

В.В. Леонтьєв,  
В.В. Овчаренко,  
О.І. Романов,  
В.В. Суліма

## Частотно-контрастні характеристики систем ікс-променевої візуалізації

ВАТ «АТ НДІ  
радіотехнічних вимірювань»,  
м. Харків

Frequency-contrast characteristics  
of x-ray visualization systems

**Цель работы:** Теоретическое обоснование и экспериментальная проверка методов аналитического расчета и опытного определения статистической частотно-контрастной характеристики системы рентгеновской визуализации как основного критерия качества обнаружения малоконтрастных образований.

**Материалы и методы:** Для теоретического расчета частотно-контрастной характеристики системы рентгеновской визуализации использован подход, опирающийся на методы математической статистики.

**Результаты:** Получены соотношения, позволяющие рассчитать статистическую частотно-контрастную характеристику системы рентгеновской визуализации как функцию значений параметров рентгеновского аппарата и его составных частей. Представлены графики, демонстрирующие результаты расчетов и иллюстрирующие зависимость качества наблюдения малоконтрастных образований от экспозиционной дозы, размера неоднородности и основных параметров системы визуализации.

На основании статистического подхода разработан и доведен до алгоритма метод опытного определения частотно-контрастной характеристики системы, опирающийся на достаточно простые измерения и их последующую компьютерную обработку.

Корректность предложенных методов подтверждена результатами экспериментальных измерений, проведенных на разработанном авторами и серийно выпускаемом маммографе «Мадис».

**Выводы:** В результате проведенного исследования разработаны и экспериментально апробированы методы аналитического и опытного определения статистической частотно-контрастной характеристики системы рентгеновской визуализации. Предложенные методы в силу общности подхода могут быть распространены на различные виды рентгеновской визуализации. Разработанный теоретический аппарат может быть использован для оптимизации систем рентгеновской визуализации на этапе их проектирования, а методика измерения статистической частотно-контрастной характеристики позволяет ввести количественные параметры для сравнения и анализа качества таких систем.

**Ключевые слова:** частотно-контрастная характеристика, рентгеновская визуализация, квантовый шум, наблюдаемость, малый контраст, пространственная частота, статистические данные.

**Objective:** Theoretical substantiation and experimental study of methods of analytical calculation and experimental determining statistical frequency-contrast characteristics of the system for x-ray visualization as a main quality criterion for revealing low-contrast formations.

**Material and Methods:** An approach based on the methods of mathematical statistics was used for theoretical calculation of frequency-contrast characteristics of the system for x-ray visualization.

**Results:** The ratios which allowed to calculate statistical frequency-contrast characteristics of the system for x-ray visualization as a function of values of the parameters of an x-ray unit and its compounds were obtained. The graphs demonstrating the findings of calculations and illustrating the dependence of the quality of observation of low-contrast formations on the exposure dose, the size of the uneven formation, and main parameters of visualization system are presented.

Using a statistical approach, a method of experimental determining frequency-contrast characteristics of the system based on simple measurements followed by their computer processing was worked out.

The correctness of the suggested methods was proved by the results of experimental measurement performed with the use of MADIS mammography unit.

**Conclusion:** The study allowed to work out and test experimentally the methods of analytical and experimental determining statistical frequency-contrast characteristics of the system for x-ray visualization. Due to the common approach the suggested methods can be used at various types of x-ray visualization. The developed theoretical apparatus can be used for optimizing the systems of x-ray visualization at the stage of a project, the technique for measurement statistical frequency-contrast characteristics allows to include qualitative parameters for comparison and analysis of such systems.

**Key words:** frequency-contrast characteristics, x-ray visualization, quantum noise, observability, low contrast, spatial frequency, statistical data.

Розрізняюваність малоконтрастних утворів є одним з основних критеріїв якості ікс-променевої візуалізації. Для її оцінки не може бути застосований параметр «розрізнявальна здатність», оскільки він традиційно визначається мірою з контрастом 100 %. Відсутність однозначного зв'язку між якістю ікс-променевої візуалізації та розрізнявальною здатністю підтверджується тим, що

остання не введена в число параметрів, що характеризують електронно-оптичні підсилювачі ікс-променевого зображення в стандартах ГОСТ і МЕК. У цих стандартах кількісна оцінка розрізняюваності визначається функцією передачі модуляції [1] (в російських джерелах використовують термін «частотно-контрастна характеристика» — ЧКХ).

Застосування параметра «розрізнявальна здатність», наприклад, у мамографії, вводить в оману користувача-медика. За об'явленої розрізнявальної здатності 6–8 пар лін./мм для найкращих приймачів екран — плівка реальна розрізняваність найконтрастніших утворів — мікрокальцинатів (15 %) складає 1,7–2 пар лін./мм [2].

Наведені приклади свідчать про важливість застосування ЧКХ як для оцінки якості систем ікс-променевої візуалізації, так і для їх оптимізації в процесі проектування. Разом із тим нині цей параметр в Україні не включено до нормативної бази. Практичне застосування параметра ЧКХ обмежено складністю відомих методів його вимірювання [1], а також відсутністю прикладів його аналітичного дослідження.

Метою даної роботи є виведення аналітичних залежностей для розрахунку параметра ЧКХ та розробка методу його експериментального визначення для системи ікс-променевої візуалізації, виконаної за схемою: люмінесцентний екран (ЛЕ) — оптичний тракт — прилад із зарядовим зв'язком (ПЗЗ) — аналого-цифровий перетворювач (АЦП) — комп'ютер.

## Методика дослідження

Для теоретичного дослідження ЧКХ позначимо  $A$  площу елемента ЛЕ, проекцією якого на ПЗЗ є  $A_\phi$ , та  $\alpha^2 = A_\phi/A$ . Нехай на ЛЕ спрямований потік ікс-випромінювання з рівномірною щільністю, що забезпечує падіння на площу  $A$  певної кількості  $\gamma$ -квантів. Вважатимемо постійними дозу  $D_{\text{екс}}$ , час експозиції  $t_{\text{екс}}$ , температуру матриці та решту фізичних умов роботи ікс-променевого апарата. Припустимо, що на вхідній поверхні ЛЕ є міра (типу шахової дошки) з контрастом  $C$ , яка складається з однакових за формою і площею квадратних клітин з лінійним розміром  $a$  та коефіцієнтами поглинання  $\mu_1$  та  $\mu_2$ , відповідно для менш і більш прозорих клітин, так що  $\mu_1 > \mu_2$ .

Знайдемо ЧКХ як функцію просторової частоти  $F_L = 1/2a$  і параметрів системи. Величина ЧКХ визначається відношенням:

$$K(F_L) = \frac{\tilde{C}}{C}, \quad (1)$$

де  $\tilde{C}$  — спостережуваний контраст міри.

На підставі того, що для реальних у медичній рентгенології дозових навантажень внесок квантових шумів до розрізняваності малоконтрастних утворів є визначальним, застосуємо як теоретичний апарат аналітичного дослідження ЧКХ методи математичної статистики. Підкреслюючи цю обставину, далі будемо використовувати термін «статистична ЧКХ» (СЧКХ).

Розглянемо випадкову величину  $\xi$  — появу на виході АЦП деякого цілого числа  $b$ , яке відповідає заданим

умовам опромінювання. Для «зашумлених» темної й світлої клітин випадкова величина  $x$  має нормальний закон розподілу  $\varphi_1(b)$ ,  $\varphi_2(b)$  відповідно, з математичним очікуванням  $M_1$ ,  $M_2$  і дисперсією  $\sigma_1^2$ ,  $\sigma_2^2$ . Для малих контрастів  $\sigma_1^2 \approx \sigma_2^2 = \sigma^2$ .

Розглянемо функції розподілу ймовірностей  $\varphi_1(b)$ ,  $\varphi_2(b)$  (рис. 1). Як можна побачити, розрізняваність різниці  $M_2 - M_1$ , а отже, і спостережуваний контраст залежать від дисперсії  $\sigma^2$ . Фізично погіршення спостережуваності полягає в тому, що на деякі темні ділянки зображення випадає багато частинок і вони здаються світлими, а на деякі світлі — мало частинок, і вони здаються темними. Чим більша дисперсія, тим більше таких хибних ділянок і тим гіршою є спостережуваність утвору.

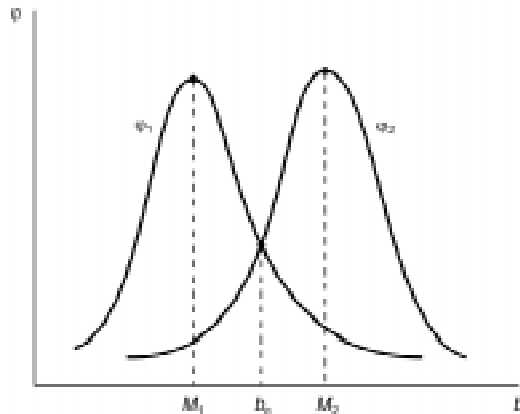


Рис. 1. Функції розподілу ймовірностей для темних ( $\varphi_1$ ) і світлих ( $\varphi_2$ ) клітин

Functions of probability distribution for dark ( $\varphi_1$ ) and light ( $\varphi_2$ ) cells

Застосовуючи інтеграли від функцій розподілу ймовірностей

$$S_i^- = \int_{-\infty}^{b_c} \varphi_i(b) db, \quad S_i^+ = \int_{b_c}^{\infty} \varphi_i(b) db, \quad (i = 1, 2), \quad (2)$$

можна показати, що

$$K = 1 - (S_1^+ + S_2^-) \quad (3)$$

або

$$K(F_L) = \Phi(t_c(F_L)), \quad (4)$$

де  $\Phi(t_c(F_L))$  — інтеграл помилок,

$t_c = (M_2 - b_c) / \sigma\sqrt{2}$ , а величина  $b_c$  визначається рівнянням  $\varphi_1(b) = \varphi_2(b)$ .

При малих дозах із достатнім ступенем точності можна вважати, що величина

$$b_c = (M_1 + M_2)/2, \text{ а отже,}$$

$$t_c = M_2 C / 2\sqrt{2}\sigma. \quad (5)$$

У наведеному виразі значення  $M_2$  й  $\sigma$  визначаються розміром клітин міри. Для нормального закону розподілу випадкової величини  $\xi$  при збільшенні лінійного розміру клітин міри в  $\beta$  разів ( $\beta \geq 1$ ) середнє значення цієї величини та її дисперсія зростають у  $\beta^2$  разів, тому  $t_{c\beta} = \beta t_c$ .

Нехай лінійний розмір клітин міри відповідає лінійному розміру одного елемента ПЗЗ матриці:  $a = a_{\min}$ . Розмір  $a_{\min}$  визначає максимальну просторову частоту міри  $F_{L,max} = 1/2 a_{\min}$ .

Позначимо  $M_0$  і  $\sigma_0^2$  середнє значення  $M_2$  і дисперсію  $\sigma^2$ , які відповідають клітині розміром  $a_{\min}^2$ . Саме ці величини спостерігаються в необробленому цифровому знімку на комп'ютері.

Введемо позначення  $t_{c0} = M_0 C / 2\sqrt{2}\sigma_0$ . При збільшенні в  $\beta$  разів лінійного розміру  $a_{\min}$  клітин міри частота  $F_L$  зменшується в  $\beta$  разів. Це дозволяє у виразі (4) перейти до нормованої просторової частоти  $\Omega = F_L / F_{L,max}$ :

$$K\left(\frac{F_L}{F_{L,\max}}\right) = \Phi\left(\frac{M_0 C}{2\sqrt{2}\sigma_0} \cdot \frac{F_{L,\max}}{F_L}\right), \text{ або}$$

$$K(\Omega) = \Phi\left(\frac{\delta}{\Omega}\right), \quad (7)$$

де  $\delta$  — узагальнений параметр, який характеризує фізичні властивості системи візуалізації та визначається виразом

$$\delta = M_0 C / 2\sqrt{2}\sigma_0. \quad (8)$$

## Результати та їх обговорення

Отримані теоретичні результати дозволяють одержати аналітичні вирази для розрахунку СЧКХ конкретної системи ікс-променевої візуалізації розглядуваного типу і розробити методику експериментального визначення СЧКХ.

Для виведення розрахункових формул необхідно визначити значення  $M_0$  і  $\sigma_0$ . Це можна зробити, спираючись на результати робіт [3, 5]. Отримані вирази наведені нижче.

$$M_0 = SM_e + Z, \quad \sigma_0^2 = (S\sigma_e)^2 + (S\tilde{\sigma})^2.$$

Тут коефіцієнт  $S$  визначається добутком крутизни ПЗЗ (наведеної в його паспорті) на коефіцієнт підсилення цифрового каналу підсилення;

$M_e$  — число електронів;

$Z = Z_1 + Z_R$ , де  $Z_1$  — заряд темного струму (в од. АЦП),  $Z_R$  — напруга «підставки» на вході АЦП. Значення  $Z$  вимірюється за допомогою темного знімка при заданому часі експозиції  $t_{\text{екс}}$ ;

$\sigma_e$  — середнє квадратичне відхилення електронів;

сумарна дисперсія (в од. АЦП)

$$(S\tilde{\sigma})^2 = (S\sigma_{\text{тг}})^2 + (S\sigma_{\text{сч}})^2 + (S\sigma_y)^2, \text{ де } (S\sigma_{\text{тг}})^2,$$

$(S\sigma_{\text{сч}})^2, (S\sigma_y)^2$  — дисперсії, відповідно, шуму темного струму, шуму зчитування, шуму підсилювача. Значення  $M_e$  та  $\sigma_e$  визначаються виразами:

$$M_e = \frac{\pi}{4} Q_e G_B \left(\frac{D_{\text{об}}}{f}\right)^2 \frac{D_{\text{екс}}}{E_{\text{ф}}} A_{\text{ф}}, \quad \sigma_e^2 = M_e (1 + Q_e k\varepsilon),$$

$$\text{де } k\varepsilon = \frac{\pi}{4} \frac{A_{\text{ф}}}{A} \frac{E_{\gamma}}{E_{\text{ф}}} \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{пов}} G_B \frac{N_o}{N_a} \left(\frac{D_{\text{об}}}{f}\right)^2.$$

У наведених виразах застосовані позначення:

$Q_e$  — квантовий вихід ПЗЗ;

$G_B$  — конверсійний фактор ЛЕ;

$\left(\frac{D_{\text{об}}}{f}\right)$  — світлосила об'єктива;

$k = \frac{E_{\gamma}}{E_{\text{ф}}}$  — відношення енергій  $\gamma$ -кванта й оптичного фотона;

$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{ен}}^{\text{пов}}$  — повний масовий коефіцієнт поглинання ікс-променів;

$\frac{N_o}{N_a}$  — відношення потужності, що падає на ЛЕ, до поглинутої.

На рис. 2 показано характерний вид нормованих СЧКХ  $K(\Omega)$  для реальних значень параметра  $\delta$  в діапазоні 0,1...0,9.

СЧКХ дозволяє кількісно оцінити погіршення спостережуваності елементів міри із заданим малим контрастом  $C$  при підвищенні її просторової частоти. Чим ближче  $K(\Omega)$  до 1, тим краща спостережуваність. Таке відбувається при низьких частотах. Із підвищенням частоти значення  $K(\Omega)$  зменшується, а спостережуваність погіршується. Із заданим гранично допустимим (для сприйняття на екрані монітора) значенням відношення сигнал/шум ( $q$ ) можна визначити відповідну йому граничну просторову частоту  $F_{L,q}$ , інакше кажучи, мінімальний розмір розрізняваних неоднорідностей із заданим малим контрастом  $C$ .

Згідно з [3], величина  $q = CM_B / \sigma_B$ , що дозволяє виразити граничну нормовану просторову частоту за допомогою параметрів  $\delta$  і  $q$ :

$$\Omega_{\text{гр}} = \frac{\delta}{q} 2\sqrt{2}.$$

На рис. 2 на кожній кривій відзначені граничні точки для  $q = 1, 2, 3$ .

Експериментальне визначення СЧКХ спирається на накопичення та обробку статистичних даних, отриманих у результаті численних вимірювань, проведених для різних експозицій, що технічно легко здійснити. При цьому враховується та обставина, що для рівномірної щільності опромінення середні значення і дисперсії кількості  $\gamma$ -квантів, накопичених на

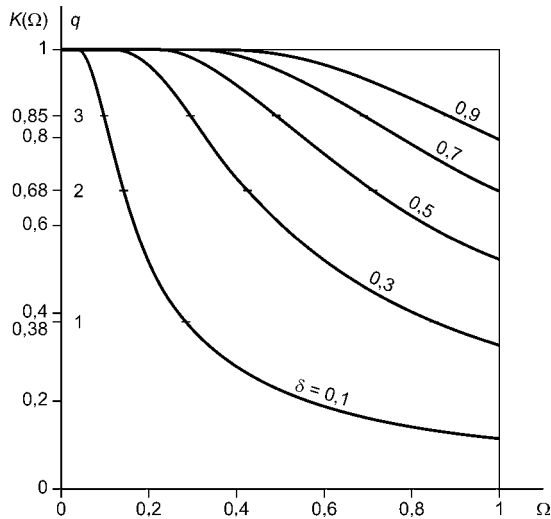


Рис. 2. Залежність СЧКХ від нормованої просторової частоти для різних значень узагальненого параметра  $\delta$

Dependence of FCC on the normal spatial frequency for different values of  $\delta$  generalization

ділянці  $A$ , не залежать від місця її розташування на ЛЕ. Це дозволяє фізично виконати міру з тонкої прямокутної пластини (наприклад, з алюмінієвої фольги), відповідна товщина якої забезпечує потрібний контраст  $C$ , і для всіх випробувань обмежитися застосуванням тільки цієї міри.

Накопичення статистичних даних для різних розмірів клітин міри при заданій дозі досягається шляхом комп'ютерного моделювання. Ікс-променевий знімок пластини, отриманий при заданій дозі, обробляється за таким алгоритмом:

1. На зображенні пластини виділяємо прямокутник  $P_1$  (темний) максимального розміру і визначаємо на ньому середнє значення сигналу на одному пікселі в одиницях АЦП  $M_1$  і середньоквадратичне відхилення  $\delta_1$ .

2. Виділяємо такий же світлий прямокутник  $P_2$  в ділянці фону й на ньому визначаємо середнє значення  $M_2$  і середньоквадратичне відхилення  $\delta_2$ .

3. Обчислюємо значення контрасту  $C = (M_2 - M_1) / M_2$ .

4. За допомогою розміру  $a_{\min}$  елемента ЛЕ, що відповідає одному елементу ПЗЗ, обчислюємо значення максимальної просторової частоти  $F_{L,\max} = \frac{1}{2a_{\min}}$  в  $M^{-1}$ .

5. Фіксуємо  $\beta \in \{1, 2, \dots, \beta_{\max}\}$  й обчислюємо значення  $F_{L\beta} = F_{L,\max} / \beta$ .

6. Вкриваємо прямокутник  $P_1(P_2)$  мережею квадратів розміром  $a\beta \times a\beta$  та визначаємо кількість  $N_\beta$  темних (світлих) квадратів.

7. Фіксуємо початкове значення  $b_{c\beta} = (M_1 + M_2) / 2$ .

8. Для кожного з виділених квадратів знаходимо кількість частинок  $b$  (в од. АЦП), що випали з нього, і приписуємо квадрату ознаку «чорний» (ЧК) або «білий» (БК) відповідно до критерію:  $b < b_{c\beta} \Rightarrow$  ЧК,  $b \geq b_{c\beta} \Rightarrow$  БК.

Підраховуємо кількість хибних чорних і білих квадратів  $N_{\text{чл}\beta}, N_{\text{бл}\beta}$ .

9. Знаходимо значення

$$S_{1\beta}^+ = N_{\text{чл}\beta} / N_\beta, \quad S_{2\beta}^- = N_{\text{бл}\beta} / N_\beta.$$

10. Обчислюємо значення

$$K = 1 - (S_{1\beta}^+ + S_{2\beta}^-).$$

11. Варіюючи значення  $b_{c\beta}$ , знаходимо  $b_{c\beta}^*$ , при якому  $K$  максимальне.

12. Повторюючи пп. 5–11 для різних  $\beta$ , знаходимо відповідні значення

$K(\beta)$ ,  $\beta = 1, 2, \dots, \beta_{\max}$ , за якими й будується СЧКХ.

Апробація запропонованих методів теоретичного й експериментального визначення СЧКХ була виконана для маммографічної системи, яка застосовує ЛЕ

з  $G_B \cong 2 \cdot 10^4$  кд·с·кг /  $m^2 \cdot \text{Кл}$ , об'єktiv із світлосилою  $\frac{D_{\text{об}}}{f} = \frac{1}{1,2}$ , оптичну систему

з  $\alpha^2 = 6,4 \cdot 10^{-3}$ , ПЗЗ з  $a_{\min} = 256 \cdot 10^{-12} m^2$ , темновим струмом 250 од. АЦП (в діапазоні 0–57000), сумарною дисперсією шуму (темнового струму, зчитування й каналу підсилення)  $\sigma = 150^2$  і температурою  $-35^\circ C$ .

На рис. 3 наведені порівняльні результати розрахунку й експерименту при різних дозах у площині приймача. Значення  $\Omega = 1$  відповідає штриховій мірі із розрізненням 2,5 пар лін./мм і контрастом  $C = 0,029$ .

На рис. 4 наведені аналогічні графіки для різних температур при постійній дозі. За графіками рис. 3, 4 можна оцінити ступінь погіршення спостереження контрасту через зниження дози і підвищення температури ПЗЗ. Залежність СЧКХ від температури для ПЗЗ

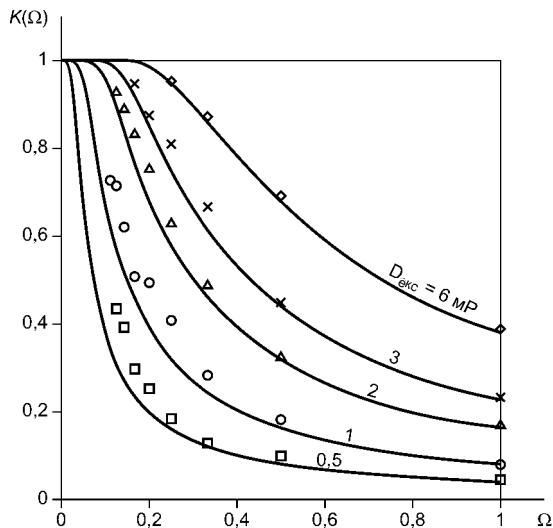


Рис. 3. Залежність СЧКХ від дози в площині ЛЕ при  $C_{\text{вимір}} = 0,029$

Dependence of FCC on the dose in LE plane at  $C = 0.029$

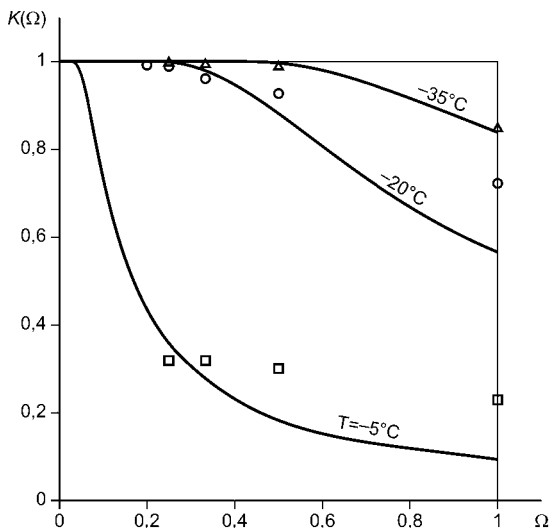


Рис. 4. Залежність СЧКХ від температури ПЗЗ при дозі 11 мР,  $C_{\text{вимір}} = 0,029$

Dependence of FCC on the temperature of the unit with charge connection at 11 mR,  $C = 0.029$

на кремнії підтверджує те, що темновий струм подвоюється при підвищенні температури на кожні  $8^\circ\text{C}$  [4] та при зміні температури на  $30^\circ\text{C}$  розрізнюваність знижується в 10 разів. Це унеможливує застосування неохолоджуваних ПЗЗ у сучасних системах ікс-променевої візуалізації. Відхилення експериментальних значень від розрахункових на рис. 4 пояснюються аномальними шумовими викидами при малих відношеннях сигнал / шум.

Отримані дані були перевірені також безпосереднім спостереженням розрізнюваності на малоконтрастній штриховій мірі з набором просторових частот. Міра була виконана у вигляді

склотекстолітової підложки з напиленням штрихів міддю товщиною близько 5 мкм. Розрізнювані просторові частоти (відповідні значенню  $q \approx 3$ ) відрізнялися від розрахункових не більше ніж на 40 %.

## Висновки

1. Отримані аналітичні вирази для розрахунку СЧКХ цифрової системи ікс-променевої візуалізації; СЧКХ є параметром, який визначає основну якість системи — її здатність розрізняти малоконтрастні утвори.

2. Запропонована методика вимірювання СЧКХ, основу якої становить комбінація простих і доступних натурних випробувань і комп'ютерного моделювання — обробки отриманих результатів для накопичення в остаточному підсумку числових характеристик СЧКХ.

3. Виконана апробація розроблених методів теоретичного та експериментального визначення СЧКХ, яка свідчить про добру узгодженість і вірогідність отримуваних за їх допомогою результатів.

4. Запропоновані методи розрахунку й експериментального вимірювання СЧКХ завдяки спільному підходу можуть бути поширені на різні види ікс-променевої візуалізації.

5. Розроблений теоретичний апарат може бути застосований для оптимізації систем ікс-променевої візуалізації на етапі їх проектування, а методика вимірювання СЧКХ дозволяє ввести кількісні параметри для порівняння й аналізу якості таких систем.

## Література

1. Характеристики электронно-оптических усилителей рентгеновского изображения, ч. 7. Определение функции передачи модуляции (ГОСТ Р МЭК 61262.7-99).
2. Ставицкий Р.В. и др. Радиационная защита в медицинской рентгенологии. — М.: Кабур, 1994.
3. Физика визуализации изображений в медицине. Т. 1: Пер. с англ. / Под ред. С. Уэбба. — М.: Мир, 1998.
4. Пресс Ф.П. Фоточувствительные приборы с зарядовой связью. — М.: Радио и связь, 1991.
5. Девко В.Ф., Леонтьев В.В., Моргунов О.Н. // УРЖ. — 1998. — Т. VI, вып. 4. — С. 387-391.

Надходження до редакції 26.01.2004.

Прийнято 09.02.2004.

Адреса для листування:

Леонтьев Володимир Володимирович,  
ВАТ «АТ НДІРВ», вул. Акад. Павлова, 271, Харків, 61054,  
Україна