

## ФОТОЧУТЛИВІ СЕРЕДОВИЩА НА ОСНОВІ АМОРФНИХ ШАРІВ СЕЛЕНУ

**В.В. Мікла, В.І. Мікла, В.М. Кришеник**

Ужгородський національний університет, Інститут фізики і хімії твердого тіла, 88000,  
вул.Волошина, 54, Україна

Розглянуто можливості технічного використання аморфних шарів на основі селену в пристроях одержання зображень.

На даний час розширення областей використання електрофотографії вимагає зміни властивостей носіїв інформації і керування спектральною чутливістю фотоэффекту. Головним чином це досягається за рахунок розширення чи зсуву області fotocутливості у довгохвильову ділянку спектра. Традиційні фотопровідники, які використовуються в серійній копіювально-розмножувальній техніці, вже неспроможні повною мірою задовільнити підвищеним вимогам. На даний час значна увага приділяється розробці багатшарових фоторецепторів [1]. В останніх кожен шар гетероструктури має своє функціональне призначення: фотогенераційний шар служить для генерації нерівноважних носіїв, транспортний шар виконує роль середовища для дрейфу цих носіїв і встановлює необхідний для фоторецептора високий темновий опір, блокуючий шар унеможливує інжекцію носіїв протилежної полярності. Відповідним вибором складу фотогенераційного шару (напр., в досліджених  $Sb(As)_xSe_{1-x}$ ) можна здійснити фотосенсибілізацію в необхідній області спектру.

Цілком реальною перспективою є використання аморфних напівпровідників  $Sb(As)_xSe_{1-x}$  в телевізійних трубках vidicon і harpicon. Мішень складається з fotocутливого шару аморфного напівпровідника та  $GeO_2$  і  $Sb_2S_3$  електродів, які блокують інжекцію дірок і електронів, відповідно. Сканування потенціального рельєфу проводиться електронним променем.

Фотофізичні властивості досліджених аморфних халькогенідів забезпечу-

ють їх використання в рентгенорадіографії [2,3]. Всі відомі на теперішній час рентгенорадіографічні шари за своїми параметрами значно поступаються аморфним шарам на основі селену. Традиційно рентгенівські знімки отримують, використовуючи фотоплівки, що знаходяться в тісному контакті з світловипромінюючим шаром чи екраном з фосфору. При експонуванні за рахунок свічення останнього утворюється приховане зображення, яке потім підсилюється й фіксується в процесі хімічного травлення. Це добре відома система плівка-екран, коли плівка й екран спарені та розміщені в портативній касеті. На даний час такі системи вже не задовільняють вимогам сучасної медичної діагностики, зокрема через незадовільну якість зображення.

У зв'язку з цим виникла потреба в системі цифрового (дігитального) рентгенівського зображення з високою чутливістю та роздільною здатністю [3]. Така система вигідна в першу чергу зменшеними дозами рентгенівського опромінення пацієнтів. Отримане зображення, згідно вимог, має бути високоякісним і доступним відразу після експонування (це системи, що функціонують у реальному масштабі часу). Дизайн повинен забезпечувати низьку вартість і можливість комбінації з традиційним медично-діагностичним обладнанням. В "ідеальній" системі передбачається безпосередня передача рентгенівського зображення на компютер, де воно аналізується і зберігається. Вищенаведеним вимогам задовільняє плоско-панельний рентгенівський детектор зображення.

Таблиця 1. Параметри системи цифрового зображення для клінічної діагностики

Область клінічної діагностики	Радіологія грудної клітки	Маммографія	Флюороскопія
Розміри детектора	35 см×43 см	18 см×24 см	25 см×25 см
Розміри точкового елемента	200мкм×200мкм	50 мкм×50 мкм	250мкм×250 мкм
Кількість точкових елементів	1750×2150	3600×4800	1000×1000
Час зчитування	1 с	1 с	1/30 с
Середня експозиція	300 мкР	12 мР	1 мкР
Експозиційний інтервал	30-3000 мкР	0.6-240 мР	0.1-10 мкР
Радіаційні завади	6 мкР	60 мкР	0.1 мкР

Плоско-панельна система, як засвідчили дослідження, може бути реалізована на основі інтегральних кіл великої площі. В такій системі використовуються масиви активних матриць на базі тонкоплівкових транзисторів (ТПТ). У поєднанні з шаром рентгеночутливого середовища (детектора) товщиною ~100 мкм вони формують пристрої рентгенівського зображення. Сам рентгеночутливий фотопровідник служить для перетворення падаючого рентгенівського випромінювання в електричний заряд. Безперечна технічна перспективність аморфних напівпровідників підтверджується тим, що в згаданих сенсорах рентгенівського зображення поєднані такі два ключові некристалічні матеріали як  $\alpha$ -Se і  $\alpha$ -Si:H.

Масив активних матриць містить мільйони індивідуальних точкових елементів (TE-pixel), кожен з яких має свій власний тонкоплівковий транзистор. Сам тонкоплівковий транзистор (ТПТ) функціонує як перемикач, що контролює послідовне зчитування заряду зображення. В основному стані ТПТ знаходиться у вимкненому положенні, тим самим дозволяючи заряду прихованого зображен-

ня накопичуватися на масиві. За допомогою “зовнішньої” електроніки здійснюється самосканування і перетворення заряду на кожному накопичувальному конденсаторі в цифровий сигнал. Самосканування означає, що в даному випадку відсутнє сканування з допомогою якогось зовнішнього пристрою, наприклад, лазера.

Шар на основі аморфного селену напильється на масив активних матриць і відіграє роль рентгеночутливого фотопровідника. Для того, щоб забезпечити можливість прикладання електричного поля до такої структури, на цей шар наносять відповідний електрод. Електронно-діркові пари, які генеруються в фотопровіднику при поглинанні рентгенівського випромінювання під впливом електричного поля, дрейфують до електродів відповідної полярності. Так, для випадку, коли електрони збираються електродом А, дірки акумулюватимуться на накопичувальному конденсаторі  $C_{ij}$ , і таким чином формуватиметься заряд-сигнал  $\Delta Q_{ij}$ , який може бути зчитаний у процесі самосканування. Для захисту тонкоплівкового транзистора від елект-

ричного пробою (напруга пробою складає  $\sim 50$  В) на нього подається негативний потенціал. З цією ж метою інколи користуються проміжним блокуючим шаром. Серія сигналів від тонкоплівкових елементів передається на комп'ютер і формує зображення. Роздільна здатність визначається переважно розмірами точкового елемента, який у сучасних детекторах зображення складає 100 мкм. Обмеження власної роздільної здатності в системах детектування на основі фотопровідників може бути обумовлено рядом причин:

- довжиною пробігу первинних електронів, генерованих при фотоелектричному ефекті (типова довжина пробігу цих носіїв складає  $1 \div 10$  мкм);
- повторним поглинанням характеристичних (К-флуоресцентних) рентгеновських променів, віддаленим від місця фотоелектричного поглинання;
- латеральною дифузією дрейфуючих фотогенерованих носіїв заряду під час їх руху в фотопровіднику;
- латеральним розмиттям, обумовленим внутрішнім полем, яке виникає за рахунок інжектіваних носіїв, іншими словами – ефектами просторового заряду, що є наслідком власне заряду інжектіваних носіїв (кулонівське відштовхування між дрейфуючими зарядами одноім'яної полярності);
- індукованим зарядом на сусідніх точкових елементах за рахунок захопленого заряду в фотопровіднику;
- об'ємним просторовим зарядом (утвореним захопленими носіями), який модифікує поле в фотопровіднику; тим самим модифікуються процеси фотогенерації та змінюються транспортні характеристики;
- геометричною дисторсією за рахунок навскісного падіння рентгеновських променів.

Надійна робота сенсорів визначається вибором та конструкцією рентгеночутливого фотопровідника. Останній має задовільняти цілому комплексу вимог, короткий перелік яких приведено нижче.

1. Фотопровідник повинен мати високу власну рентгеночутливість, тобто генерувати якомога більше електронно-діркових пар на одиницю падаючого випромінювання. Величина радіаційної енергії,  $W_{\pm}$ , необхідної для утворення пари носіїв, повинна бути малою, оскільки заряд  $\Delta Q$ , генерований падаючим випромінюванням з енергією  $\Delta E$ , рівний  $e\Delta E/W_{\pm}$ . Величина  $W_{\pm}$  збільшується пропорційно зростанню щільності рухливості  $E_g$ .

2. Значна доля рентгеновського випромінювання має поглинатись фотопровідником для того, щоб уникнути небажаного додаткового опромінення пацієнта. Інакше кажучи, ефективна глибина поглинання рентгеновських променів має бути суттєво меншою товщини шару фотопровідника:  $\delta < L$ .

3. Темновий струм повинен бути відсутнім. Це означає, що контакти мають бути неінжектуєчими й термічна генерація носіїв з різних дефектів чи відповідних станів у щільності рухливості має бути нехтуєчо малою. Вимога стосовно величини темного струму обмежує коло можливих кандидатів широкозонними напівпровідниками. В залежності від області клінічного використання, значення темного струму не повинно перевищувати  $10 \div 100$  пА. У випадку електростатичних фотопровідників темновий розряд поверхневого потенціалу повинен бути мінімальним.

Ефективне функціонування сенсорів рентгеновських зображень значною мірою залежить від фронтального та колекторного електродів, оскільки темновий струм повинен бути зведений до мінімуму. Хоча повідомлень про результати досліджень вольтамперних характеристик в аморфних халькогенідах є чимало, питання поведінки контактів метал/аморфний напівпровідник і, відповідно, вольтамперної характеристики залишається відкритим. У більшості випадків вимірювався стаціонарний темновий струм; вольтамперні характеристики інтерпретувались з позиції моделі струмів, обмежених просторовим зарядом

(СОПЗ); проводилися навіть розрахунки енергетичного розподілу глибоких рівнів за формою кривих струмів, обмежених просторовим зарядом. В той же час необхідно зазначити, що майже в усіх випадках була відсутня строга перевірка моделі відповідно до співвідношення закону струмів, обмежених просторовим зарядом, а саме:  $J/L=f(V/L^2)$ . Тут  $J$ - густина струму,  $V$ - прикладена напруга,  $L$ - товщина зразка,  $f$ - довільна функція, яка відображає форму вольтамперної характеристики. Експерименти з нестационарної фотопровідності, які були проведені для багатьох структур  $Me/XCN/Me$  (тут  $Me$ - метал,  $XCN$ -халькогенідний склоподібний напівпровідник), вказують на однорідність електричного поля  $E=V/L$  всередині зразка. Ці дані знаходяться в протиріччі з моделями струмів, обмежених просторовим зарядом. Дійсно, згідно з цими моделями поле є неоднорідним (наприклад, зменшується поблизу позитивного контакту у випадку інжекції дірок). Зокрема було виявлено, що умовою спостереження СОПЗ є інтенсивне опромінення одного з контактів сильнопоглинаючим ( $\lambda \approx 400$  нм) світлом. Освітлюваний контакт стає інжектуючим і результуючий стаціонарний фотострум тепер вже дійсно описується законом Чайлда:  $J \sim V^2/L^3$  для монополярної інжекції.

Дослідження, проведені нами на структурах  $Me/a-Se/Me$ , показали, що вигляд вольтамперної характеристики суттєвим чином залежить від природи контактів і не може бути описаний загальновідомими моделями (напр., емісією Шотткі). Темновий струм відразу після прикладання поля до структури спадає з часом неекспоненційним чином. Характер спаду залежить від матеріалу контакту; проте нема кореляції між темновим струмом і функцією роботи виходу з металу. Тому необхідність подальших досліджень контактних властивостей у цьому напрямку цілком очевидна.

4. Ефект об'ємної рекомбінації повинен бути відсутній. В іншому разі концентрація інжекттованих носіїв у процесі дрейфу буде зменшуватись. Як правило,

при невисоких значеннях експозиції об'ємна рекомбінація, що є пропорційною концентрації електронів і дірок, нехтує мала.

5. Не має бути глибокого захоплення електронів і дірок; це означає, що для носіїв обох полярностей має виконуватися умова  $\mu F \gg L$ , де  $\mu$  – дрейфова рухливість,  $\tau$  – час життя по відношенню до глибокого захоплення,  $F$  – напруженість електричного поля,  $L$  – товщина фотопровідника. Довжина вільного пробігу являє собою відстань, яку проходять носії заряду, доки не зазнають захоплення локалізованими станами, і таким чином, вилучаються з процесу транспорту.

6. Найтриваліший час транзиту, який безпосередньо залежить від величини дрейфової рухливості, має бути меншим за час доступу до точкових елементів.

7. В циклічному режимі роботи, під час якого фотопровідник зазнає багатократного опромінення рентгенівськими променями, ефекти “втомлюваності”, старіння та радіаційного руйнування мають бути нехтує малими.

8. Нарешті, не менш важливою умовою є технологічність самого процесу одержання однорідного фотопровідникового шару великої площі. Фотопровідниковий шар повинен легко наноситися на підкладки великої площі за допомогою традиційного термічного наплення без необхідності підвищення температури масиву активних матриць до межі руйнування ( $\sim 300$  °C для  $a-Si:H$  елементів).

Вимога стосовно великої площі (типові розміри 30 см  $\times$  30 см) робить проблематичним використання рентгеночутливих кристалічних напівпровідників у зв'язку з об'єктивними труднощами їх вирощування на такій значній площі. Можна одержати полікристалічні напівпровідники великої площі (напр.,  $PbJ_2$ ,  $HgJ_2$ ,  $Zn_xCd_{1-x}Te$ ), проте їх основний недолік полягає в негативному впливі зернистості на перенесення заряду, а також високими температурами підкладки і відпалу, необхідними для оптимізації їх

напівпровідникових властивостей. Органічні напівпровідники, які широко використовуються в електрофотографічній індустрії, можна одержати великої площі, але вони не задовільняють вимогам (1) і (2).

Найбільший реальний інтерес для сенсорів рентгенівських зображень представляють досліджені нами аморфні напівпровідники  $Sb_xSe_{1-x}$  (табл. 2).

Вони мають значно вищий порівняно з іншими аморфними матеріалами, такими як  $a-Si:H$ ,  $a-As_2Se_3$ ,  $a-Se$ , коефіцієнт поглинання рентгенівського випромінювання (високе атомне число  $Z$ ),

виключно хороші транспортні властивості носіїв обох полярностей, низьку густину станів у щілині рухливості, малі значення темного струму. Не менш важливий і технологічний аспект – з матеріалів на основі селену легко одержати однорідні фотопровідникові шари великої площі та значної (100÷500 мкм) товщини. Унікальні фотофізичні властивості в поєднанні з високою технологічністю досліджених нами фотопровідників найближчим часом забезпечать їм (у якості рентгеночутливих сенсорів) провідне місце в таких областях медицини як радіографія грудної клітки, флюороскопія, маммографія.

Таблиця 2. Глибина ефективного поглинання рентгенівського випромінювання  $\delta$ , довжина вільного пробігу дірок  $\mu_h\tau_hF$  і електронів  $\mu_e\tau_eF$ , темновий струм  $I_d$  та ширина щілини рухливості  $E_g$  фотопровідників для сенсорів рентгенівського зображення.

Матеріал	a-Se	a-Sb <sub>x</sub> Se <sub>1-x</sub>	PbJ <sub>2</sub>	HgJ <sub>2</sub>	PbO
$\delta$ при 20 кеВ, мкм	48	44	28	32	11.8
$\delta$ при 60 кеВ, мкм	976	960	259	252	218
F, В/мкм	10; 30	10;30	0.5	0.5	4
$\mu_h\tau_hF$ , мм	0.1-0.4; 3-12	1.2-5.0*; 30-120*	0.1	0.05	?
$\mu_e\tau_eF$ , мм	0.12-0.15; 3.6-4.5	1.5-1.8*; 45-150*	0.04	0.5	?
$I_d$ , нА/см <sup>2</sup>	0.01	0.05	8	1-4	1
$E_g$ , еВ	2.05	2.03	2.3	2.1	1.9

**Література:**

1. S.O.Kasap, Photoreceptors: The selenium alloys, in: Handbook on Imaging Materials, ed. by A.Diamond, New York: Marcel Dekker, 329-376, (2001).
2. M.J.Yaffe, J.Rawlands, Phys. Med. Biol., v.42, 1–39, (1997).
3. J.Rawlands, S.O.Kasap, Physics Today, v.11, 24-30, (1997).

# **PHOTOSENSITIVE MEDIA BASED ON AMORPHOUS SELENIUM LAYERS**

**V.V.Mikla, V.I.Mikla, V.M.Kryshenik**

Uzhgorod National University, Institute for Solid State Physics and Chemistry, Voloshina Str.54,  
88000, Uzhgorod, Ukraine

The paper deals with applications of amorphous semiconducting layers for digital imaging.