

О.В. Зелінський, магістрант

Житомирський інженерно-технологічний інститут

ОПТИМІЗАЦІЯ СИСТЕМИ СКАНУВАННЯ В РЕНТГЕНІВСЬКІЙ КОМП'ЮТЕРНІЙ ТОМОГРАФІЇ

Досліджені принципові можливості більш ефективнішого використання конусоподібного рентгенівського випромінювання за рахунок застосування матриці детекторів та можливість отримання тримірного зображення об'єкту за один оберт системи сканування. В роботі описані і отримані кількісні критерії якості реконструйованих зображень, які свідчать про можливість застосування даного методу реконструкції.

Вступ

Однією з актуальних проблем рентгенівської комп'ютерної томографії є проблема зменшення впливу рентгенівського випромінювання на організм людини. Загальне опромінення визначається часом, на протязі якого пацієнт знаходиться під впливом рентгенівських променів. В рентгенівській комп'ютерній томографії застосування смугової структури детекторів приводить до втрати інформації: даремного опромінювання пацієнта. Це обумовлено конусоподібною структурою пучка рентгенівських променів. У даній роботі пропонується такий підхід до розв'язання цієї задачі, який дає змогу зменшити вплив рентгенівських променів на організм людини та отримання тримірного зображення ділянки досліджуваного об'єкту за один оберт системи сканування. Застосування цієї методики суспільно з швидкодіючою комп'ютерною технікою може бути корисним при вирішенні проблеми впливу рентгенівського випромінювання на організм людини при діагностиці з використанням сучасних рентгенівських томографів.

Система сканування

Дана система сканування представляє собою джерело рентгенівського випромінювання, яке створює пучок конусоподібної форми. Випромінювання, пройдене від джерела S крізь об'єкт, фіксується приймачем, який складається з матриці детекторів і має форму сферичного прямокутника або сферичного квадрата.

На рис.1 представлена схема сканування. Нехай об'єктом є циліндр. Будемо вважати (для простоти), що система "джерело – детектор" нерухома відносно системи координат (x, y, z) , а об'єкт (циліндр) обертається навколо осі x .

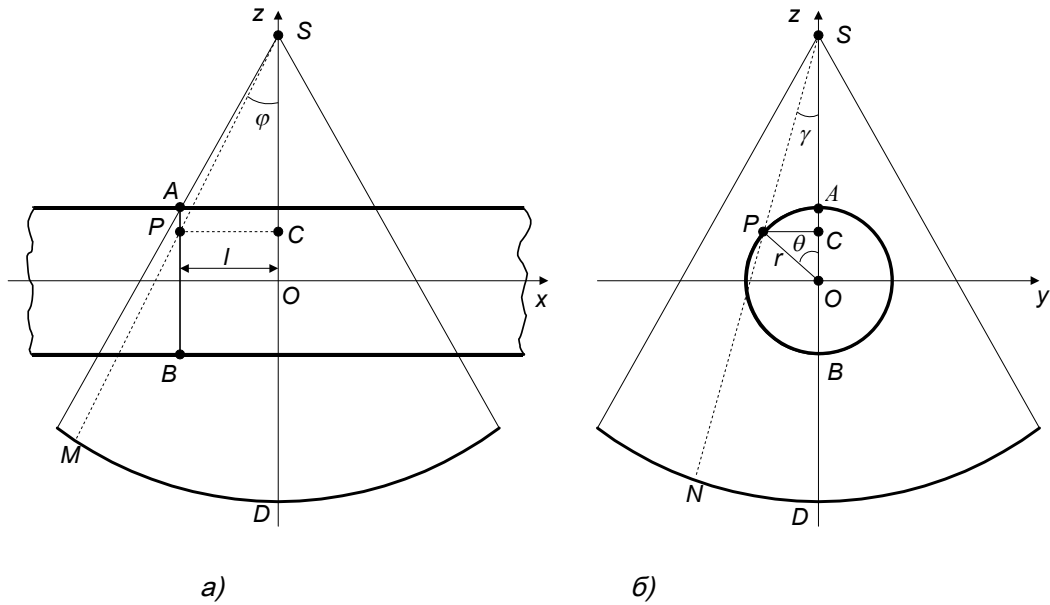


Рис. 1. Система сканування

Розглянемо точку P . Координати її проекції на детекторну матрицю можна визначити кутами φ (рис.1,а) та γ (рис.1,б). З трикутника CPS (рис.1,а) знайдемо кут φ як

© О.В. Зелінський, 2006

$$\varphi = \arctg \frac{PC}{SC} = \arctg \frac{l}{SO - CO},$$

де l – відстань від центру об’єкта до досліджуваного шару.

Відрізок CO можна визначити з трикутника PCO (рис.1,б).

$$CO = PO \cdot \cos\theta = r \cos\theta.$$

Тоді кут γ визначається з трикутника CPS (рис.1,б).

$$\gamma = \arctg \frac{PC}{CS} = \arctg \frac{r \sin\theta}{SO - CO}.$$

Детекторну систему можна представити на площині (x, y) в розгорнутому вигляді (рис. 2).

Тоді координати x_P та y_P можна розрахувати наступним чином

$$x_P = \frac{\pi \cdot SD \cdot \varphi}{180^\circ}, \quad y_P = \frac{\pi \cdot SD \cdot \gamma}{180^\circ}.$$

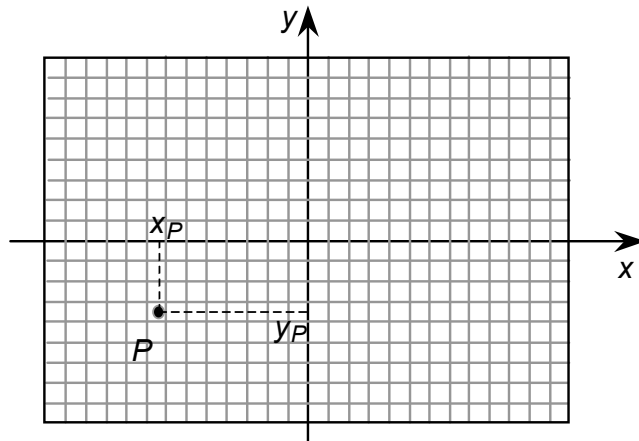


Рис. 2. Детекторна матриця

Практична оцінка якості реконструйованих зображень

Оцінку реконструйованих зображень, які отримуються за допомогою запропонованого методу, можна провести на ЕОМ з використанням математичної моделі об'єкту. В даному випадку об'єктом дослідження є циліндр. В класичних томографах отримують зображення шару (рис.1,а), крізь який проходить вісь OZ ($l = 0$). Тому задача ставиться наступним чином: як впливає на якість зображення розташування перерізу, що досліджується. При такій математичній моделі встановити різницю між реконструйованим зображенням при $l = 0$ та зображенням при $l \neq 0$ досить легко, тому що всі перерізи між собою однакові.

Для визначення відмінності реконструйованих зображень застосуємо три міри розрізнення між зображеннями.

Перша з них, d -міра, є нормованою середньоквадратичною мірою розрізнення. Велика відмінність значень в невеликій області призводить до високого значення d . Щоб визначити цю міру, позначимо через $a_{i,j}$ та $b_{i,j}$ щільності j -го елемента зображення в i -й строчці матриці реконструйованого зображення при $l = 0$ та реконструйованого зображення при $l \neq 0$, а \bar{a} – середнє значення щільності в $a_{i,j}$. Припускаємо, що обидві матриці зображення мають розмір $n \times n$.

$$d = \left(\frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n (a_{i,j} - b_{i,j})^2}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n (a_{i,j} - \bar{a})^2} \right)^{\frac{1}{2}}$$

Друга міра, r -міра, є нормованою абсолютною середньою мірою розрізнення. В протилежність d -мірі, r -міра фіксує наявність великої кількості малих помилок, ніж малої кількості великих помилок.

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n |a_{i,j} - b_{i,j}|}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n |a_{i,j}|}$$

Третя міра, e -міра, відповідає розрізненню в найгіршому випадку. її значення дорівнює найбільшій різниці в щільності між $[n/2] \times [n/2]$ – матрицями a і b . При обчисленні e -міри використовується більш груба дискретизація, ніж та, яка використовується для реконструкції, так як розмір найменших деталей в зображенні, що розглядається, дорівнює декільком елементам зображення, і на практиці користуються середніми значеннями щільності в цих елементах зображення для оцінки відносного лінійного послаблення тканини або пухлини що досліджуються.

$$e = \max_{\substack{1 \leq i \leq [n/2] \\ 1 \leq j \leq [n/2]}} |A_{i,j} - B_{i,j}|,$$

де

$$A_{i,j} = \frac{1}{4} (a_{2i,2j} + a_{2i+1,2j} + a_{2i,2j+1} + a_{2i+1,2j+1}),$$

$$B_{i,j} = \frac{1}{4} (b_{2i,2j} + b_{2i+1,2j} + b_{2i,2j+1} + b_{2i+1,2j+1}).$$

Слід відмітити, що $d = 1$ тоді, коли реконструкція представляє собою правильне відтворення зображення з рівномірно розподіленою середньою щільністю, $r = 1$ тоді, коли реконструкції мають щільність, рівну нулю по всім елементам зображення.[1]

Результати обчислень кількісних критеріїв якості реконструйованих зображень наведені в таблиці 1, а гістограми залежності критеріїв якості від положення перерізу *l* на рис.3-5.

Таблиця 1

Критерії якості	<i>l</i>						
	0	5	10	15	20	25	30
<i>d</i>	0	0,00057	0,00227	0,00510	0,00906	0,01414	0,02032
<i>r</i>	0	0	0,00107	0,00269	0,00495	0,00785	0,01137
<i>e</i>	0	0	3	8	15	24	35

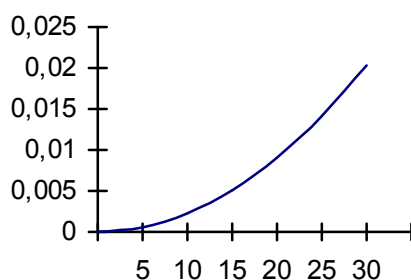


Рис. 3. Гістограма залежності нормованої середньоквадратичної міри розрізнення від положення досліджуваного перерізу

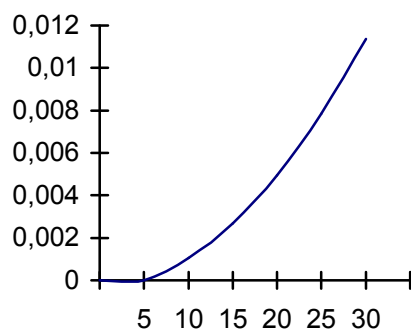


Рис.4. Гістограма залежності нормованої абсолютної середньої міри розрізнення від положення досліджуваного перерізу

Визначимо коефіцієнт кореляції елементів матриці *a* і *b* для оцінки величини спорідненості двох зображень.

$$k = \frac{1}{S_a \cdot S_b} \left[\frac{1}{n^2} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n (a_{i,j} - \bar{a})(b_{i,j} - \bar{b}) \right],$$

де \bar{a} , \bar{b} – середні значення матриць $a_{i,j}$ і $b_{i,j}$; S_a , S_b – середньоквадратичні відхилення для елементів матриць *a* і *b*:

$$S_a = \left[\frac{1}{n^2} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n (a_{i,j} - \bar{a})^2 \right]^{\frac{1}{2}};$$

$$S_b = \left[\frac{1}{n^2} \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n (b_{i,j} - \bar{b})^2 \right]^{\frac{1}{2}}.$$

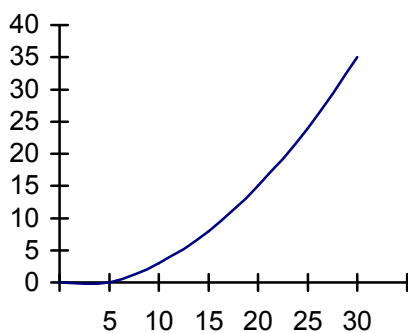


Рис. 5. Гістограма залежності е-міри розрізнення від положення досліджуваного перерізу

Коефіцієнти кореляції наведені в таблиці 2.

Таблиця 2

Коефіцієнт кореляції	l						
	0	5	10	15	20	25	30
k	0,99999	0,99999	0,99999	0,99999	0,99999	0,99999	0,99999

Результати реконструкції приведені на рис.6.

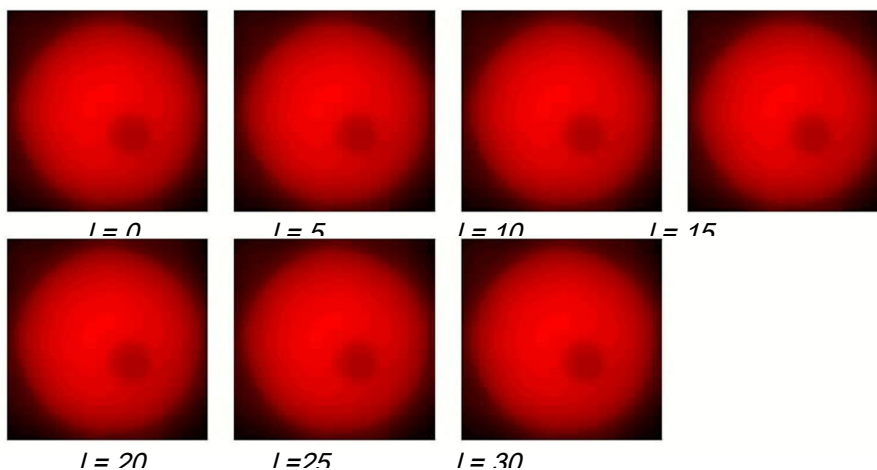


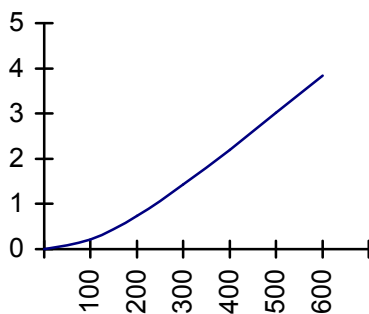
Рис. 6. Реконструйоване зображення

Проведемо дослідження об'єкту при зміні параметру l в межах від 0 до 600 з кроком 100.

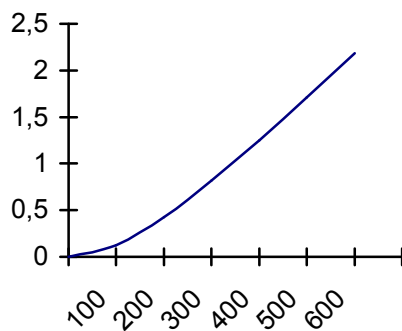
Таблиця 3

Критерії якості	l						
	0	100	200	300	400	500	600

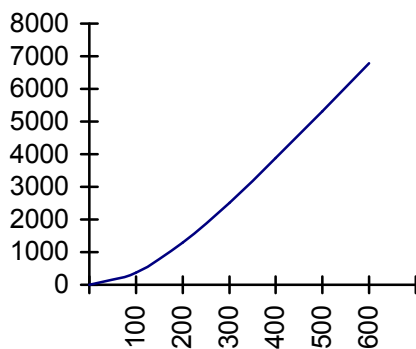
<i>d</i>	0	0,21332	0,74284	1,43321	2,20146	3,01036	3,84246
<i>r</i>	0	0,12135	0,42246	0,81459	1,25081	1,71009	2,18254
<i>e</i>	0	370	1300	2518	3876	5307	6779



Ρис. 7. Γίστογραμα зависимости нормованой середньоквадратичной міри розрізнення від положення досліджуваного перерізу



Ρис. 8. Γίστογραμα зависимости нормованой абсолютной средней міри розрізнення від положення досліджуваного перерізу



Ρис.9. Γίστογραμα зависимости e-міри розрізнення від положення досліджуваного перерізу

Таблиця 4

Κοєφικιєντ κορєляції	<i>l</i>						
	0	100	200	300	400	500	600
<i>k</i>	1	0,99998	0,99992	0,99990	0,99989	0,99989	0,99989

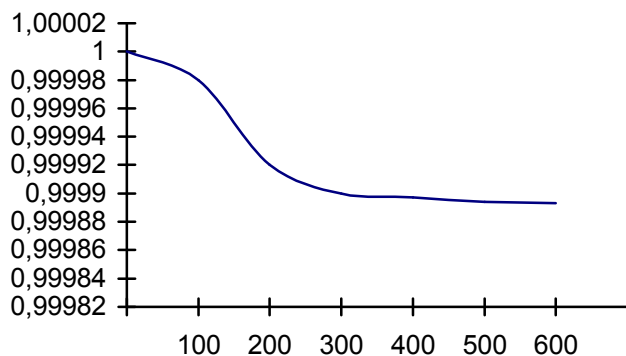


Рис. 10. Гістограма залежності коефіцієнта кореляції від положення досліджуваного перерізу
 Результати реконструкції зображені на рис.11.

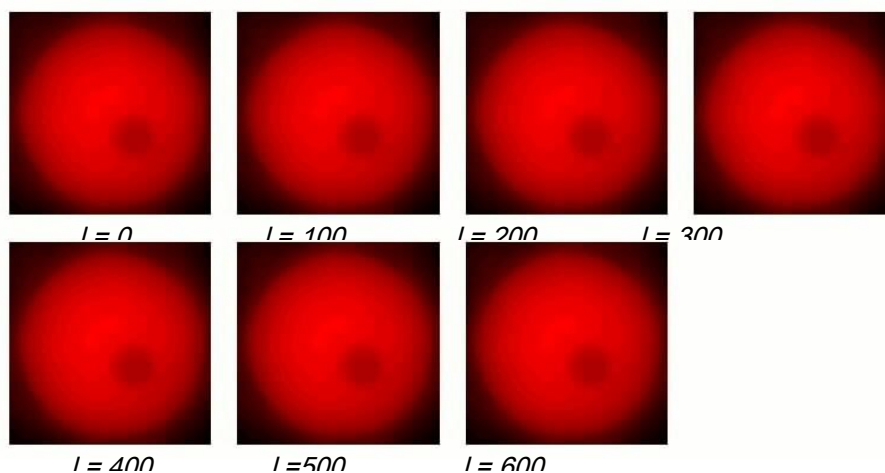


Рис. 11. Реконструйоване зображення

Аналіз отриманих результатів та висновки

При проведенні дослідження реконструкції зображень для різних шарів, розташованих на різних відстанях від осі встановлено, що реконструкція зображення при застосуванні конусоподібного пучка рентгенівського випромінювання може проводитися для будь-якого шару без суттєвих відхилень від ідеального зображення досліджуваного перерізу. Це підтверджується малою різницею кореляції для різних шарів, а також допустимими значеннями мір розрізнення. Зображення (рис.6, рис. 11), отримані за допомогою моделювання на ЕОМ для різних шарів візуально не відрізняються.

Проведене дослідження і отримані результати свідчать про можливість використання конусоподібного пучка рентгенівського випромінювання, що в свою чергу приведе до зменшення опромінювання пацієнта, а також можливість отримання тримірного зображення за одне коло обертання системи сканування.

ЛІТЕРАТУРА:

1. *Хермен Г.* Восстановление изображения по проекциям: основы реконструктивной томографии: Пер с англ.– М., Мир, 1983. – 350 с.
2. *Бойд Д.П., Липтон М.Дж.* Реконструктивная вычислительная томография сердца. ТИИ-ЭР. – М., МИР, 1983, т. 71, №3. – 190 с.
3. *Троицкий И.Н.* Статистическая теория томографии. – М., Радио и связь. 1989. – 240 с.

ЗЕЛІНСЬКИЙ Олексій Владиславович – магістрант Житомирського інженерно-технологічного інституту.

Наукові інтереси:

– реконструктивна комп'ютерна томографія.

Тел. (412)-33-64-73. E-mail – z_olexiy@yahoo.com

Подано 04.09.2000

Зелінський О.В. Оптимізація системи сканування в рентгенівській комп'ютерній томографії

Зелинский А.В. Оптимизация системы сканирования в рентгеновской компьютерной томографии

Zelinsky O. Scan system optimization in x-ray computer tomography

УДК 615.47:616.7

Оптимизация системы сканирования в рентгеновской компьютерной томографии / А.В. Зелинский

В работе исследованы принципиальные возможности эффективного использования конусообразного рентгеновского излучения за счет использования матрицы детекторов и возможность получения трехмерного изображения объекта за один оборот системы сканирования. В работе описаны и получены количественные критерии качества реконструированных изображений, которые свидетельствуют о возможности использования данного метода реконструкции.

УДК 615.47:616.7

Scan system optimization in x-ray computer tomography / O. Zelinsky

In this work has been researched the possibilities more efficient using conical x-ray radiation, thanking for detector's matrix and, possibilities reception of 3D-scene for one scan system turn. In this work has been described and took the quantitative quality criterion, which show the possibility of using a given method of reconstruction.