуру регулювання температури припливного повітря в каналі центрального кондиціонера.
11. Необхідно зобразити та пояснити основну форму та ознаки перехідного процесу П-регулятора.
12. Необхідно зобразити та пояснити основну форму та ознаки перехідного процесу ПІ-регулятора.
13. Необхідно зобразити та пояснити основну форму та ознаки перехідного процесу ПІД-регулятора.
14. У чому сутність нейротехнології, як засобу управління процесами?

15. Поясніть основну структуру та призначення блоків нечіткого регулятора.

16. Сформулюйте основний напрям сучасної побудови системи автоматичного регулювання вентиляції та кондиціонування повітря.

17. Які основні висновки можливо зробити під час формування бази правил?

# РОЗДІЛ 7.

## ЗАСТОСУВАННЯ НИЗЬКИХ ТЕМПЕРАТУР В БІОЛОГІЇ ТА МЕДИЦИНІ

### 7.1. КРІОБІОЛОГІЯ І КРІОМЕДИЦИНА

Низькотемпературні технології, прилади та обладнання широко застосовуються у різних областях кріобіології та кріомедицини.

*Кріобіологія* (від грецьк. κρύος – холод, bios – життя і logos – наука) – розділ біології про вплив вкрай низьких температур на біологічні об'єкти (органи, тканини, клітини, білки, або цілі організми), лабораторні термометричні дослідження в складних біологічних об'єктах, експериментальні показники та клінічні аспекти. Останні так само розглядають проблеми кріоконсервації, а також ревіталізації генетичного і біологічного матеріалу, кріотерапії та кріохірургії [88].

Результати кріобіологічних досліджень знаходять своє застосування в зберіганні рослин, клітинних культур, ембріонів під час екстракорпорального запліднення (ЕКЗ) та ікри рідкісних риб.

Наукові основи кріобіології були закладені наприкінці ХІХ ст. видатним вченим П. І. Бахмет'євим.

*Кріомедицина* – область наукової і практичної медицини, яка заснована на вивченні використання кріогенних технологій та застосуванні вкрай низької температури, наприклад, рідкого азоту ( $-196^{\circ}\text{C}$ ), для боротьби з різноманітними захворюваннями [88].

Температура  $-196^{\circ}\text{C}$  – такого сильного, дійсно космічного холоду в природних умовах на нашій планеті просто не буває. І для роботи з подібними температурами потрібні абсолютно нові спеціальні кріоінструменти.

Основним завданням кріомедицини є наукове обґрунтування і застосування холоду як лікувального фактора в медичній практиці; вивчення клінічної ефективності трансплантації консервованих за низьких температур клітин, тканин і органів; створення та клінічне випробування і впровадження в медичну практику кріогенних апаратури та інструментарію. Це відносно молода наука, її розвиток, формування та становлення як окремої галузі медицини відбувались наприкінці ХХ ст. і були пов'язані з досягненнями кріогенної техніки і медичного приладобудування.

Є відмінності в термінах «кріомедицина» та «медична кріологія», оскільки перший має чітку клінічну спрямованість, а термін «медична кріологія» зміщує акцент у бік дослідницьких напрямів та займає проміжне положення між кріобіологією і кріомедициною. У результаті цього в переліку способів лікування хворих з різноманітними захворюваннями

офіційно використовуються терміни «кріодеструкція» і «кріотерапія», як допустимі методи лікування в хірургії та терапії.

Кріомедицина знаходиться в тісному зв'язку з *кріогенікою* – розділом фізики низьких температур, який вивчає закономірності змін властивостей різних речовин в умовах вкрай низьких («кріогенних») температур; цим терміном позначають технології та апаратно-методичні засоби роботи в умовах низьких температур [88]. Також визначається як область науки, що охоплює дослідження, розвиток та застосування кріогенної техніки.

Кріомедицина також тісно пов'язана з *біоінженерією*, яка використовує сучасні досягнення в отриманні та кріоконсервуванні стовбурових клітин [88]. Для гарного розуміння кріомедицини необхідні знання з наукових фундаментальних основ, які включають знання фізики процесів кристалізації води, кріобіології.

У медичних ЗВО України окремий предмет кріомедицини не передбачений для вивчення, немає відповідних підручників, не існує і лікарської спеціальності, яка б включала в своїй назві префікс «кріо».

Холод застосовують як лікувальний засіб в багатьох галузях медицини: дерматології, косметології, офтальмології, онкології, урології та нефрології, нейрохірургії, гінекології, гематології, отоларингології, хірургії (кріохірургія), травматології, трансплантології [105–108,109,110]. При цьому використовують кріогенну апаратуру та кріогенні зонди.

Низькі температури та холод здатні руйнувати тканини, призводити до некрозу тканин, а в подальшому відбувається безкровне та безболісне відторгнення омертвілих тканин, приблизно на 14–21 добу після кріовпливу рідким азотом ( $-196^{\circ}\text{C}$ ), який зберігається в посудині Дьюара (рис. 7.1) [71], названій так на честь її створювача Джеймса Дьюара; її може замінити звичайний термос. Азот в посудинах Дьюара постійно поповнюється за необхідності.



Рисунок 7.1 – Кріобанк з посудинами Дьюара [71]



Іноді можуть бути потрібні повторні кріовпливи, проте вони дуже легко переносяться дорослими і дітьми. Крім того, холод діє строго локалізовано, зазвичай післяопераційні реакції оточуючих тканин майже відсутні. Тому метод кріовпливу отримав назву щадного. Він малотравматичний, безпечний, оригінальний і простий у застосуванні. Низькі температури діють на тканини селективно, що залежить від їх будови та властивостей кожної тканини, наприклад, її сухості або вологості. Максимальне охолодження відбувається на 2–3 хв. У ділянках, де міститься багато кровоносних судин, температура опускається більш повільно, ніж у зонах, де їх менше. Перевагою над іншими хірургічними методами лікування є те, що холод не залишає рубців.

Яскравим прикладом є широке застосування рідкого азоту з температурою  $-196^{\circ}\text{C}$  під час кріоконсервації зиготного матеріалу для репродукції тварин і людини, наприклад, для зберігання в кріобанку. Більш детальна інформація про кріобанк наведена в п. 5.2.

Кріомедицина – розділ медицини, що вивчає вплив наднизьких температур на організм людини з метою використання холоду як лікувального чинника. Холод у медицині стали використовувати близько 100 років тому і застосовували для цієї мети спочатку холодні компреси, шматочки льоду, потім рідке повітря, «снігову» вуглекислоту, сучасні кріомедики користуються, останнім часом, рідким азотом.

Стародавні медики були добре обізнані про здатність холоду знімати біль і запалення, знижувати температуру тіла, підвищувати опірність організму несприятливим впливам. Гіппократ, Гален, Цельс, Авіценна широко використовували охолодження для лікування, передусім захворювань опорно-рухового апарату. Як відомо, з давніх часів було прийнято після гарячої лазні занурюватися в крижану купіль або розтиратися снігом. Ходіння босоніж мокрою травою, вологим камінням, холодною водою, а також свіжим снігом є самим природним і простим засобом загартовування, а ще способом лікування, особливо для людей з холодними ногами, горловими катарамі, припливами крові до голови, які внаслідок цього страждають головними болями. Це були перші правила холодової терапії, які не втратили своєї актуальності і сьогодні. Після операцій, пологів, під час гарячкових станів або травмах завжди призначається компрес з льодом. З часом задачі науки про холод значно розширилися, було відмічено, що залежно від тривалості дії холод може чинити загальноукріплюючу дію на весь організм, а може виступати й у ролі скальпеля, відсікаючи все зайве.

У 1930 р. в Україні, у м. Харкові, було вперше відкрито кріогенну лабораторію при фізико-технічному інституті під керівництвом Л. Шубнікова, а потім Б. Лазарева, а в 1960 р. Б. Веркін у Харкові заснував фізико-технічний інститут низьких температур. Також він започаткував випуск

кріохірургічних інструментів, які були сконструйовані Б. Мурінцем-Маркевичем. Кріомедицина дуже тісно пов'язана з кріомедичною технікою, оригінальні авторські кріоінструменти та кріохірургічні пристрої для онкології і кардіохірургії широко розробляють та застосовують в Україні та всьому світі, наприклад, в інституті фізики НАН України у місті Києві [88].

В Україні, у м. Харкові, в 1972 р. ученими був заснований Інститут проблем кріобіології та кріомедицини Національної академії наук України, який є єдиним профільним інститутом, що вивчає проблеми впливу холоду в практичній медицині (шкідливого і корисного одночасно). Інститут випускає спеціальний журнал, регулярно організовує міжнародні конференції та симпозиуми.

У 1971 р. Міжнародна академія холоду прийняла рекомендацію, згідно з якою кріогенними температурами варто називати температури, нижчі за 120 кельвінів (температура конденсації природного газу), – до температури 0,7 К (температура отримання рідкого гелію під вакуумом). Усі температури, нижчі за 0,3 К, – це область понаднижьких температур, для отримання яких використовуються спеціальні методи охолодження [58].

## 7.2. ОСНОВНІ НАПРЯМИ СУЧАСНОЇ КРІОМЕДИЦИНИ

Є три напрями сучасної кріомедицини, залежно від лікувальних цілей: *кріохірургія, кріотерапія, гіпотермія* [88].

Детальна інформація про кріохірургію наведена в підрозділі 5.5. Кріодеструктор з насадками зображено на рис. 7.2 [94]. Існують дуже вдалі за ергономікою та багатофункціональністю, за витонченістю інженерного рішення, недорогі апарати-кріодеструктори, проте використовуються навіть найпростіші аплікатори у вигляді ватного тампону на дерев'яному стрижні. За їх допомогою здійснюють лікувальну кріодеструкцію натоптишів, сухих мозолів, опіків, трофічних виразок, пролежнів, вірусопапінном, шкірних передраків. Відомі факти дисемінації карциноми *in situ* після кріодеструкції.



Рисунок 7.2 – Кріодеструктор з насадками [ 94]

Кріохірургічним видом лікування за допомогою низьких температур можна вплинути на аномальні або пошкоджені тканини з метою руйнування або видалення того чи іншого органа або тканини; така процедура називається *кріоабляцією*. Вона широко використовується для лікування низки захворювань, особливо доброякісних та злоякісних станів шкіри, таких як папіломи (рис. 7.3) [93], бородавки, невуси, шкірні «вушки», кератози.



Рисунок 7.3 – Видалення папілом рідким азотом [93]

Деякі внутрішні хвороби також лікують за допомогою кріохірургії, включаючи рак печінки, легень, порожнини рота, підшлункової залози, передміхурової залози, шийки матки, а також доброякісні розростання сполучної тканини, такі як фіброми; часто таким методом лікують геморой. Усі пухлини, до яких можна під час операції дістатися кріозондами, підлягають лікуванню, крім дрібних, дифузних метастазів, які можуть супроводжувати ракові захворювання, вони зазвичай не підлягають кріолікуванню [108,111].

Кріохірургія використовує наступні *матеріали/методи*: рідкий азот, аргон та вуглекислий газ. Рідкий азот є найбільш розповсюдженим способом заморозки, ця льодяна ( $-196^{\circ}\text{C}$ ) рідина може розпилюватися на пошкоджену тканину, передаватися через тонку трубку, яка називається кріозондом, або просто наноситися на тампон.

Газ аргон відноситься до недавніх досягнень у технології льодоутворення з використанням принципу, відомого як ефект Джоуля-Томсона, це дає лікарям можливість контролю за льодом і мінімізації ускладнень за рахунок використання 17 ультратонких кріоголовок.

Вуглекислий газ доступний у вигляді спрею і використовується для лікування доброякісних новоутворень, дещо рідше лікарі застосовують вуглекислий газ «сніг» (сніг вугільної кислоти), проте в клініках він зустрічається досить рідко, оскільки, на відміну від рідкого азоту, його використання може призводити до утворення келоїдних рубців.

Для лікування ракових пухлин внутрішніх органів використовується порожнистий інструмент, що має назву кріозонд, який знаходиться в безпосередньому контакті з пухлиною. Кріозонд складається з мідного нікельованого стрижня, покритого пластичним матеріалом з теплоізоляційними властивостями. Через кріозонд подають рідкий азот або аргон. Для точного маніпулювання кріозондом використовують ультразвук або магнітно-резонансну томографію; це також допомагає обмежити пошкодження здорових тканин. Більше одного кріозонду використовується, коли необхідно доставляти газ в різні частини пухлини.

Кріохірургія шкіри поділяється на такі види процедур: *аерокріопілінг* і *кріодермабразія* або в народі шліфовка шкіри, такий метод набагато ефективніший, ніж кислотний та всі інші види пілінгу. Під час процедури шкіру декілька разів обробляють холодом з перервами 3–5 хв., після чого наносять дезінфікуючі засоби (лосьйони, пудри). Аерокріопілінг – це пілінг холодним повітрям, який використовується для видалення плоских бородавок, дрібних рубчиків, акне, лентиго та інших утворень. Кріодермабразія застосовується для шліфовки шкіри і видалення рубців. Ефективна вона і під час лікування псоріазу, екземи, нейродерміту. Сеанс триває 5–7 хв., а потім шкіра шліфується, і за необхідності це повторюється до повного усунення рубців. У випадку кріодермабразії проблемну шкіру обробляють спеціальними валиками та кріодеструкторами пошарово. Холод стимулює утворення еластичних волокон, що дозволяє домагатися стану відносно рівної шкіри навіть у разі грубих рубців [105–108,109,112].

*Кріотерапія* – консервативне застосування холоду для відновлення функцій окремих органів і оздоровлення всього організму, при цьому охолодження не викликає загибелі клітинних і тканинних структур, реалізуються стимулювальна та захисна дії холоду [88]. Зокрема, його застосовують як засіб першої допомоги під час опіків та для кріомасажів у косметології. У 1980-х рр. японський лікар Т. Ямаучі запропонував метод екстремальної кріотерапії (людину кілька хвилин тримають у камері з охолодженням до  $-140$ – $-160^{\circ}\text{C}$  газовим середовищем), який набув поширення в оздоровчих комплексах (кріосауна).

Найбільш суттєвою відповіддю організму на загальний вплив низьких температур (кріотерапію) є розширення функціональних резервів організму, без їх виснаження. У процесі задіюються практично всі компенсаторні механізми, які приймають участь у «самолікуванні» організму, покращуються біохімічні показники обмінно-ендокринних процесів, нейровегетативна кореляція, психічний стан. Перелік протипоказань для призначення загальної кріотерапії постійно скорочується. На сьогодні це в основному загальний важкий стан організму, холодова алергія та вагітність, особливо за наявності реус-конфлікту. Кріотерапію можна отримувати у будь-якому віці, але позитивний ефект залежить від маси тіла, тому

## Медична кондиціонуєча та кріогенна техніка

---

кріолікування рекомендується проходити суб'єктам з масою тіла не менше 40 кг [105–108,109,112].

*Види кріотерапії.* Залежно від площі тіла, яку охолоджують, є 2 види кріотерапії: локальна та загальна. Локальна кріотерапія – це охолодження певної ділянки тіла, а загальна – усього тіла.

Загальна кріотерапія діє на центральну нервову систему, активує адаптаційні системи організму, не володіє специфічною дією, тому її застосування однакове за будь-яких порушень в організмі. Процедура загальної кріотерапії впливає на пацієнта інакше, ніж гіпотермічні процедури, наприклад, моржування. Вона не перенавантажує систему терморегуляції, не має надто високої стресорної дії, не викликає великого викиду адреналіну, підвищення артеріального тиску та частоти серцевих скорочень. Проводиться в спеціальних апаратах-приміщеннях, різних за об'ємом та заповнених охолодженим газом, і називаються вони – *кріосауна* (рис. 7.4) [84], *кріокабінка*, *кріобасейн* або *кріогенна камера*.



Рисунок 7.4 – Кріосауна [84]

Локальна кріотерапія впливає безпосередньо на патологічну ділянку тіла і її застосування потребує розробки спеціальних методик для кожного захворювання. Цей вид кріотерапії полягає у тому, що певна частина тіла пацієнта обкладається охолоджуючими елементами або обдувається потоком охолодженого повітря, за допомогою стаціонарних або портативних апаратів.

Кріотерапія – фізіотерапевтична процедура холодом, дія якої заснована на реакціях зовнішнього (рецепторного) шару шкіри організму на переохолодження. Загальна кріотерапія подразнює все рецепторне поле шкіри і впливає на центральну нервову систему. Локальна кріотерапія викликає місцеві ефекти.

Загальнооздоровчий ефект пояснюється здатністю організму до терморегуляції. Нормальна температура тіла людини 36,6°C, якщо температура навколишнього середовища різко знижується, організм реагує, намагаючись попередити власне охолодження: підсилюється циркуляція крові та лімфи, стає більш інтенсивним обмін речовин, виробляється велика кількість тепла, шкіра збагачується киснем, укріплюється імунітет, знижується ризик виникнення алергічних і шкірних захворювань. Для досягнення таких результатів застосовуються не лише кріопроцедури, наприклад, кріомасаж, а й косметика зі спеціальними охолоджуючими компонентами.

У середньому загальнооздоровчий курс кріотерапії складає 10–20 днів. Процедура не викликає звикання, максимальна кількість сеансів кріотерапії для одного пацієнта – більше 20. Процедури проводяться з перервами не менше однієї години, оптимальна перерва між процедурами упродовж одного дня складає 6 годин, приблизно стільки часу діє ефект від однієї процедури. Повторення процедур упродовж дня прискорює процес лікування.

Загальну кріотерапію успішно застосовують для профілактики і лікування ожиріння, ефект досягається завдяки нормалізації обмінних процесів і гормонального фону. Дослідження показали, що загальна кріотерапія забезпечує збереження в крові «гормону насичення» лептину – він знижує відчуття голоду і підвищує ефективність дієтотерапії [105–108, 111, 113–117].

Локальна кріотерапія газовим кріогенним струменем проявляється переважно зниженням загального порогу больової чутливості, наприклад, зменшується зубний біль, а також такими ефектами, як протизапальний, спазмолітичний, репаративний.

Детальна інформація щодо кріомасажу наведена в п. 5.3. Кріомасаж рекомендують, наприклад, при такому захворюванні, як демодекоз, він також підходить для боротьби з віковими змінами шкіри: щоб розгладити зморшки, підтягти овал обличчя, усунути целюліт, капіляри, які близько підходять до обличчя. Кріомасаж шкіри волосяної частини голови укріплює корені волосся, збільшує об'єм волосся на голові і лікує себорею.

*Гіпотермія* – окремий напрям, який дозволяє знижувати температуру тіла на 2–4°C різними методами, у тому числі і хімічними, – може використовуватися як допоміжний прийом, наприклад, з метою зниження інтенсивності обмінних процесів під час оперативних втручань [88]. Першу операцію в умовах гіпотермії в СРСР зробив у 1954 р. В. М. Шамов.

Криогенний вплив є потенційно небезпечним способом лікування і його застосування потребує спеціальних знань та додаткової підготовки лікарів з урахуванням того, що базові теоретичні знання та практичні навички використання криогенної температури у сучасних лікарів у більшості випадків відсутні.

Холод застосовується в умовах як стаціонару, так і поліклініки. Лікувальна дія холоду зумовлена його здатністю руйнувати патологічно змінені тканини, спиняти кровотечу, зменшувати больову чутливість. У деяких випадках знеболення можна не застосовувати зовсім: заморожування безболісне. Його використовують у разі непереносимості знеболюючих засобів, для лікування хворих, на яких негативно діє вигляд крові, оскільки метод кріовтручання є безкровним. Якщо під час звичайних операцій хірургу заважає працювати кровотеча, то у випадках застосування холоду кровотеча виключається: забезпечується так званий гемостаз. Самопочуття хворих залишається гарним, не порушуються фізіологічні функції органів.

Близькими до криогенного впливу на людину за своїм видом (температурним фактором) можуть розглядатися деякі методи фізіотерапії та локальної гіпотермії.

Холодом можна діяти не тільки на поверхневу тканину, але й на внутрішню.

Для застосування холоду не потрібно якихось особливих умов: потрібен лише рідкий азот і кріозонд.

*Клінічні ефекти кріотерапії* наступні: лімфодренажний, тобто покращення відтоку лімфи з тканин і, відповідно, ліквідація набряків лімфатичного походження; покращення мікроциркуляції крові в тканинах, збільшення артеріального кровотоку та венозного відтоку, зменшення внутрішньосуглобового випіту, а, відповідно, зменшення набряків та інфільтрації судинного походження; міорелаксація – ліквідація м'язових контрактур та зниження базального м'язового тону; покращення трофіки м'язової, сполучної, кісткової та хрящової тканин; стимуляція регенераторних механізмів. Покращення лабораторних показників відбувається на 10–15-й процедурі, а структурна модуляція імунітету в різні терміни від 1-го місяця до 2-х років: реєструється відносно кількісне і якісне збільшення числа клітин червоної та білої крові; підвищується активність ренін-ангіотензин-альдостеронової системи та системи згортання крові; покращується насичення еритроцитів киснем, підвищується парціальний тиск кисню у крові, знижується потреба тканин в кисні; суттєво зменшується спорідненість еритроцитів до вуглекислого газу, знижується парціальний тиск CO<sub>2</sub> у крові; знижуються: викид катехоламінів, толерантність до глюкози, чутливість до інсуліну; зменшується продукція IgE, підвищується синтез IgA та IgM; під час загальної екстремальної гіпотермії відбувається викид опіодних ендорфінів, і цим, напевно, пояснюється загальний знеболюючий ефект [105–108,113,109,111,112].

*Протипоказаннями* для кріопробудження є наступні хвороби та стани: гостра серцева недостатність та хронічні серцево-судинні захворювання, стани після перенесених мозкових інсультів або гострого інфаркту міокарда, активна форма туберкульозу легень, періоди вагітності та лактації, індивідуальна непереносимість холоду, гострі запальні процеси, геморагічний діатез, істеричні неврози, злякисні новоутворення; деякі процедури, наприклад, кріомасаж, протипоказані при епілепсії та гіпертонічній хворобі.

### **7.3. КЛІТИННА ТА ТКАНИННА ТРАНСПЛАНТАЦІЯ І ТЕРАПІЯ**

Одним із нових напрямів кріомедицини, який інтенсивно розвивається, є клітинна та тканинна трансплантація і терапія – це застосування біопрепаратів із клітин та тканин ембріофетоплацентарного комплексу, алло- і ксеногенного походження. Сутність цього напрямку полягає в активації компенсаторних ресурсів пошкоджених клітин і тканин, стимуляції нових механізмів відновлення і регенерації, заміщенні втрачених структур і функцій організму, органу, тканини. Механізм дії кріоконсервованих біопрепаратів заснований на збереженні після підігріву, наприклад, на водяній бані, повноцінності клітин і тканин та збалансованих біологічно активних речовин природного походження, які в них містяться і володіють різноспрямованою фармакологічною дією на різні сторони метаболізму цілісного організму. Ефективність кріоконсервованих біопрепаратів підтверджується багаточисельними результатами експериментальних і клінічних розробок, що знаходять відображення в спеціальній вітчизняній та закордонній науковій літературі. Унікальні властивості, притаманні фетальним тканинам, дозволяють створювати біопрепарати, які рятують життя навіть у тих випадках, коли відомі лікарські форми безсилі. Фетальні тканини застосовували як стимулятор дуже давно, це були тканини тварин (ксеногенні трансплантати) або трупні тканини і їх фрагменти. Фетальні клітини і тканини володіють більшою пластичністю, їх темп проліферації значно вищий, ніж у зрілих структурах, вони здатні диференціюватися залежно від мікрооточення. Тканини ембріофетоплацентарного комплексу містять велику кількість різноманітних активаторів регенерації і диференціації: фактор росту фібробластів, фактор росту нервів, фактор, який стимулює ріст макрофагальних і еритроїдних колоній, а також антипроліферативні цитокіни, які попереджують клітину і системну гіперстимуляцію. Фетальні клітини і їх асоціати практично не імуногенні, оскільки отримані на ранніх етапах гестації, а в 1 і 2 триместрах гестації на них ще не експресовані білки гістосумісності 1 і 2 класів. Особливість метаболізму фетальних клітин забезпечує їх високу стійкість до несприятливих факторів, які супроводжують процес кріоконсервування.



На сьогодні найбільш широко фетальні тканини застосовуються в Канаді, США, Росії (приблизно 1 %, 0,1 % і 0,001 %, відповідно, від отриманого фетального матеріалу). Із фетальних тканин, наприклад, плацентарна тканина здавна використовується у якості живильного середовища. Плодова частина плаценти утворюється із зовнішньої частини амніотичної складки, а саме – клітин зовнішньої стінки бластоцисти, які утворюють хоріон – одну із оболонок, що оточує зовні вмістилище плоду. Він побудований із трофобласту, з'єданого з ектодермою, та парієтального листка мезодерми. Хоріон забезпечує, як і плацента, контакт матері і плоду та обмін речовинами. Це справжня «біохімічна лабораторія» з могутніми ферментативними комплексами, що забезпечують власні інтенсивні системи синтезу і транспорту білків, гормонів, вуглеводів, а також системи, механізми функціонування яких поки що невідомі і загалом полягають у здатності цих тканин ліквідувати білковий конфлікт, всупереч закону біологічної несумісності, весь період вагітності (єдиний відомий у природі випадок, коли поруч існують організми, різні за складом білків) [105–108, 110, 118].

У тканинах хоріону міститься велика кількість необхідних для плоду мікроелементів: кальцію, заліза, міді, кобальту, а також вітамінів А, D, Е. Оскільки хоріон знаходиться між двома організмами (плід та мати), він також постачає гормони матері і плоду, який розвивається [108, 109, 111, 113, 117].

В Інституті проблем кріобіології і кріомедицини НАН України (Харків) був створений препарат «кріохор» (КХ), який є кріоекстрактом хоріону. Хоріон отримували з використанням спеціально розробленого пристрою, принцип роботи якого заснований на вакуумекскохлеації. КХ отримували за методикою, яка розроблена співробітниками Інституту проблем кріобіології і кріомедицини. У препараті містяться як низькомолекулярні, так і високомолекулярні білки. До складу КХ входять нейтральні ліпіди: фосфоліпіди (ФЛ), дігліцериди, моногліцериди, холестерол, вищі жирні кислоти (ВЖК), тригліцериди (ТГ) і ефіри холестеролу. Спектр ФЛ представлений такими фракціями, як фосфатидилхолін, фосфатидилетаноламін, сфінгомієлін і фосфатидилсерин. У препараті присутні лізофосфатидилхоліни і цереброзиди, а також фосфатидна кислота – найпростіший представник природних фосфогліцеридів. До складу препарату входять гормони пептидної (хоріонічний гонадотропін, пролактин) і стероїдної (естрадіол, прогестерон) природи. Екстракт хоріона містить макробіогенні (головні) елементи – Са і Р; олігобіогенні – К, Na, Cl, Mg; мікробіогенні – Cu [108, 109, 111, 113, 117].

У дослідженнях [108, 111, 113, 117] застосували КХ у щурів з експериментальною опіковою хворобою (ЕОХ) і встановили його наступні ефекти: він призводить до помітного пригнічення нейтрофільної та стимуляції макрофагально-фібробластичної реакцій в шкірі, більш

швидкого розвитку та дозрівання грануляційної тканини, зменшення лейкоцитарної реакції периферичної крові, що вказує на протизапальну дію КХ (рис. 7.5–7.8). Введення КХ тваринам на фоні ЕОХ дозволяє послабити інтенсивність процесів перекисного окислення ліпідів (ПОЛ) і покращити стан антиоксидантної системи (АОС), що свідчить про антиоксидантні властивості препарату під час опікових хвороб. Використання КХ сприяє відновленню параметрів, що характеризують стан сполучної тканини, а також активації білково-синтетичних процесів у сполучній тканині при опіковій хворобі. Введення КХ дозволяє досягти менших порушень або більш ранньої нормалізації показників білкового, ліпідного та вуглеводного обмінів при ЕОХ. Найбільш позитивну дію КХ виявляє на початкових етапах після опіку, що вказує на можливість його використання з самого початку опікової хвороби. Отримані результати вказують на можливість використання КХ у комплексній терапії опікової хвороби в клініці.

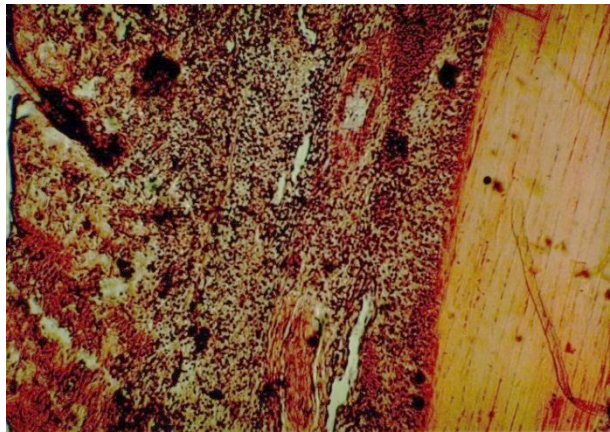


Рисунок 7.5 – Експериментальна опікова хвороба без лікування кріохором, 12-та год. після опіку. Круглоклітинна інфільтрація навколо некротизованого м'язового волокна. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення 200



Рисунок 7.6 – Експериментальна опікова хвороба з лікуванням кріохором, 12-та год. після опіку. Помірна лейкоцитарна інфільтрація навколо некротизованих м'язових волокон. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення 200

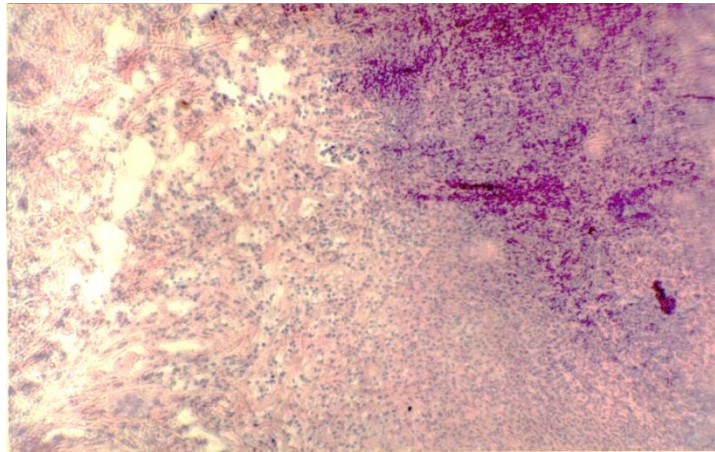


Рисунок 7.7 – Експериментальна опікова хвороба без лікування кріохором, 12-та год. після опіку. Ділянка некрозу дерми, нижче набряк, гіперемія, лейкоцитарна інфільтрація. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення 200

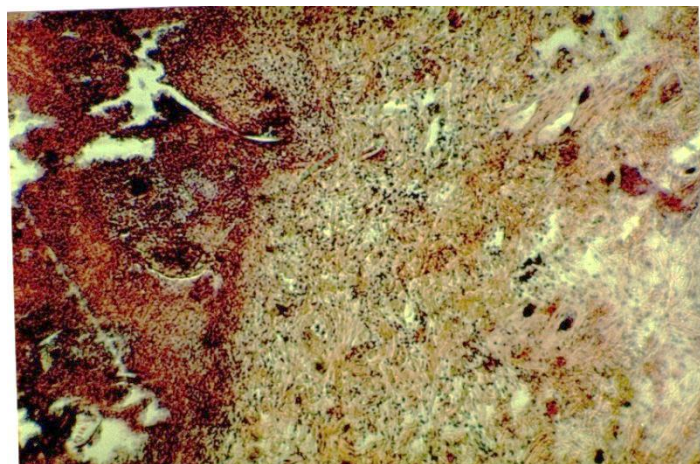


Рисунок 7.8 – Експериментальна опікова хвороба з лікуванням кріохором, 12-та год. після опіку. Ділянка некрозу обмежена зверху демаркаційною зоною запалення, нижче набряк, гіперемія, крововиливи. Забарвлення гематоксиліном та еозином. Збільшення 200

Для лікування опікової хвороби також застосовують трансплантати кріоконсервованої аллошкіри, які є біологічним покриттям, здатні забезпечити відновлення шкірного покриву на тривалий термін (від 2–3 тижнів до 2–3 місяців).

У своїх дослідженнях харківські вчені Н.П. Субота та В.А. Пітько [109], розробили ефективну схему лікування жінок з підгострим сальпінгофоритом із застосуванням тканинних кріоконсервованих препаратів: фрагментів і екстракту хоріона 10 тижнів гестації плоду, а також екстракту плаценти, ефективність яких спочатку була обґрунтована експериментально. Ними було встановлено, що застосування КХ у щурів з експериментальним карагеніновим запаленням призводить до помітного

пригнічення нейтрофільної та стимуляції макрофагально-фібробластичної реакції в ділянці запалення, однак порівнюючи дії КХ та лікарського препарату «екстракт плаценти» КХ виявився більш ефективним: нейтрофільна реакція менш виражена і завершується раніше, фібробластична реакція характеризується більш ранніми максимумами числа незрілих і зрілих фібробластів, більш швидким поверненням до вихідного рівня кількості незрілих, функціонально більш активних фібробластів, більш швидким дозріванням грануляційної тканини, що свідчить про відновлення структур. Під час експериментального запалення введення КХ нормалізувало показники імунного гомеостазу: активності фагоцитозу, комплементу, лізоциму, вмісту ТБК-активних продуктів, молекул середньої маси у крові, активності супероксиддисмутази (СОД) та лактатдегідрогенази (ЛДГ). Комплексна терапія із застосуванням КХ сприяла максимальному відновленню параметрів, які характеризують інтенсивність процесів ПОЛ та стан АОС.

Кріоконсервовані препарати фетальної печінки плоду 10 та 24 тижнів гестації широко застосовуються в гепатології. Згідно з дослідженням П. П. Пашинського [119], вони володіють гепатопротекторним ефектом, мають виразну відновлювальну та регулюючу дію на печінку. У літературі є відомості щодо їхнього експериментального застосування під час отруєння  $\text{CCl}_4$ ; було встановлено, що кріопрепарати фетальної печінки є більш ефективними на етапах, що передують розвитку гострої печінкової недостатності, і суттєво знижують активність ферментів цитолізу аланінамінотрансферази (АЛТ) та аспартатамінотрансферази (АСТ), активують роботу природних антиоксидантних систем, наприклад, активність основного ферменту антиоксидантного захисту СОД, знижують інтенсивність процесів ПОЛ. Препарати, кріоконсервовані протягом 2,5 років за низьких  $-196^\circ\text{C}$  температур, біотехнологія яких як один з етапів включає циклічне заморожування-відтавання фетальної печінки, зберігають свої гепатопротекторні властивості під час отруєння щурів  $\text{CCl}_4$ , стимулюючи АОС і знижуючи цитолітичну активність ферментів.

Очевидно, що кріотехнології потребують подальшого глибокого та систематичного вивчення. У цьому розділі наведено відомості щодо застосування кріопрепаратів лише у деяких галузях медицини, таких як комбустіологія, дерматологія, гепатологія, гінекологія, проте сьогодні кріотехнології дійсно можуть творити диво та можуть бути рекомендовані для застосування майже в усіх галузях клінічної медицини.

#### 7.4. КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ ДО РОЗДІЛУ

1. Дайте визначення поняття «кріобіологія».
2. Дайте визначення поняття «кріомедицина».
3. Яка різниця між поняттями «кріомедицина» та «медична кріологія»?

## Медична кондиціонуєча та кріогенна техніка

---

4. Дайте визначення поняття «кріогеніка».
5. У яких галузях медицини застосовують холод як лікувальний засіб?
6. Яку кріогенну апаратуру використовують під час лікування холодом?
7. Що таке кріобанк і які наразі його можливості?
8. Назвіть, який і де є в Україні профільний інститут, що вивчає проблеми впливу холоду в практичній медицині.
9. Назвіть які є три напрями сучасної кріомедицини, залежно від лікувальних цілей.
10. Дайте визначення понять «кріохірургія» та «кріотерапія».
11. Дайте визначення поняття «кріодеструкція».
12. Що таке кріодеструктори та з якою метою вони використовуються?
13. Що таке кріоабляція та з якою метою вона використовується?
14. Які матеріали та методи використовує кріохірургія?
15. З чого складається кріозонд?
16. Що таке аерокріопілінг і кріодермабразія?
17. Який загальний вплив низьких температур на організм?
18. Які ви знаєте види кріотерапії? У яких спеціальних апаратах-приміщеннях проводиться кріотерапія? Поясніть загальнооздоровчий ефект кріотерапії.
19. Скільки у середньому складає загальнооздоровчий курс кріотерапії? Яка максимальна кількість сеансів кріотерапії для одного пацієнта?
20. Які клінічні ефекти кріотерапії? Які є протипоказання для кріопроцедур?

# ПРЕДМЕТНИЙ ПОКАЖЧИК

Абсолютна вологість повітря  
Автоматичний регулятор

Бактерицидна лампа  
Бактерицидна установка  
Біоінженерія  
Бактерицидний опромінювач  
Блок знезараження повітря  
Блок рентген-операційний  
Брудне приміщення

Вентиляція  
Вентиляція витісняюча  
Вентиляція перемішуюча  
Витяжне повітря  
Відносна вологість повітря  
Вологе повітря  
Вологовміст повітря  
Вугільний фільтр

Гігієнічні вимоги  
Гіпотермія  
Група приміщень

Дезінфекція  
Дефазифікація  
Дисбаланс повітря  
Дифузор  
Діапазон регулювання

Експлуатоване чисте приміщення  
Ентальпія вологого повітря

Захисне приміщення  
Зволожувач повітря  
Змінна витрата повітря  
Знезаражування повітря  
Зовнішнє повітря

Інфекція лікарняна  
Іонообмінний фільтр

Кабінет рентгенодіагностичний  
(рентгенівський)  
Категорія щодо чистоти  
приміщення  
Кишеньковий фільтр  
Клас фільтра  
Клас чистоти  
Колонієутворююча одиниця (КУО)  
Комплексна частотна характеристика  
Комфортні параметри  
Кондиціонер  
Концентрація частинок  
Кратність повітрообміну  
Крива розгону  
Кріобіологія  
Кріодеструктор  
Кріодеструкція  
Кріомасаж  
Кріомедицина  
Кріопротектор  
Кріосауна  
Кріотерапія  
Кріохірургія

Ламінарна стеля  
Ламінаризатор  
Лікувально-профілактичний заклад (ЛПЗ)

Мікроклімат приміщення  
Мікроорганізми  
Мікроорганізми патогенні

Насичене повітря  
Нейротехнологія  
Ненасичене повітря  
Неодноспрямований потік повітря

Обміненія повітря  
Обладнання теплоутилізаційне  
Односпрямований потік повітря  
Операційна  
Операційний блок (опер блок)  
Операційний стіл  
Оснащене чисте приміщення  
Особливо чисте приміщення  
Очистка повітря

Панельний фільтр  
Параметри стану вологого повітря  
Параметри налаштування  
Питома об'ємна холодопродуктивність  
Питома робота стискання  
Питома теплота конденсації  
Побудоване чисте приміщення  
Повітророзподільний пристрій  
Повітророзподільник настінний  
Повітророзподільник стельовий  
Повітря, що видаляється  
Постійна витрата повітря  
Посудина Дьюара  
Принцип витісняючого потоку  
Принцип перепаду тиску  
Принцип фізичного бар'єра  
Припливне повітря  
Пристрій знезараження повітря  
Пристрій теплоутилізаційний  
Пристрій знезараження повітря  
Прихована теплота пароутворення  
Пропорційно-інтегральний регулятор (ПІ-регулятор)  
Пропорційно-інтегрально-диференційний регулятор (ПІД-регулятор)  
Пропорційний регулятор (П-регулятор)

Регулятор нечіткої логіки  
Рециркулятор  
Рециркуляційне повітря  
Рециркуляція повітря  
Рівняння стану для сухого повітря  
Робоча зона  
Розмір частинки



Система автоматичного регулювання (САР)  
Система кондиціонування і вентиляції (СКВ)  
Система кондиціонування повітря  
Сорбційний фільтр  
Стан чистого приміщення  
Стельові перфоровані панелі  
Ступінь насичення повітря  
Стерилізація

Текстильна стельова панель  
Температура повітря за вологим термометром  
Температура точки роси  
Тепловий насос  
Теплохолодильний насос (теплофікаційна машина)  
Типова динамічна ланка  
Трансформатор тепла (теплотрансформатор)  
Туман

Ультрафіолетове випромінювальне обладнання  
Утилізація теплоти (холоду)

Фазифікація  
Фільтр високоефективної очистки (HEPA)  
Фільтр грубої очистки  
Фільтр крайньовисокої очистки  
Фільтр очистки повітря (фільтр повітряний)  
Фільтр тонкої очистки 79, 81  
Фільтрація

Характеристики фільтра  
Холодильна машина  
Холодильний агент (холодоагент)  
Холодильний коефіцієнт  
Холодовий ланцюг  
Холодопродуктивність

Частинка  
Чиста зона  
Чисте приміщення

Шлюз

## БІБЛІОГРАФІЧНИЙ СПИСОК

1. Федотов А. Е. Чистые помещения / А. Е. Федотов. – М. : Изд-е АСИНКОМ, 2015. – 512 с.
2. Борисоглебская А. П. Лечебно – профилактические учреждения. Общие требования к проектированию систем отопления, вентиляции и кондиционирования воздуха / А. П. Борисоглебская – М. : АВОК – ПРЕСС, 2008. – 144 с.
3. Цыганов Д. И. Криомедицина : процессы и аппараты / Д. И. Цыганов. – М. : САЙС-ПРЕСС, 2011. – 304 с.
4. Федотов А. Е. Предложения по развитию наукоемких производств и услуг / А. Е. Федотов, Е. В. Пыхтин // Технология чистоты. – 2010. – № 1. – С. 4–9.
5. Колубков А. Н. Практические рекомендации по борьбе с коронавирусом для систем вентиляции / А. Н. Колубков // АВОК. – 2020, № 4. – С. 32–37.
6. Щербак Ю. Г. Сучасні стандарти з чистих технологій – важлива складова розвитку медичної галузі / Ю. Г. Щербак, О. В. Щесюк // Збірник наукових праць Одеської державної академії технічного регулювання та якості. Вип. 2(11). – Одеса : Вид-во ОДАТРЯ, 2017. – С. 11–15.
7. Заклади охорони здоров'я. Будинки і споруди : ДБН В.2.2–10-2017. – Офіц. вид. – К. : Мінрегіон України, 2017. – 216 с. – (Нормативний документ Держбуд України. Державні будівельні норми).
8. Чистота воздуха в лечебных учреждениях. Общие требования : ГОСТ Р 52539-2006. – [Действующий с 2007-01-01]. – М. : Стандартиформ, 2006. – 36 с. – (Национальный стандарт Российской Федерации).
9. ДСТУ ISO 14644 – 1:2009 (ISO 14644 – 1:1999, IDT). Чисті приміщення та пов'язані з ними контрольовані середовища. Частина 1. Класифікація чистоти повітря – [Чинний від 2012-01-01]. – К. : Держспоживстандарт України, 2010. – 23 с. – (Національний стандарт України).
10. Гигиенические требования к размещению, устройству, оборудованию и эксплуатации больниц, родильных домов и других лечебных стационаров : СанП и Н 2.1.3.1375-03 (с изменениями 1 и 2). – Офиц. изд. – М. : Мединформ : Минздрав РФ, 2003. – 36 с. (Нормативный документ Минздрава РФ. Санитарные правила и нормы).
11. Чистота воздуха в лечебных учреждениях. Общие требования : ГОСТ Р 52539-2006. – [Действующий с 2007-01-01]. – М. : Стандартиформ, 2006. – 36 с. – (Национальный стандарт Российской Федерации).

12. Федотов А. Е. ISO 14644 – 1:2015 – Шаг вперед или два шага назад? / А. Е. Федотов // Технология чистоты. – 2015. – № 4. – С.7–8.

13. Чистые помещения и связанные с ними контролируемые среды. Часть 1. Классификация чистоты воздуха по концентрации частиц : ГОСТ Р ИСО 14644 – 1 : 2017. – [Дата введения 2018-12-01]. – М. : Стандартинформ, 2017. – 35 с. (Национальный стандарт РФ).

14. Проект стандарта ISO 14644 – 12 «Чистые помещения и связанные с ними контролируемые среды. Часть 12 : Классификация чистоты воздуха по концентрации наноразмерных частиц» // Чистые помещения и технологические среды. – 2013. – № 3 (47). – С.18–24.

15. ISO 14644-12 : 2018 Clean rooms and associated controlled environments – Part 12 : Specifications for monitoring air cleanliness by nanoscale particle concentration. Status : Published ; Publication date : 2018 – 05 ; Number of page : 25 [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <https://w.w.w.iso.org/standard/67846.html>.

16. Иньков А. П. Особенности проектирования систем вентиляции и кондиционирования воздуха для объектов здравоохранения / А. П. Иньков // АВОК. – 2002. – № 4. – С. 24–31.

17. Технические решения по системам вентиляции и кондиционированию воздуха для медицинских учреждений компании ВОЗДУХ. ru – Климатическая техника [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <http://www.wozduh.ru/index.php.area=18p=static8page=medic>.

18. Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур : ДСанП і Н 6.6.3–150–2007. – Офіц. вид. – К. : Медінформ : М-во охорони здоров'я України, 2007. – 35 с. – (Нормативний документ МОЗ України. Державні санітарні правила і норми).

19. Колосов А. В. Основы кондиционирования воздуха / А. В. Колосов // Термометръ. – 2010. – апрель–июль. – С. 50–58.

20. Табунщиков Ю. А. Вентиляция зданий – требуются новые знания / Ю. А. Табунщиков // АВОК. – 2020, № 4. – С. 4–6.

21. Захаров Ю. В. Судовые установки кондиционирования воздуха и холодильные машины : учебник / Ю. В. Захаров – СПб. : Судостроение, 1994. – 504 с.

22. Величини та одиниці. Частина 5. Термодинаміка : ДСТУ ISO 80000-5 : 2016. – [Чинний від 2018-01-01]. – К. : ДП «УкрНДНЦ», 2017. – 28 с. – (Національний стандарт України).

23. Нимич Г. В. Современные системы вентиляции и кондиционирования воздуха / Г. В. Нимич, В. А. Михайпов, Е. С. Бондарь. – К. : Аванпост – Прим, 2003. – 630 с.

24. Хикмет Т. Что такое чистое помещение / Т. Хикмет, Е. Айбарс // АВОК. – 2005. – № 2. – С. 84–89.
25. Опалення, вентиляція та кондиціонування : ДБН В.2.5–67 : 2013. – [Чинний від 2014-01-01]. – Офіц. вид. – К. : Мінрегіон України, 2013. – 147 с. – (Нормативний документ Держбуд України. Державні будівельні норми).
26. Шиллер Ю. И. Внутренние санитарно-технические устройства. Вентиляция и кондиционирование воздуха. Ч. 3 / Ю. И. Шиллер, Н. Н. Павлов. – М. : Стройиздат, 1992. – 484 с.
27. Раймонд К. Шнейдер. Системы кондиционирования воздуха для чистых комнат / Раймонд К. Шнейдер // АВОК. – 2002. – № 5. – С. 38–43.
28. Бородкин А. А. Поддержание баланса расходов и давлений в чистых помещениях / А. А. Бородкин // АВОК. – 2010. – № 4. – С. 42–51.
29. Щесюк О. В. Медична кондиціонуюча техніка : [навчальний посібник] / О. В. Щесюк, Ю. Г. Щербак. – Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2013. – 124 с.
30. Кокорин О. Я. Современные системы кондиционирования воздуха / Кокорин О. Я. – М. : Изд-во физ.-мат. лит-ры, 2003. – 272 с.
31. Кондиционеры Tescanair серии H для медицинских учреждений : Каталог фирмы «Tescanair». – СПб. : Петроспект, 2017. – 36 с. [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : [http:// www.technair. cat-H-rus](http://www.technair.cat-H-rus).
32. Кондиционеры центральные каркасно-панельные медицинского исполнения КМКП : Каталог ООО «ВЕЗА». – М. : ВЕЗА, 2018. – 144 с. [Электронный ресурс] : Режим доступа к информ. : [http://www.veza. ru/ru/catalogue/conditioners/kckp/kmkp.html](http://www.veza.ru/ru/catalogue/conditioners/kckp/kmkp.html).
33. Кондиционеры центральные каркасные для медицинских учреждений типа КЦКМ : Каталог ЗАО «Интеркондиционер». – Харьков : Кондиционер, 2014. – 25 с. [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : [http:// www.konditioner.com.ua/ equipment.pdf](http://www.konditioner.com.ua/equipment.pdf).
34. Кондиционеры медицинские шкафные автономные серии КМ : Каталог ОАО «Домодедовский машиностроительный завод «Кондиционер». – М. : ДоКон, 2017. – 42 с. [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : [http:// www.docon.ru/catalog.pdf](http://www.docon.ru/catalog.pdf).
35. Абсолютная фильтрация воздуха. Корпуса для фильтров. Приточные панели с фильтрами : Каталог фирмы «Hidria». – СПб. : Петроспект, 2018. – 35 с. [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : [http:// www.hidria.com/zv10.rus.pdf](http://www.hidria.com/zv10.rus.pdf).
36. Диффузор с микрофильтром для операционных залов : Каталог фирмы «SWEGON AB». – СПб. : Петроспект, 2017. – 4 с. [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : [http:// www.swegon.com/OPLb.pdf](http://www.swegon.com/OPLb.pdf).

37. Осборн М. Энергосберегающий материал для воздушных фильтров / М. Осборн, П. Рюйтер, Х. Хернел, Л. Гейл // Чистые помещения и технологические среды. – 2014. – № 2 (50). – С. 14–19.

38. Осборн М. Сравнение характеристик воздушных фильтров / М. Осборн, П. Рюйтер, Х. Хернел, Л. Гейл // Чистые помещения и технологические среды. – 2013. – № 2 (46). – С. 11–16.

39. Повітряні фільтри до загальної вентиляції. Визначення характеристик фільтрування (EN 779:2002. IDT) : ДСТУ 4319:2004. – [Чинний від 2005-10-01]. – К. : Держспоживстандарт України, 2004. – 72 с. (Національний стандарт України).

40. Системи вентиляційні. Методи випробувань повітряних фільтрів (ГОСТ 30342-96) : ДСТУ 3186-95. – [Чинний від 1997-08-01]. – К. : Держспоживстандарт України, 1995. – 58 с. (Міждержавний стандарт).

41. Фильтры очистки воздуха общего назначения. Определение технических характеристик : ГОСТ Р ЕН 779–2014. – [Действующий с 2015-12-01]. – М. : Стандартинформ, 2014. – 68 с. – (Национальный стандарт Российской Федерации).

42. Проволович О. В. Аналитический обзор нового стандарта ИСО 16890 для воздушных фильтров общего назначения / О. В. Проволович // Технология чистоты. – 2018. – № 4. – С. 9–11.

43. Думиган Р. ИСО 16890 – новый стандарт по фильтрации воздуха – защита качества воздуха в вашем помещении / Р. Думиган // Технология чистоты. – 2018. – № 4. – С. 12–15.

44. Проволович О. В. Анализ стандартизации в области воздушных фильтров общего назначения / О. В. Проволович // Технология чистоты. – 2019. – № 2. – С. 11–13.

45. Федотов А. Е. Новый стандарт ИСО 16890 по фильтрам : суть и последствия / А. Е. Федотов // Технология чистоты. – 2018. – № 4. – С. 7–8.

46. Высокоэффективные фильтры очистки воздуха ЕРА, НЕРА и ULPA. Часть 1. Классификация, методы испытаний, маркировка (EN 1822 – 1 : 2009) : ГОСТ Р ЕН 1822-1-2010. – [Действующий с 2011-12-01]. – М. : Стандартинформ, 2011. – 20 с. – (Национальный стандарт Российской Федерации).

47. ISO 29463 – 1 : 2017 High efficiency filters and filter media for removing particles from air – Part 1 : Classification performance testing and marking. Status : Published ; Publication date : 2017 – 09 ; Number of page : 16 [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <https://w.w.w.iso.org/standard/67816.html>.

48. Ваяйякумар Р. Международный стандарт по классификации и методам испытаний НЕРА и ULPA фильтров / Р. Ваяйякумар // Технология чистоты. – 2012. – № 4. – С. 25–28.

49. Воздушные фильтры пылеуловители ФОЛТЕР. Каталог ООО НПП «Фолтер» [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <http://www.olter.ru/catalog/>.
50. Проволович О. В. Очистка приточного воздуха / О. В. Проволович // Технология чистоты. – 2008. – № 4. – С. 22–30.
51. Методы, средства и режимы стерилизации и дезинфекции изделий медицинского назначения. Термины и определения : ГОСТ 25375-82. – [Действующий с 1983-07-01]. – М. : Изд-во стандартов, 1982. – 10 с. – (Межгосударственный стандарт).
52. Борисоглебская А. П. Современные методы обеззараживания воздуха в помещениях / А. П. Борисоглебская // АВОК. – 2009. – № 4. – С. 30–36.
53. Исаев Р. В. Эффективный метод обеззараживания воздуха / Р. В. Исаев // АВОК. – 2005. – № 4. – С. 32.
54. Обеззараживание воздуха и поверхности ультрафиолетом : Каталог НПО «ЛИТ». – М. : Изд-во PRAVDA, 2017. – 6 с. [Электронный ресурс] : Режим доступа к информ. : <http://www.npo.lit.ru/production/obezzarajivanie-vozduha-i-poverhnosti.pdf>.
55. Продукция научно – производственной фирмы «Поток Интер» [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <http://www.potok-inter.ru/instr.php>.
56. Бретшнайдер С. Свойства газов и жидкостей / С. Бретшнайдер. – М. – Л. : Химия, 1966. – 327 с.
57. Шостаковский П. Современные решения термоэлектрического охлаждения для радиоэлектронной, медицинской, промышленной и бытовой техники / П. Шостаковский // Силовая электроника. – 2010. – № 1. – С. 130–137.
58. Архаров А. М. Криогенные системы : Основы теории и расчета / А. М. Архаров, И. В. Марфенина, Е. И. Микулин. – М. : Машиностроение, 1988. – 463 с.
59. Справочник по физико-техническим основам криогеники. Под ред. М. П. Мал-кова. Изд. 3-е, доп. и перер. – М. : Энергия, 1985. – 476 с.
60. Подольский А. Г. Низкотемпературная техника : истоки, развитие, перспективы : учебное пособие / А. Г. Подольский, Л. З. Лубяный, М. Г. Черевик. – Харьков : НТУ «ХПИ», 2015. – 125 с.
61. Новотельный В. Н. Криогенные машины / В. Н. Новотельный, А. Д. Суслов. – СПб. : Политехника, 1991. – 335 с.
62. Сосуд Дьюара серии СК [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : [http://www.cryotrade.ru/uploads/documents/dewars/pasport\\_ck](http://www.cryotrade.ru/uploads/documents/dewars/pasport_ck).

63. Жидкий азот. Википедия. [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : [https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%96%D0%B8%D0%B4%D0%BA%D0%B8%D0%B9\\_%D0%B0%D0%B7%D0%BE%D1%82](https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%96%D0%B8%D0%B4%D0%BA%D0%B8%D0%B9_%D0%B0%D0%B7%D0%BE%D1%82).

64. Переливное устройство к сосуду Дьюара [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <https://prom.ua/p39573272-perelivnoe-ustrojstvo-sosudu.html>.

65. Порядок забезпечення належних умов зберігання, транспортування, приймання та обліку вакцин, анатоксинів та алергену туберкульозного в Україні (Наказ МОЗ України від 16.09.2011 № 595, документ 595 – 2011, чинний, поточна редакція – прийняття від 16.09.2011). – К. : 3 с.

66. Методичні вказівки для медичних працівників кабінетів щеплень (пунктів), виїзних (тимчасових) і мобільних бригад (Наказ МОЗ України від 18.04.2008 № 212, документ 212-2008, чинний, поточна редакція – прийняття від 18.04.2008). – К. – 4 с.

67. Бреусов С. В. Транспортування медичних та фармацевтичних товарів / С. В. Бреусова. – К. : НУХТ, 2016. – 16 с. [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <https://www.tovaroved.nupt.edu.ua>.

68. Холодовий ланцюг. Компанія «Центр Валідації». [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <https://www.val-center.com/ua/post/holodovay-tsep>.

69. Вироби медичні. Системи управління якістю. Вимоги щодо регулювання : ДСТУ EN ISO 13485 : 2018 – [Чинний від 2019-01-01]. – К. : ДП УкрНДНЦ, 2018. – 95 с. – (Національний стандарт України).

70. Холодильне та морозильне обладнання фірми «Meling biology & medical» : Каталог фірми ТОВ «Ред Мед». – К. : Ред Мед, 2020. – 75 с. [Електронний ресурс] : Режим доступу : <http://www.redmed.ua.com>.

71. Как устроен первый украинский криобанк [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <https://tech.liga.net/technology/article/v-gostyah-u-mistera-friza-kak-ustroen-pervyy-ukrainskiy-kriobank>.

72. Криоконсервация в репродуктологии [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <https://www.kp.ru/guide/kriokonservatsija-spermy-i-embriionov-i-jaitsekletok.html>.

73. Стволовые клетки пуповинной крови, пуповины и плаценты – как стандартный метод лечения [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <https://isida.ua/article/kriobank-instituta-kletochnoi-terapii/>.

74. Постанова КМУ «Про затвердження Ліцензійних умов провадження господарської діяльності банків пуповиної крові, інших тканин і клітин людини згідно з переліком, затвердженим Міністерством охорони здоров'я» № 286 від 02.03.2016. (Документ 286-2016, чинний, поточна редакція – Прийняття від 02.03.2016).

75. Криомассаж : особенности и виды процедуры [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <https://primelaser.com.ua/kriomassazh-osobennosti-i-vidy-protsedury/>.

76. Аппарат для локальной криотерапии струей холодного воздуха и криомассажа Криофлоу 1000 IR (Crioflow 1000 IR) [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <http://www.gymna.ru/shop/krioterapiya/>.

77. Апараты аеро-криомасажу [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <https://medlife-plus.com/p248548692-kriofen-alk-kriomed.html>.

78. Азаров А. И. Вихревые трубы нового поколения /А. И. Азаров // Конструктор. Машиностроитель. – 2007. – № 3. – С. 18–24.

79. Меркулов А. П. Вихревой эффект и его применение в технике / А. П. Меркулов. – Самара : Оптима, 1997. – 348 с.

80. Азаров А. И. Вихревые трубы в медицине : охлаждение конечности перед введением лекарственных веществ при остеомиелите. [Электрон-ый ресурс]. – Режим доступа к информ. : <https://ecoteco.ru/?id=831>.

81. Хазамова М. А. Термоэлектрическое охлаждающее устройство для локального теплового воздействия в медицине : Автореф. дис. на соискание ученой степени канд. техн. наук, Махачкала, 2006. – 28 с.

82. Полупроводниковое термоэлектрическое устройство для локального температурного воздействия на стопу человека : пат. RU 2245693 С2 Российская Федерация : МКП А61 F 7/00, № 2002125785/14 ; заявл. 27.09.2002 ; опубл. 10.02.2005. Бюл. № 4.

83. Сулин А. Б. Методика проведения физиотерапевтических лечебных процедур для теплового воздействия на отдельные зоны руки человека с использованием термоэлектрических устройств / А. Б. Сулин, М . А. Хазамова // Вестник Дагестанского государственного университета. Технические науки. – 2015. – № 4. – С. 31–37.

84. Криосауна – оздоровление и омоложение холодом [Электронный ресурс] – Режим доступа : <https://barb.ua/info/kriosauna>.

85. Монтажно-технологическая схема криосауны. – М. : МВТУ, 2017. – 9 с. [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <http://vunivere.ru/work40150>.

86. Криосауна Крион ПРО [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <https://krion-global.com/ru/kriosauna-krion/kriosauna-pro/>.

87. Безазотные криосауны. [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <http://www.krioxolod.com.ua/ru/individualnaya-bezazotnaya-kriosauna-minus-120110-ds-bezazotnaya-kriosauna-vozdushnaya>.

88. Жегунов Г. Ф. Основы криобиологии и криомедицины : учебник / Г. Ф. Жегунов, О. А. Нардид, Б. Т. Стегний, Л. Ф. Розанов, А. М. Компаниец. – Харьков : Бровин А. В., 2019. – 614 с.



89. Криохирургический инструмент «КриоСтик» [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <http://www.medrk.ru/shop/laboratorное-oborudovanie-pribory-posuda/kriogenное-oborudovanie/id-17314>.
90. Криохирургический аппарат «Криотон-3» [Электронный ресурс]. – Режим доступа : [http://medan.com.ua/cryoton\\_3.htm](http://medan.com.ua/cryoton_3.htm).
91. Апарат криохирургический «Криотон-3» [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <https://texnogaz.ru/krioton-3>.
92. Криоаппликатор (криодеструктор) КМТ-01 [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <https://bizorg.su/oborudovanie-dlya-ginekologii-r/p1390087-krioapplikator-kmt01>.
93. Cryoalfa (Швейцария) [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : [http://www.roksanabeauty.lv/ru/produkty/professionalnij\\_produkty/cryoalfa\\_\(shvejcarija\).html](http://www.roksanabeauty.lv/ru/produkty/professionalnij_produkty/cryoalfa_(shvejcarija).html).
94. Криодеструктор «CryoPro Mini 350 мл» [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <https://epikriz.com.ua/kriodestruktor-cryopro-mini-350-ml.html>.
95. Прохоров Г. Г. Малоинвазивная криотерапевтическая система / Г. Г. Прохоров, М. И. Гасанов, В. В. Клепиков, А. Е. Грицаенко, А. В. Гурин, Д. Г. Прохоров, М. П. Ларин, С. А. Понятовский // Медицинская техника. – 2017. – № 1 (301). – С. 30–33.
96. Малоинвазивные криогенные технологии [Электронный ресурс]. – Режим доступа к информ. : <https://www.niioncologii.ru/highlights/index?id=653>.
97. Попович М. Г. Теорія автоматичного керування : підручник для вузів / М. Г. Попович, О. В. Ковальчук. – К. : Либідь, 2007. – 656 с.
98. Бондарь Е. С. Автоматизация систем вентиляции и кондиционирования воздуха / Е. С. Бондарь, Г. В. Нимич. – К. : Аванпост-Прим, 2005. – 254 с.
99. Ключев А. С. Настройка средств автоматизации и автоматических систем регулирования : Справочное пособие / А. С. Ключев, А. Т. Лебедев, С. А. Ключев, А. Г. Товарнов. – М. : Энергоатомиздат, 1989. – 386 с.
100. Полевой А. А. Автоматизация холодильных установок и систем кондиционирования воздуха / А. А. Полевой. – СПб. : Изд-во Профессия, 2010. – 243 с.
101. Анго А. Математика для электро- и радиоинженеров. / А. Анго. – М. : Изд-во «Наука», 1964. – 772 с.
102. Нимич Г. В. Современные системы вентиляции и кондиционирования воздуха / Г. В. Нимич, В. А. Михайпов, Е. С. Бондарь. – К. : Аванпост – Прим, 2003. – 630 с.

103. Запальский В. Н. Синтез системы управления ФКУ на базе регулятора нечеткой логики в составе АЭЭС, часть 1. / В. Н. Запальский, А. К. Жук, К. Н. Запальский // *Електромеханічні і енергозберігаючі системи. Тематичний випуск «ПАЕП. Теорія й практика»* – Кременчук : КрНУ, 2012. – Вип. 3/2012 (19). – С. 537–540.

104. Запальский В. Н. Синтез системы управления ФКУ на базе регулятора нечеткой логики в составе АЭЭС, часть 2. / В. Н. Запальский, А. К. Жук, К. Н. Запальский // *Вісник НТУ «ХП»*. Збірник наукових праць. Серія : ПАЕП. Теорія й практика. – Х. : НТУ «ХП». – 2013. № 36 (1009). – С. 497–500.

105. Василюк М. Д., Попович Я. О., Шевчук А. Г. Комплексне хірургічне лікування хворих із синдромом діабетичної ступні методом застосування трансплантації кріоконсервованих тканин плаценти та препаратів кордової крові // *Трансплантологія*. – 2005. – Т. 8, № 1. – С. 82–84.

106. Давыдов М. И., Барышников А. Ю., Жуков Н. В. Клеточные технологии в терапии злокачественных новообразований // *Вестник РАМН*. – 2004. – № 9. – С. 55–57.

107. Демчук М. П., Смикодуб О. І. Застосування стовбурових клітин у лікуванні хворих на ревматоїдний артрит // *Трансплантологія*. – 2004. – Т. 7, № 3. – С. 273–275.

108. Клименко М. О. Опікова хвороба (патогенез і лікування) / М. О. Клименко, Л. Г. Нетюхайло. – Полтава, Вид-во ПМУ, 2009. – 118 с.

109. Суббота Н. П., Питько В. А. Экспериментальное обоснование целесообразности использования криоэкстракта хориона при лечении воспалительных процессов // *Врачебная практика*. – 1999. – № 3. – С. 92–94.

110. Шепітько В. І., Козлова В. П., Юрченко Т. М. Морфологічні аспекти механізму дії нативних і кріоконсервованих трансплантатів плаценти в експерименті // *Трансплантологія*. – 2000. – Т. 1, № 1. – С. 294–295.

111. Нетюхайло Л. Г. Оцінка результатів застосування препарату «кріохор» на стан сполучної тканини в різні стадії експериментальної опікової хвороби // *Світ медицини та біології*. – 2006. – № 3. – С. 28–31.

112. Цуцаєва А. О., Глушко Т. О., Лобасенко Н. П. Властивості кріоконсервованих трансплантатів стовбурових кровотворних клітин // *Трансплантологія*. – 2004. – Т. 7, № 3. – С. 374–377.

113. Клименко М. О., Суббота Н. П., Нетюхайло Л. Г. Неферментативна ланка антиоксидантної системи в різні стадії експериментальної опікової хвороби при використанні препарату «кріохор» // *Експериментальна і клінічна медицина*. – 2006. – № 1. – С. 13–17.

114. Козлов В. А., Труфакин В. А., Карпов Р. С. Стволовые клетки : действительность, проблемы, перспективы // *Вестник РАМН*. – 2004. – № 9. – С. 32–40.

115. Лукаш Л. Л., Васильовська С. В. Стволовые клетки мозга млекопитающих *in vitro* как основа для создания современных биотехнологий // Біополімери і клітина. – 2001. – № 17 (3). – С. 203–211.

116. Мануилова Е. С., Гордеева О. Ф., Гривенников И. А. Эмбриональные стволовые клетки : спонтанная и направленная дифференцировка // Известия АН. Серия биологическая. – 2001. – № 6. – С. 704–710.

117. Нетюхайло Л. Г. Вуглеводний обмін в різні стадії експериментальної опікової хвороби в процесі лікування препаратом «криохор» // Буковинський медичний вісник. – 2006. – Т. 10, № 2. – С. 96–99.

118. Пузырев А. Н., Бабов Е. Д., Балыков В. В. Возрастные изменения липидного и протеогликанового обмена слизистой рта женщин и эффекты криоконсервированных тканевых препаратов // Запорожский медицинский журнал. – 2005. – № 1 (28). – С. 34–37.

119. Пашинський П. П. Влияние криоконсервированных фетальных препаратов и сроков их хранения на биохимические процессы при ОПН // Проблемы криобиологии. – 2000. – № 4. – С. 76–82.

*Навчальне видання*

**ЩЕСЮК**

**Олег Володимирович,**

**ЩЕРБАК**

**Юрій Георгійович,**

**ЗАПАЛЬСЬКИЙ**

**Володимир Миколайович,**

**КЛИМЕНКО**

**Микола Олексійович,**

**НЕТЮХАЙЛО**

**Лілія Григорівна**

## **МЕДИЧНА КОНДИЦІОНУЮЧА ТА КРІОГЕННА ТЕХНІКА**

*Навчальний посібник*

---

Редактор *Р. Грубкіна.*

Технічний редактор *О. Петроченко.*

Комп'ютерна верстка *Н. Кардаш.*

Друк *С. Волинець.* Фальцювальньо-палітурні роботи *О. Мішалкіна.*

Підп. до друку 18.05.2021.

Формат 60x84<sup>1</sup>/<sub>16</sub>. Папір офсет.

Гарнітура «Times New Roman». Друк ризограф.

Ум. друк. арк. 12,32. Обл.-вид. арк. 9,51.

Тираж 300 пр. Зам. № 6200.

Видавець і виготовлювач: ЧНУ ім. Петра Могили.

54003, м. Миколаїв, вул. 68 Десантників, 10.

Тел.: 8 (0512) 50–03–32, 8 (0512) 76–55–81, e-mail: rector@chmnu.edu.ua.

Свідоцтво суб'єкта видавничої справи ДК № 6124 від 05.04.2018.