

4. Sze. *Physics of semiconductor devices. Second edition, New York, John Willey & sons, 1981.*
5. P.Su, Ken-Ichi Goto, et all. *A thermal activation view of low voltage impact ionization in MOSFET's. IEEE Electron device letters. Vol.23, #9, 2002.*
6. J.P.Coling. *Silicon on insulator technology: Materials to VLSI. Kluwer Academic Publishers, 1991.*

УДК. 621.384 : 621.385 : 621.365.512 : 616.31

О.Т. Кожухар<sup>1</sup>, В.Ф. Макеев<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Національний університет "Львівська політехніка",  
кафедра електронних приладів

<sup>2</sup>Національний медичний університет ім. Д. Галицького

## ДОСЛІДЖЕННЯ ІМПУЛЬСНИХ РЕЖИМІВ НЕКОГЕРЕНТНИХ ВИПРОМІНЮВАЧІВ У ФОТОПОЛІМЕРИЗАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЯХ

© Кожухар О.Т., Макеев В.Ф., 2006

**Внаслідок проведеного фізичного моделювання некогерентних випромінювачів для фотополімеризації розглянуто можливості застосування стимуляційних режимів для підвищення ефективності цієї фототехнології.**

**In result of seen out physical modelling non coherent of radiators for photopolimerization are considered the management possibilities by application of stimulation for phototechnologies.**

### Вступ

У галузі ортопедичної стоматології нагромаджений значний досвід застосовування нових технологій, зокрема фотополімеризаційного отвердження, що, поєднуючи якість пластмас та кераміки, використовують для реставраційних робіт у ротовій порожнині (видиме випромінення) та личкування зубних протезів і виготовлення окремих коронок (ультрафіолетове випромінення). Ці технології відрізняють зручність, значна економія часу, міцність, виключення відколів та крихкості, стабільність кольорів, транспарентність, незмінний блиск після полімеризації, можливість доробок та корекцій, швидке виконання робіт [1, 2].

Фотополімеризаційні технології ґрунтуються на принципі утворення полімера з мономера під дією оптичного випромінювання певної довжини хвилі та інтенсивності. Під дією випромінювання в інертній масі зароджуються активні частинки – радикали, що втягують в реакцію тисячі неактивних частинок. Макромолекули у певній часовій послідовності, тобто квантовано, зв'язуються у загальну сітку – певну впорядковану структуру, внаслідок чого матеріал переходить з рідкого стану в твердий.

Зумовлені випроміненням перетворення полімерів можна розділити на два основних типи – розривання і зшивання основних ланцюгів макромолекул. Сумарний результат розривання і зшивання залежить від фази, характеру атмосфери, інтенсивності і тривалості дії потоку випромінення, форми і розмірів зразка [3]. Так, за високих інтенсивностей потоку випромінення виникає порівняно більша концентрація фотохімічно генерованих реакційних центрів. Зазвичай радикал залишається активним під час реакції фотополімеризації протягом 0,1 – 1 с, що певною мірою може визначати частотний діапазон процесу. Це можна використати під час створення спеціальних фотостимулюючих режимів фотополімеризації, скерованих на підвищення її ефективності. Активація фотоініціалізаторів відбувається краще при зменшенні довжини хвилі і, відповідно, енергії фотонів.

Складність перебігу і вивчення процесів в полімерах створює певні труднощі їх оптимального використання. Правильна фотолікувальна стратегія намагається реалізувати специфічні властивості матеріалу в клінічних умовах, для зменшення небажаних побічних ефектів, таких як вимушене внутрішнє стиснення, підвищення температури та існування залишкових мономерів. Когерентність та поляризація не відіграють значної ролі, оскільки описують певну орієнтацію або кореляцію між

фотонами, що втрачаються за рахунок розсіювання всередині зразка. Тому кращих результатів у новітніх фотополімеризаційних стоматологічних технологіях одержують застосуванням некогерентних оптичних випромінювачів (НВ). Зокрема для фотополімеризаційних технологій у ротовій порожнині при довжині хвилі випромінювання 470 нм застосовуються світловодні НВ з тепловими галогенними та останнім часом розрядними металогалогенними джерелами випромінювання (ДВ) [4]. Для УФ-фотополімеризаційних зубопротезувальних технологій при довжині хвилі випромінювання наближено 350 нм застосовують ртутнорозрядні ДВ. Розрядні ДВ відрізняються оптимальнішими щодо спектральної чутливості фотополімерних стоматологічних матеріалів спектрами, можливістю їх коригування [5] та кращими частотними характеристиками. Останнє дає змогу застосовувати їх у згаданих вище стимулювальних імпульсних режимах фотополімеризаційних технологій.

Так, запропонований у [6] режим імпульсної фотополімеризації характеризується фотоспа-лахами з періодом релаксації 250 мс між експозиціями, числом імпульсів, помноженим на їх тривалість в секундах 6 x 1, 10 x 1 та 10 x 2 та імпульсною опроміненістю близько 1500 мВт/см<sup>2</sup> (із діаметром вікна світловодного наконечника 5.5 мм, що для звичайного фотополімеризаційного приладу відповідає опроміненості до 2200 мВт/см<sup>2</sup>. Тим не менш, на наш погляд, такі оптимістичні висновки вимагають проведення додаткових досліджень стосовно режимів зміни не лише інтенсивності, але й просторового розподілу випромінювання [7].

### Методики та результати

Досліджено вплив фотостимуляційних режимів на швидкість отвердження фотокомпозиційних стоматологічних матеріалів на основі камфорхінона, як основного зубного фоточутливого матеріалу, для якого максимум поглинання випромінювання, зокрема, у видимому діапазоні знаходиться на довжині хвилі 470 нм. Для досліджень фотоотвердження були використані створені два дослідні прилади з керованими некогерентними випромінювачами – один з розрядним металогалогенним джерелом випромінювання (ДВ) видимого діапазону довжин хвиль, другий – з ртутнорозрядним ДВ ультрафіолетового (УФ) діапазону.

Для першого була розроблена і технічно апробована імпульсна схема амплітудного керування потоком випромінювання (ПВ), що ґрунтується на керованій зміні розрядного струму ДВ (рис. 1). У запропонованій схемі використовували оптотиристри ТО 125-10, дроселі 1И 125А36-200 УХЛ 2 L2-1И 250А36-200 УХЛ 2 та імпульсний запалюючий УИЗУ-200-02 ХЛ1.

Об'єктом опромінення застосовані тестові таблетки, що були сформовані з фотоотверджувальних паст на основі камфорхінона як основного зубного фоточутливого матеріалу. Розміри таблеток визначалися рекомендаціями провідних виробників стоматологічних фотокомпозиційних матеріалів. Періодичність фотостимулів вибирали відповідно до рекомендованих медичних програм, враховуючи періодичність вищезгаданих актів зшивання мономерів типових фотоотверджувальних паст.

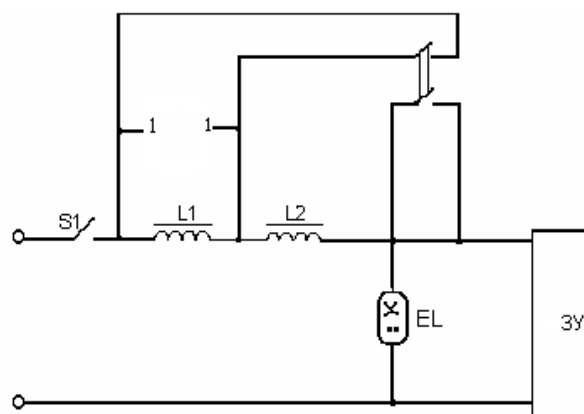


Рис. 1. Схема керування розрядноплазмовим ДВ з точками увімкнення схеми запуску (точки 1, 1 паралельно L1): EL- ДВ, S1 – вимикач схеми живлення ДВ, S2 – вимикач схеми амплітудного керування, L1, L2- дроселі, ZU – запалюючий пристрій для імпульсного запуску металогалогенного ДВ

За комутації дроселя  $L_1$  струм збільшується і навпаки, чим і досягається керування та програмування щодо інтенсивності фотоотверджувального ПВ.

Випробування експериментального пристрою для оптичної стимуляції проводили за схемою, що показана на рис. 2. За допомогою двопроменевого осцилографа визначали частоту, амплітуду, тривалість та форму імпульсів у режимі оптичної стимуляції.

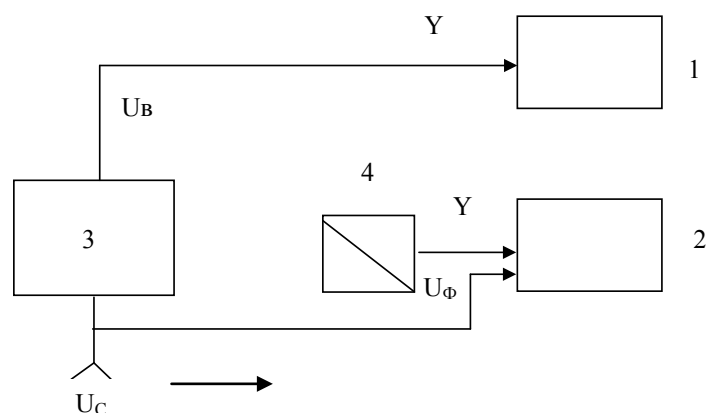


Рис. 2. Схема досліджень пристрою оптичної стимуляції:  
1, 2 – входи осцилографа; 3 – дослідний фотомедичний прилад;  
4 – фотоперетворювач;  $U_v$  – напруга на електродах ДВ;  
 $U_c$  – напруга вихідного сигналу імпульсної схеми запуску

Результати, що наведені у вигляді таблиць (табл. 1, 2), свідчать про спроможність розробленої схеми керувати амплітудою випромінювання в межах 30 % та створювати стимуляційний режим з частотою стимулів від 2,0–5,0 Гц та їх тривалістю 0,1–0,2 с, що відповідає певним умовам фотолікування та утворення фотополімерів.

Таблиця 1

#### Параметри імпульсного сигналу на електродах випромінювача

№	$I_v/I_{v0}$	$\tau_i$	f	Форма імпульсів
-	-	с	Гц	-
1	0,28	0,2	2,5	Гармонічні
2	0,28	0,15	3,3	Гармонічні
3	0,28	0,1	5	Гармонічні

Таблиця 2

#### Параметри імпульсного оптичного сигналу на виході пристрою

№	$I_{fm}/I_{fo}$	$\tau_i$	f	Форма імпульсів
--	--	с	Гц	--
1	0,30	0,2	2,5	Гармонічні
2	0,30	0,15	3,3	Гармонічні
3	0,30	0,1	5	Гармонічні

Для розробленого за пропозицією Львівського медичного університету стоматологічний прилад УФ-фотоотвердження при зубопротезуванні був вибраний випромінювач на базі ДВ високого тиску типу ДРТ 240 (Рис.3).

Оптична частина розміщувалась у корпусі 1, який був виготовлений зі сталі СТ-3. Корпус був поділений на дві камери: первинну і вторинну (рис. 4). У вторинній камері були розміщені керований відбивач 3, та ДВ 2, яке кріплять до корпусу за допомогою спеціальних передбачених для юстування 1 В тримачів 7. По боках вторинної камери розміщені вентиляційні перфорації.

Первинну і вторинну камери розділяє фільтр 4 типу УФС-6, товщиною 3 мм, щоб забезпечити спектр випромінювання на заготовку протезу.

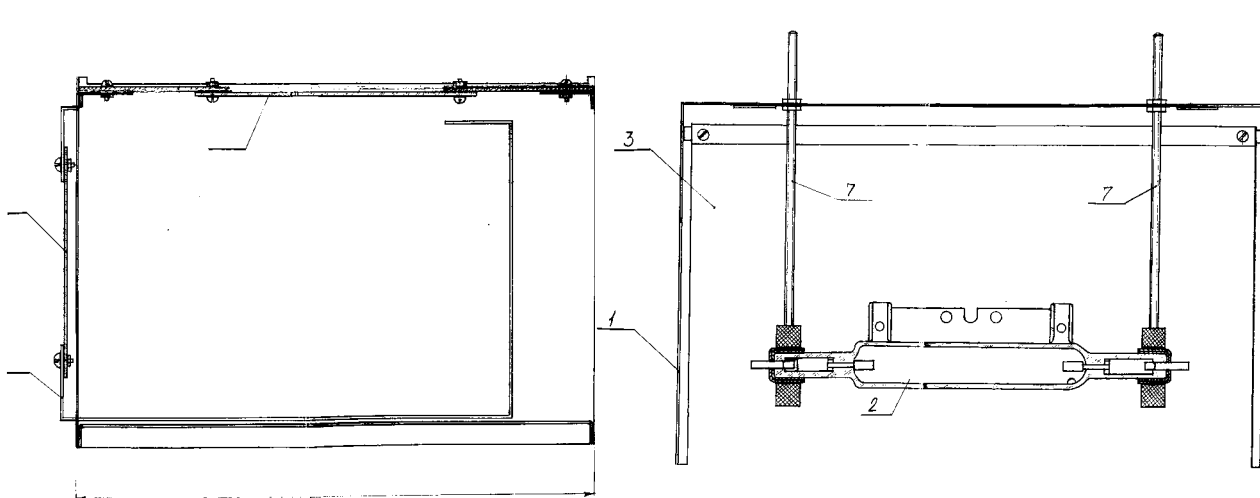
У первинній камері розміщується висувна шахта 11 з вікном для спостереження 5, в якій розміщується заготовка протезу з нанесеним фотополімером, що опромінюється.

Висувна шахта зроблена так, щоби при її закриванні вона автоматично захищала користувачів від УФ-опромінювання та озонації в робочому режимі.

Для технічного опробування струмового керування просторовим розподілом ПВ за допомогою зміни геометрії відбивача був створений експериментальний прилад. Відбивач був параболоїдно-циліндричної форми, плоский у своїй нижній частині і розташувався у верхній камері як оптична система (ОС) (рис. 4).



*Рис. 3. Конструкція УФ-полімеризаційного пристрою для зубопротезувальних технологій*



*Рис. 4. Конструкція УФ-полімеризатора (зліва – первинна камера для УФ-променевої обробки, справа – вторинна камера для випромінювача та пускорегулювального пристрою)*

Для технічного опробування струмового керування просторовим розподілом ПВ за допомогою зміни геометрії відбивача був створений експериментальний прилад. Відбивач був параболоїдно-циліндричної форми, плоский у своїй нижній частині і розташований у верхній камері як оптична система (ОС) (рис. 4).

Були проведені технічні і медичні випробування УФ-фотополімеризаційного приладу. Вимірювали оптичну потужність та її розподіл у площині зони оброблення, а також час фотополімеризації типових стоматологічних паст, а також з використанням програмного керування просторовим розподілом потоку випромінювання. Відповідні схеми випромінювання показані на рис. 5, 6.

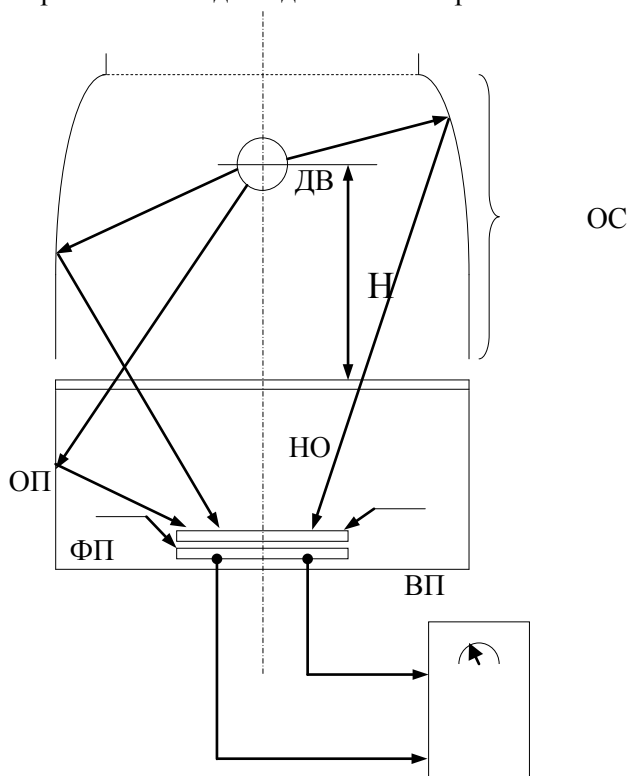


Рис. 5. Схема випробувань: ОС – оптична система висотою  $H$ , ДВ – джерело випромінювань, ВП – вимірювальний прилад, ОП – охолоджувальне підсвічення, ФП – фотоприймач, НО – нейтральний ослаблювач

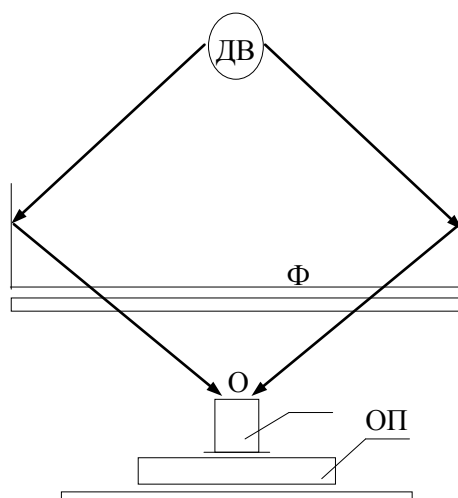


Рис. 6. Схема розміщення об'єкта опромінення (тестової таблетки фотополімерної паст): Ф – світлофільтри, О – об'єкт опромінення, ОП – охолоджувальний підшарок

Для зубопротезувальної практики важливим є підбір оптимальної відстані від випромінювача до опромінюваного об'єкта. Це вимагає визначення залежності опроміненості від відстані між випромінювачем і об'єктом фотополімеризації  $E_e=f(H)$ . З цією метою використовували пристрій мікропереміщень від фотометричної лави (див. розділ 3) та уфіметр на базі люксметра Ю-116, оснащеного з цієї метою нейтральним послаблювачем та оптичним фільтром УФС-6. Результати експерименту зображені на рис. 7.

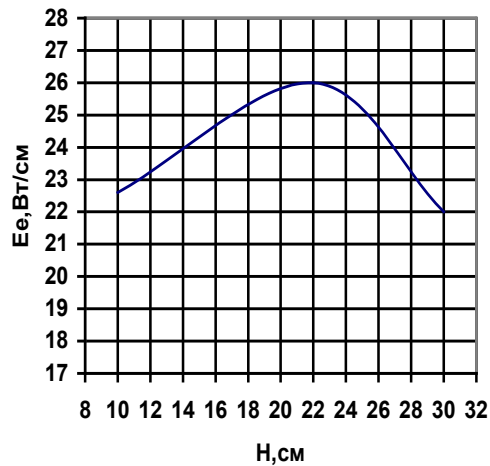


Рис. 7. Залежність опроміненості від відстані НВ до об'єкта опромінення

Встановлено, що максимальне значення опроміненості 26 Вт/см<sup>2</sup> спостерігали при відстані 22 см від НВ до об'єкта, яку можна рекомендувати як оптимальну.

Для оптимального вибору місця розміщення об'єкта опромінення в камері оброблення необхідно знати ступінь нерівномірності опромінення в площині опромінення та координати максимального значення опроміненості на поверхні об'єкта. Це вимагає вимірювання залежності розподілу опроміненості на поверхні об'єкта  $E_e=f(x,y)$ .

Для вимірювання опроміненості використовували уфіметр на базі люксметра Ю-116 (як і в попередньому вимірюванні) та двокоординатний мікропереміщувач зі світловодним джгутом, на вихідному кінці якого був розташований фотоприймач. Графіки залежності розподілу опроміненості на поверхні об'єкта в координатах X Y показані на рис. 8.

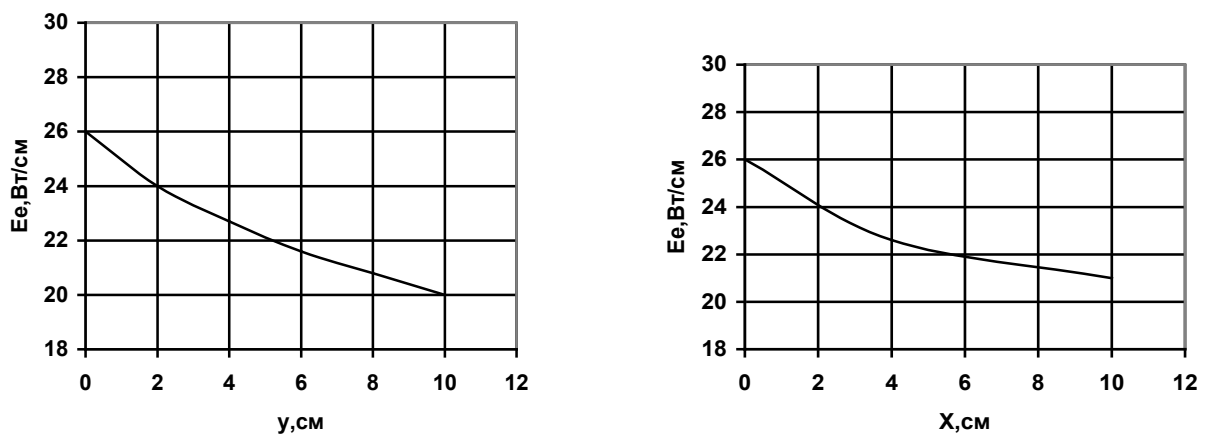


Рис. 8. Розподіли опроміненості на поверхні об'єкта в координатах X Y

Періодичною відповідно до заданої програми зміною струму відбивача досягались періодична зміна радіуса відбивача та відповідна періодична зміна поверхневого розподілу опроміненості на об'єкті.

Композит розташовували в камері оброблення експериментального приладу і опромінювали. Після 30 с опромінення композит виймали з камери, не вимикаючи прилад і досліджували на твердість загальноприйнятим в ортопедичній стоматології методом експертного оцінювання за допомогою стоматологічного шпателя. Після перших 30 с отвердіння композиту не спостерігалось. Тоді зразок повторно опромінювали і досліджували ступінь твердості кожних 30 с доти, доки не починали спостерігати отвердження композиту. На 300-й секунді без фотостимуляції зразок починав тверднути, і вже на 360-ій секунді спостерігалось повне отвердження. Результати експерименту наведені в табл. 4.1, де М – м'який, Н/Т – напівтвердий, М/Т – майже твердий, Е – твердий стани.

Таблиця 3

#### Динаміка отвердження композиту без фотостимуляції

τ,с	30	60	120	180	240	300	360
отвердження	М	Н/Т	Н/Т	Н/Т	Н/Т	М/Т	Т

Таблиця 4

#### Динаміка УФ-отвердження композиту з фотостимуляцією

τ,с	60	120	180	240	300
отвердження	Н/Т	Н/Т	Н/Т	М/Т	Т

#### Висновки

Отже, одержано, що при просторовій фотостимуляції на частотах  $f=1/\tau$  час повного отвердження композиту становить 360с, де  $\tau$  – час переходу при зшиванні молекул, який становить 0,1–1 с. Опромінення з такою частотою стимуляції (0,1–1,0 Гц), дозволило скоротити час полімеризації на 10 % (табл. 2). Результати випробувань дають змогу сподіватися, що при точнішому підборі частоти стимуляції  $f$  під частотні властивості (періодичність) процесів зшивки мономерів при фотополімеризації для конкретного протезувального фотополімеру ефективність методу може істотно збільшитися. Тим не менш, результати випробувань свідчать про спроможність запропонованого пристрою вирішувати цю проблему. Запропоновані фотостимуляційні режими і розроблений пристрій видимого діапазону на металогалогенному ДВ, що можна застосовувати для підвищення ефективності реставраційних робіт у ротовій порожнині. Для зубопротезування запропоновано використання розроблених режимів та випромінювачів на базі вітчизняних розрядноплазмових ртутних ДВ типу ДРТ. Розроблення дозволяють за рахунок створення резонансних ефектів у масі стоматологічних фотополімерних композитів одержувати підвищення ефективності фотополімеризаційних технологій, передусім, скорочення процесу фотополімеризації, покращання кінцевих властивостей стоматологічного фотополімерного матеріалу після затвердіння та його адгезії з природними анатомічними утвореннями (зубами) або зі штучними елементами зубних протезів.

1. Кожухар О. Т., Макеев В.Ф., Завадка А.Е. Возможности использования светолучевых приборов со световодами в медицинской диагностике // Сб. науч. труд. "Применение оптического излучения для профилактики и лечения заболеваний" – Саранск. – Морд. ун-т. 1989. – С. 60–65.

2. UV polimerizator Individuo Light Box. VOCO. Dental program. Cuxhaven Germ. – 1992. – P. 66.

3. 3M ESPE Elipar Freelight. Новая свобода фотополимеризации. // Современная стоматология. – №3. – 2001. – С. 30–32.

4. Кожухар О. Т., Макеев В.Ф., Иващук В.А. Улучшение показателей светолучевых осветительных, диагностических и лечебных световодных устройств // Медицинская техника. – М.: – 1992. – №1. – С. 19–22.

5. *Макеєв В.Ф., Кожухар О. Т. Нові розрядні оптичні випромінювачі в стоматологічній світлоотверджувальній техніці // Зб. матер. міжн. науково-практич. конференції “Актуальні проблеми стоматології. Нові методики та технології.” – Львів. – Вид-во “Галдент”, 1998. – С. 68–70.*

6. *www.iadr.confex.com.*

7. *Готра З.Ю., Кожухар О. Т., Чучман І.Р. Створення фотостимулів некогерентного випромінювання у приладах оптичного лікування // Сб. науч. трудов “Электроника и св.” по матер. Міжн. наук. техніч. конфер. “Проблемы физической и биомедицинской электроники”. Вып. 4. ч.2. – К.: НТУУ “КПИ”, 1998. – С. 344–347.*

УДК 539.315

**О.Ю. Бончик, З.Ю. Готра<sup>1</sup>, Б.К. Дацко, С.Г. Кияк, В.В. Мелешко, І.А. Могиляк**

Інститут прикладних проблем механіки і математики  
ім Я.С. Підстригача НАН України, м. Львів

<sup>1</sup>Національний університет “Львівська політехніка”,  
кафедра електронних приладів

## **НЕСТІЙКОСТІ ФОРМУВАННЯ ПОВЕРХНІ РОЗДІЛУ ФАЗ У ЗОНАХ ДІЇ ІМПУЛЬСНОГО ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА НАПІВПРОВІДНИКИ**

© Бончик О.Ю., Готра З.Ю., Дацко Б.К., Кияк С.Г., Мелешко В.В., Могиляк І.А., 2006

Встановлено, що в електронно-дірковій плазмі, індукованій у напівпровідниках дією імпульсного лазерного випромінювання, відбувається розшарування температури кристалічної решітки і концентрації носіїв заряду. Крім того, існує додатний зворотний зв'язок між температурою кристалічної решітки і концентрацією носіїв заряду в області їх флуктуації. Вказаний зв'язок зумовлює як підсилення флуктуацій температури, так і призводить до формування у напівпровідниках квазіперіодичних температурних полів великої амплітуди. Неоднорідні температурні поля визначають особливості процесів плавлення, кристалізації і формування рельєфу поверхні в зонах дії лазерного випромінювання. Запропоновані математичні моделі динаміки формування поверхні, коли флуктуації фронту проплавів виникають уздовж вибраного вектора хвилі. Результати комп'ютерного моделювання динаміки формування поверхні проплаву на основі цієї математичної моделі добре узгоджуються з експериментальними даними і вказують на фрактальний характер формування поверхні проплаву.

We determined that spontaneous segregation of uniform temperature state of crystal lattice and charge carrier concentration can take place in electron-hole plasma, generated by laser radiation. Besides, there exists a positive opposite connection between the temperature of crystal lattice and charge carrier concentration in the region of their fluctuation. It causes both amplification of original fluctuation of temperature and generation of quasi-periodic temperature fields of large amplitude in semiconductors. The nonuniform temperature fields determine the features of the surface relief formation in the zone of laser radiation action. The mathematical model of the surface profiles dynamics, when the instability of the front of melt arises along a chosen wave vector, is proposed. The results of computer simulation of interface dynamics of solitary melted region on the base this mathematical model good fits experimental data and indicate the fractal character of their formation.

### **Вступ**

Взаємодія лазерного випромінювання з напівпровідниками є предметом багатьох сучасних досліджень (див., наприклад [1]) у зв'язку з розвитком останнім часом нових нерівноважних