Таким способом для двох гармонік можуть бути знайдені знайшли точні значення коефіцієнтів Фур'є.

Для трьох гармонік можна знайти точні позиції екстремумів, але знайти точні значення коефіцієнтів b_3, b_5 вже не вдається через надзвичайну громіздкість системи трансцендентних рівнянь:

$$\frac{\partial y(b_3, b_5)}{\partial b_5} = 0;$$

$$\frac{\partial y(b_3, b_5)}{\partial b_3} = 0.$$

Для більшого числа гармонік аналітичне рішення класичним методом взагалі неможливе, оскільки y(t) описується рівняннями п'ятої та вищих ступенів відносно тригонометричних функцій, які в загальному випадку принципово нерозв'язні в радикалах [3].

Список літератури

1. *Гученко М.І., Лашко Ю.В., Сидоренко В.М.* Експериментальні дослідження процесу навчання оператора // Проблемы создания новых машин и технологий: Сб. науч. тр. – К.: КГПИ, 1998.

2. *Гученко М.І.* Синтез алгоритму роботи оператора в області частот ремнанти при гармонійному сигналі збурення // Проблемы создания новых машин и технологий: Сб. науч. тр. – К.: КГПИ, 2000. – Вып. 1.

3. *Бронштейн И.Н., Семендяев К.А.* Справочник по математике. – М.: Наука,1967.

4. Стаття надійшла до редакції 03.10.01.

УДК 621.386:62-82.001.63: 616-073.75

С.В. Балашов, канд. техн. наук, доц.,
С.А. Ясенко, канд. техн. наук, доц.

КОРИГУВАННЯ ПАРАМЕТРІВ СИСТЕМИ «МОНІТОР-ПЛІВКА» ДЛЯ МУЛЬТИФОРМАТНИХ КАМЕР У МЕДИЦИНІ

Розглянуто питання формування якісних рентгенівських зображень при перенесенні їх на плівку в мультиформатних камерах. Запропоновано алгоритм корекції цифрового зображення перед експонуванням його на плівку.

На теперішній час у багатьох напрямках розвитку техніки аналогові зображення замінюють цифровими [1]. Це стосується і медичних систем формування та відображення зображень, наприклад, комп'ютерної та магніторезонансної томографії, ультразвукових, ендоскопічних досліджень, цифрової рентгенографії та ін.

Частіше за все в системах рентгенодіагностики носієм довгострокового зберігання інформації була плівка. Однією з характеристик плівки, що впливає на якість діагностики, є сенситометрична крива, яка має S-подібний вигляд. Це призводить до погіршення розрізнення, зменшення контрасту зображення у найбільш світлих та найбільш темних областях зображення. Під час епідемії туберкульозу, коли необхідно мати якісне рентгенівське зображення особливо у верхівках легень, та дослідженні кісток можливі пропуски початкових форм хвороби.

Досвід роботи на цифрових рентгенівських системах показує, що через більший динамічний діапазон датчиків зображень у деяких випадках була відмічена гіпердіагностика. Це можна пояснити більш лінійною передаточною характеристикою цифрових приймачів зображень та звичкою лікарів до зображень на плівці, яка має менший динамічний діапазон. Після адаптації операторів (лікарів) гіпердіагностика закінчувалась.

Одна з особливостей діагностичного процесу є необхідність передачі зображень до інших лікарських установ, але в Україні дуже мала кількість рентгенівських відділень, що оснащені комп'ютером [2]. Тому при копіюванні (переносі цифрових зображень на «твердий» носій) звичайно носієм є рентгенівська плівка. Пристроєм, що виконує копіювання, є мультиформатна камера (рис. 1).

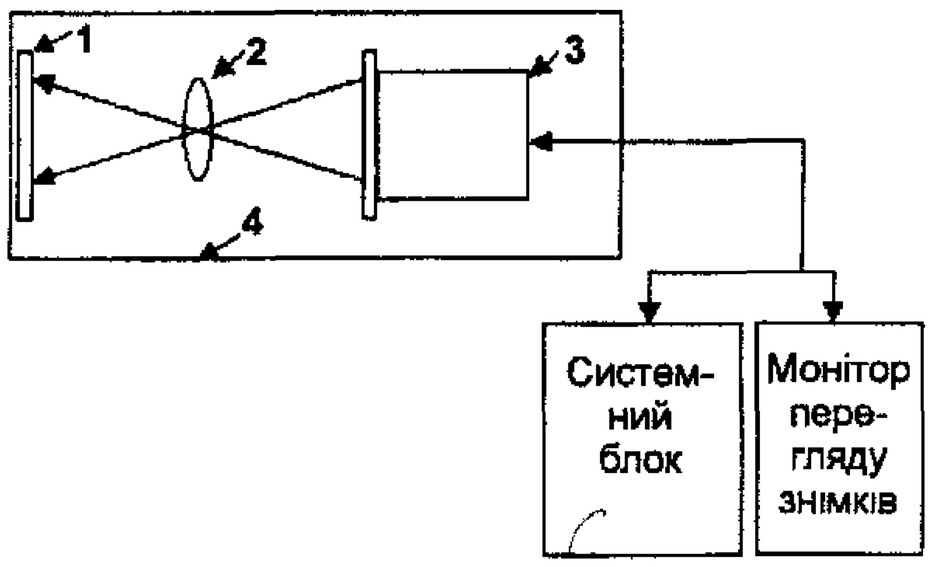

Рис. 1.Схема мультиформатної камери:
1 – плівка; *2*–об'єктив; *3* – експозиційний монітор; *4* – корпус

Мультиформатна камера переносить зображення з екрану звичайного монітора на рентгенівську плівку. Але при цьому виникає питання узгодження характеристик зображення на екрані монітора та характеристик «твердого» носія зображення. Слід враховувати також, що лікар спостерігає зображення на моніторі перегляду (рис. 1).

Для узгодження характеристик системи «монітор перегляду – експозиційний монітор – плівка» повинно бути проведено калібрування всієї системи. Будемо вважати, що в системі «монітор перегляду – експозиційний монітор» монітори калібровані так, що їхні характеристики однакові. Калібрування системи «експозиційний монітор – плівка» проводиться згідно з вимогами МЕК 1223-2-4 (1994 р.) «Оціночні та контрольні випробування апаратури у відділеннях рентгенодіагностики. Частина 2–4. Перевірка сталості параметрів. Мультиформатні камери». Основні кроки цього калібрування полягають у наступному. На екран експозиційного монітора виводиться зображення градаційного клину (рис. 2).

Регулюючи час експозиції та параметри монітора (яскравість і контраст), досягають відтворення всіх градацій клину на плівці. Режими фотохімічної обробки плівки вибирають згідно з вимогами до даного типу рентгенівської плівки.

Через калібрування мультиформатні камери за офіційними методиками при якісному зображенні на моніторі перегляду не завжди можна одержати якісне зображення на плівці, оскільки при калібруванні не враховується сенситометрична характеристика плівки. В яскравих та темних областях контраст менше, а в інших більше середнього значення контрасту. Тому зображення на моніторі перегляду не збігається із зображенням на плівці. Враховуючи те, що об'єкти спостереження часто мають малий контраст на початковому зображенні в яскравих та темних областях, діагностична цінність копій цифрових зображень на плівці майже зовсім нівелюється.

Для виправлення описаних недоліків пропонується вводити попереднє викривлення градаційної характеристики зображення на експозиційному моніторі мультиформатної камери. У зв'язку з тим, що кожен монітор та кожний тип плівки мають свої характеристики, то пропонується така послідовність кроків:

– виконати калібрування за офіційною методикою;
– одержати за допомогою десинтометру сенситометричну криву плівки;
– визначити математичну залежність, що описує сенситометричну характеристику плівки;
– внести викривлення при відображенні тестових зображень;
– повторно провести сенситометричні дослідження плівки і за умов нелінійної характеристики повторно визначити коефіцієнти попереднього викривлення.

Для виконання процедури коригування необхідно обчислити коригуючі коефіцієнти, які б компенсували сенситометричну криву плівки так, що загальна сенситометрична крива системи стала б прямою лінією, що проходить через початок та кінець сенситометричної кривої плівки (рис. 3). Для обчислення коригуючих коефіцієнтів формують таблицю відповідності значень яскравості, що відповідає рівням сірого на екрані монітора $x_i = x_0 ... x_N$, та значень ступенів почорніння плівки, що відповідає рівням сірого на моніторі $y_i = y_0 ... y_N$.

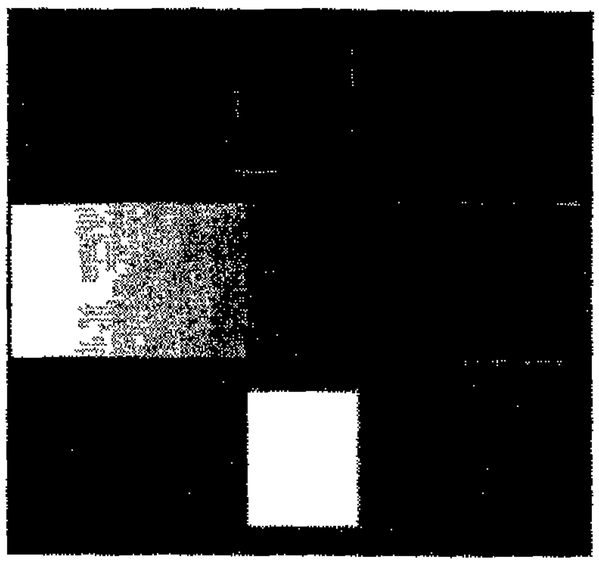

Рис. 2. Тест-об'єкт з градаційним клином

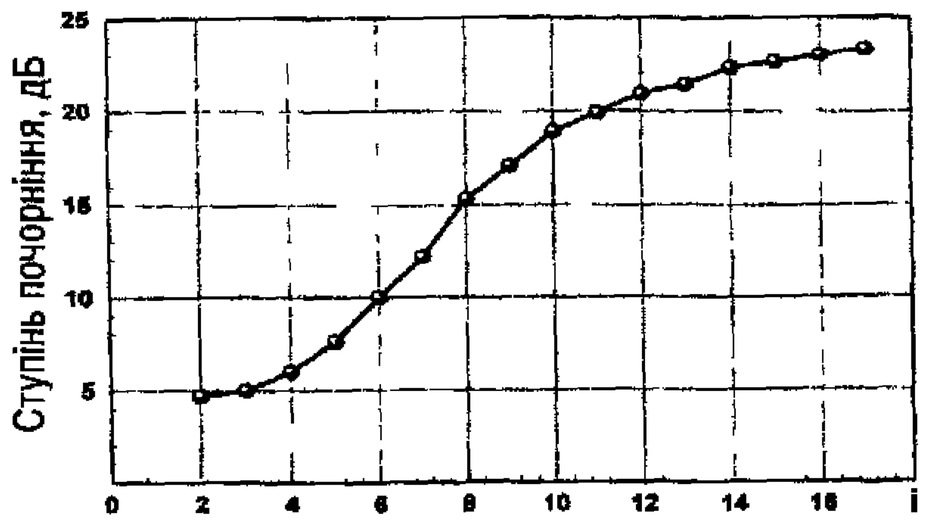

Рис. 3. Залежність ступеня почорніння плівки від номера градації клина

Необхідний приріст рівня почорніння на одну градацію Δy для лінійної сенситометричної кривої обчислюють за формулою

$$\Delta y = \frac{y_{max} - y_{min}}{N},$$

де y_{max}, y_{min} – максимальний та мінімальний рівень почорніння; N – кількість градацій (рівнів) сірого на екрані монітора.

Коефіцієнти попереднього викривлення зображення на моніторі при експонуванні на плівку компенсуватися ступенем почорніння плівки $y_i = y_0 \ldots y_n$. У загальному випадку, коли кількість градацій сірого, що виводиться на екран, змінюється від системи до системи, сенситометрична крива плівки та крива компенсуючих коефіцієнтів можуть бути описані апроксимуючим рівнянням. У випадку сталих умов калібрування достатньо скласти таблицю трансформування. Результатом попередніх дій повинна стати таблиця нових значень яскравостей градаційного клину $X_i = X_0 \ldots X_n$

Правильність знайдених коефіцієнтів перевіряють тестовим знімком «виправленого» градаційного клину.

Таким чином, лікар, спостерігаючи на екрані монітора перегляду рентгенівське цифрове зображення, коригує його до найкращого сприйняття. Далі на екрані експозиційного монітора формується скориговане з урахуванням властивості плівки зображення, що і експонується на плівку. Через таке коригування малоконтрастні об'єкти, що припадають на нижню та верхню частини сенситометричної кривої, на плівці будуть мати однаковий контраст з іншими.

Список літератури

1. *Прэтт У.* Цифровая обработка изображений: Пер. с англ. / Под ред. Д. С. Лебедева. – М.: Мир, 1982. – Кн. 2. – 480 с.

2. *Оценка* и контроль эксплуатационных параметров рентгеновской аппаратуры в отделениях (кабинетах) рентгенодиагностики Р 42-505-95 // Рекомендации (ВНИИМТ) –АО НПО «Экран» / Под. ред. А.И. Жабин. – М., 1995. – 25 с.

Стаття надійшла до редакції 21.01.02.