

ВИЗНАЧЕННЯ УМОВ РІВНОСТІ КОЕФІЦІЄНТІВ ПРОПУСКАННЯ, РОЗРАХОВАНИХ ЗА ВИМІРАМИ ДОЗИМЕТРА ТА ЯСКРАВОСТІ ЗОБРАЖЕННЯ, ДЛЯ ПРЕДСТАВЛЕННЯ КОНУСНО-ПРОМЕНЕВИХ ТОМОГРАФІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ В АНАТОМІЧНИХ КОЛЬОРАХ

Асламова Л.І.¹, Мірошніченко Н.С.², Хобта Ю.В.², Куліч Є.В.¹, Меленевська Н.В.¹

¹Київський національний університет імені Тараса Шевченка

²ТОВ «Науково-виробниче об'єднання «Телеоптик»

РЕЗЮМЕ. У статті розглянуто питання отримання умов відповідності коефіцієнтів пропускання, розрахованих за вимірами дозиметром та яскравістю елементів зображення, для представлення конусно-променевих томографічних зображень в анатомічних кольорах.

Експериментально виявлено, що без введення додаткових алюмінієвих фільтрів коефіцієнти пропускання, розраховані на основі яскравості зображень та доз, відрізняються на 20 ... 30%, що є неприпустимим і призводить до неправильного колірного кодування зображення.

Корекція коефіцієнтів пропускання може бути здійснена як за допомогою коригувальних коефіцієнтів, так і апаратними засобами. Проте, застосування додаткового алюмінієвого фільтра є більш зручним у практичній діяльності та відкидає необхідність коригування коефіцієнтів пропускання.

Дослідження показали, що при введенні додаткового алюмінієвого фільтра товщиною 4 мм розбіжність коефіцієнтів пропускання, розрахованих за яскравістю зображення, і за дозами, не перевищує 5%, що є прийнятним для медичної практики. Таким чином, отримані умови відповідності коефіцієнтів пропускання, розрахованих за вимірами дозиметром та яскравістю елементів зображення є дуже важливим етапом у вирішенні задачі представлення конусно-променевих томографічних зображень в анатомічних кольорах.

ВСТУП

Рентгенівська комп'ютерна томографія (КТ) є одним із найефективніших методів сучасної діагностики, оскільки має високий ступінь інформативності одержуваних результатів [1, 2]. Цей метод заснований на принципі послідовного скануючого просвічування тіла людини рентгенівським променем під різними кутами [3]. При цьому фіксуються дрібні зміни поглинання променів, що дозволяє побачити те, що не видно на звичайному рентгенівському знімку. Проте, традиційна проблема в КТ – це високий рівень дозового навантаження на пацієнта, який у десятки разів вищий за рівень дозового навантаження під час рентгенографії.

Виходячи з вищесказаного, актуальними стають розробки рентгенівських технологій отримання пошарових високоякісних зображень об'єкта дослідження при співставних із рентгенографією дозових навантажень на пацієнта.

Підвищенню інформативності зображень сприяє колірне кодування органів і тканин відповідно до анатомічних кольорів [4]. Колірне кодування зображень може бути виконано на різних основах, але найбільш цікаво для лікаря, коли зображення тканин та органів відповідають її анатомічним кольорам. Приклад такого колірного кодування для КТ представлено на рис. 1.

Технічно колірне фарбування зображення можна зробити за допомогою коефіцієнтів пропускання тканинами рентгенівських променів. Коефіцієнти пропускання можна вираховувати двома способами на основі даних:

- що виміряні дозиметром;
- яскравості елементів зображення.

Для розфарбовування зображень в анатомічні кольори зручно використовувати коефіцієнти пропускання, розраховані за яскравістю елементів зображення. Однак не слід забувати, що коефіцієнти пропускання, отримані

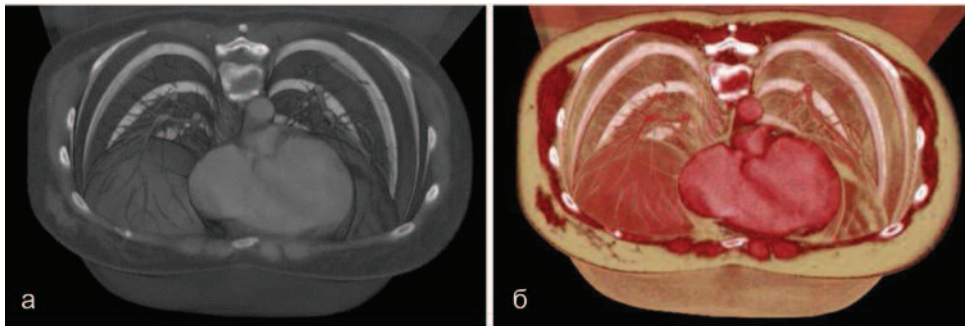


Рис. 1. Вид зрізу грудної порожнини (зверху вниз) з розфарбуванням: а — у сірі кольори; б — в анатомічні кольори

цими двома способами, можуть не збігатися і, таким чином, спотворювати діагноз пацієн­тові. Тому важливо знайти умови, за яких коефіцієнти пропускання будуть збігатися.

Мета статті. Отримання умов відповідності коефіцієнтів пропускання, розрахованих за вимірами дозиметром та яскравістю елементів зображення, для представлення конусно-променевих томографічних зображень в анатомічних кольорах.

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Усі дослідження проводилися на експериментальному зв'язку конусно-променевого комп'ютерного томографа, до складу якого входив високочастотний рентгенівський генератор Indico 200 фірми «CPI» (Канада), рентгенівська трубка фірми «Toshiba» (Японія) та динамічний цифровий рентгенівський приймач «Іона-RF-4335» фірми «НВК «Телеоптик» (Україна). Розбіжність коефіцієнтів пропускання, розрахованих за вимірами дозиметром та за яскравістю елементів зображення, зумовлено нерівномірністю потоку, що генерується рентгенівською трубкою. У дослідженнях зменшення нерівномірності рентгенівського потоку моделювалося за допомогою алюмінієвих пластин різної товщини, а пацієнт імітувався відповідними водними фантомами.

Значення коефіцієнтів пропускання розраховувалися за вимірами дозиметром дози дозиметром «Redcal» перед та за фантомом, а також за відносними значеннями яскравості елементів зображення, отриманих за допомогою програмного забезпечення цифрового приймача «Іона-RF4335».

У дослідженнях було проведено 3 серії експериментів.

Метою проведення першої серії експериментів було порівняння коефіцієнтів пропускання, отриманих завдяки вимірам дозиметром, та їх значень, отриманих за допомогою рентгенодіагностичного комплексу (РДК) РУМ-20М та наведених у літературі [5]. При

цьому використовувалися алюмінієві пластини різної товщини (2,7...33,7 мм).

Метою проведення другої серії експериментів було виявлення впливу водного фантома, імітуючого пацієнта, на відповідність коефіцієнтів пропускання, розрахованих на основі яскравості зображення та наведених у літературі [5]. В експериментах використовувалися водні фантоми з товщиною 0...14 см. Додатково до водного фантома на коліматорі рентгенівської трубки стояв алюмінієвий фільтр 2,7 мм.

Метою проведення третьої серії досліджень було експериментальне знаходження товщини додаткового алюмінієвого фільтра, при якому коефіцієнти пропускання, розраховані за вимірами яскравості елементів зображення, відповідали б літературно відомим. На коліматорі рентгенівської трубки стояв алюмінієвий фільтр 2,7 мм. В експериментах використовувалися водні фантоми товщиною 0...14 см, в які вводилися додаткові алюмінієві фільтри різної товщини.

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТІВ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Параметри експерименту та результати розрахунків коефіцієнтів пропускання за вимірами дозиметра ($K_{пр}(D)$) та яскравістю елементів зображення ($K_{пр}(B)$) для першої серії експериментів представлені в табл. 1. Крім того, в табл. 1 наведені дані коефіцієнтів пропускання ($K_{пр\ табл}$), отриманих за допомогою РДК РУМ-20М [5].

У графічному вигляді порівняння коефіцієнтів пропускання, розрахованих за вимірами дозиметра ($K_{пр}(D)$), яскравістю елементів зображення ($K_{пр}(B)$) та літературно відомих ($K_{пр\ табл}$), представлено на рис. 2.

Як видно з табл. 1 та рис. 2, коефіцієнти пропускання збігаються при товщині додаткового алюмінієвого фільтра на коліматорі 2,7 мм.

Таблиця 1

Параметри першої серії експериментів та коефіцієнти пропускання

U, кВ	I, мА	t, мс	H, мАс	Al, мм	K _{пр табл} , %	K _{пр (D)} , %	K _{пр (B)} , %
75	50	20	1	2,7	34,0	34,0	34,0
75	50	20	1	4,7	20,0	19,3	24,8
75	50	20	1	7,7	12,5	11,2	17,2
75	50	20	1	12,7	6,0	3,6	7,2
75	50	40	2	20,7	1,9	1,6	3,6
75	50	80	4	28,7	0,8	0,8	1,9
75	50	200	10	33,7	0,5	0,6	1,6

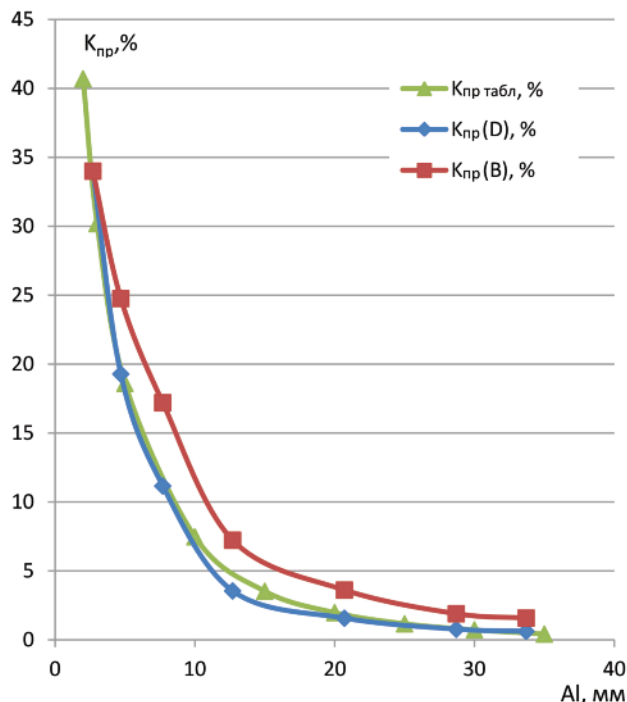


Рис. 2. Порівняння коефіцієнтів пропускання для першої серії експериментів

Коефіцієнти пропускання, перераховані за вимірами дозиметра і наведені в [5], з урахуванням помилки вимірів, збігаються. Це дало можливість у наступних серіях експериментів не виконувати вимірювання дозиметром, а порівнювати коефіцієнти пропускання, наведені в літературі [5] і перераховані за яскравістю елементів зображення.

Водночас, коефіцієнти пропускання, розраховані за значеннями яскравості елементів зображення, значно відрізняються від розра-

хованих за даними вимірювань дозиметром та літературно відомих. Тобто, під час розрахунків томографічних зображень це повинно враховуватися відповідними коригуючими коефіцієнтами.

Параметри експерименту, результати розрахунків коефіцієнтів пропускання за яскравістю елементів зображення (K_{пр (B)}) та літературно відомі дані (K_{пр табл}) [5] для другої серії експериментів представлені в табл. 2.

У графічному вигляді порівняння коефіцієнтів пропускання, розрахованих за яскравістю елементів зображення (K_{пр (B)}), та літературно відомих (K_{пр табл}) для апарата РУМ-20М представлено на рис. 3.

У другій серії експериментів коефіцієнти пропускання, перераховані за яскравістю зображення, відрізняються від літературних зі збільшенням товщини водного фантома на 20 ... 30%.

Для досягнення рівності коефіцієнтів пропускання, перерахованих за яскравістю зображення, з літературно відомими, необхідно ввести коригуючий коефіцієнт K_{кор}. Цей коефіцієнт можна обчислити за формулою:

$$K_{\text{кор}} = \frac{K_{\text{пр табл}}}{K_{\text{пр (B)}}$$

Результати розрахунків коригуючих коефіцієнтів представлені табл. 3.

Таким чином, для отримання «правильних» коефіцієнтів пропускання необхідно розраховані за яскравістю коефіцієнти пропускання відкоригувати за формулою:

Параметри другої серії експериментів та коефіцієнти пропускання

U, кВ	I, мА	t, мс	H, мАс	Товщина води, см	K _{пр табл} , %	K _{пр (В)} , %
75	50	10	0,5	0	100,0	100,0
75	50	10	0,5	2	63,5	64,2
75	50	20	1	5	32,2	36,9
75	100	20	2	5	32,2	37,2
75	100	20	2	7	20,4	23,9
75	160	20	3,2	7	20,4	23,7
75	100	20	2	10	10,3	12,7
75	160	20	3,2	10	10,3	13,0
75	160	20	3,2	14	4,2	5,6
75	250	20	5	14	4,2	5,7

Таблиця 3

Таблиця коригуючих коефіцієнтів

K _{пр табл} , %	K _{пр (В)} , %	K _{кор}
100,0	100,0	1
63,5	64,2	0,989
32,2	36,9	0,873
32,2	37,2	0,866
20,4	23,9	0,854
20,4	23,7	0,861
10,3	12,7	0,811
10,3	13,0	0,792
4,2	5,6	0,750
4,2	5,7	0,737

$$K_{\text{пр кор}}(B) = K_{\text{пр}}(B) \times K_{\text{кор}}$$

Але використовувати коригуючі коефіцієнти на практиці незручно.

Результати третьої серії експериментів показали, що додатково повинен стояти алюмінієвий фільтр 4,0 мм. Параметри експерименту, результати розрахунків коефіцієнтів пропускання за яскравістю елементів зображення ($K_{\text{пр}}(B)$) та літературно відомі дані ($K_{\text{пр табл}}$) [5] для третьої серії експериментів представлені в табл. 4.

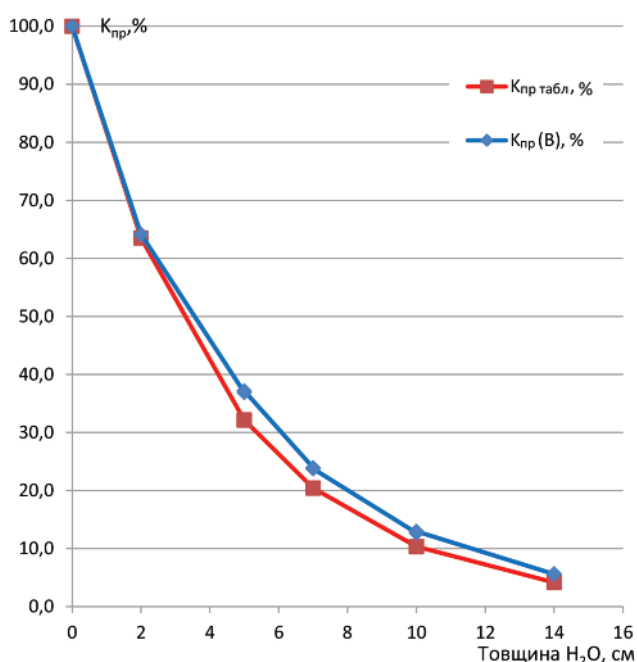


Рис. 3. Порівняння коефіцієнтів пропускання для другої серії експериментів

Як видно з рис. 4, коефіцієнти пропускання, перераховані за яскравістю елементів зображення, практично не відрізняються від коефіцієнтів пропускання, отриманих із літературних джерел. Таким чином, введення додаткового алюмінієвого фільтра товщиною 4 мм дає можливість оцінювати коефіцієнти пропускання за яскравістю зображення без додаткових перерахунків за допомогою корегуючих коефіцієнтів.

Таблиця 4

Параметри для третьої серії експериментів та коефіцієнти пропускання

U, кВ	I, мА	t, мс	H, мАс	Вода, см	$K_{\text{пр табл}}, \%$	$K_{\text{пр (B)}}, \%$
99	50	20	1	0	100,0	100,0
99	50	20	1	2	69,3	68,4
99	50	20	1	5	39,9	39,2
99	50	20	1	7	27,6	27,3
99	100	20	2	7	27,6	27,1
99	125	20	2,5	7	27,6	27,0
99	100	20	2	10	15,9	15,5
99	125	20	2,5	10	15,9	15,6
99	100	20	2	14	7,6	7,2
99	125	20	2,5	14	7,6	7,6
99	160	20	3,2	14	7,6	7,5

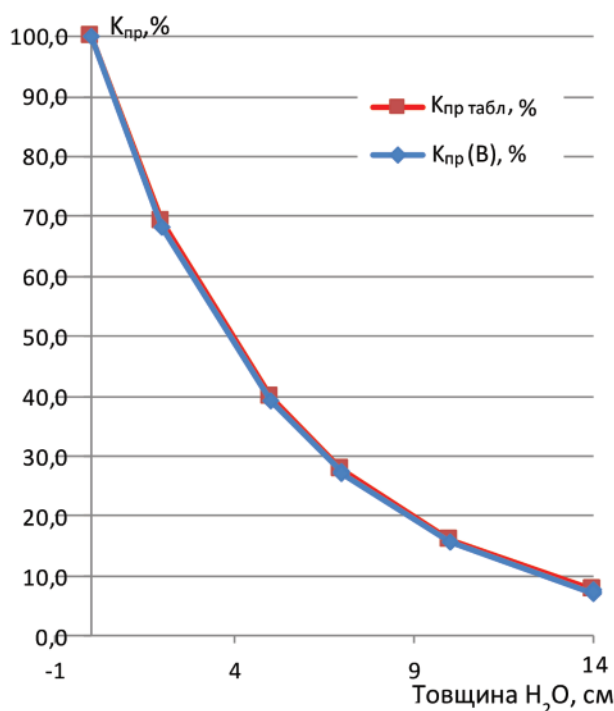


Рис. 4. Порівняння коефіцієнтів пропускання для третьої серії експериментів

ВИСНОВКИ

За результатами першої серії експериментів виявлено, що коефіцієнти пропускання, перераховані за вимірами дозиметра і наведені в

літературі, з урахуванням помилки вимірів, збігаються. Водночас, коефіцієнти пропускання, розраховані за відносними значеннями яскравості елементів зображення, значно відрізняються від розрахованих за результатами вимірювань дозиметром та літературно відомих. Тобто, під час розрахунків томографічних зображень це повинно враховуватися відповідними коригуючими коефіцієнтами.

За результатами другої серії експериментів виявлено, що коефіцієнти пропускання, перераховані за відносними значеннями яскравості зображення, відрізняються від літературних зі збільшенням товщини водного фантома на 20...30%. Така похибка є неприпустимою для застосування в медичній практиці, оскільки може призвести до неправильного колірного кодування зображення і, відповідно, спотворення встановлення діагнозу пацієнтові.

Корекція коефіцієнтів пропускання може бути здійснена як за допомогою коригуючих коефіцієнтів, так і апаратними засобами. Використання коригуючі коефіцієнти на практиці дуже незручно.

За результатами третьої серії експериментів виявлено, що при введенні додаткового алюмінієвого фільтра товщиною 4 мм розбіжність коефіцієнтів пропускання, розрахованих за відносними значеннями яскравості елементів зображення і літературно відомих, істотно зменшується. Така розбіжність не перевищує

5%, що відповідає похибці вимірювання і є прийнятною для медичної практики. Отже, при застосуванні алюмінієвого фільтра товщиною 4 мм необхідність у використанні коригуючих коефіцієнтів пропускання відпадає.

ЛІТЕРАТУРА

1. Володин А.С. Компьютерная томография. — М.: Медицина, 2002.
2. Suetens P. *Fundamentals of medical imaging / Cambridge: United Kingdom at the University Press, 2011.*
3. Павлов И.В., Бердинских В.Г. *Томография.* —

Ростов-на-Дону: Феникс, 2005.

4. Silverstein J.C., Parsad N.M., and Tsirlina V. *Automatic Perceptual Color Map Generation for Realistic Volume Visualization // J. Biomed Inform.* — 2008. — 41(6). — P. 927–935.

5. *Рентгеновские диагностические аппараты в 2 т. / Том 1. / Под ред. Н.Н. Блинова, Б.И. Леонова.* — М.: ВНИИИМТ, НПО «Экран», 2001. — С.220.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ УСЛОВИЙ РАВЕНСТВА КОЭФИЦИЕНТОВ ПРОПУСКАНИЯ, РАССЧИТАННЫХ ПО ИЗМЕРЕНИЯМ ДОЗИМЕТРА И ЯРКОСТИ ИЗОБРАЖЕНИЯ, ДЛЯ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ КОНУСНО-ЛУЧЕВЫХ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В АНАТОМИЧЕСКИХ ЦВЕТАХ

Асламова Л.И., Мирошниченко Н.С., Хобта Ю.В.,
Кулич Е.В., Меленевська Н.В.

РЕЗЮМЕ. В статье рассмотрены вопросы достижения условий соответствия коэффициентов пропускания, рассчитанных по замерам дозиметром и яркости элементов изображения, для представления конусно-лучевых томографических изображений в анатомических цветах.

Экспериментально установлено, что без введения дополнительных алюминиевых фильтров коэффициенты пропускания, рассчитанные на основе яркости изображений и доз, отличаются на 20...30%, что является недопустимым и приводит к неправильному цветовому кодированию изображения.

Коррекция коэффициентов пропускания может быть осуществлена как с помощью корректирующих коэффициентов, так и аппаратными средствами. Между тем применение дополнительного алюминиевого фильтра является более удобным в практической деятельности и отвергает необходимость корректировки коэффициентов пропускания.

Исследования показали, что при введении дополнительного алюминиевого фильтра толщиной 4 мм расхождение коэффициентов пропускания, рассчитанных по яркости изображения и дозам, не превышает 5%, что является приемлемым для медицинской практики. Таким образом, полученные условия соответствия коэффициентов пропускания, рассчитанных по замерам дозиметра и яркости элементов изображения, являются очень важным этапом в решении задачи представления конусно-лучевых томографических изображений в анатомических цветах.

DETERMINATION EQUALITY CONDITIONS OF TRANSMISSION COEFFICIENTS, CALCULATED FROM THE MEASUREMENTS OF DOSIMETER AND IMAGE BRIGHTNESS, FOR REPRESENTATION CONE-BEAM TOMOGRAPHIC IMAGES IN ANATOMICAL COLORS

Aslamova L.I., Miroshnichenko N.S.,
Khobta Y.V., Kulich I.V., Melenevskaya N.V.

SUMMARY. In the article was considered the question of obtaining conditions pursuant of the transmission coefficients calculated by the dosimeter measurements and by brightness of the image elements for presentation of cone-beam tomographic images in anatomical color.

Experimentally was found, without the introduction of additional aluminum filter the transmission coefficients are calculated based on the image brightness and doses are differ by 20 ... 30%. It is unacceptable and leads to incorrect image color coding.

The transmission coefficient correction can be carried out both ways by adjustment coefficients and by hardware. Meanwhile, the using of the additional aluminum filter is more convenient in the practice and rejects the necessity to the transmission coefficient correction.

The researches showed that when the additional aluminum filter with thickness of 4 mm was introduced the discrepancy of the transmission coefficients calculated by the brightness and by the dose does not exceed 5%. It is acceptable to the medical practice. Thus, the pursuant condition of the transmission coefficients calculated by the dosimeter measurements and by the image elements brightness is a very important step in the presenting task of cone-beam tomographic images in anatomical colors.