

ФОТОЕЛЕКТРОННЕ ФОРМУВАННЯ СИГНАЛУ В СКАНУВАЛЬНОМУ ТЕЛЕВІЗІЙНОМУ ОПТИЧНОМУ МІКРОСКОПІ

© Гой В.М., Гудзь Б.В., Шклярський В.І., 2014

Описано особливості застосування фотоелектронних перетворювачів оптичного випромінювання на електричний сигнал та вимоги до їх параметрів у разі використання в сканувальному телевізійному оптичному мікроскопі. Запропоновано класифікацію фотоелектронних перетворювачів. Розглянуто характерні особливості різних видів фотоелектронних перетворювачів та можливості їхнього застосування в сканувальній оптичній мікроскопії.

Ключові слова: сканувальний телевізійний оптичний мікроскоп, точність, фотоелектронний перетворювач, фотоелектронний помножувач, швидкодія.

V.M. Goy, B.V. Hudz, V.I. Shkliarskyi
Lviv Polytechnic National University

PHOTOELECTRONIC SIGNAL GENERATION IN SCANNING TELEVISION OPTICAL MICROSCOPE

© Goy V.M., Hudz B.V., Shkliarskyi V.I., 2014

This paper presents a method of determining the necessary sensitivity for photoelectronic transducer (PET) in scanning television optical microscope (STOM), which is used for biological microobject studying. High resolution cathode ray tube is used in the STOM for test microobject illumination. On the screen of this tube a scanning raster is being formed. This raster allows you to create an image of microobjects, whose resolution exceeds 4000x4000 elements. The proposed principle of microobject scanning using light probe with subsequent computer image processing has several advantages compared to optical microscopy – possibility of quantitative measurements within individual fragments of tested microobjects; flexibility to control the measurement process; reducing the duration of the study; higher resolution. These advantages allow to use the new method for studying microobjects extensively, including the ultraviolet radiation range.

To generate an electric signal which amplitude is proportional to the luminous flux coming from the test microscopic element, PET is being used. The method for determining sensitivity of the PET is proposed in this article. This technique takes into account the design parameters of optical channel: transmission ratio of condenser lens in the optical channel; the solid angle within which the luminous flux from the object reaches the condenser lens, the entrance pupil area of condenser lens. While determining the required PET sensitivity load impedance of transducer, required signal/noise ratio for obtaining desired quality of the formed image and video bandwidth for the selected definition of microscopic images are considered.

The classification of PET, suitable for use in the STOM, which will optimize the choice of the PET for the optical channel, depending on the capabilities of the microscope and its alleged main technical parameters is developed. The main classification PET features are: physical operation principle, spectral operation range, number of photosensitive elements, number of optical data input channels, frequency properties, and type of output signal.

Technical parameters of test microobjects, which are required to be guaranteed in the STOM when the microobject is in the ultraviolet range are described. The spectral response of the photocathode was used as the first selection criteria for ultraviolet spectrum usage. From constructional point of view, it is desirable to have a uniform sensitivity transducer over the entire range of the radiation from 250 nm to 700 nm. Analysis of transducers distributed on the territory of the CIS countries, has shown that there is no transducer that would overlap the above-mentioned range with sufficient uniformity of sensitivity. Therefore, PET analysis was focused on choosing those of them which overlaps certain spectrum bands at maximum sensitivity.

Key words: scanning television optical microscope, accuracy, photoelectronic transducer, photoelectronic multiplier, response time.

Вступ. Застосування сканувальних телевізійних оптичних мікроскопів (СТОМ) на основі електронно-променевих трубок високої роздільної здатності дасть змогу отримати додаткову кількісну та якісну інформацію про параметри біологічних мікрооб'єктів. При цьому максимально досяжне збільшення СТОМ сумірне з початковими значеннями збільшення растрових електронних мікроскопів. Пропонований принцип сканування біологічного мікрооб'єкта світловим зондом, сформованим на екрані трубки, з подальшою комп'ютерною обробкою зображень має певні переваги порівняно з оптичною мікроскопією – можливість проведення кількісних вимірювань у межах окремих фрагментів досліджуваних біологічних мікрооб'єктів; гнучкість керування процесом вимірювання; скорочення тривалості проведення дослідження; вищу роздільну здатність порівняно з оптичними мікроскопами. Ці переваги дадуть змогу широко використовувати новий метод дослідження біологічних мікрооб'єктів, зокрема в ультрафіолетовому діапазоні опромінювання.

У СТОМ здійснюється поелементне перетворення оптичного зображення на електричний сигнал з подальшим поелементним формуванням зображення на екрані телевізійного монітора або монітора персонального комп'ютера. Узагальнена структурна схема тракту формування повного відеосигналу у СТОМ зображена на рис. 1. До її складу входять: сканувальна електронно-променева трубка ЕПТ, перший оптичний канал ОК1, який проектує світний растр на досліджуваний об'єкт ДО, другий оптичний канал ОК2, який збирає розсіяне світло ДО у разі роботи СТОМ на відбиття, або збирає світло, яке пройшло через ДО у разі роботи СТОМ на просвічування; фотоелектронний перетворювач ФЕП, який перетворює світловий сигнал на електричний, та формувач відеосигналу ВС, який підсилює сигнал ФЕП до нормованої величини та заміщує в нього імпульси синхронізації та гасіння.

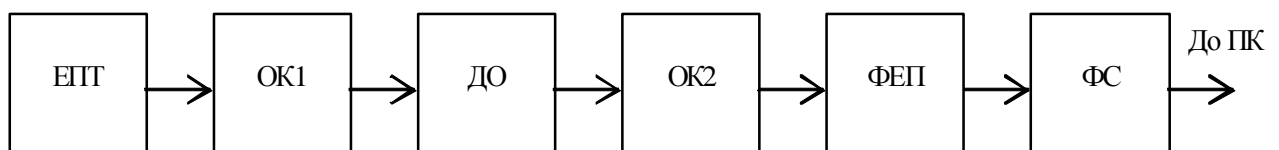


Рис. 1. Структурна схема СТОМ з погляду формування відеосигналу

Визначення вимог до чутливості фотоелектронного перетворювача. Для визначення необхідної чутливості фотоелектронного перетворювача (ФЕП) використаємо методику, наведену в [1, 2]. Якщо на фотокатод ФЕП за допомогою конденсорної лінзи в оптичному каналі потрапляє світловий потік $\Phi_{ДО}$ від елемента досліджуваного об'єкта, то струм, який протікатиме на виході перетворювача, становитиме:

$$I_{ФЕП} = \varepsilon \cdot \Phi_{ДО} \cdot P_{ОК2} \cdot \Omega_{ОК2} = \frac{\varepsilon \cdot \Phi_{ДО} \cdot P_{ОК2} \cdot \Omega_{ОК2}}{L_{ОК2}^2}, \quad (1)$$

де ε – чутливість фотокатода; $P_{ОК2}$ – коефіцієнт пропускання конденсорної лінзи в другому оптичному каналі; $\Omega_{ОК2}$ – тілесний кут, у межах якого світловий потік від об'єкта потрапляє на конденсорну лінзу; $L_{ОК2}$ – віддаль від досліджуваного об'єкта до конденсорної лінзи.

Відношення сигнал-шум на виході ФЕП, тобто на вході формувача відеосигналу $\Psi_{\text{ВХФС}}$, з урахуванням лише власних шумів формувача сигналу можна визначити як

$$\Psi_{\text{ВХФС}} = \frac{\varepsilon \cdot \Phi_{\text{ДО}} \cdot P_{\text{ОК2}} \cdot S_{\text{ОК2}} \cdot \sqrt{R_{\text{Н}}}}{L_{\text{ОК2}}^2 \cdot \sqrt{4k \cdot T \cdot \Delta F}}, \quad (2)$$

де $R_{\text{Н}}$ – опір навантаження фотоелектронного перетворювача; k – стала Больцмана; T – температура, К; ΔF – смуга пропускання відеосигналу; $S_{\text{ОК2}}$ – площа вхідної зіниці конденсорної лінзи.

З виразу (2) можна знайти світловий потік від досліджуваного об'єкта $\Phi_{\text{ДО}}$, який необхідний для того, щоб виконувалось задане відношення сигнал/шум на виході ФЕП, що надалі забезпечує задану якість зображення на екрані монітора:

$$\Phi_{\text{ДО}} = \frac{\Psi_{\text{ВХФС}} \cdot L_{\text{ОК2}}^2 \cdot \sqrt{4k \cdot T \cdot \Delta F}}{\varepsilon \cdot P_{\text{ОК2}} \cdot S_{\text{ОК2}} \cdot \sqrt{R_{\text{Н}}}}. \quad (3)$$

З іншого боку, світловий потік від досліджуваного об'єкта $\Phi_{\text{ДО}}$ залежить від яскравості свічення елемента світлого растра ЕПТ $V_{\text{ЕПТ}}$, площі цього елемента $S_{\text{ЕПТ}}$, коефіцієнта оптичного пропускання мікроскопного об'єктива $P_{\text{ОК1}}$, розташованого в першому оптичному каналі ОК1, тілесного кута $\Omega_{\text{ОК1}}$, під яким світло від сканувальної ЕПТ потрапляє через мікроскопний об'єктив на ДО:

$$\Phi_{\text{ДО}} = V_{\text{ЕПТ}} \cdot S_{\text{ЕПТ}} \cdot P_{\text{ОК1}} \cdot \Omega_{\text{ОК1}} = \frac{V_{\text{ЕПТ}} \cdot S_{\text{ЕПТ}} \cdot P_{\text{ОК1}} \cdot S_{\text{ОК1}}}{L_{\text{ОК2}}^2}, \quad (4)$$

де $S_{\text{ОК1}}$ – площа вхідної зіниці мікроскопного об'єктива; $L_{\text{ОК1}}$ – віддаль від площини екрана ЕПТ до мікроскопного об'єктива.

Прирівнюючи праві частини виразів (3) і (4), можна знайти мінімальну чутливість ФЕП ε , необхідну для забезпечення заданого відношення сигнал/шум на вході формувача сигналу:

$$\varepsilon = \frac{\Psi_{\text{ВХФС}} \cdot L_{\text{ОК1}}^2 \cdot L_{\text{ОК2}}^2}{V_{\text{ЕПТ}} \cdot \varepsilon \cdot P_{\text{ОК1}} \cdot P_{\text{ОК2}} \cdot S_{\text{ОК1}} \cdot S_{\text{ОК2}} \cdot S_{\text{ЕПТ}}} \sqrt{\frac{4k \cdot T \cdot \Delta F}{R_{\text{Н}}}}. \quad (5)$$

Вибираючи ФЕП, доцільно керуватися такими міркуваннями:

- узгодження ФЕП з джерелом випромінювання. Спектральна характеристика ФЕП не плоска. Треба вибирати такий ФЕП, щоб отримати максимально можливу ефективність. Якщо спектральний склад випромінювання має ширші межі за довжинами хвиль, ніж потрібний діапазон, який контролюється за допомогою ФЕП і має велику чутливість в цьому спектральному діапазоні, то необхідно встановлювати режекторні фільтри з метою усунення помилок реєстрації і зменшення шуму;

- поріг чутливості. Для системи реєстрації світла існує мінімальна світлова енергія, яка реєструється і визначається шумом та ефективністю ФЕП. Реєструючи дуже слабкі світлові потоки, не можна нехтувати флуктуаціями випромінювання, тому такі потоки важко реєструвати точно;

- час наростання. Коли на ФЕП приходить світло у вигляді імпульсу, то для точного відтворення форми вхідного світлового сигналу найважливішим параметром є час наростання сигналу на виході ФЕП. Слід звертати увагу не тільки на сталу часу ФЕП, але і на робочу напругу та параметри електронної схеми;

- максимальний вихідний сигнал. Кожен ФЕП має свій граничний вихідний струм або напругу. ФЕП завжди краще використовувати за нижчого рівня вихідного сигналу, ніж вказаний в його паспорті максимальний вихідний сигнал.

Класифікація фотоперетворювачів. Для вибору ФЕП, придатного для використання в СТМ, пропонуємо їх класифікацію, яка дасть змогу оптимізувати вибір ФЕП для оптичного каналу залежно від функціональних можливостей СТМ та передбачуваних його основних технічних параметрів.

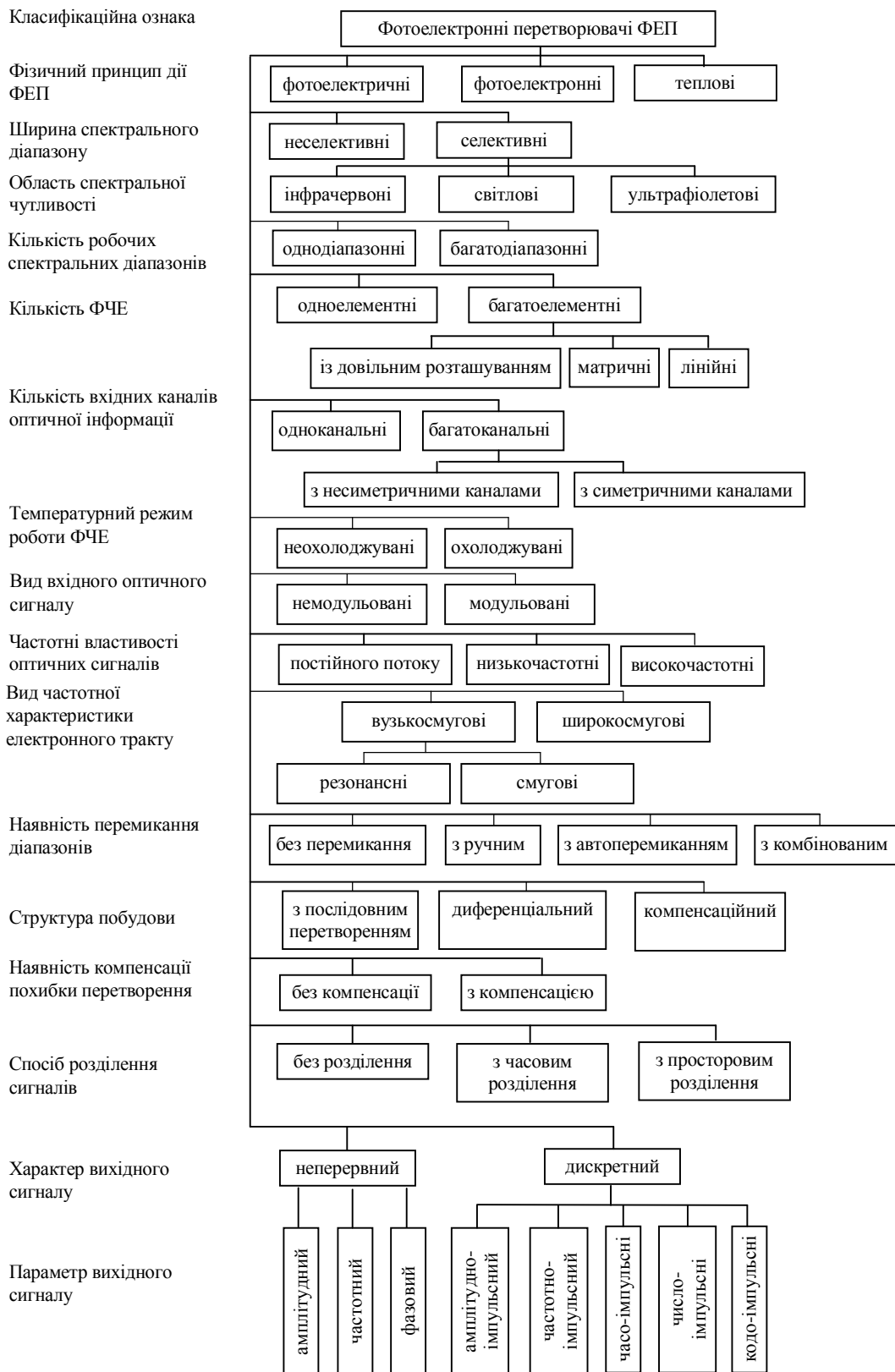


Рис. 2. Класифікація ФЕП, придатних для використання в СТОВ

Залежно від фізичних явищ, покладених в основу принципу дії ФЕП, і особливостей конструктивного виконання фоточутливих елементів (ФЧЕ), які використовуються, ФЕП поділяють на три групи: фотоелектричні, фотоелектронні та теплові [3]. До теплових приймачів належать прилади, дія яких ґрунтується на виникненні термоелектрорушійної сили (термоелементи, болометри,

радіометри), а також оптико-акустичні приймачі світла, в яких реєструється збільшення об'єму газу, нагрітого поглинутим випромінюванням. Теплові приймачі світла, як правило, неселективні й придатні для вимірювань у широкій області спектра ($\lambda = 200 \text{ нм} - 20 \text{ мкм}$, інколи до 1000 мкм) [4, 8]. Фотоелектричні приймачі випромінювання ґрунтуються на використанні внутрішнього фотоефекту та напівпровідниковій технології виготовлення [4, 8]. У фотоелектронних приладах електронний потік (промінь) рухається під дією електричного поля у вакуумному або газонаповненому приладі. У більшості фотоелектронних приладів фізичним принципом дії є фотоемісія електронів із фотокатода (зовнішній фотоефект). В окремих видах фотоелектронних приладів використовуються також внутрішній фотоефект (відикони) та тепловий ефект (піровідикони) [3, 6].

Важливою ознакою ФЕП є ширина спектрального діапазону перетворюваних оптичних сигналів. Тому ФЕП можуть бути селективними, які працюють у доволі вузькому спектральному діапазоні, та неселективними, які працюють фактично на будь-якій довжині хвилі [8]. Селективні приймачі оптичного випромінювання на основі нових матеріалів та із додатковими оптичними фільтрами здатні забезпечити вибірковість в інфрачервоній області, червоній, зеленій, синій та ультрафіолетовій областях [9]. За кількістю робочих спектральних діапазонів ФЧЕ розділяють на однодіапазонні та багатодіапазонні (чутливі в декількох діапазонах оптичного спектра). Прикладом такого ФЕП є ПЗЗ-матриця для кольорової телевізійної камери [3].

Враховуючи малу потужність освітлення в СТOM, як перетворювачі світлового сигналу на електричний, доцільно використовувати лише такі оптичні приймачі, які мають якомога більшу чутливість і дуже велику швидкодію. Деякі літературні джерела [3, 9, 10] наводять порівняльні характеристики і параметри різноманітних фотоприймачів. Очевидно що для послідовного перетворення елементів зображення мікрооб'єкта у СТOM доцільно використовувати фотопомножувачі, які мають порівняно із іншими приладами найвищу швидкодію та чутливість і ще деякі інші переваги над іншими перетворювачами.

Одним із найважливіших конструктивних параметрів ФЕП є кількість ФЧЕ та кількість вхідних каналів оптичної інформації. ФЕП для різних видів мікроскопів можуть бути побудовані як на одноелементних, так і на багатоелементних ФЕП [11, 12]. Багатоелементні, своєю чергою, залежно від характеру взаємного розташування ФЧЕ можуть мати вигляд лінійки чи матриці, в яких елементи розташовуються у рядках та стовпцях, а також із довільним розташуванням у різних точках простору залежно від призначення [9, 13]. Для формування зображення часто застосовують одноканальні ФЕП, в яких використовується тільки один канал для перетворення, можливе застосування багатоканальних із симетричними та несиметричними каналами для формування повного кольорного відеосигналу, а також компенсації різноманітних спотворень [11, 14].

Можливе використання ФЕП з різними температурними режимами роботи ФЧЕ, а саме неохолоджуваних та охолоджуваних [15]. Важливою класифікаційною ознакою ФЕП є вид вхідного оптичного сигналу. У сканувальній оптичній мікроскопії застосовуються два види оптичних сигналів – модульовані та немодульовані сигнали [9, 16, 17].

За частотними властивостями ФЕП можна класифікувати так: постійного потоку (ФЕП для повільно змінюваних сигналів для діапазону частот $0 \text{ Гц} - f_{\text{в}}$), низькочастотні (приймають тільки змінні складові модульованих оптичних сигналів в смузі частот $0,05 - 50 \text{ кГц}$); високочастотні (призначені для перетворення оптичних сигналів, модульованих високою частотою від десятків кілогерц до сотень мегагерц) [9].

За видом амплітудно-частотної характеристики сигнального тракту перетворювача застосовуються вузькосмугові резонансні (частотна характеристика має вигляд резонансної кривої з $f_{\text{р}}$, який дорівнює частоті модуляції потоку оптичного випромінювання $f_{\text{м}}$), смугові ФЕП (частотна характеристика має строго певну смугу), широкосмугові ФЕП, які перетворюють оптичні сигнали, модульовані в широкій смузі частот (від одиниць кілогерц до одиниць мегагерц) [9, 18].

У багатофункціональних мікроскопах важливо забезпечити у ФЕП вибір спектрального діапазону роботи. Залежно від наявності такої функції перемикання діапазонів ФЕП бувають як без перемикання, так і з автоматичною та комбінованою функціями перемикання [11, 19].

За структурою побудови залежно від способу з'єднання елементів ФЕП розрізняють три основні структурні схеми: з послідовним перетворенням, диференційні та компенсаційні. Основними елементами ФЕП з послідовним перетворенням є ФЧЕ, з підсилювачем-перетворювачем, який підсилює сигнал, а в разі необхідності здійснює послідовні перетворення над цим сигналом і узгоджує вихідний сигнал ФЕП із вхідними параметрами подальшого пристрою. Недолік такої схеми – наявність похибок, як мультиплікативних, так і адитивних, і, отже, низька точність [20]. Диференційний ФЕП має два кола з послідовним перетворенням, кожне з яких містить свій ФЧЕ та підсилювач-перетворювач. Кола ввімкнені так, щоб корисні сигнали в схемі порівняння підсумовувалися, а дестабілізуючі впливи віднімалися, що збільшує точність формування сигналу [5, 11].

Компенсаційні ФЕП побудовані на принципі автоматичного зрівноважування вимірюваної величини компенсуючою. У таких ФЕП відбувається компенсація мультиплікативних похибок. Точність вимірювання визначається передусім стабільністю роботи ланки зворотного зв'язку, вхідного та вихідного елементів схеми. Серед недоліків компенсаційних ФЕП – складніша схема і наявність адитивних похибок [20, 21]. У прецизійних ФЕП часто використовують компенсаційні схеми та різні способи для компенсації статичної, систематичної, випадкової та додаткової похибок перетворення, а також похибок у динамічному режимі та похибок лінійності перетворення оптичного випромінювання на електричний сигнал [11, 21]. У відеомікроскопах для формування кольорових зображень використовують одноелементний ФЕП оптичного випромінювання з часовим розділенням сигналів від кожного світлового фільтра. Їх можна ефективно реалізувати із застосуванням сучасної комутаційної та мікропроцесорної техніки [7, 22].

Аналіз принципу дії ФЕП з часовим розділенням сигналів дає змогу характеризувати режим їх роботи як циклічний, оскільки результати перетворення дискретні, через певні інтервали часу. Перевага таких ФЕП – здатність компенсувати складові вихідного сигналу, обумовлені наявністю дестабілізуювальних факторів [11]. У таких умовах необхідно здійснювати безперервне перетворення оптичного випромінювання, яке бере участь у формуванні сигналу, і одночасно компенсацію впливу дестабілізуювальних факторів. Для вирішення цього завдання можна побудувати схему багатофункціонального ФЕП з просторовим розділенням сигналів [11].

Залежно від виду параметра вихідного сигналу ФЕП неперервної дії поділяються на амплітудні, частотні та фазові. Відповідно ФЕП дискретної дії можуть бути амплітудно-імпульсними, частотно-імпульсними, часо-імпульсними, числово-імпульсними, кодо-імпульсними тощо.

Порівняльний аналіз ФЕП дає підстави зробити такі висновки. Амплітудні та амплітудно-імпульсні ФЕП мають просту конструкцію, високу надійність та достатню швидкодію. Вони можуть бути як генераторними, так і параметричними. Загальним недоліком амплітудних ФЕП є їх низька завадостійкість.

Частотні, фазові й відповідно частотно-імпульсні та часо-імпульсні ФЕП не мають цього недоліку, оскільки амплітуда їхнього вихідного сигналу постійна. Вони мають вищу точність, лінійні характеристики керування, швидкодію, але меншу надійність порівняно з амплітудними ФЕП зі складнішими конструкціями та додатковими електронними схемами.

Фазові та фазо-імпульсні ФЕП мають найбільшу точність, високу роздільну здатність, швидкодію та надійність, найбільшу завадостійкість.

Необхідно також зазначити, що всі ФЕП дискретного типу порівняно з аналоговими забезпечують найбільшу простоту перетворення в цифрову форму вихідних сигналів. При цьому особливо треба виділити часо-імпульсні, число-імпульсні та кодо-імпульсні ФЕП.

З погляду забезпечення ефективного використання випромінюваного світлового потоку важливе значення має коректний вибір типу ФЕП. СТОМ призначений для дослідження біологічних препаратів як у світлі, що проходить, так і у відбитому світлі. Відомо, що основні речовини клітин мають максимум поглинання в ультрафіолетовій області спектра. Так, наприклад, нуклеїнові кислоти мають максимум поглинання на довжині хвилі $\lambda = 260$ нм, тоді як у видимій області спектра вони повністю прозорі.

Препарати досліджують, опромінюючи їх ультрафіолетовими променями в області довжин хвиль 250 – 400 нм з подальшим перетворенням світла від досліджуваного об'єкта на електричний сигнал за допомогою ФЕП. У зв'язку з малими значеннями величин світлових потоків ФЕП повинні мати високу чутливість. Цей параметр і обумовлює вибір типу ФЕП – фотоелектронні помножувачі. Використовуючи ультрафіолетовий спектр, першим критерієм відбору беруть спектральну характеристику фотокатода. З конструктивних міркувань бажано мати перетворювач з рівномірною чутливістю в усьому діапазоні випромінювання від 250 нм до 700 нм. Аналіз перетворювачів, поширених на теренах країн СНД, показав, що немає жодного перетворювача, який би перекривав згаданий вище діапазон за достатньої рівномірності чутливості. Тому аналіз ФЕП зосередився на виборі тих з них, які перекривають певні смуги спектра за максимальної чутливості.

Найближчий діапазон спектральної характеристики до максимуму поглинання має фотоелектронний помножувач типу ФЭУ-116 з діапазоном спектральної характеристики 200 – 365 нм, максимальна спектральна чутливість якого – у межах 260 – 300 нм. Також близька до максимуму поглинання 260 нм спектральна характеристика ФЭУ-99, діапазон спектральної характеристики якого лежить у межах 150 – 320 нм, максимум чутливості – в межах 220 – 260 нм та ФЭУ-133 – з діапазоном спектральної характеристики 145 - 365 нм і максимумом чутливості 220 – 260 нм.

Ближчі до видимого спектра випромінювання – ФЭУ-27, ФЭУ-88 та ФЭУ-112, діапазони спектральних характеристик яких, відповідно, лежать у межах: 320 – 750 нм, максимальна спектральна чутливість у діапазоні 480 – 550 нм; 300 – 800 нм, максимальна спектральна чутливість 420 – 550 нм; 400 – 1200 нм, максимальна спектральна чутливість 650–850 нм. Чутливості фотокатодів вищезгаданих ФЕП, відповідно, становлять 30 А/лм, 10 А/лм та 10 А/лм за однакової напруги живлення.

Такий підхід у виборі фотоперетворювачів за трьома зонами видимого спектра доцільний ще і з погляду можливого синтезу кольорового зображення на моніторі шляхом попереднього спектрального аналізу світлового потоку. Крім того, під час люмінесцентних досліджень використовують “маркери”, які мають різні кольори свічення і різну спорідненість до певних типів білків. Тому доцільно разом із застосуванням вузькосмугового оптичного фільтра використовувати і відповідний ФЕП для індикації люмінесценції “маркера”.

Проведений аналіз показав, що необхідно в СТОН передбачити оперативність заміни ФЕП з урахуванням його електричного режиму роботи залежно від поставлених дослідницьких задач. Така процедура вимагає ускладнення конструкції певних вузлів мікроскопа. Оптимальним варіантом було б використання одного ФЕП з широкою і рівномірною спектральною характеристикою.

Аналіз каталогу фірми “Hamamatsu” [23], провідного виробника ФЕП за кордоном, показав, що найближчий до наших вимог ФЕП типу R3896, який працює у діапазоні довжин хвиль від 185 нм до 900 нм, причому для $\lambda = 260$ нм чутливість фотокатода становить 60 мА/Вт, для $\lambda = 400$ нм – 88 мА/Вт, $\lambda = 450$ нм – 92 мА/Вт, $\lambda = 550$ нм – 85 мА/Вт, $\lambda = 650$ нм – 75 мА/Вт; анодна чутливість – 5000 А/лм. За однакових напруг живлення ФЕП типу R3896 на порядок перевищує аналогічні параметри зразків із каталогів, проаналізованих вище.

Висновки. Запропоновано метод визначення необхідної чутливості фотоелектронного перетворювача в сканувальному телевізійному оптичному мікроскопі, який використовується для дослідження біологічних мікрооб'єктів. Визначаючи чутливість, враховують конструктивні параметри оптичного каналу мікроскопа. Запропоновано класифікацію фотоелектронних перетворювачів, придатних для використання у сканувальному мікроскопі. Обґрунтовано вибір типу фотоелектронного помножувача для формування електричного сигналу з урахуванням його спектральних характеристик та чутливості.

1. Шклярський В. І. *Сканувальна телевізійна оптична мікроскопія: теорія та практика: монографія* / В. І. Шклярський. – Львів: Видавництво Львівської політехніки, 2010. – 456 с.
2. Грицьків З. *Визначення яскравості ЕПТ скануючого оптичного мікроскопа з урахуванням шумів* /
3. Грицьків, В. Шклярський // *Вісник Національного університету “Львівська політехніка”*. –

2001. – № 428: *Радіоелектроніка та телекомунікації*. – С. 54–58. 3. Аксененко М.Д. *Приемники оптического излучения: справочник* / М.Д. Аксененко, М.Л. Бараночников. – М.: Радио и связь, 1987. – 396 с. 4. Фираго В. А. *Приемники излучения: конспект лекций* / А.В. Фираго. – Мн.: Белгосуниверситет, 2005 – 118 с. 5. Ветохин С.С. *Одноэлектронные фотоприемники* / [С.С. Ветохин, И.Р. Гулаков и др.]. – М.: Атомиздат, 1979. – 192 с. 6. Госсорг Ж. *Инфракрасная термография. Основы, техника, применение* / Ж. Госсорг; под ред. чл.-кор. АН СССР Л.Н. Курбатова. – М.: Мир, 1988. – 216 с. 7. Дюков В.Г. *Растровая оптическая микроскопия* / В.Г. Дюков, Ю.А. Кудеяров. – М.: Наука, 1992. – 208 с. 8. *Українська радянська енциклопедія: [у 12 т.]*. Т. 9: *Попяужне-Салуїн* / [гол. ред. М. П. Бажан]; Головна редакція УРЕ. – 2-ге вид. – К.: Поліграфкнига, 1983. – 614 с. 9. Аксененко М.Д. *Микроэлектронные фотоприемные устройства* / М.Д. Аксененко, М.Л. Бараночников, О.В. Смолин. – М.: Энергоатомиздат, 1984 – 209 с. 10. Claxton N.S. *Laser scanning confocal microscopy [Electronic resource]* / N.S. Claxton, T.J. Fellers and M.W. Davidson: The Florida State University. – *Electronic data* (2,7 MB). – Tallahassee/ – [37] p. – *File access mode: http://www.olympusconfocal.com/LSCMIntro.pdf*. – *Title from screen*. 11. Дубовой Н. Д. *Автоматические многофункциональные измерительные преобразователи* / Н. Д. Дубовой. – М.: Радио и связь, 1989. – 255 с. 12. Fiolka R. *Detector systems for light microscopy [Electronic resource]* / R. Fiolka. – *Electronic data* (1,07 MB). – [23] p. – *File access mode: http://www.emez.ethz.ch/education/pastevents/pastev/Cameras_rf.pdf*. – *Title from screen*. 13. Douglas B. *Fundamentals of Light Microscopy and Electronic Imaging* / Douglas B. Murphy. – New York: Wiley-Liss, 2001. – 368 p. 14. Синютин С. А. *Интеллектуальные пьезоэлектрические преобразователи: учеб. пос.* / С. А. Синютин. – Ростов-на-Дону: Изд-во ЮФУ, 2009. – 79 с. 15. *Methods in Cell Biology*. [in 121 vol.]. Volume 72. *Digital Microscopy: A second edition of Video Microscopy* / *editor by G. Sluder and D. E. Wolf*. – 2nd ed. – London [ect.]: Elsevier Academic Press, 2003. – 544 p. 16. *Low Level Optical Detection using Lock-in Amplifier Techniques [Electronic resource]: application note AN 1003*. – *Electronic data*. – [UK.]: PerkinElmer Inc., [2000]. – [8] p. – *File access mode: http://www.chem.ucla.edu/~craigim/pdfmanuals/appnotes/an1003*. – *Title from screen*. 17. Becker W. *Lifetime Imaging Techniques for Optical Microscopy [Electronic resource]* / W. Becker, A. Bergmann. – *Electronic data*. – Berlin: Becker & Hickl GmbH, 2003. – [41] p. – *File access mode: http://www.becker-hickl.de/pdf/tcvgbh1.pdf*. – *Title from screen*. 18. Randy O. Wayne. *Light and Video Microscopy* / O. W. Randy. – Amsterdam [etc.]: Academic Press, 2008. – 312 p. 19. *Video brightness control circuit: pat. 4489349 United States: IC H04N 5/68* / Okada T. (Japan); Sony Corporation. – № 230394; filed 02.02.1981; date of patent 18.12.1984. – 15 p. 20. Домрачев, В. Г. *Схемотехника цифровых преобразователей перемещений: справ. пособие* / В. Г. Домрачев, В.Р. Матвеевский, Ю.С. Смирнов. – М.: Энергоатомиздат, 1987. – 391 с. 21. Лейтман М. Б. *Компенсационные измерительные преобразователи электрических величин* / М. Б. Лейтман, А. М. Мелик-Шахназаров. – М.: Энергия, 1978. – 224 с. 22. Како Н. *Датчики и микро-ЭВМ* / Н. Како, Я. Яманэ; пер. с яп. Г. Н. Горбунова. – Л.: Энергоатомиздат, Ленингр. отд., 1986. – 120 с. 23. <http://sales.hamamatsu.com/en/products/system-division/bio-imaging-instruments/eu>.