

name. 30. [Http://www.medmedia.ru/andrology/besplodie/a38143889](http://www.medmedia.ru/andrology/besplodie/a38143889). 31. [Http://www.medmedic.ru/gynecology/infertility/3802297/a3802301](http://www.medmedic.ru/gynecology/infertility/3802297/a3802301). 32. [Http://www.neuro.net.ru/bibliot/b003/sx17051.html](http://www.neuro.net.ru/bibliot/b003/sx17051.html). 33. [Http://www.issep.rssi.ru/pdf/980/021.pdf](http://www.issep.rssi.ru/pdf/980/021.pdf). 34. [Http://www.pereplet.ru/obrasovanie/stsoros/467.html](http://www.pereplet.ru/obrasovanie/stsoros/467.html). 35. [Http://www.oranta.ru](http://www.oranta.ru). 36. [Http://www.ecsotika.com](http://www.ecsotika.com). 37. [Http://bio.1september.ru](http://bio.1september.ru). 38. Hrytskiv Z. D. A Television System for Gap Visualization, Measurement and Adjustment / Z. D. Hrytskiv, A. D. Pedan, G. O. Turkinov, V. I. Shkliarskyi // *Modern Problems of Radio Engineering Telecommunications and Computers Science TCSET'2006 : Int. Conf., 28 February – 4 March 2006 : Proceedings. - Lviv-Slavsko (Ukraine), 2006. – P. 333–335.* 39. *Физиология человека : в 3 т. / [под ред. Шмидта Р., Тевса Г.] ; пер. с англ. – М. : Мир, 1996. Т. 2. – 1996. – 641 с.* 40. Aitken R. J. *World Health Organization (WHO) laboratory manual. For the examination of human semen and sperm – cervical mucus interaction / Aitken R. J., Comhair F., Baker H.W.G. ; 4th edition. – United Kingdom : Cambridge University Press, 1999. – 129 p.*

УДК 621.385.832.82

А.Д. Педан, Б.І. Любинецька, В.І. Шклярський
Національний університет “Львівська політехніка”

СКАНУВАЛЬНИЙ ОПТИЧНИЙ МІКРОСКОП НА БАЗІ ЕЛЕКТРОННО-ПРОМЕНЕВОЇ ТРУБКИ ДЛЯ КРІОБІОЛОГІЇ ТА НАНОТЕХНОЛОГІЙ

© Педан А.Д., Любинецька Б.І., Шклярський В.І., 2010

Розглянуто проблеми сканувальної оптичної мікроскопії, пов'язані з впливом на досліджуваний препарат низьких температур. Запропоновано схему оптичного каналу із запобіганням конденсації атмосферної вологи. Розроблено охолоджувач препарату на елементах Пельтьє з регульованою температурою до -100°C та перенесенням тепла тепловою трубою.

It is considered problems of scanning optical microscopy connected with influence on a researched preparation of low temperatures. The circuit of the optical channel with courtesy of condensation of an atmospheric moisture is offered. The cooler of a preparation on Pelties' elements with adjustable temperature up to -100°C and carry of heat by a thermal pipe is developed.

Вступ. Сканувальний оптичний мікроскоп (СОМ) – це оптичний аналог растрового електронного мікроскопа (РЕМ), як структурно, так і алгоритмічно. В ньому, як і в РЕМ, є вакуум, є електронно-оптична система, яка формує електронний зонд, є електромагнітне поелементне сканування зондом досліджуваного об'єкта, є давачі перетворення світлового сигналу від об'єкта на електричний сигнал, є обробка електричного сигналу та синтез зображення досліджуваного об'єкта на моніторі комп'ютера чи дисплеї. Принципова відмінність полягає лише в тому, що в СОМ досліджуваний об'єкт розташовується поза межами вакууму, а вакуум не поновлюється.

Для здійснення сканування досліджуваного об'єкта поза вакуумом необхідно трансформувати кінетичну енергію корпускулярного електронного зонда в енергію електромагнітного випромінювання у світловому діапазоні, яке може через вакуумнощільне оптичне вікно безперешкодно вийти поза межі герметизованого вакууму, в якому створюється і формується електронний зонд. Трансформацію енергії доцільно реалізовувати з використанням люмінесцентного монокристала з огляду на його ідеальну просторову структуру та можливість штучно впливати на спектр та квантовий вихід люмінесценції.

Світлове випромінювання за допомогою оптичного мікроскопа формується у світловий зонд, який синхронно з електронним зондом сканує досліджуваний об'єкт на предметному столику оптичного мікроскопа. Світловий сигнал з кожного відсканованого елемента перетворюється на електричний сигнал, з якого поелементно синтезується зображення фрагмента. Така трансформація енергії дає змогу здійснити недосяжне в електронній мікроскопії – тривале дослідження живих біологічних об'єктів в природному для них середовищі. Робочі значення коефіцієнтів збільшення СОМ, завдяки поелементному скануванню та синтезу зображення, співмірні з початковими значеннями таких у РЕМ і перевищують дифракційні обмеження в класичній оптичній мікроскопії, накладені хвильовою природою світла.

Оскільки тепер досліджуваний об'єкт перебуває поза вакуумом, то немає необхідності відкачувати та підтримувати вакуум після кожної заміни об'єкта, як це робиться в РЕМ, а також немає необхідності у спеціальній тривалій та затратній підготовці біологічних препаратів для їх дослідження у вакуумі під дією електронного бомбардування [1].

Сканувальний оптичний мікроскоп на базі електронно-променевої трубки. Лабораторний макет сканувального оптичного мікроскопа на базі електронно-променевої трубки показано на рис. 1. Технічні параметри макета подано в табл. 1.



Рис. 1. Лабораторний макет сканувального оптичного мікроскопа на базі електронно-променевої трубки

Таблиця 1

Технічні характеристики сканувального оптичного мікроскопа

№ з/п	Параметр	Одиниця вимірювання	Значення параметра
1	Максимальний коефіцієнт збільшення		20 000 ^x
2	Коефіцієнт плавної зміни масштабу		1-10
3	Мінімальний діаметр світної плями на об'єкті	мкм	0,1
4	Максимальна кількість елементів зображення		4096×4096
5	Структурні шуми екрана трубки, не більше ніж	%	1
6	Максимум спектра свічення екрана трубки	мкм	0,54
7	Діаметр світної плями на екрані трубки	мкм	10
8	Режим сканування		телевізійний
9	Споживана потужність	Вт	150
10	Габаритні розміри	мм	240×350×700
11	Маса	кг	22

Розташування досліджуваного об'єкта поза вакуумом докорінно змінює технічну конфігурацію апаратури: замість громіздкої вакуумної системи з форвакуумним та турбомолекулярним насосами, камери зразків з дистанційно керованим робочим столиком препаратів, колони електронно-оптичної системи в СОМ використовується проекційна електронно-променева трубка (ЕПТ) високої роздільної здатності з катодолумінесцентним монокристалічним екраном, габарити, маса та вартість якої на порядки менші від відповідної частини РЕМ. ЕПТ відіграє в СОМ ту саму роль, що і колона електронно-оптичної системи в РЕМ – формує електронний зонд.

У Державному підприємстві НДІ приймальних електронно-променевих трубок “ЕРОТРОН” (м. Львів) розроблено проекційну ЕПТ високої роздільної здатності для сканувального мікроскопа для використання в біомедицині та нанотехнологіях. У цій ЕПТ головна електростатична фокусуєча лінза виконана у вигляді резистивної спіралі, нанесеної на внутрішню поверхню горловини ЕПТ, до кінців якої прикладена висока напруга. Розподілений вздовж спіралі електричний потенціал створює біпотенціальну електростатичну лінзу з малою сферичною аберацією, яка дає змогу одержати на прозорому катодолумінесцентному монокристалічному екрані з дзеркальним металевим внутрішнім покриттям світну пляму великої інтенсивності діаметром 10 мкм, що забезпечує ефективне використання ЕПТ у сканувальному оптичному мікроскопі.

Електронно-променева трубка в сукупності з електромагнітними електронно-оптичними вузлами формування і керування електронним променем (фокусувально-відхилювальний комплекс) наведена на рис. 2. Основною умовою для одержання на екрані ЕПТ світної плями мінімальних розмірів є взаємна з'юстованість осі електронного променя з оптичною віссю лінзи. При цьому усувається вплив на траєкторії електронів аберацій третього порядку (кома, астигматизм, за винятком сферичної аберації) фокусувальної системи.

У фокусувально-відхилювальний комплекс входять (зліва направо): електромагнітні системи юстування (2 штуки), котушка корекції астигматизму фокусування та котушка координатного відхилення. Конструктивно вони виконані у вигляді тороїдальних осесиметричних магнітних осердь з тороїдальними обмотками, секції яких симетрично розташовані по квадрантах. Секції з'єднані між собою так, щоб одержати два однорідні магнітні поля вздовж осей X та Y. Секції котушки корекції астигматизму мають бути ввімкнені зустрічно із сусідніми секціями, щоб магнітне поле мало чотири полюси та дві площини антисиметрії XOZ та YOZ, що притаманно квадрупольним лінзам.



Рис. 2. Блок електронно-променевої трубки У4ТПІІ з фокусувально-відхилювальним комплексом

**Основні технічні дані електронно-променевої трубки У4ТП1И
з круглим плоским монокристалічним екраном, електростатичним фокусуванням
та електромагнітним відхиленням**

№ з/п	Параметр	Одиниці виміру	Значення параметра
1	Довжина хвилі випромінювання	нм	515 – 530 (зелений)
2	Кут відхилення променя	град.	30
3	Діаметр робочої частини екрана	мм	28
4	Енергетична яскравість свічення екрана, не менше ніж	Вт/см ²	0,25
5	Ширина лінії, не більше ніж	мкм	15
6	Нерівномірність енергетичної яскравості свічення екрана, не більше за	%	25
7	Міжелементна нерівномірність енергетичної яскравості свічення екрана, не більше ніж	%	3
8	Напруга розжарення	В	6,3
9	Струм розжарення	А	0,27 - 0,3
10	Напруга (відносно катода): модулятора (запираюча) прискорювального електрода фокусувального електрода підфокусувального електрода анода	В	(30 – 100) 1000 1100 – 1500 200 – 500 15000
11	Маса, не більше ніж	кг	0,3
12	Довжина, не більше ніж	мм	270
13	Мінімальне напрацювання	год	5000

Вплив дифракції на якість зображення. Дифракція накладає принципове обмеження на просторову роздільну здатність оптичного мікроскопа і, отже, на його гранично можливе корисне збільшення. За великих коефіцієнтів збільшення об'єктива явище дифракції може проявлятися у виникненні видимого оконтурювання меж мікрооб'єкта чи його фрагментів, що істотно погіршує якість зображення, а також може призводити до помилкового уявлення про структуру мікрооб'єкта. За припущення, що об'єкт є безаберацийним, а дифракцію на оправі можна не враховувати, результати числового аналізу явища дифракції Френеля на прямолінійному краї подано у графічній формі на рис. 3 [2].

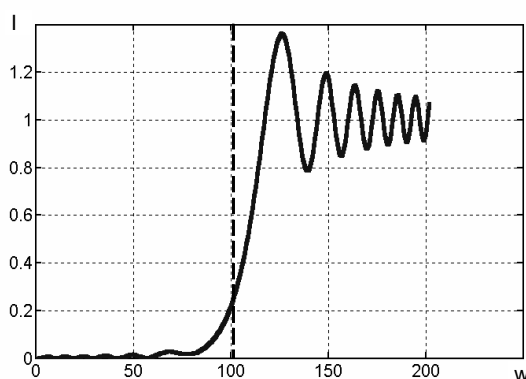


Рис 3. Вплив дифракції на зображення чорно-білої межі у класичному оптичному мікроскопі

Явище дифракції в зображенні чорно-білої межі описувалося рівнянням:

$$I(w) = \frac{I}{I_0} = \frac{1}{2} \left\{ \left(\frac{1}{2} + C(w) \right)^2 + \left(\frac{1}{2} + S(w) \right)^2 \right\},$$

де $I(w)$ – відносна інтенсивність; $C(w)$ та $S(w)$ – інтеграли Френеля; w – віддаль від чорно-білої межі в ортогональному напрямі.

Положення чорно-білої межі об'єкта відмічено на графіку штриховою лінією і практично збігається з позначкою 100. Величина відносної інтенсивності подана у вигляді, приведену до значення, щодо якого відбувається осциляція.

Для випадку сканувального оптичного мікроскопа аналіз виконано у припущенні, що безабераційний об'єкт мікроскопа формує у площині мікрооб'єкта зображення монохромної світної точки, яка використовується як модель плями певних розмірів, що формується на екрані сканувальної ЕПТ.

Дифракційне зображення світної точки (розподіл Ері) описується залежністю:

$$E(w) = E/E_0 = 4J_1^2(w)/w^2,$$

де $E(w)$ – відносна освітленість в площині зображення світної точки; $J_1(w)$ – функція Бесселя першого роду першого порядку; w – віддаль від центральної точки зображення; E_0 – освітленість в центральній точці.

Перехідна функція $P(x)$, адекватна зображенню чорно-білої межі у сканувальному оптичному мікроскопі, наведена на рис. 4.

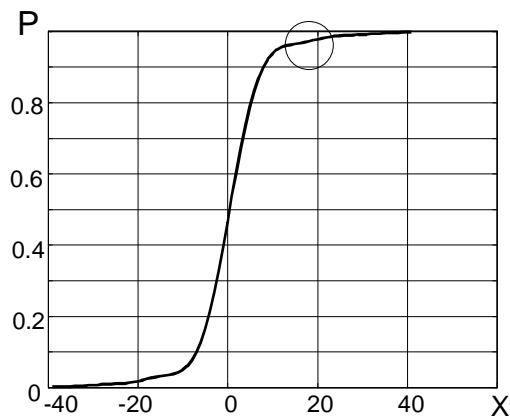


Рис. 4. Перехідна функція $P(x)$, адекватна зображенню чорно-білої межі у сканувальному оптичному мікроскопі

Місцеположення чорно-білої межі на рис.4 практично збігається з $X = 0$ і добре видно ефект розмиття межі. Однак важливішим є те, що за рахунок інтегрувальної дії фотоприймача, сигнал якого відповідає результуючому світловому потоку і не залежить від просторового розподілу енергії у цьому потоці, що вплив дифракційних кілець на форму сигналу практично відсутній.

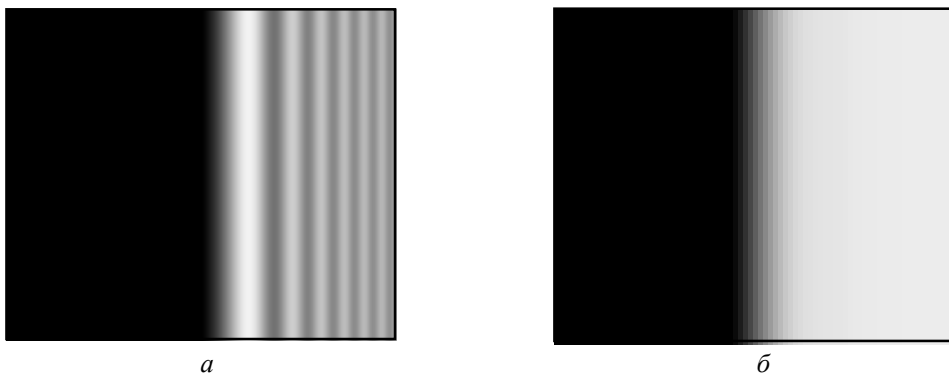


Рис. 5. Чорно-біла межа (математична модель) у класичному оптичному (а) та сканувальному оптичному (б) мікроскопах

Рис. 5, а дає змогу візуально оцінити вплив дифракції з погляду виникнення контурів і розмиття чорно-білої межі, а рис. 5, б ілюструє відсутність явища оконтурювання у сканувальній мікроскопії.

Математичне моделювання механізмів формування зображення чорно-білої межі в класичному оптичному мікроскопі (з урахуванням дифракції Френеля) та в сканувальному оптичному мікроскопі (з урахуванням дифракційного відображення світної точки функціями Бесселя першого роду першого порядку) виявило принципову різницю між цими двома механізмами, завдяки чому в сканувальному оптичному мікроскопі відсутні явища оконтурювання границь, що підвищує роздільну здатність.

На рис. 6 показано зображення тест-об'єкта (волоконно-оптичної планшайби), одержане з екрана монітора сканувального оптичного мікроскопа.

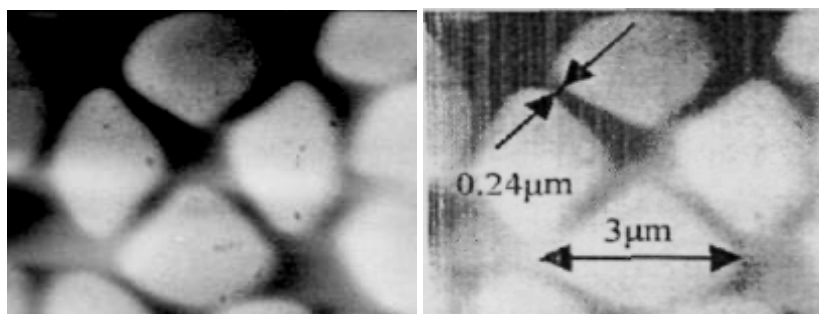


Рис. 6. Зображення скловолоконного тест-об'єкта на моніторі сканувального оптичного мікроскопа

Вимірювання, виконані безпосередньо на зображенні з урахуванням коефіцієнта збільшення мікроскопа, дають змогу оцінити розмір зазору між волокнами в 0,24 мкм. Разом з тим, різкість країв волокон є достатньо високою, що дає змогу розрізняти елементи, менші за 100 нм [3].

Така роздільна здатність дає змогу одержувати якість зображень мікрооб'єктів, яка сумірна з якістю зображень сканувального електронного мікроскопа при однакових збільшеннях (рис. 7).

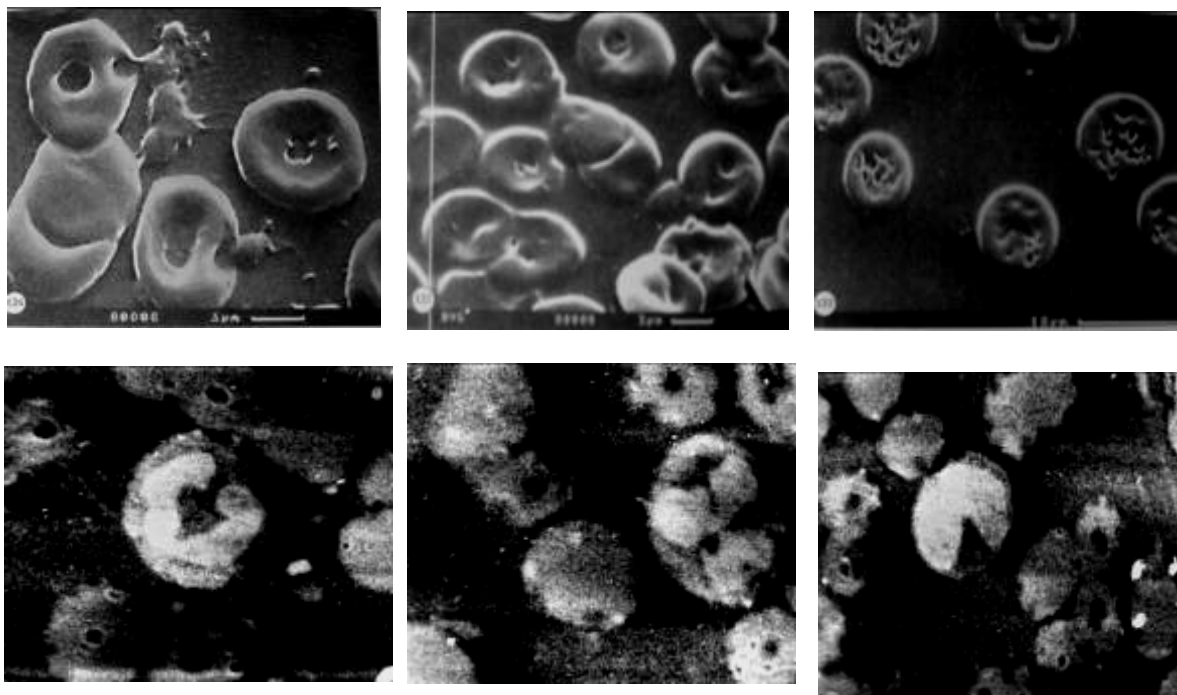


Рис. 7. Зображення препарату крові людини на моніторі сканувального електронного мікроскопа (верхній ряд); зображення мазка крові людини, зафарбованого по-романовському, на моніторі сканувального оптичного мікроскопа (нижній ряд)

Порівняльний аналіз зображень одного і того самого біологічного об'єкта (крові людини), одержаних за допомогою сканувального електронного мікроскопа та сканувального оптичного мікроскопа при однакових масштабах збільшення зображень формених елементів крові показує, що на сканувальному оптичному мікроскопі можна виявити деталі їх внутрішньої структури, які не відображаються сканувальним електронним мікроскопом.

Мікроскопний охолоджувач на базі термоелектричних модулів. На відміну від мікроскопних досліджень в біології (особливо при фіксованих препаратах), у кріобіології мікроскопні дослідження ускладнюються через наявність різноспрямованих теплових потоків в циклі охолодження – відігрівання. Цей термодинамічний процес залежить від різниці температур об'єкта та навколишнього середовища, характеру теплопередачі, теплопровідності, потужності джерела холоду тощо.

Для цілеспрямованого керування параметрами циклу охолодження–відігрівання необхідно комплексно вимірювати температуру об'єкта та час, що дає можливість визначити динамічні параметри процесу. Технічна реалізація процесу керування тепловими потоками ускладнюється ще і необхідністю модернізації оптичного каналу мікроскопа в зоні, безпосередньо пов'язаній з охолоджуванним об'єктом, за умови забезпечення коефіцієнтів збільшення, які дають змогу вести дослідження на клітинному рівні. Особливо важливо забезпечити відсутність конденсації атмосферної вологи на оптичних елементах каналу, зберігаючи задану температуру об'єкта.

З використанням базової конструкції мікроскопа одержати на предметному столику та тривалий час підтримувати задану низьку температуру (принаймні до -100°C) без використання рідкого азоту можна за допомогою термоелектричних модулів на елементах Пельтье (рис. 8) з наскрізним отвором для проходження світла. Параметри модуля наведені в табл. 3.

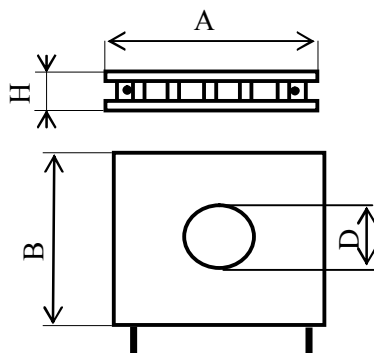


Рис. 8. Термоелектричний модуль з наскрізним отвором типу МТ0,42-0,8-70 hole

Таблиця 3

Конструктивні, теплові та електричні параметри термоелектричного модуля

№ з/п	Параметр	Одиниці виміру	Значення параметра
1	Струм живлення, макс.	А	2
2	Напруга живлення, макс.	В	8
3	Охолоджувальна потужність, макс.	Вт	8,4
4	Перепад температур, макс.	К	67
5	Довжина (В)	мм	$11 \pm 0,5$
6	Ширина (А)	мм	$11 \pm 0,5$
7	Товщина (Н)	мм	2,0
8	Допуск на товщину	мм	$\pm 0,2$
9	Діаметр отвору (D)	мм	4,0
10	Переріз дроту виводів	мм ²	0,2
11	Критична температура	$^{\circ}\text{C}$	183

При проходженні постійного електричного струму через термоелектричний модуль на одній його площині відбувається поглинання, а на протилежній – виділення тепла, пропорційне до сили струму. Цей ефект залежить від напрямку струму – в разі зміни полярності струму температура поверхонь змінюється на протилежну. Термоелектричний модуль є, по суті, холодильним агрегатом (тепловим насосом), в якому роль робочого тіла (холодоагента) виконує електронний газ.

Для одержання від’ємних температур, які перевищують максимальний перепад температур на термомодулі ΔT_{\max} , застосовують їх каскадування. В цьому випадку холодна площина одного каскаду охолоджує гарячу площину другого каскаду, що зумовлює можливість подальшого зниження температури. В принципі, можливо створити термобатарейу з довільною кількістю каскадів і достатньо великим ΔT_{\max} , проте технологічні та теплотехнічні труднощі обмежують кількість каскадів до 2–3.

Використання термомодуля на елементах Пельтьє як кріостата для біологічних препаратів безпосередньо на мікроскопному столику, в зв’язку з обмеженим об’ємом робочого простору між столиком та об’єктивом, вимагає високої теплопередавальної здатності каналу відведення тепла від гарячої площини термомодуля.

Інтенсивне відведення теплоти доцільно реалізовувати за допомогою теплової труби (рис. 9), еквівалентна теплопровідність якої може в сотні разів перевищувати теплопровідність міді [4].

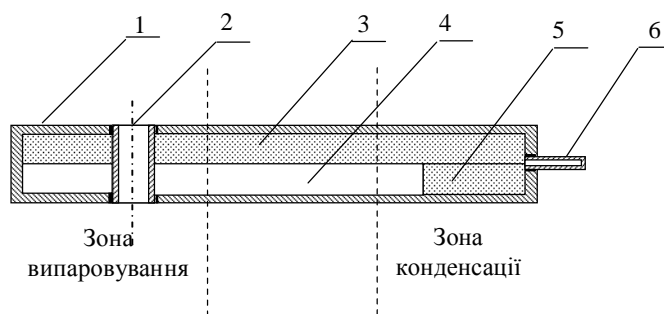


Рис. 9. Теплова труба для відведення тепла від термоелектричного блока сканувального оптичного мікроскопа при роботі на просвічування: 1 – корпус теплової труби; 2 – наскрізний трубчастий отвір; 3 – гомогенний гніт; 4 – паровий канал; 5 – гомогенний гніт-поглинач конденсату; 6 – штенгель

Така еквівалентна теплопровідність забезпечується процесом випаровування–конденсації теплоносія теплової труби, який відбувається: в зоні випаровування (де розташована гаряча площина термомодуля), в паровому каналі (де проходить перенесення пари), в зоні конденсації (де здійснюється розсіювання відведеної теплоти) та в гніті, по якому конденсат під дією капілярних сил повертається в зону випаровування.

Найпоширеніші гноти гомогенного типу (сітки, пінисті структури, повсть, волокна, спечені матеріали тощо), які виконуються із сітки та тканини саржевого плетіння. Вони виконуються з різними розмірами пор та з різних матеріалів, зокрема зі сталлю, нікелем, міддю та алюмінієм. Тепер найчастіше застосовуються гомогенні гноти, виконані з металевої вати, зокрема повстяні. Змінюючи ступінь стискання повсті в процесі збирання труби, можна змінювати розміри одержаних пор. Для забезпечення більшої прохідності теплоносія гніт виготовляють зі спечених в мікропористу структуру кульок (порошків) різних матеріалів, доповнюючи її за необхідності каналами з підвищеними прохідними перерізами.

Особливість використовуваної в сканувальному оптичному мікроскопі під час роботи на просвічування теплової труби полягає в наявності наскрізного трубчастого отвору для світлового потоку, який пройшов через досліджувану ділянку препарату, відносно якого юстується наскрізний отвір термоелектричного модуля.

Вибір теплоносія теплової труби здійснюється з урахуванням теплових параметрів термоелектричного блока охолодження та системи розсіювання відведеної від нього теплоти. В

системі розсіювання відведеної теплоти з метою відмежування від магістрального водопроводу доцільно використовувати окрему посудину, в якій розміщується радіатор зони конденсації теплової труби. Охолоджувальна вода в посудині періодично заміщується при досягненні нею температури, яка вже не забезпечує конденсації пари теплоносія. Як впливає з цих міркувань, точка кипіння теплоносія має міститися вище від температурного діапазону води магістрального водопроводу. Таким теплоносієм, який широко застосовується в холодильній техніці, є Фреон-11 (табл. 4).

Таблиця 4

Основні параметри Фреону-11

№ з/п	Параметр	Одиниці вимірювання	Значення параметра
1	Хімічна формула	-	CCl ₃ F
2	Точка плавлення	°C	-111,0
3	Точка кипіння	°C	23,7
4	Прихована теплота пароутворення	кДж/кг	183,4
5	Густина рідини	кг/м ³	1487
6	Густина пари	кг/м ³	5,38
7	Теплопровідність рідини	Вт/(м·К)	0,100
8	В'язкість рідини	Па с 10 ⁻³	0,44
9	В'язкість пари	Па с 10 ⁻⁵	1,08
10	Тиск пари	кПа	93,0
11	Питома теплоємність	Дж/(кг К)	0,546
12	Поверхневий натяг	(Н/м) 10 ²	1,92

Описані вище термомодуль та теплова труба разом утворюють охолоджувач (тепловий насос), який за термоелектричними та габаритними параметрами може бути використаний для охолодження досліджуваних препаратів в серійних мікроскопах при роботі на просвічування.

Лабораторний макет сканувального оптичного мікроскопа для кріобіології. Як зазначалося в попередньому розділі, розсіювання відведеної від препарату теплоти охолоджувачем відбувається за допомогою конвекційних потоків охолоджувальної рідини, в яку занурено радіатор зони конденсації теплової труби. Об'єм цієї рідини періодично замінюється при досягненні нею температури, яка вже не забезпечує конденсації пари теплоносія теплової труби. З метою забезпечення оперативності заміни рідини вибрано варіант занурення радіатора в її поверхню, що дає змогу, не допускаючи механічних впливів на столик мікроскопа, забирати нагріту рідину для заміни разом з посудиною. Для забезпечення можливості обстеження всього робочого поля препарату, обмеженого діаметром наскрізного отвору термоелектричного модуля, теплова труба зафіксована на рухомій частині механізму зміщення препаратів на мікроскопному столику та підтримується в її центрі ваги підшипником ковзання, закріпленим на основі мікроскопа.

Запропонована конструкція сканувального оптичного мікроскопа, [5] із застосуванням низьких температур під час роботи на просвічування, наведена на рис. 10 (механізм зміщення препарату, конструктиви мікроскопа та електронна частина умовно не показані).

У сканувальному оптичному мікроскопі при роботі з низькими температурами препарату та високою кратністю об'єктива імерсійна рідина також зазнає дії низьких температур, що призводить до зміни її оптичних параметрів включно з втратою прозорості, що взагалі унеможливує роботу мікроскопа. Тому під час роботи з низькими температурами препарату питання стійкості імерсійної рідини до дії низьких температур набуває першочергового значення. Вірогідним підходом до вирішення проблеми створення низькотемпературної імерсійної рідини може бути використання розчинників з температурою плавлення, що лежить нижче від границі робочих температур блока охолодження препарату. Одним із доступних розчинників для імерсійної рідини, наприклад, бальзаму канадського (терпентин канадський, коефіцієнт заломлення 1,52) є толуол, точка

плавлення якого становить $-95,0^{\circ}\text{C}$, а коефіцієнт заломлення 1,49. Під час тривалих досліджень, враховуючи леткість цього розчинника, необхідно вжити додаткових заходів для зменшення відкритої поверхні імерсійної рідини.

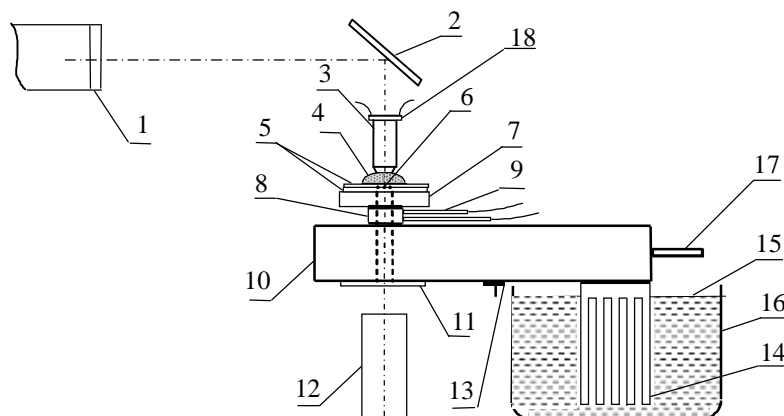


Рис. 10. Схема оптичного та охолоджувального каналів сканувального оптичного мікроскопа при роботі на просвічування: 1 – електронно-променева трубка; 2 – дзеркало; 3 – мікроскопний об’єктив; 4 – імерсійне масло; 5 – покривне скло; 6 – препарат; 7 – плоскопаралельна мідна пластина; 8 – термоелектричний модуль; 9 – виводи модуля; 10 – теплова труба; 11 – оптичне скло; 12 – фотоелектронний помножувач; 13 – підшипник ковзання; 14 – радіатор; 15 – вода; 16 – посудина; 7 – штенгель теплової труби; 18 – оптичне скло з підігрівом

Висновки. Застосування принципу сканування дає змогу покращити показники класичної оптичної мікроскопії: перевищити межу роздільної здатності, зумовлену хвильовою природою світла, до рівня початкових значень такої для електронних сканувальних мікроскопів; зменшити потужність опромінення досліджуваного мікрооб’єкта (нановати); оперативно масштабувати збільшення зображення при збереженні високої роздільної здатності; цілеспрямовано керувати параметрами циклу охолодження–відігрівання препарату. Крім того, сканувальні оптичні мікроскопи мають переваги і над електронними сканувальними мікроскопами: відсутність необхідності розташування досліджуваних мікрооб’єктів у вакуумі, простота підготовки мікрооб’єкта до дослідження, дослідження внутрішніх структур мікрооб’єкта, дослідження живих рухомих мікрооб’єктів, малі габаритні розміри, істотно нижча вартість.

1. Педан А.Д. Особливості юстування скануючого оптичного мікроскопа на основі електронно-променевої трубки / А.Д. Педан, Б.І. Любинецька // Вісник Національного університету “Львівська політехніка”. – 2009. – № 645 : *Радіоелектроніка та телекомунікації*. – С. 17–22. 2. Грицьків З.Д. Порівняльний аналіз впливу дифракції на якість зображення у камерному та сканувальному телевізійних мікроскопах / З.Д. Грицьків, А.Д. Педан // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. Міжнародний науково-технічний журнал*. – Вінниця, 2007. – № 1 (9). – С. 26–31. 3. Hrytskiv Z. Single crystalline film screens for cathode-ray tubes: new life of television scanning optical microscopy / Z. Hrytskiv, Y. Zorenko, V. Gorbenko, A. Pedan, W. Shkliarskyi // *Luminescent Detectors and Transformers of Ionizing Radiation LUMDETR-2006: 6-th European conf., June 19-23 2006: Proceed. of Conf.* – Lviv, Ukraine, 2006. – P. 237. 4. Дан П.Д. Тепловые трубы / П.Д. Дан, Д.А. Рей; пер. с англ. – М.: Энергия, 1979. – 272 с. 5. Special Features of Functioning of the Optical Channel of a Scanning Optical Microscope for Cryobiology and Cryomedicine: (results of the X-th International Conference “Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science TCSET’2010”) [Electronic source] / B. Lubinecka, A. Pedan. – Electron. dat. – Lviv : NU “LP”, 2010. – 1 CD-ROM : color. ; 12 cm. – (TCSET’2010). – System requirements: Pentium-266 ; 32 Mb RAM ; CD-ROM Windows 98/2000/NT/XP. – Title from the disc label.