

## ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 621.365.5

### ІНДУКЦІЙНИЙ ПРИЛАД ДЛЯ ПЛАВКИ СТОМАТОЛОГІЧНОЇ ПЛАСТМАСИ

*Хімчик О.В., Житомирський державний технологічний університет,  
м. Житомир, Україна*

*Застосовуючи відомий математичний апарат розроблено індукційний прилад для плавки поліпропілену медичної чистоти. Наведені результати розрахунку індуктора та осцилограми роботи генератора*

#### **Вступ. Постановка проблеми**

Усі види зубних протезів, тобто найпоширеніших предметів, що відновлюють функцію жування і естетичну форму обличчя, є інеродними тілами, що присутні у фізіологічному середовищі організму. Тому питання матеріалів і технологій виготовлення протезів є соціально важливим. Значну групу пластмас, що виробляє сучасна хімічна промисловість, складають термопласти. Ці пластмаси мають властивість переходити з твердого стану в пластичний і навпаки без зміни якості. За хімічною структурою термопласти є однокомпонентними пластмасами без мономеру, вони є акінченими хімічними з'єднаннями, тому мають дуже низьку хімічну активність.

З групи термопластів виділені біологічно нейтральні сорти. Вивченням цих пластмас як ортопедичних матеріалів з 1956 р. займаються у Спільці по штучних органах (США), а в Японії при департаменті науки в 1975 р. створено спеціальний комітет по штучних органах. В нашій країні групою українських вчених на чолі з д-ром мед.наук Є.Я. Варесом та заслуженим лікарем України В.А. Нагурним [1] була розроблена технологія виготовлення зубних протезів з поліпропілену медичної чистоти.

#### **Аналіз останніх досліджень і публікацій**

Отримання деталей точної форми, до яких відносяться і протези, проводиться виключно методом литтєвого пресування. Перевагою литтєвого пресування є те, що через канал можливе стиснення пластмаси до повного затвердіння. Таким чином повністю компенсується усадка, властива термопластам.

В США промисловістю виготовлюється низка автоматизованих установок для виготовлення протезів з поліпропілену [2]. Розігрівання, термостабілізація та пресування виконуються автоматично. Вартість установки становить 4295\$USA. Витратний матеріал замовляється у фірми-виробника. В Україні виготовлюють поліпропілен марки ЛИПОЛ ТУ У 331-03881679-001-0001, що рекомендований для цільового використання. Тому виникає потреба створення аналога, що використовував би якісну вітчизняну сировину.

Одним з важливих етапів технологічного процесу виготовлення протезу з поліпропілену є нагрівання завантажувальної камери. Остання має бути нагріта

до температури пластичності поліпропілену з можливою термостабілізацією для забезпечення необхідної тривалості нагрівання.

Завантажувальна камера являє собою товстостінний сталевий циліндр висотою  $a = 100$  мм, діаметром  $d = 40$  мм, товщиною стінки  $h = 5$  мм; пуансон - сталевий, висотою  $l = 5$  мм. Поліпропілен, що знаходиться всередині циліндра, нагрівається за рахунок теплопередачі. Експериментально встановлено, що при завантаженні камери, нагрітої до температури  $T = 185^{\circ}\text{C}$  поліпропілену кімнатної температури останній нагрівається до температури камери за час  $t = 6$  хв. Отже, мінімальний час нагрівання необхідної кількості поліпропілену становить шість хвилин. Коливання температури в межах  $T$  від  $170^{\circ}\text{C}$  до  $185^{\circ}\text{C}$  суттєво не впливає на процес пресування, тому допустиме. Вимогами технології встановлено мінімальний час  $t = 10$  хв.

### Виклад основного матеріалу розробки

Для вирішення поставленого завдання запропоновано використання ефекту індуктування струмів високої частоти (СВЧ) (рос. ТВЧ-нагрев). Індукційний нагрів металевих виробів здійснюється за допомогою спеціального пристрою, що називається індуктором. Найпростішим видом індуктора є кільцевий виток, зігнутий з мідної шини чи трубки. Виток разом з конденсаторною батареєю є навантаженням генератора змінного струму (рис 1). Конденсатор служить для компенсації реактивності індуктора і утворює з ним коливальний контур, послідовний або паралельний.

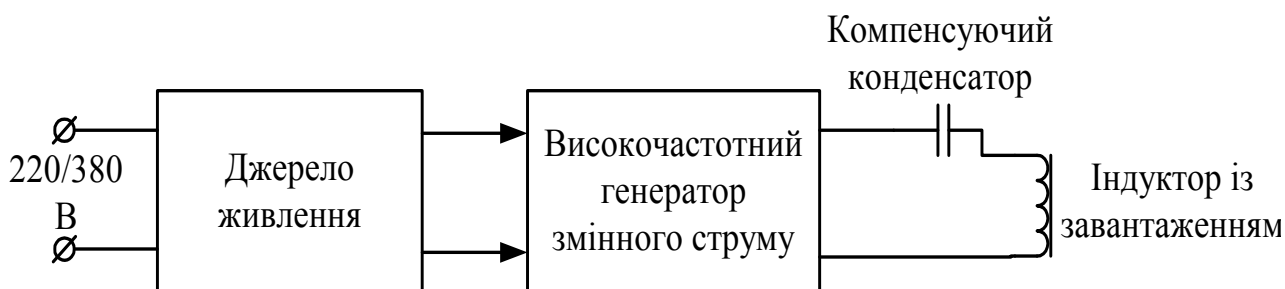


Рисунок 1 – Загальна структура індукційної установки

Аналіз робочих частот сучасних індукційних нагрівачів показує, що робочі частоти струму живлення індукторів знаходяться в межах  $f$  від 10 до 50 кГц. Тому за робочу приймається частота  $f = 25$  кГц.

Розробку генератора неможливо провести без знання параметрів його навантаження. Тому спочатку проводиться розрахунок індуктора. Розглядається процес нагрівання циліндричного тіла. Тепловий розрахунок дозволяє визначити час нагрівання [3] за формулою:

$$t_k = \frac{D_2^2}{4 \cdot a} \frac{S(\alpha, 1) - \frac{T_0}{T_u} \cdot S(\alpha, 0)}{\frac{T_0}{T_u} - 1} = 296 \text{ с,}$$

де  $a = 6,25 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2/\text{с}$  – температуропровідність сталі [3];

$T_0=190^{\circ}\text{C}$  – температура на поверхні циліндра;

$T_u=185^{\circ}\text{C}$  – температура на внутрішній стінці циліндра;

$S(\alpha,1), S(\alpha,0)$  – допоміжні функції Фур'є, що описують розподіл температури по перерізу [3];

$\alpha = \frac{\xi}{D_2}$  – відносна глибина активного шару;

$\xi$  – ефективна глибина проникнення струму в метал, м;

$D_2=0,04\text{м}$  – діаметр завантаження.

Знаючи час нагрівання можна визначити середню корисну потужність через теплопровідність сталеві камери:

$$P_T = \frac{G \cdot c \cdot T_{сер}}{t_k} = 396,62 \text{ Вт},$$

де  $G=0,9\text{кг}$  – маса завантажувальної камери;

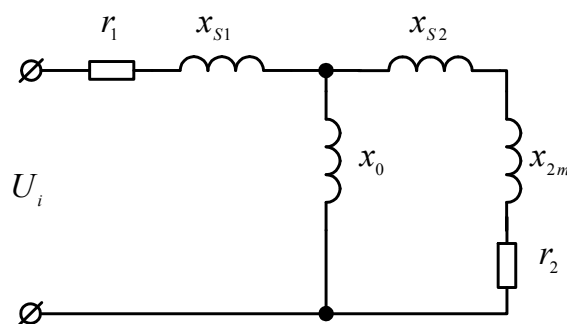
$c=6,68 \cdot 10^2 \text{ Дж}/(\text{кг} \cdot \text{град})$  – теплоємність сталі [3];

$T_{сер}=190^{\circ}\text{C}$  – середня температура камери.

Питома корисна потужність, що виділяється у сталі:

$$p_0 = \frac{P_T}{\pi \cdot D_2 \cdot a} = 3,15 \cdot 10^4 \text{ Вт}/\text{м}^2.$$

Короткий індуктор в деякій мірі можна уявити як трансформатор з великим розсіюванням і відносно великим струмом холостого ходу. Завантаження індуктора є одночасно навантаженням трансформатора і частиною його магнітної системи. Схема заміщення індуктора представлена на рис 2.



$x_{s1}, x_{s2}$  – первинна і вторинна реактивності розсіяння;  $r_2, x_{2m}$  – активний і внутрішній реактивний опір завантаження, Ом;  $r_1$  – активний опір дроту індуктора, Ом;

$x_0 = \frac{\omega}{R_{m0}}$  – реактивний опір, що визначає складову магніторушійної сили, необхідної для подолання магнітним потоком простору ззовні індуктора,  $\omega$  – кругова частота потоку, Гц;  $R_{m0}$  – магнітний опір ділянки шляху магнітного потоку зовні індуктора пf завантаження (магнітний опір зворотного замикання магнітного потоку)

Рисунок 2 – Схема заміщення короткого індуктора

Розрахунок електричних параметрів індуктора проводився за методикою О.Е.Слухоцького [3], що побудована на обчисленні параметрів елементів схеми

заміщення. До того ж необхідно врахувати положення, прийняті Л.Р.Нейманом при розв'язку рівнянь електромагнітного поля в феромагнетиках [3].

Отже, основна крива намагнічування апроксимується відрізками парабол, що описується рівнянням виду:

$$B = k \cdot H^n,$$

де  $n$  обирається в залежності від матеріалу і ступеня магнітного насичення.

Складні залежності  $B(t)$  та  $H(t)$  замінюються першими гармоніками, що дозволяє виключити залежність магнітної проникності  $\mu$  від часу. Магнітна проникність обчислюється по перших гармоніках за формулою:

$$\mu = \frac{B_m}{\mu_0 \cdot H_m}.$$

Питома потужність на поверхні феромагнітного тіла [3]:

$$p_0 = 2,72 \cdot 10^{-3} \cdot H_e^2 \cdot \sqrt{\rho \cdot \mu_e \cdot f},$$

де  $\mu_e$  – відносна магнітна проникність на поверхні феромагнетика, що визначається по перших гармоніках  $B$  і  $H$ ;

$H_e$  – діюче значення першої гармоніки напруженості магнітного поля на поверхні,  $a/m$ ,

або, переписавши, отримаємо:

$$H_e^2 \cdot \sqrt{\mu_e} = 3,67 \cdot 10^2 \cdot \frac{p_0}{\sqrt{\rho \cdot f}} = 1,63 \cdot 10^8.$$

При індукційному нагріві використовуються магнітні поля з напруженостями  $H \geq 4 \cdot 10^4 a/m$ . В таких полях криві намагнічування різних сортів сталі дуже мало відрізняються одна від одної. Тому для обчислень застосовуються середні криві  $B = f(H)$ ,  $\mu = f(H)$ ,  $H^2 \cdot \sqrt{\mu} = f(H)$  [3].

За розрахунками, проведеними за вищевказаною методикою, встановлена необхідна кількість витків індуктора для забезпечення розрахованої потужності  $w = 17$ . Коефіцієнт корисної дії індуктора становить  $\eta = 0,97$ . Струм багатовиткового індуктора  $I_i = 22,7$  А. Напряга на багатовитковому індукторі  $U_{i0} = 40,4$  В. Потужність, яку необхідно підвести до індуктора  $P_i = 408,8$  Вт. Таким чином отримані необхідні дані для проектування генератора.

Основною ланкою сучасної силової електроніки є інвертор – перетворювач постійної напруги в змінну прямокутної форми [4]. Основною перевагою інвертора є ключовий режим роботи транзисторів. Це зменшує до мінімуму активні втрати енергії на комутуючих елементах і, як наслідок, підвищує к.к.д. До недоліків слід віднести складність схем управління та створення електромагнітних перешкод при роботі.

Прагнення зменшити вироблення високочастотних збурень призвело до створення резонансних інверторів. Завдяки своїм перевагам ця схема була визнана як основа при проектуванні генератора для індуктора. Функціональна схема резонансного автогенераторного інвертора представлена на рис 3. Як ключові використані транзистори типу MOSFET [5] IRFP150 зі струмом стока

$I_{c\max} = 38A$  і напругою сток – витік  $U_{c\max} = 100V$ . Транзистори обрані згідно розрахованому струму індуктора. Важливим аспектами вибору були низький опір у відкритому стані та якнайменший час переключення. Генератор управляючих імпульсів ГІУ та датчик струму ДС є елементами *know-how*, тому на схемі не розкриті. Термометр  $T^0$  виконаний за загальновідомою мостовою схемою з напівпровідниковим датчиком температури, підсилювачем і компаратором на виході.

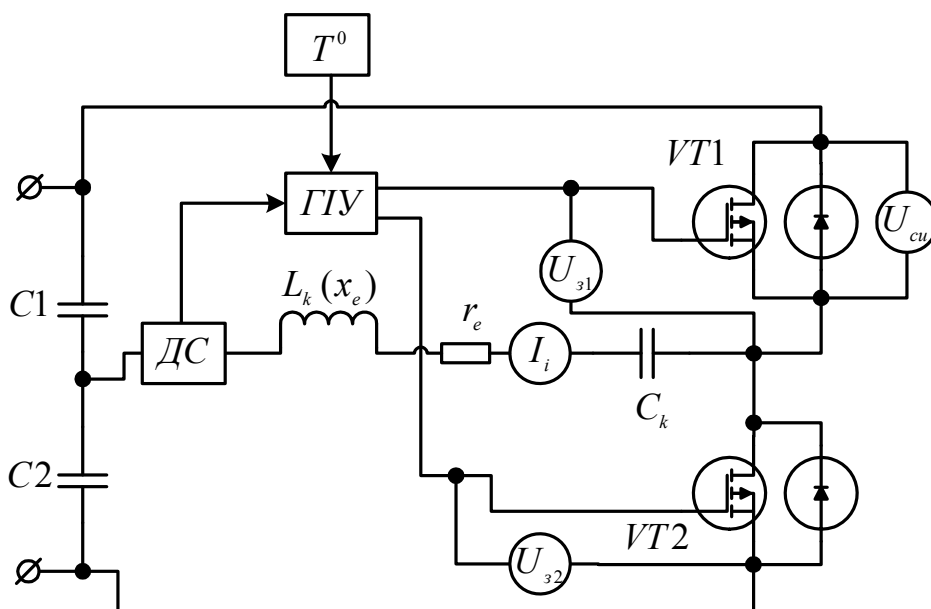


Рисунок 3 – Функціональна схема резонансного генератора

Схема працює таким чином. В момент подачі напруги живлення на інвертор через неоднорідність параметрів складових ГІУ на його виході виробляються сигнали відкривання для одного транзистора і закривання для іншого. Внаслідок цього по контуру, утвореному  $x_e, r_e, C_k$ , протікає струм, близький до синусоїдального. В момент  $i(t) \approx 0$ , що визначається датчиком струму ДС, ГІУ змінює полярність вихідних сигналів. Струм через індуктор проходить у зворотному напрямку. При досягненні завантажувальною камерою температури  $T = 190^\circ C$ , компаратор термометра подає сигнал зупинки на ГІУ. Індуктор знеструмлюється. Зниження температури викликає зміну стану компаратора термометра, і процес нагрівання поновлюється.

Осцилограми роботи інвертора, наведені на рис 4, доводять дуже м'яку комутацію струму навантаження, що відбувається без будь-яких викидів та утворення завад. Завдяки цьому к.к.д. генератора становить  $\eta = 0,96$ . Це встановлено експериментально як залежність:

$$\eta = \frac{I_{инд}}{I_{сн}}$$

де  $I_{инд} = 24,5A$  – струм індуктора (діюче значення),

$I_{сн} = 25,5A$  – струм споживання генератора (діюче значення).

Експериментальні дані з високою точністю співпадають з розрахованими.

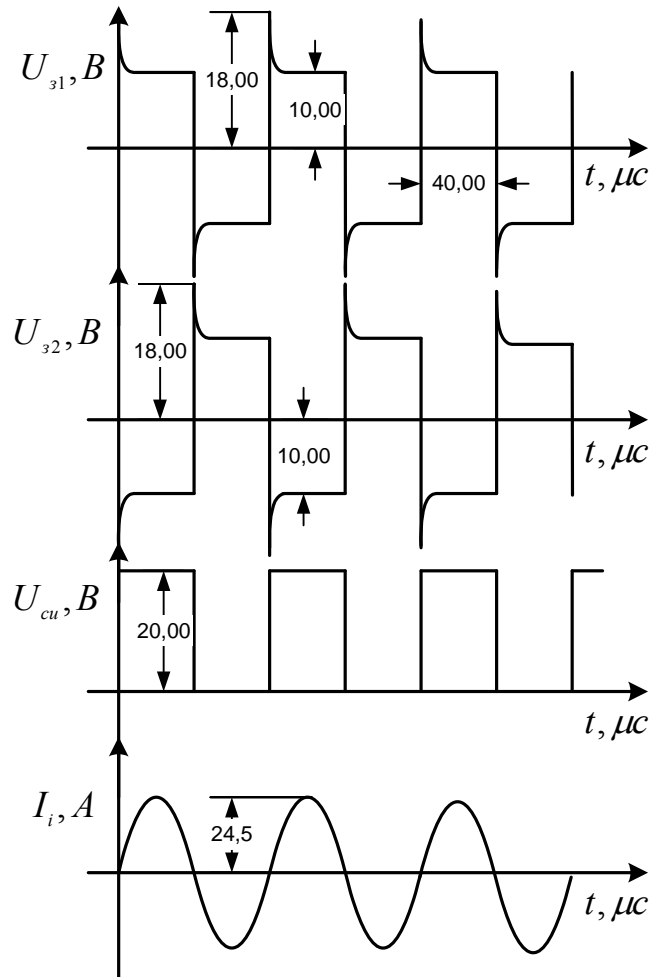


Рисунок 4 – Осцилограми роботи інвертора в характерних точках

### Висновки

Експериментальне випробовування пристрою показало енергозберігаючі можливості та високу екологічність установки. Застосування відомого математичного апарату дозволяє проводити розрахунки з точністю, достатньою для практичного виготовлення індуктора та розробки схеми генератора для нього. Подальшим напрямом наукових досліджень є створення повністю автоматичного апарату для виготовлення зубних протезів з поліпропілену.

### Література

1. Варес Э.Я, Нагурный В.А. Руководство по изготовлению стоматологических протезов и аппаратов из термопластов медицинской чистоты. – Донецк-Львов, 2001. -124 с.
2. [www.darbylab.com](http://www.darbylab.com)
3. Слухоцкий А.Е., Рыскин С.Е. Индукторы для индукционного нагрева. - Л.: Энергия, 1974. – 64 с.
4. Костиков В.Г. и др. Источники электропитания электронных средств. Схемотехника и конструирование / В.Г.Костиков, Е.М.Парфенов, В.А.Шахнов: Учебник для вузов. – М.: Радио и связь, 1998. – 240 с.
5. Степаненко И.П. Основы микроэлектроники: Учебное пособие для вузов. -2-е изд., перераб. и доп. – М.: Лаборатория базовых знаний, 2001. – 488 с.: ил.

|  |   |
|--|---|
| <p>Химчик А.В. <b>Индукционный прибор для плавки стоматологической пластмассы</b><br/>Используя известный математический аппарат, разработан индукционный прибор для плавки полипропилена медицинской чистоты. Приведены результаты расчета индуктора и осциллограммы работы генератора.</p> | <p>Khimtchik A.V. <b>The induction device for fusion the stomatological plastic</b><br/>The known mathematics implement is used, the device for fusion the thermoplastic technopolymer with low crystallinity to be worked. There is result of inductors calculations and oscilogrames of generators operate.</p> |
|--|---|

Надійшла до редакції  
27 квітня 2005 року

УДК 617.55-089-78

## SPECTRALED – НОВЕ ДЖЕРЕЛО ВИПРОМІНЮВАННЯ ДЛЯ КЛІНІЧНОЇ СПЕКТРОСКОПІЇ

*Денисов М.О., Редчук О.О. Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна*

*В роботі розглянуті особливості технічної реалізації багатоканального джерела випромінювання SPECTRALED на базі надлюмінісцентних світловипромінюючих діодів та можливості його застосування в практиці клінічної спектроскопії для ранньої діагностики патологій в дерматології та гінекології*

### Вступ

Оптична спектроскопія є методом, що в останні роки з успіхом застосовується в лабораторній та клінічній практиці в системах оптичної біопсії для мінімально інвазивної діагностики на ранніх стадіях патологій в дерматології та гінекології. Наприклад, у разі визначення раку шийки матки на ранній стадії лікування є ефективним у 70-90% випадків, тоді як при пізньому його визначенні, коли метастази проникли до підслизової та лімфатичних вузлів, лікування є успішним лише у 15-20% випадках. Слід зазначити, що діагностування раку шийки матки традиційними методами є можливим лише на його пізніх стадіях [1].

Використання явищ пружного розсіяння та флуоресценції для оптичної діагностики базується на наявності значних змін у будові на клітинному та субклітинному рівнях, що призводить до зміни спектральних оптичних властивостей біотканин. В попередніх роботах були розглянуті можливості флуоресцентної спектроскопії в гінекології для діагностики диспластичних змін епітелію шийки матки та можливої їх диференціації [2]. Комбінування методів, що базуються на реєстрації *in vivo* спектрів дифузійного розсіяння або відбиття, а також автофлуоресценції біотканин в режимі реального часу, дозволить підвищити ефективність сучасних діагностичних технологій для мінімально інвазивної клінічної медицини [3, 4]. Зазначений метод може використовуватись при регулярних оглядах жінок (особливо вагітних) для запобігання високого ризику розвитку раку шийки матки.

Сучасні клінічні системи оптичної біопсії (СОБ) використовують малорозмірні волоконно-оптичні зонди, які контактують з біотканиною, що досліджується, та можуть застосовуватись як при безпосередньому поверхневому дослі-

дження, так і через інструментальні канали спеціалізованого медичного обладнання [5]. Модуль джерел випромінювання для СОБ зазвичай реалізується на базі будь-якого поліхроматичного джерела випромінювання (дугові лампи) з подальшою спектральною селекцією каналів. Як модуль аналізу інформаційного сигналу (МАІС) в останні роки широко використовуються мініатюрні волоконно-оптичні спектрометри з виведенням сигналу, що несе інформацію про стан біологічного об'єкта (спектри розсіяння або відбиття), на екран монітора персонального комп'ютера.

Завдяки значним досягненням в галузі розробки потужних світловипромінюючих діодів та їх широким впровадженням в новітні наукові розробки, з'явилась можливість створення багатоканальних джерел випромінювання, що є комбінацією індивідуальних квазімонохроматичних джерел випромінювання [6].

В роботі розглянуті особливості технічної реалізації багатоканального джерела випромінювання для широкого спектрального діапазону SPECTRALED на основі надлюмінісцентних світловипромінюючих діодів (СВД) та можливості його використання в практиці клінічної спектроскопії.

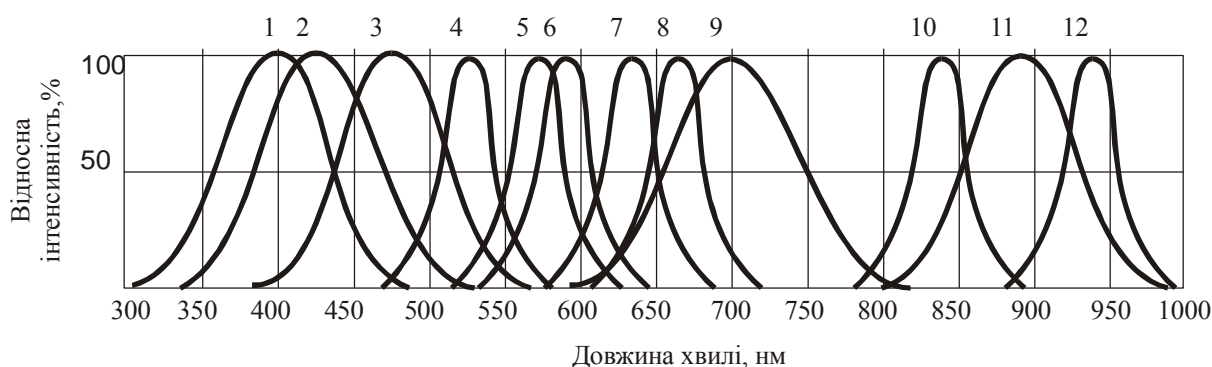
### **Оптична частина**

Джерело SPECTRALED, призначене для застосування в клінічній спектроскопії пружного розсіяння, здійснює опромінювання біотканин, що діагностуються, в декількох (до 12 штук) фіксованих вузьких спектральних піддіапазонах в загальному спектральному діапазоні 400-940 нм (рис. 1). Зазначені спектральні піддіапазони відповідають спектрам випромінювання надлюмінісцентних світловипромінюючих діодів з піковими довжинами хвиль випромінювання  $\lambda_0$  (див. таблицю) та напівшириною спектральних характеристик  $\Delta\lambda = 35-75$  нм. Енергетичні параметри СВД визначались при типовому значенні струму живлення 20 мА (для світлодіода L8506 – для струму 80 мА).

Таблиця - Параметри світловипромінюючих діодів

| <b>Фірма-виробник</b>      | <b>Модель СВД</b> | <b>Матеріал</b> | <b>Довжина хвилі <math>\lambda_0</math>, нм</b> | <b>Сила світла <math>I_0</math>, мкд</b> | <b>Апертура <math>2\theta</math></b> |
|----------------------------|-------------------|-----------------|---|--|--------------------------------------|
| UDT Sensors, Inc.<br>(США) | SL590WCT5         | AllnGaP         | 590   | 2500                                     | 17°                                  |
|                            | SL620WCT5         | GaAsP           | 620   | 3600                                     | 17°                                  |
|                            | SL660WCT5-5       | GaAlAs          | 660   | 2000                                     | 17°                                  |
|                            | IR-840T5          | GaAlAs          | 840   | 60 мВт/ср                                | 30°                                  |
|                            | IR-880T5          | GaAlAs          | 880   | 20 мВт/ср                                | 30°                                  |
|                            | IR-940T5-1        | GaAs            | 940   | 20 мВт/ср                                | 30°                                  |
| Lumex, Inc.<br>(США)       | SSL-LX5093XUSBC   | InGaN/SiC       | 470   | 2500                                     | 10°                                  |
|                            | SSL-LX5095UPGC    | InGaN/SiC       | 525   | 5000                                     | 15°                                  |
|                            | SSL-LX5093XSPGC   | AllnGaP         | 562   | 2500                                     | 10°                                  |
|                            | SSL-LX5093XSYC    | AllnGaP         | 590   | 2500                                     | 10°                                  |
|                            | SSL-LX5093SOC     | AllnGaP         | 610   | 2500                                     | 10°                                  |





|                             |                 |         |     |               |     |
|-----------------------------|-----------------|---------|-----|---------------|-----|
|                             | SSL-LX5093XOC   | GaAsP   | 630 | 2400          | 10° |
|                             | SSL-LX5093XSIC  | AlInGaP | 636 | 2500          | 10° |
|                             | SSL-LX5093XRC/4 | GaAlAs  | 660 | 2500          | 10° |
| BivarOpto, Inc.<br>(США)    | LED5-UV-400-30  | InGaN   | 400 | 350           | 30° |
| Hamamatsu, Inc.<br>(Японія) | L8506           | GaAlAs  | 870 | 120<br>мВт/ср | 10° |
| LEDtronics, Inc.<br>(США)   | Y3KF            | InGaAlP | 595 | 5500          | 30° |
|                             | O3K/O6K         | InGaAlP | 620 | 4500          | 30° |

Рисунок 1 – Спектри випромінювання СВД

Світлодіоди продукують випромінювання з достатньо вузькою діаграмою спрямованості ( $2\theta = 10^\circ\text{-}30^\circ$ ). Інтегровані до складу джерела випромінювання SPECTRALED оптичні системи спряження забезпечують ефективне збирання випромінювання СВД на торцях багатоканальної волоконно-оптичної транспортуючої системи (ВОТС) для подальшого опромінювання біотканин, що діагностуються (Рис. 2).

До складу ВОТС входить центральний приймальний волоконно-оптичний канал, спряжений зі входом модуля аналізу інформативного сигналу на базі волоконно-оптичного спектрометра "БІОСКОП", а також до 12 периферійних каналів

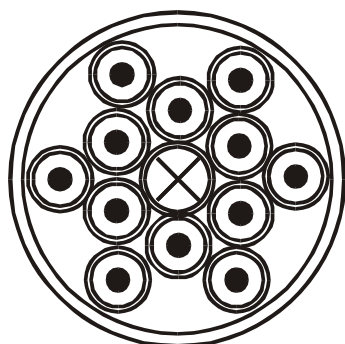


Рисунок 2 – Перетин ВОТС

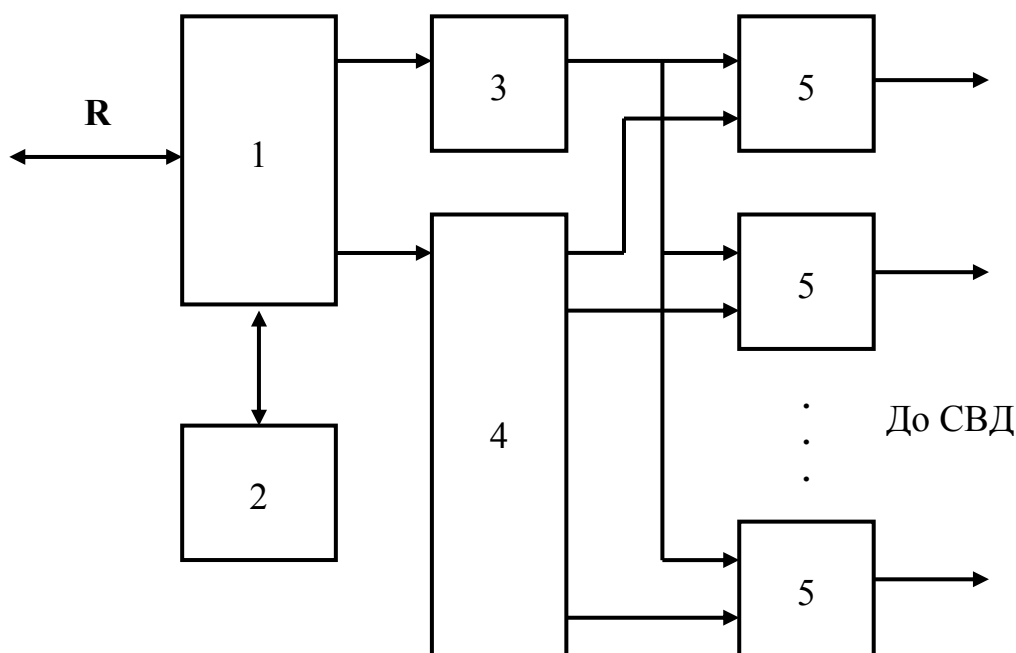
опромінювання біотканини, спряжені з відповідними світлодіодами. Діаметр приймального волокна для максимізації інформаційного сигналу спектрометра становить 600 мкм, тоді як діаметри волокон периферійних каналів варіюються в діапазоні 300-600 мкм та визначаються припустимим загальним діаметром ВОТС для забезпечення її проходження через інструментальний канал спеціалізованого медичного обладнання.

### Електронна частина

Електронна частина джерела випромінювання SPECTRALED являє собою 12-канальне джерело стабілізованого струму з незалежним підключенням кана-

лів та можливістю одночасного для всіх каналів ступінчастого регулювання струму живлення (рис. 3). Зміна струму СВД, селекція каналів, що підключаються, включення та виключення вихідного випромінювання здійснюється як безпосередньо з панелі керування приладом, так і командами від персонального комп'ютера або від спектрометра "БІОСКОП".

|                                |                        |
|--------------------------------|------------------------|
| Напруга живлення, В            | 8..12                  |
| Струм, не більше, мА           | 500                    |
| Кількість незалежних каналів   | 12                     |
| Робочий струм світлодіодів, мА | 5, 10, 20, 30 мА ± 0,1 |
| Канал зв'язку                  | RS232                  |



1 – керуючий процесор; 2 – панель клавіатури та індикації; 3 – джерело опорної напруги; 4 – регістр керування джерелами струму; 5 – стабілізатори струму

Рисунок 3 – Структурна схема електронної частини джерела випромінювання SPECTRALED

Процесор 1 здійснює керування усіма вузлами багатоканального джерела. За командами від клавіатури 2 або командами, що поступають каналом зв'язку RS232, процесор за допомогою вбудованого в нього блоку широтно-імпульсної модуляції (ШІМ) керує вихідною напругою джерела опорної напруги 3. Опорна напруга поступає на усі стабілізатори струму 5, задаючи значення струму через світловипромінюючі діоди. Система дозволяє змінювати значення струму з кроком 0.1 мА. При калібруванні в внутрішній пам'яті процесора записуються коди ШІМ, що відповідають струму 5, 10, 20 та 30 мА.

В залежності від обраних на клавіатурі робочих каналів в регістр 4 записується відповідний код, що подає сигнал блокування на стабілізатори струму каналів, що не були обрані. При ручному керуванні вибір каналів та значення струму СВД здійснюється на панелі приладу, окремими кнопками включаються

та виключаються стабілізатори струму. Для зручності оператора спеціальними кнопками можна вибрати або відключити усі канали разом.

При керуванні через RS232 спектрометр "БІОСКОП" може встановлювати на джерелі випромінювання SPECTRALED довільні комбінації підключення окремих світлодіодів: як поодинокі (для СВД з різними довжинами хвиль випромінювання), так і групами (для однакових типів СВД, для забезпечення необхідного рівня вихідної енергії). Синхронізацією послідовного вибору через відповідні часові інтервали різних комбінацій підключення світлодіодів та їх робочого струму зі спектрометра "БІОСКОП" можна здійснювати в автоматичному режимі задану серію спектральних вимірювань. Для підвищення точності та повторюваності результатів вимірювань джерело випромінювання SPECTRALED в протоколі обміну через RS232 має команду включення СВД тривалістю від 1 до 1000 мс з кроком 1 мс.

Загальний вигляд багатоканального джерела випромінювання SPECTRALED у шестиканальному варіанті виконання представлений на рис. 4.



Рисунок 4 – Шестиканальне джерело випромінювання SPECTRALED

### **Висновки**

Оцінка технічних характеристик та організаційних можливостей багатоканального джерела випромінювання SPECTRALED дозволяє розглядати його в якості універсального джерела випромінювання для клінічної спектроскопії. Значна кількість (до 12) незалежних оптичних каналів з можливістю їх довільного групування та керування їх вихідними характеристиками, а також синхро-

нізація його роботи з волоконно-оптичним спектрометром “БІОСКОП”, дозволяє застосовувати SPECTRALED одночасно як для флуоресцентної спектроскопії, так і для спектроскопії пружного розсіяння, що є особливо важливим при ранній діагностиці патологій в гінекології та дерматології. При цьому шість внутрішніх периферійних каналів ВОТС (рис. 2) використовуються для транспортування до біотканини випромінювання збудження флуоресценції (від 6 синіх СВД), а шість зовнішніх периферійних каналів ВОТС використовуються для спектроскопії пружного розсіяння.

Крім того, конструкція багатоканального джерела випромінювання SPECTRALED передбачає можливість додаткової інсталяції в кожному зі спектральних каналів інтерференційних фільтрів з напівшириною спектральних характеристик пропускання  $\Delta\lambda_{\Phi} = 5 - 10$  нм та коефіцієнтом пропускання  $\tau_{\Phi} = 0.4 - 0.5$ . Завдяки цьому можливим є застосування SPECTRALED в якості джерела випромінювання для калібрування волоконно-оптичних спектрореєструючих приладів, що є перспективним напрямом досліджень.

#### Література

1. Ramanujam N., Follen Mitchell M., Mahadevan-Jansen A., Pitris C., Richards-Kortum R., et al., Detection of cervical pre-cancer using optical spectroscopy // Optical Biopsies, I.J. Bigio, W.S. Grundfest, H. Schneckenburger, K. Svanberg, P.M. Viallet; Eds., Proc. SPIE. - 1996.- V. 2926. - P. 21—22.
2. Денисов М.О., Корольова Т.В., Вдовіна Т.В., Оптичний дистальний інструмент для систем флуоресцентної діагностики в гінекології // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія Приладобудування. – 2005. – Вип. 29. – С. 116-122.
3. Bigio L.J., Boyer J., Johnson T.M., Mourant J.R., Conn R., and Bohorfoush A., Optical diagnostics based on elastic scattering: an update of clinical demonstrations with the Optical Biopsy System//Optical Biopsy and Fluorescence Spectroscopy and Imaging, R. Cubeddu, R. Marchesini, S. Mordon, K. Svanberg, H. Rinneberg, G. Wagnieres; Eds., Proc. SPIE. - 1994. - V. 2324. – P. 46-54.
4. Utz S.R., Sinichkin Y.P., Pilipenko H.A., Fluorescence spectroscopy in combination with reflectance measurements in human skin examination: what for and how // Optical Biopsy and Fluorescence Spectroscopy and Imaging, R. Cubeddu, R. Marchesini, S. Mordon, K. Svanberg, H. Rinneberg, G. Wagnieres; Eds., Proc. SPIE. - 1994. - V. 2324. – P. 125-136.
5. Ono K., Kanda M., Hiramoto J., Yotsuya K., and Sato N., Fiber optic reflectance spectrophotometry system for in vivo tissue diagnosis // Applied Optics. - 1991. - V. 30, No.1. - P. 98-105.
6. Денисов М.О., Дец С.М., Корольова Т.В., Кравченко І.В., Редчук О.О. Багатоканальне джерело випромінювання для флуоресцентної діагностики біотканин // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія Приладобудування. – 2002. – Вип. 24. – С. 129-133.

Денисов Н.А., Редчук А.А. **SPECTRALED – новый источник излучения для клинической медицины**

В работе рассматриваются особенности технической реализации многоканального источника излучения SPECTRALED на базе сверхлюминисцентных светоизлучающих диодов и возможности его применения в практике клинической спектроскопии для ранней диагностики патологий в дерматологии и гинекологии

Denisov N.A., Redchuk A.A. **A new source SPECTRALED for clinical medicine**

The special features of technical realization of multichannel source SPECTRALED based on superluminescent light emitted diodes have been examined. The possibilities of its application for clinical spectroscopy in dermatology and gynecology for early cancer diagnosis have been considered too

Надійшла до редакції  
18 липня 2005 року

УДК 681.784

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДУ ПОСЛІДОВНОЇ РОГІВКОВОЇ ТОПОГРАФІЇ

*Чиж І. Г., Сокурєнко В. М., Баранєнко І. В. Національний технічний університет України  
"Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна*

*На експериментальній установці, що моделює роботу методу послідовної рогівкової топографії, проведені дослідження з фізичними імітаторами рогівки ока людини у вигляді сфер з відомими радіусами. Зроблені висновки про ефективність роботи алгоритму відновлення форми поверхні імітатора рогівки та дієздатність методу*

### **Вступ**

Якісна корекція стану зорової системи людини за допомогою контактних лінз або хірургічного втручання потребує комплексної діагностики ока. Необхідним етапом цієї діагностики є вимірювання форми передньої поверхні рогівки.

Переважає більшість приладів для визначення форми передньої поверхні рогівки базується на аналізі зображення тест-об'єктів, відбитих рогівкою як дзеркалом. Тестовими об'єктами найчастіше є концентричні кільцеві випромінювачі. Ця технологія є відносно новою, проте в її основу покладено декілька припущень і обмежень [1 - 4]. Принциповим є припущення про те, що промінь, який виходить з будь-якої точки тестового об'єкта, промінь, відбитий рогівкою, та оптична вісь поверхні рогівки належать одній площині. Поява в останні роки топографів з радіальними об'єктами дозволяє усунути цей недолік, проте не повністю. Крім того, в особливих випадках зображення сусідніх кілець можуть перекриватися, що робить неможливим аналіз даних в таких ділянках рогівки при побудові карти висот або рефракції. Як наслідок – наявність на картах областей з невизначеними параметрами.

З метою вдосконалення існуючої методики в попередній праці було запропоновано удосконалений метод послідовної рогівкової топографії, сутність якого полягає у використанні системи точкових джерел, записі відбитих рогівкою зображень, визначенні координат центрів зображення кожного джерела та відновленні форми передньої поверхні рогівки за допомогою залучення оптимізаційного математичного апарату [5]. Важливими перевагами запропонованого методу є відсутність припущень щодо розташування падаючого і відбитого променів та оптичної осі в одній площині; повне урахування аберацій як поверхні рогівки, так і оптичної системи приладу в цілому; визначення координат центрів зображень точкових джерел випромінювання за розподілом енергії у відповідних світлових плямах з урахуванням кінцевого розміру отвору апертурної діафрагми.

Метою даної роботи є експериментальне підтвердження або спростування дієздатності запропонованого методу рогівкової топографії.

### **Постановка задачі**

Задачі роботи полягають у попередньому експериментальному дослідженні

основних функціональних можливостей методу та перевірки ефективності розробленого алгоритму.

Для досягнення поставлених задач була розроблена експериментальна установка, яка фізично моделює функціонування методу; вибраний імітатор передньої поверхні рогівки ока з наперед відомими параметрами та розроблена комп'ютерна програма, що забезпечує проведення вимірювань і аналіз результатів.

### Методика експериментальних досліджень

Для формування висновків щодо дієздатності методу необхідно провести порівняння з дійсним станом, результати відновлення форми поверхні імітатора рогівки отримані експериментально. Вхідними даними для такого відновлення (окрім конструктивних параметрів експериментальної установки) є зображення точкових джерел випромінювання, сформовані у площині приймача зображення.

Послідовність дослідження полягає у записі відеокадрів із зображеннями точкових джерел при різних значеннях форми поверхні імітаторів рогівки з фіксацією на декількох віддаленнях від площини точкових джерел; визначенні за допомогою програми форми поверхні імітатора; порівнянні відновлених значень з дійсними та аналіз похибок відновлення.

Функціональна схема розробленої та виготовленої експериментальної установки показана на рис. 1. Конструктивно установка базується на офтальмологічному столику щільової лампи ЩЛ-2Б. Для забезпечення функціонування установки та виконання розрахунків була створена відповідна комп'ютерна програма.

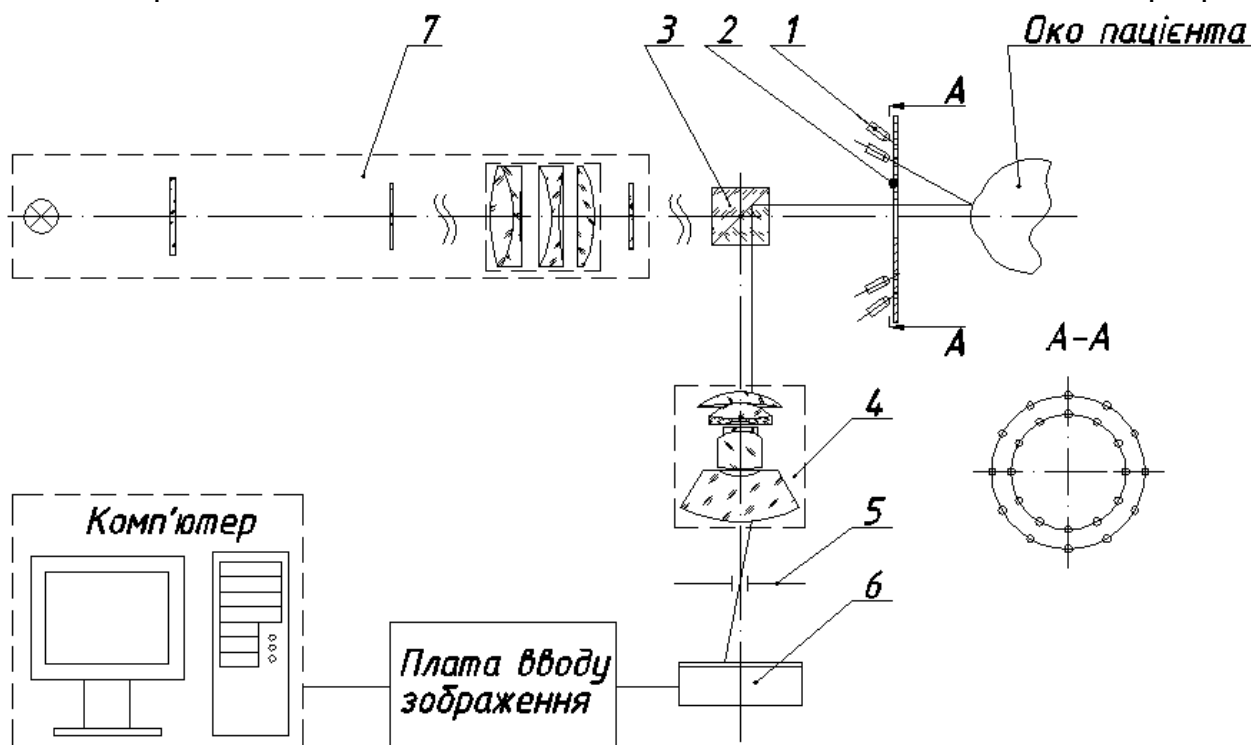


Рисунок 1 – Функціональна схема експериментальної установки

Як джерела випромінювання в цій установці використовується набір інфрачервоних світлодіодів АЛ-107Б з робочою довжиною хвилі випромінювання  $\lambda=0,95$  мкм (поз. 1) з розташованими перед ними діафрагмами, отвори яких мають діаметр 1 мм (поз. 2).

Питання щодо оптимального положення точкових джерел та форми поверхні розташування випромінювачів потребують додаткових досліджень і в даній роботі не розглядаються. Допитливому читачу можемо рекомендувати працю [6], якій теоретично обґрунтовується оптимальна форма поверхні концентричних тест-об'єктів.

В попередній праці [5] було зазначено, що для математичного відновлення сферичної поверхні рогівки достатньо мати щонайменше 3-4 джерела. В даній установці використовується 24 випромінювача, які розташовані одній площині симетрично вздовж двох кіл ( $R_1 = 15$  мм,  $R_2 = 21,5$  мм). Номінальна відстань від площини з діафрагмами до передньої поверхні рогівки становить 30 мм.

Установка дозволяє проводити вимірювання як з імітаторами рогівки, так і з оком людини. Цим обумовлена наявність в схемі системи фіксації погляду пацієнта (поз. 7) та світлоподільвача (поз. 3). В вимірному каналі використовується фотографічний об'єктив Юпітер-12 ( $f' = 35$  мм;  $D/f' = 1:2,8$ ;  $2\omega = 63^\circ$ ), що серійно випускається промисловістю (поз. 4). Випромінювання від світлодіодів 1, обмежене системою „точкових” діафрагм 2, відбиваючись рогівкою як дзеркалом, формує за передньою поверхнею рогівки уявне зображення точкових джерел. Об'єктив 4 переносить це зображення в площину телевізійної камери.

Для зменшення впливу позовжніх зміщень ока пацієнта на результати визначення форми поверхні рогівки в схемі використаний телецентричний хід променів між об'єктивом і оком пацієнта. Паралельний хід головних променів перед об'єктивом забезпечується встановленням апертурної діафрагми (поз. 5) з діаметром отвору біля 0,5 мм в задній фокальній площині об'єктива.

Реєстрація зображень тест-об'єктів здійснюється чорно-білою ПЗЗ-камерою (поз. 6). Кадр зображення, відзнятий камерою, через плату вводу зображення потрапляє до комп'ютера для подальшої обробки та формування результатів вимірювання. З метою виключення впливу похибок встановлення приладу відносно ока пацієнта та мікрорухів ока експериментальні дослідження проводилися на імітаторах рогівки – металевих кульках з відомими значеннями радіусів (визначеними контактним способом з похибкою – 0,01 мм).

Проведенню безпосередніх досліджень передують процедура позиціонування імітатора рогівки у вертикальному і горизонтальному напрямках, а також встановлення необхідної робочої відстані між імітатором і площиною діафрагм. Для цього використовуються елементи управління офтальмологічним столиком та відеозображення інфрачервоних світлодіодів. Далі за командою оператора проводиться запис кадру зображення точкових джерел (рис. 2). Процедура повторюється багаторазово (25 разів) з кульками різних радіусів. В проведених експериментах було використано 5 кульок з радіусами, які практично повністю охоплюють можливий діапазон радіусів рогівки людини: 4,75; 6,35; 7,15; 8,715 і 9,92 мм. Вимірювання проводились при трьох різних відстанях від площини

точкових діафрагм до кульки 25, 30 і 35 мм.

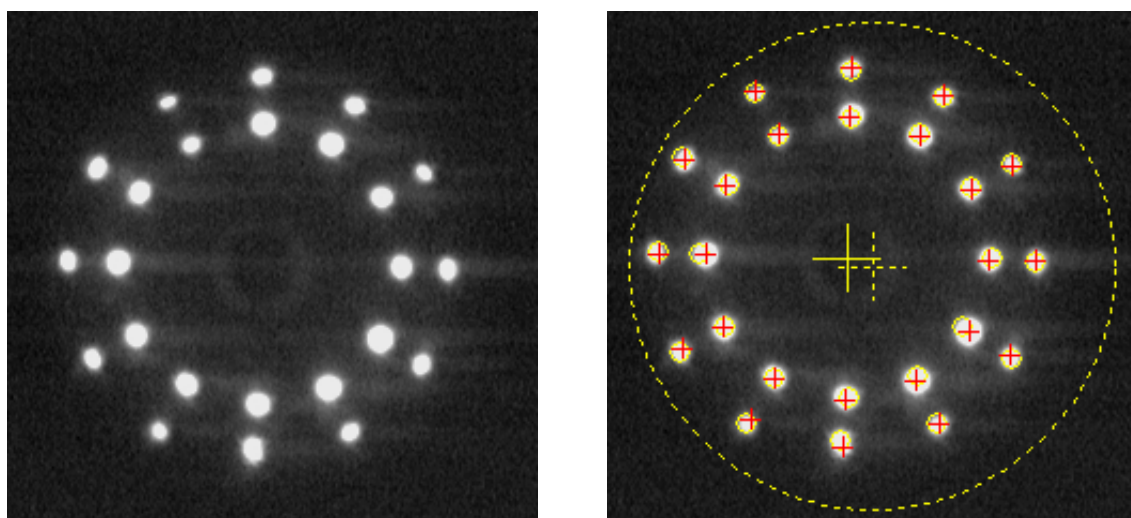


Рисунок 2 – Зображення точкових джерел до (ліворуч) та після (праворуч) обробки. Хрестиками показані відновленні алгоритмом положення світлових плям

Наступні дії здійснювалися програмою автоматично:

- Попередня обробка кадру зображення (фільтрація, переведення до градацій сірого, сегментація).
- Уточнення положення світлових плям.
- Формування математичної моделі установки із занесенням конструктивних параметрів установки.
- Запуск оптимізатора, в основі якого закладено алгоритм демпфованого методу найменших квадратів (параметрами оптимізаційної моделі є параметри поверхні рогівки, а функціями – відхилення координат центру світлових плям).
- Аналіз та відображення результатів.

### Результати експериментальних досліджень

Порівняльний аналіз значень відновлених радіусів кульок з відомими значеннями цих величин вказує на наявність розбіжності результатів. Як видно з табл. 1, похибки відновлення мають як систематичний, так і випадковий характер. Проте, значення похибок знаходяться в межах, прийнятних для офтальмологічної практики (похибка вимірювання радіуса рогівки переважної кількості сучасних кератометрів становить 0,01 мм). Основними причинами появи похибок, на нашу думку, є шуми та низька роздільна здатність ПЗЗ-камери, вплив фонового засвітлення тощо.

На прикладі рис. 3 представлені результати вимірювань з одним із фізичних імітаторів. Загалом розподіл результатів вимірювань наближається до нормального (рис. 4).



Таблиця 1 - Оброблені результати вимірювань

| Параметр                        | Значення параметрів для кульки з радіусом [мм] |        |        |        |        |
|---------------------------------|--|--------|--------|--------|--------|
|                                 | 4,75   | 6,35   | 7,15   | 8,72   | 9,92   |
| Робоча відстань 25 мм           |  |        |        |        |        |
| Середнє арифметичне, мм         | 4,761  | 6,336  | 7,157  | 8,692  | 9,937  |
| Середньоквадратична похибка, мм | 0,02   | 0,027  | 0,023  | 0,03   | 0,024  |
| Систематична похибка, мм        | 0,011  | -0,014 | 0,007  | -0,023 | 0,017  |
| Макс. відносна похибка, %       | 1,154  | 1,165  | 0,697  | 0,802  | 0,589  |
| Робоча відстань 30 мм           |  |        |        |        |        |
| Середнє арифметичне, мм         | 4,778  | 6,371  | 7,145  | 8,662  | 9,947  |
| Середньоквадратична похибка, мм | 0,035  | 0,023  | 0,024  | 0,037  | 0,03   |
| Систематична похибка, мм        | 0,028  | 0,021  | -0,005 | -0,053 | 0,027  |
| Макс. відносна похибка, %       | 1,672  | 1,216  | 0,766  | 1,496  | 0,757  |
| Робоча відстань 35 мм           |  |        |        |        |        |
| Середнє арифметичне, мм         | 4,789  | 6,353  | 7,127  | 8,693  | 9,915  |
| Середньоквадратична похибка, мм | 0,032  | 0,025  | 0,026  | 0,026  | 0,045  |
| Систематична похибка, мм        | 0,039  | 0,003  | -0,023 | -0,022 | -0,005 |
| Макс. відносна похибка, %       | 2,147  | 0,717  | 1,276  | 0,801  | 1,018  |

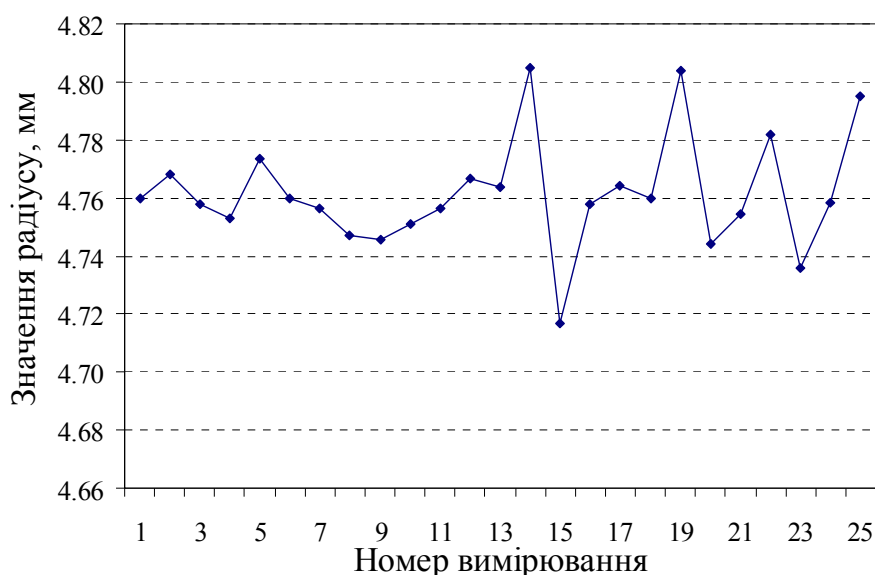


Рисунок 3 – Часова стабільність результатів вимірювань для одного з імітаторів рогівки

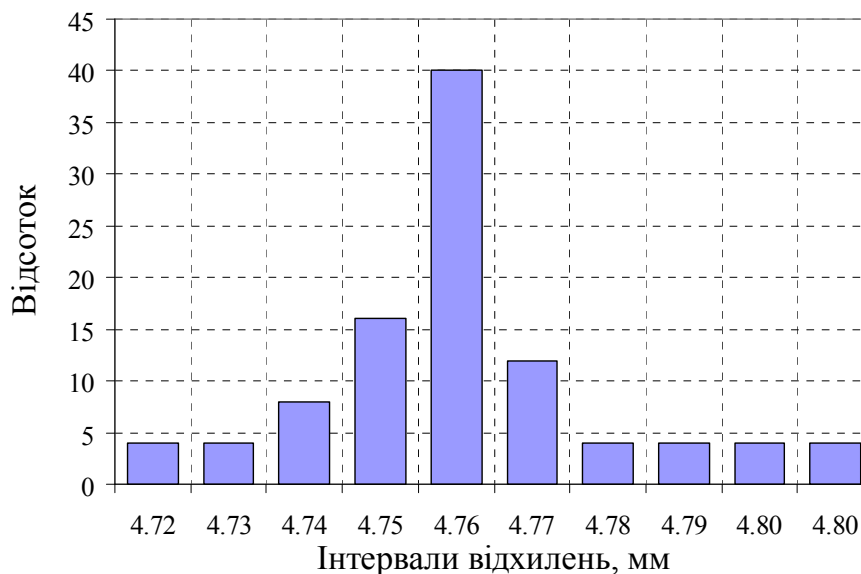


Рисунок 4 – Гістограма розподілу результатів вимірювань для одного з імітаторів рогівки

### Висновки

1. Результати експериментальних досліджень методу послідовної рогівкової топографії на сферичних моделях рогівки повністю підтвердили дієздатність методу та ефективність розробленого алгоритму.

2. В діапазоні вимірювань радіусів рогівки від 5 до 10 мм систематична похибка не перевищує 0,053 мм, СКВ – 0,045 мм, а максимальна відносна похибка – 2,15%.

3. Метод є чутливим до встановлення робочої відстані і положення площини зображень. Це потребує використання в приладі ефективного пристрою попереднього поздовжнього встановлення приладу на фіксованій відстані від рогівки.

4. Подальші зусилля доцільно направити на дослідження методу з більш складними моделями рогівки, а саме – асферичними та представленими коефіцієнтами Церніке.

### Література.

1. R.A. Applegate, R.Nunez, J.Buettner, and H.C. Howland. How accurately can videokeratographic systems measure surface elevation? // *Optom. Vision Sci.* – 1995. – Vol. 72. – P. 785-792.
2. R.L. Schultze Accuracy of corneal elevation with four corneal topography systems // *J. Refract. Surg.* – 1998. – Vol. 14. – P. 100-104.
3. A.Guirao and P.Artal. Corneal wave aberration from videokeratography: accuracy and limitations of the procedure // *J. Opt. Soc. Am. A.* – 2000. – Vol. 17. – P. 955-965.
4. Richard H. Rand, ScD, Howard C. Howland, PhD, and Raymond A. Applegate, OD, PhD, FAAO. Mathematical Model of Placido Disk Keratometer and Its Implications for Recovery of Corneal Topography // *Optometry and Vision Science.* – 1997. – Vol. 74. – № 11. – P. 926-930.
5. Сокурєнко В.М. Метод послідовної рогівкової топографії // *Вісник НТУУ “КПІ”. Приладобудування.* – 2005. – № 29. – С. 94-102.
6. Damian Siedlecki, Henryk Kasprzak. New shape of a videokeratometric illuminator // *Optica Applicata.* – 2002. – Vol. XXXII. – № 4. – P. 665-672.

Чиж І. Г., Сокурєнко В. М., Бараненко І. В. | Chyzh I. H., Sokurenko V. M., Baranenko I. V.

|  |  |
|--|--|
| <b>Экспериментальное исследование метода последовательной роговичной топографии</b><br>На экспериментальной установке, моделирующей функционирование метода последовательной роговичной топографии, проведены исследования с физическими имитаторами роговицы глаза человека в виде сфер с известными радиусами. Сделаны выводы об эффективности работы алгоритма восстановления формы поверхности роговицы и дееспособности метода. | <b>Experimental investigation of the consecutive corneal topography method</b><br>Investigations with spherical physical models of a human cornea were carried out on the experimental setup modeling the consecutive corneal topography method. The conclusions are presented concerning the efficiency of the corneal surface reconstruction algorithm and capabilities of the method. |
|--|--|

Надійшла до редакції  
10 червня 2005 року

УДК 617.55-089-78

## ДИФЕРЕНЦІАЦІЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ОПТИЧНОЇ БІОПСІЇ В ГІНЕКОЛОГІЇ

<sup>1</sup>)Корольова Т.В., <sup>2</sup>)Іоффе С.Є., <sup>2</sup>)Суханова А.А. <sup>1</sup>)Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут"; <sup>2</sup>)Київська медична академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, м. Київ, Україна

*В роботі розглянуті можливості диференціації диспластичних змін епітелію шийки матки за результатами in vivo флуоресцентної діагностики з метою визначення ділянок слизової для взяття традиційної біопсії у вагітних жінок*

### Вступ

Охорона здоров'я матері та дитини є одним з пріоритетних напрямків медицини. На сучасному етапі розвитку клінічної медицини актуальною є проблема ранньої діагностики можливих патологій в гінекології, серед яких дисплазія епітелію шийки матки є найбільш розповсюдженим захворюванням у жінок репродуктивного віку. При пізньому діагностуванні цієї патології та при відсутності належного лікування вона з часом, у переважній кількості випадків, призводить до утворення злоякісних пухлин.

Для діагностики патологій епітелію шийки матки лікарі-гінекологи зазвичай користуються традиційними методами: кольпоскопією, кольпоцервікоскопією, гістологічними дослідженнями, цитологією. Гістологічні дослідження є найбільш достовірним діагностичним методом (так званий "золотий стандарт"), але при безприцільних біопсіях, які роблять на підставі візуальних спостережень, у до 26% хворих не вдається виявити злоякісну пухлину шийки матки на ранніх стадіях. Крім того, в разі обстеження пацієток з різними строками вагітності, біопсійна травма може ускладнити гестаційний період: сприяти розвитку запальних процесів генітального тракту і, навіть, спровокувати зрив вагітності.

### Методика та апаратура

Флуоресцентна діагностика, яка базується на відмінностях спектрів власної флуоресценції (автофлуоресценції) незміненої слизової та морфологічно зміне-

них її ділянок, є сучасним малоінвазивним методом клінічної *in vivo* діагностики (“оптична біопсія”) ранніх стадій диспластичних змін епітелію шийки матки, які можуть переродитись в онкологічні захворювання.

Методика флуоресцентної діагностики, відпрацьована в клінічних умовах в період 2001-2004 рр., сприяла можливості верифікації в режимі реального часу діагнозу дисплазії епітелію шийки матки на етапі, що передує взяттю традиційної біопсії [1].

Науково-дослідною лабораторією медичного приладобудування кафедри ООЕП НТУУ “КПІ” було створено систему флуоресцентної діагностики в гінекології [2] (рис.1). Як джерело збудження флуоресценції біотканин використовується напівпровідниковий InGaN-лазер (1) з довжиною хвилі випромінювання  $\lambda_0 = 473$  нм. Волоконно-оптична транспортуюча система (ВОТС) (2) організаційно містить два канали: канал збудження флуоресценції, призначений для транспортування випромінювання від джерела світла до біотканини, та приймальний канал, призначений для транспортування випромінювання флуоресценції від біотканини до спектрального реєструючого приладу. Конструктивно ВОТС представляє собою гінекологічний дистальний інструмент ГІД-2 з пакетним розташуванням конічного оптичного накінцевика КН-1 та приймального кварцевого волокна діаметром 600 мкм і довжиною 3 м. Випромінювання флуоресценції реєструється волоконно-оптичним спектрометром S2000 (Ocean Optics Inc., США) (3). Спектри флуоресценції в режимі реального часу спостерігались на моніторі комп'ютера (4).

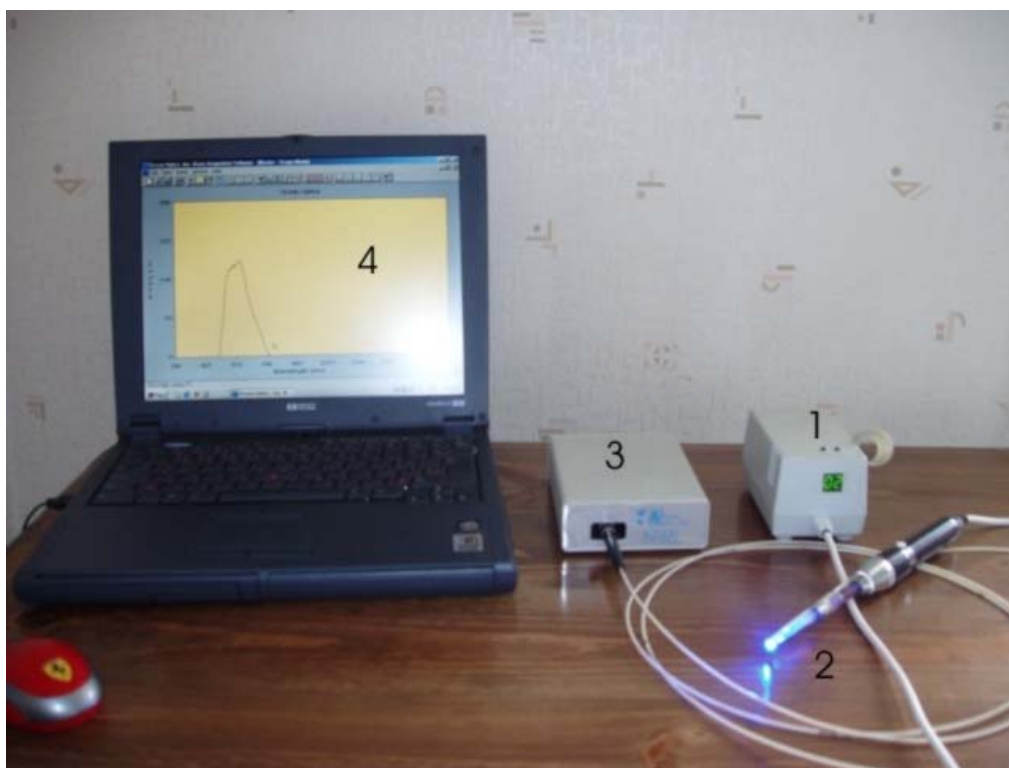


Рисунок 1 – Система флуоресцентної діагностики в гінекології

### Диференціація результатів оптичної біопсії

Дослідження проводились в 2004-2005 р.р. на кафедрі гінекології № 3 Київської медичної академії післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика. Особливістю цих досліджень було те, що переважна більшість пацієток мала термін вагітності від 7 до 31 тижня в поєднанні з попереднім діагнозом (визначався кальпоскопією) дисплазії епітелію шийки матки.

Методом флуоресцентної діагностики диспластичні зміни епітелію шийки матки класифікувалися з урахуванням критеріїв оптичної диференціації, в якості яких використовувались обчислювальні коефіцієнти  $k_1$  та  $k_2$ . Коефіцієнт  $k_1 = I_0/I_i$  ( $I_0$  та  $I_i$  – інтенсивності автофлуоресценції на довжині хвилі 545 нм від нормальної та ураженої дисплазією ділянок епітелію, відповідно) вже застосовувався авторами в попередніх дослідженнях з метою диференціації можливих патологій шийки матки. Коефіцієнт  $k_2 = I_i(600)/I_i$ , де  $I_i(600)$  – інтенсивність автофлуоресценції ураженої ділянки шийки матки на довжині хвилі флуоресценції ендogenous порфірину IX ( $\lambda \sim 600$  нм), був запропонований для більш чіткої диференціації патогенних ділянок біотканин. Гістологічні дослідження, проведені за результатами флуоресцентної діагностики з наступним взяттям прицільної біопсії, дають підстави розглядати ділянки епітелію шийки матки, для яких виконується умова  $k_2 > 1$ , як потенційно схильні до малігнізації.

На рис. 2, 3 наведені найбільш характерні види спектрів флуоресценції для випадків тяжких форм дисплазії епітелію шийки матки. Нульові криві характеризують спектри флуоресценції від неушкоджених ділянок слизової. На рис.2 зафіксовано спектри флуоресценції пацієнта з тяжкою дисплазією (ступінь 3в) з переходом в інвазивний рак напередодні операції в Київському онкодиспансері.

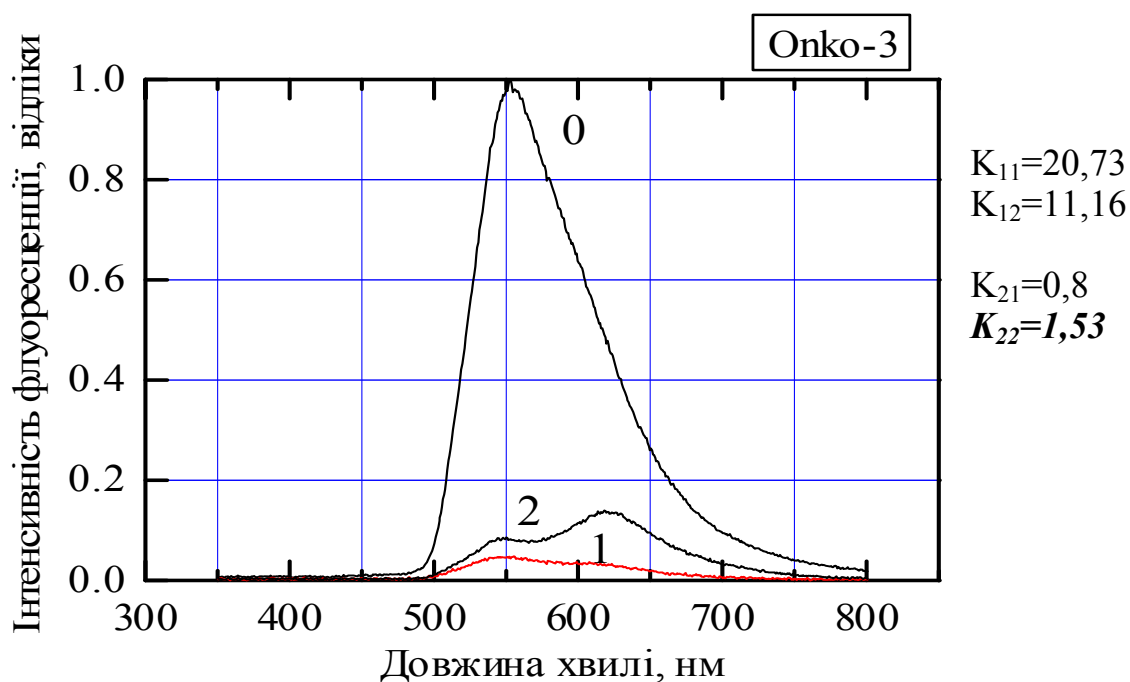
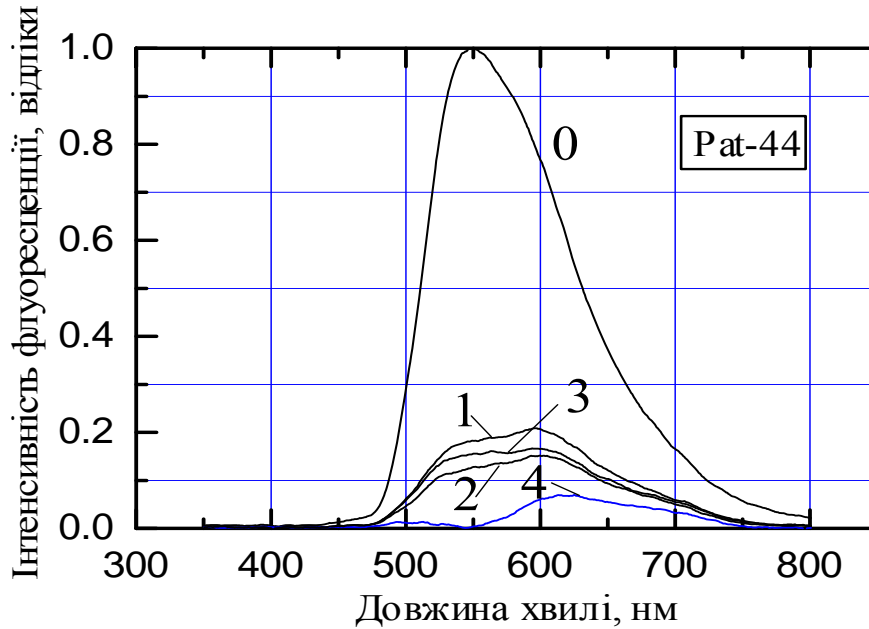


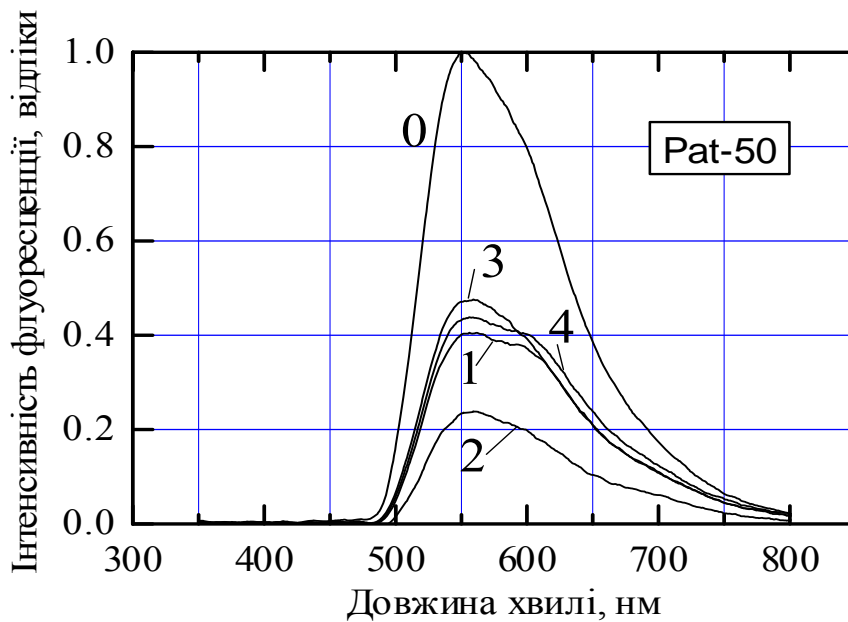
Рисунок 2 – Спектри флуоресценції ділянок шийки матки з тяжкою дисплазією

На рис. 3а і 3б наведено спектри флуоресценції пацієнта з тяжким ступінем дисплазії й підозрою на інвазивний рак *in situ*, отримані з тих самих ділянок шийки матки з інтервалом у два місяці. Протягом цього терміну проводилося консервативне лікування захворювання. Результати оптичної біопсії дають підставу стверджувати, що стан пацієнта після проведеного лікування значно покращився, чому в значному мірі сприяло раннє встановлення діагнозу.



$K_{11}=5,52$   
 $K_{12}=8,06$   
 $K_{13}=7,46$   
 $K_{14}=11,16$   
  
 $K_{21}=1,15$   
 $K_{22}=1,22$   
 $K_{23}=1,02$   
 $K_{24}=4,53$

а)



$K_{11}=2,5$   
 $K_{12}=4,4$   
 $K_{13}=2,1$   
 $K_{14}=2,3$   
  
 $K_{21}=0,99$   
 $K_{22}=0,89$   
 $K_{23}=0,85$   
 $K_{24}=0,95$

б)

Рисунок 3 – Спектри флуоресценції досліджуваних ділянок шийки матки до (а) і після (б) консервативного лікування тяжкого ступеню дисплазії

## Висновки

Можливість диференціація результатів оптичної біопсії дозволяє підвищити точність діагностування ступеней тяжкості диспластичних змін епітелію шийки матки. Це надає можливості не тільки мінімізувати кількість традиційних біопсій, але й зробити їх біцльш “прицільними”. Цей фактор є суттєвим у гінекології, тому що заживлення ушкоджень, які утворюються при взятті традиційних біопсій, може ускладнюватись інфікуванням, утворенням стриктури, або сприяти прогресуванню генітального ендометріозу.

Проведення флуоресцентної діагностики пацієнток з вагітністю виключає негативний вплив на їх стан біопсійної травми. Крім того, оптична біопсія, зважаючи на її неінвазивний характер, може виконуватись через незначні проміжки часу при планових профілактичних оглядах вагітних жінок, що дозволяє не тільки спостерігати перебіг хвороби під час всієї вагітності, але й результативність призначеного консервативного лікування.

Подальші дослідження можливостей оптичної біопсії в гінекології, на думку авторів, мають бути спрямовані на створення апаратури та дослідження методу спектроскопії пружного відбиття біотканин жіночих репродуктивних органів. Цей метод дозволить доповнити метод флуоресцентної діагностики з метою отримання більш точної та повної інформації щодо локалізації можливих патологій та їх диференціації.

## Література

1. Корольова Т.В., Вдовіна Т.В., Іоффе С.Є. Флуоресцентна діагностика в гінекології // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія Приладобудування. - 2003. - Вип.25. - С.143-147.
2. Денисов М.О., Корольова Т.В., Вдовіна Т.В. Оптичний дистальний інструмент для систем флуоресцентної діагностики в гінекології // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія Приладобудування. - 2005. - Вип.29. - С.116-122.

Королева Т.В., Иоффе С.Е., Суханова А.А.  
**Дифференциация результатов оптической биопсии в гинекологии**

В работе рассмотрены возможности дифференциации диспластических изменений эпителия шейки матки по результатам *in vivo* флуоресцентной диагностики с целью точного определения участков слизистой для взятия традиционной биопсии у беременных женщин

Koroleva T.V., Ioffe S.E., Sukhanova A.A.  
**Differentiation of optical biopsy results in gynecology**

*In vivo* fluorescence diagnosis possibilities for dysplastic lesions differentiation of cervix epithelium have been considered. The goal of fluorescence diagnosis was the precise determination of mucosa areas for routine biopsy taking of pregnant women

Надійшла до редакції  
30 липня 2005 року

УДК 615.832.97 + 615.471

## ОБГРУНТУВАННЯ ВИБОРУ ПАРАМЕТРІВ КРІОАПЛІКАТОРІВ

Смирнов Г.Ф., Леценко В.М., НВФ “Пульс”, м.Київ, Україна

В роботі йдеться про дослідження параметрів нової кріохірургічної апаратури, яка ви-

користується для лікування онкологічних захворювань

### Вступ. Постановка задачі

В останні роки у медичній практиці широкий розвиток одержало застосування наднизьких температур при оперативному хірургічному втручанні в процесі лікування онкологічних захворювань різних органів людини. Показано, що при цьому досягаються значні позитивні результати, які неможливі при застосуванні інших альтернативних методик [1, 2]. Однак існуюча кріохірургічна техніка в багатьох випадках далека від досконалості й потребує наявності чітких технічних вимог. Існуючий рівень розуміння того, що потрібно робити в цьому напрямку, далекий від досконалості. Цьому питанню й присвячена ця стаття. У ній автори пропонують підхід до названої проблеми й деякі попередні міркування на шляху її рішення.

Як і в будь-якому іншому випадку, для того щоб відповісти на запитання, що краще, потрібно визначитися з тим, що прийняти за критерій. На жаль, на сьогодні, як в Україні, так і за кордоном відсутні конкретні нормативні вимоги до параметрів кріохірургічної техніки. Сформулюємо їх:

1. Висока холодильна потужність – здатність досягнення мінімальної температури робочої поверхні кріоінструменту, який знаходиться в тепловому контакті із органом, що підлягає заморожуванню на рівні мінус 180<sup>0</sup>С і нижче.

2. Можливість задавання, досягнення та утримання з високою точністю температури кріодії на будь-якому температурному рівні з робочого діапазону температур.

3. Забезпечення вимірювання з високою точністю реальної температури кріодії.

4. Наявність широкого набору змінних кріоінструментів та аплікаторів.

5. Автоматичне управління процесами кріодії.

6. Висока надійність, безпечність, простота та зручність в експлуатації.

7. Економічність – низька споживана потужність, оптимальні витрати кріоагенту.

Низка перерахованих критеріїв у деякій мірі є взаємо-суперечливими, тому необхідно визначитись, як забезпечити такі умови, за якими всі критерії будуть врахованими. Skorистаємося наступними вихідними міркуваннями. Нехай ми маємо декілька критеріїв якості різної розмірності, різного фізичного сенсу та змісту. Позначимо їх у такий спосіб:

$$M_1; \dots; M_I; \dots; M_{0I} \dots$$

Тут:  $M_1; \dots; M_I; \dots; M_{0I} \dots$  - це розмірні значення 1-го,  $I$ -го, і т.д. критеріїв; а також деяких значень цих же критеріїв при деякій відомій «нуль»-умові існування цих же критеріїв. Тоді може бути сформований якийсь загальний критерій якості  $Z$ , що поєднує всі окремі критерії, якщо мати або одержати якісь відносні (безрозмірні) оцінки «значимості» цих окремих критеріїв:  $g_1; \dots; g_I; \dots$ . Вказаний вище критерій  $Z$  визначається в такий спосіб:

$$Z = g_1 \times \frac{M_1}{M_{01}} + g_2 \times \frac{M_2}{M_{02}} + \dots + g_I \times \frac{M_I}{M_{0I}} + \dots = \sum_1^N g_I \frac{M_I}{M_{0I}} \quad (1)$$



Тобто, якщо існує можливість розрахувати кожний окремий критерій та його величину при деякій «нуль»-умові, то з'являється можливість розрахувати і загальний критерій  $Z$ , при знайдених або приблизно оцінених значеннях  $g$ . Це значить, що у будь-якому випадку необхідно визначати залежності окремих критеріїв від основних і допоміжних параметрів (режимних, геометричних, фізичних, технологічних тощо).

Таким чином, у кожному конкретному випадку потрібно знати вищезгадані залежності. На жаль, в цьому також є свої проблеми. Тому розглянемо деякі з найбільш важливих вищезазначених окремих критеріїв і відповідних їм підзадач.

### **Дослідження конструктивних параметрів кріоаплікаторів**

Отже, проаналізуємо вплив різних внутрішніх конструктивних параметрів кріоаплікаторів на їх найбільш важливі характеристики, а саме:

- досягнення мінімальної температури зовнішньої поверхні кріоаплікатора при одночасному досягненні необхідної рівномірності розподілу температур по всій зовнішній поверхні;
- досягнення малих витрат кріоагенту в процесі заморожування біологічної тканини.

Відзначимо, що ефективне рішення цих завдань, як показав досвід [4, 5, 6], досягається в першу чергу при використанні розгалуженої системи внутрішніх каналів в кріоаплікаторі з одночасним введенням в них пористих структур.

З погляду технології, найбільш зручними й оперативно реалізованими є металоволокнисті пористі структури, які характеризуються наступними параметрами:

- проникність;
- пористість;
- заповнюваність пористою структурою каналів;
- число каналів, їх розміри та інше.

Не важко показати, що деякі з вищевказаних параметрів мають неоднозначний вплив на зазначені вище окремі критерії. Візьмемо, наприклад, проникність пористої структури. З одного боку, чим більше ця величина, тим менше гідравлічний опір пористої структури, тобто менші енергетичні ресурси, які витрачаються на прокачування кріоагента, проте з іншого боку – тим менше захоплення зрідженого кріоагента пористою структурою, тобто більші її втрати. Таким чином, існує якесь оптимальне значення цього параметра, при якому досягається найкраще сполучення зазначених якостей. Це ствердження відноситься, очевидно, і до інших шуканих параметрів, таких як число каналів охолодження, розміри їхніх поперечних перерізів, параметри пористої структури тощо.

Розглянемо на окремому прикладі підхід до рішення подібних завдань.

Вважаємо, що заданими і відомими є:

1. Тип кріоагента, режим його роботи (тиск кипіння) і, як наслідок, його властивості.
2. Конструкційний матеріал, з якого виготовляється сам кріоаплікатор і його властивості.

3. Зовнішні розміри кріоаплікатор, які визначаються з медичних вимог і умов застосування.

Приймаємо, що внутрішня конфігурація кріоаплікатора являє собою систему розгалужених каналів прямокутного перетину, частково заповнених метало-волоконистою пористою структурою.

Пориста структура виконує наступні функції:

- сприяє надійному утриманню рідкої фази кріоагенту;
- допомагає захопленню краплинної рідини, яка може викидатись із пористої структури при кипінні кріоагента, тобто забезпечує мінімізацію витрат кріоагента;

- забезпечує ефективний і стійкий поділ пари й рідини;

- інтенсифікує тепловіддачу при кипінні кріоагента.

Для того, щоб забезпечити відсутність масопереносу в поперечному напрямку між парою й рідиною в кожному перетині випарних каналів, тобто гарантувати роздільний плин пари й рідини, потрібно виконувати в кожному перетині каналу наступну умову:

$$-\frac{2\sigma}{R_{MAX}} < p' - p'' < \frac{2\sigma}{R_{MAX}} \quad (2)$$

де  $\sigma$ ;  $R_{MAX}$  – коефіцієнт поверхневого натягу й максимальний радіус пори для даної пористої структури.

Для того, щоб дотримати умову (2) у кожному перетині, можна відповідним чином профілювати розподіл розмірів і параметрів пористої структури по довжині каналів. При цьому варто враховувати й зміну відповідних тисків у рідині ( $p'$ ) й парі ( $p''$ ), пов'язані з гідравлічними опорами.

Тиски в рідині й у парі з урахуванням втрат запишуться таким чином:

$$p' = p_0 - \sum_1^N \Delta p'_i; \quad p'' = p_0 - \sum_1^N \Delta p''_i \quad (3)$$

Вирази (3) записані для умов прямого руху пари й рідини. Приймається також, що  $p_0; \Delta p'_i; \Delta p''_i$ ; - тиск на вході (однаковий, як для пари, так і для рідини); втрати тиску в рідкій фазі й у паровій, відповідно, на кожній  $i$ -й ділянці.

Кожна ділянка розташовується між відповідними перетинами. Так 1-ша ділянка розташовується між 0-м перетином і першим; 2-га - між першим перетином і другим і т.д. до перетину  $N$ .

Втрати тиску при плинні рідини у пористій структурі визначаються по відомих співвідношеннях для закону Дарси:

$$\Delta p'_i = \frac{G(1 - \bar{X}_i)v'l_i}{n\rho'K_{fi}a_{0i}(b - d_{0i})}; \quad (4)$$

Втрати тиску в паровій фазі, у припущенні ламінарного режиму плину, представляються в наступній формі:

$$\Delta p''_i = 8v'' \times \frac{l_i(a_{0i} + d_{0i})^2}{(a_{0i} \times d_{0i})} \times \frac{G}{n} \times \overline{X}_i; \quad (5)$$

Тут  $G, n, v', v'', \rho'; K_{fi}, a_{0i}, d_{0i}, l_i, \overline{X}_i$  - масова витрата кріоагента; число гілок каналів; кінематичні коефіцієнти в'язкості для пари й рідини; щільність рідини; коефіцієнт проникності; лінійні розміри прямокутних перетинів каналів і довжини ділянок; питомий масовий витратний паровміст.

Таким чином, одержимо два рівняння, які визначають найкращі умови, з погляду надійності поділу потоків пари й рідини, при збереженні умов інтенсифікації тепловіддачі у випарних каналах, за рахунок введення на киплячих поверхнях пористих структур, а саме:

$$-\frac{2\sigma}{R_{iMAX}} < \frac{G}{nb} \times \left\{ \sum_1^N \left[ 8 \left( \frac{d_{0i}}{a_{0i}} + 1 \right)^2 \times \frac{v'' l_i \times \overline{X}_i}{d_{0i}^3} \right] - \sum \frac{v' l_i (1 - \overline{X}_i)}{(b - d_{0i}) K_{fi}} \right\} < \frac{2\sigma}{R_{iMAX}}; \quad (6)$$

$$\sum_1^N \Delta p' = \frac{G v'}{n a_{0i}} \times \sum_1^N \frac{l_i (1 - \overline{X}_i)}{(b - d_{0i}) K_{fi}} \leq (p_0 - p_1); \quad (7)$$

Умови (6) і (7) є необхідними й достатніми для визначення відповідних оптимальних параметрів, включаючи лінійні розміри поперечних перерізів каналів, проникність і розмір пор для пористої структури.

Однак оптимізація з гідродинамічних позицій не є достатньою, оскільки вона не торкається іншого важливого, з погляду медицини, завдання - забезпечення мінімального часу виходу на робочий режим, або охолодження робочої поверхні кріоаплікатора до необхідної мінімальної температури.

Розрахунок часу виходу на робочий режим можна виконати з наступних попередніх і наближених міркувань:

1. Вищезазначений час приблизно складається із часу заповнення внутрішнього об'єму кріоаплікатора зрідженим кріоагентом і часу охолодження його до заданої температури, відповідно  $\tau_h; \tau_v; \dots$

2. Для оцінки значень цих параметрів ( $\tau_h; \tau_v; \dots$ ) можна використати наступні міркування. Можна припустити, що перший час набагато менший від другого і, як наслідок, у його визначенні припустимі істотні наближені оцінки.

3. Для оцінки першого з вищезгаданих параметрів часу можна вважати, що пориста структура відразу заповнює всі канали, виключаючи початкове проскакування рідини. Для розрахунку першого параметру часу  $\tau_h$  прийемо, що фронт рухомої рідини в процесі заповнення пористої структури переборює гідравлічний опір, який у цьому нестационарному процесі можна розглядати та розраховувати, як такий, що виникає в умовах фронтального просування теплоносія з подоланням сил тертя як на вході, так і по довжині заповнюваного каналу, а також з огляду на якийсь розгін фронту рідини під дією різниці тисків. Залучаючи ці міркування й використовуючи результати розрахунків, виконаних раніше [4, 5], одержимо наступне рівняння для руху фронту рідини "Z":

$$p_0 - p_1 - \frac{\mu' z}{K_{fi}} \times \frac{dz}{d\tau} - \zeta \rho' \times \left( \frac{dz}{d\tau} \right)^2 = \varepsilon \rho' \left( \frac{dz}{d\tau} \right)^2 + \varepsilon \rho' z \frac{d^2 z}{d\tau^2}; \quad (8)$$

Зневажаючи зміною швидкості у зв'язку зі зміною перетину  $(b - d_{oi})$  до  $b$ , і опором входу в порівнянні з таким же опором по довжині каналів, тобто припускаючи, що  $(\zeta/\varepsilon) \ll 1$ , одержуємо рівняння руху фронту рідини при заповненні зрідженим кріоагентом теплообмінної камери кріоаплікатора:

$$(zz')' + \frac{v'}{\varepsilon K_{fi}} \times (zz') - \frac{\Delta p_0}{\varepsilon \rho'} = 0. \quad (9)$$

Рішення рівняння (9) визначає наступну залежність для положення фронту рідини "Z":

$$Z = \sqrt{\frac{2\Delta p_0 K_{fi}}{\mu'}} \times \sqrt{\tau - \frac{\varepsilon K_{fi}}{v'} \times [1 - \exp(-\frac{v'\tau}{\varepsilon K_{fi}})]}, \quad (10)$$

а формула для оцінки повного часу  $\tau_h$  набуває вигляду:

$$\tau_h = \frac{l^2_0 \mu}{2\Delta p_0 K_{fi}} \quad (11)$$

Для визначення характерного часу стабілізації теплового режиму можна прийняти такі допущення:

- а) конструкція кріоаплікатора забезпечує практично однакові умови охолодження по всій його робочій поверхні;
- б) час теплової стабілізації значно перевищує час гідродинамічної стабілізації, тому останнім можна зневажити;
- в) вихідними є рівняння теплового балансу й залежність між тепловим потоком і температурним напором у відповідних режимах охолодження в процесах кипіння на внутрішній поверхні кріоаплікатора.

По суті процес охолодження супроводжується, як охолодженням самого кріоаплікатора, так і охолодженням та частковим заморожуванням біологічної тканини, яка підлягає процедурі кріодеструкції. Це означає, що вихідне рівняння теплового балансу матиме такий вигляд:

$$-\sum \delta_{mi} \rho_{mi} c_{mi} \times \frac{d\Theta_{mi}}{d\tau} - \sum r \frac{d\delta_j}{d\tau} \times \rho_j = q = const \times \Theta^N, \quad (12)$$

де  $\delta_{mi}$ ;  $\rho_{mi}$ ;  $c_{mi}$ ;  $\Theta_{mi}$ ;  $\delta_j$ ;  $\rho_j$ ;  $q$ ;  $\Theta^N$  – товщини, щільності й питомі теплоємності охолоджуваних шарів кріоаплікатора, їх відхилення від початкових температур; товщини шарів, у яких пройшов процес кристалізації в початковій стадії, їх щільності, щільності теплового потоку на внутрішній поверхні кріоаплікатора (тобто там, де відбувається процес кипіння), відповідний до неї температурний напір.

Таким чином, не важко бачити, що по суті вираз (12) дає не одну, а дві формули. Зрозуміло також, що саме по собі її використання вимагає рішення системи як мінімум двох взаємозалежних задач - зовнішньої й внутрішньої в нестационарних умовах. Зрозуміло, що їх просте рішення навряд чи існує, тому ми обмежуємось наближеним підходом і відповідними оцінками.

Авторами були зроблені наступні припущення:

1) внутрішній процес відповідає умовам бульбашкового кипіння, близькому до моменту кризи кипіння, тобто  $q_{CR} = const \Theta_{CR}^m$ , де  $q_{CR}; \Theta_{CR}$  – щільність критичного теплового потоку й відповідний йому температурний напір.

2) критичний тепловий потік у зоні сполучення пористої структури з поверхнею теплообміну (внутрішня поверхня теплообмінної камери кріоаплікатора) потрібно визначати по емпіричних формулах, отриманих від експериментальних даних. Відповідні експерименти будуть виконані та опубліковані авторами найближчим часом. Тому в даній роботі використані результати попередніх власних досліджень криз кипіння на поверхнях, покритих пористими структурами (в основному сітчастими) [ ] та на основі їх успішної обробки, базованої на положеннях відомої гідродинамічної теорії криз кипіння С.С. Кутателадзе. Це співвідношення має вигляд:

$$\frac{4\sigma}{R_{MAX}} > const \left(\frac{q_{CR}}{r}\right)^2 \times \frac{1}{\rho''}; \quad (13)$$

3) Співвідношення (13) разом з емпіричним зв'язком між розміром пор і проникністю у вигляді:  $K_{fi} \approx C_1 \overline{R}^M$  –приводить до обмеження по величині проникності у формі:

$$K_f < const (r^2 \sigma \rho'')^M \times \frac{1}{(q_{CR})^{2M}} \quad (14)$$

Між «const» і  $C_1$  кількісний зв'язок може бути знайдена в такий спосіб:

«const» =  $C_1 (2K)^{2M}$ , де  $K$  є коефіцієнт пропорційності між максимальним і середнім радіусом пор.

**Нормальна робота кріоаплікатора припускає необхідність виконання такої умови:**

$$G \geq \frac{q \times AB}{r}; \quad (15)$$

де  $A, B$ - лінійні розміри кріоаплікатора, обумовлені медичними вимогами.

Спільний розгляд вище наведених гідравлічних співвідношень (6, 7) і рівняння (15) дозволяє одержати формулу для розрахунку масової витрати кріоагента:

$$\frac{G}{b} = \sqrt{\frac{A_1}{K_f^2} + \frac{\Delta p_0}{n_k^2}} \times A_2 - \frac{A_1}{K_f} > \frac{qAB}{rb} \quad (16)$$

де  $A_1 = \left[\frac{AB(\varepsilon'')^2 \times v' \rho''}{\zeta \times \varepsilon'}\right]; \dots A_2 = (A\varepsilon'')^2 \times 2\rho'';$

Якщо визначити витрату кріоагента з (15), а коефіцієнт проникності з (14), тоді з рівняння (16) визначається обмеження по перепаду тисків на кріоаплікаторі:

$$\frac{\Delta p_0}{n_k^2} > \frac{1}{A_2} \times \left(\frac{qAB}{rb} + \frac{A_1}{K_f}\right)^2 - \frac{A_1}{A_2 \times K_f}; \quad (17)$$

## Висновки

Отже, висловлені міркування дають можливість у такий спосіб намітити наступний шлях раціонального проектування кріоаплікаторів:

1. При відомих експлуатаційних параметрах ( $q$ ,  $A$ ,  $B$ , та ін.) обчислюється обмеження по проникності й підбирається пориста структура, яка задовольняє цьому обмеженню.

2. Визначаються варіанти гідравлічного розведення каналів для проходження кріоагента, які дозволяють домогтися бажаної рівномірності охолодження по робочій поверхні при малому числі каналів.

3. Вибираються з технологічних міркувань висоти  $b$  каналів. З рівнянь (6,7) визначаються інші їх параметри.

4. Розраховуються з формули (17) необхідні втрати тиску й оцінюються можливість їх реалізації для існуючих кріохірургічних апаратів.

## Література

1. Жарков Я.В., Муськин Ю.Н., Сапсай Ю.М. Кріохірургическая аппаратура заливного типа серии «Криоэлектроника» // Электронная промышленность. - 1984. - Вып. 10 (138).
2. Жарков Я.В., Иващук А.В., Лещенко В.М., Тимчик Г.С. Кріоаплікатори для застосування в онкології // Вісник Черкаського ДТУ. – 2006. - № 1. – С.16 – 23.
3. Смирнов Г.Ф., Афанасьев Б.А. Исследование теплообмена и предельных тепловых потоков при кипении в капиллярно-пористых структурах // Теплоэнергетика. – 1979. - № 5. – С.65-67.
4. Смирнов Г.Ф., Цой А.Д. Теплообмен при парообразовании в капиллярах и капиллярно-пористых структурах. – М.: Изд. МЭИ, 1999. – 44 с.
5. Smirnov H.F., Afanasiev V.A. The crisis phenomenon, when Vaporization take place on Surfaces Covered Porous Structures. 9<sup>th</sup> IHPC, May, 1995, USA, Albuquerk, Paper.

Смирнов Г.Ф., Лещенко В.Н. **Обоснование выбора параметров кріоаплікаторов**

В работе исследованы параметры новой кріохірургической аппаратуры, которая используется для лечения онкологических заболеваний

Smirnov G.F., Leschenko V.M. **The basis of the choice operation factors of the cryoapplicator**

In work state of the choice operation factors of the new cryosurgical device, which used for treatment of the oncological illness

*Надійшла до редакції  
17 лютого 2006 року*