

мы современной онкологии: Тезисный доклад IV Всерос. съезда онкологов. – Т. 2 – Ростов/Д., 1995. – С. 319–320.

6. Ермакова Н.А. Роль химиотерапии на различных этапах лечения рака шейки матки / НИИ онкологии им. проф. Н.Н. Петрова // Практическая онкология: избранные лекции / Под ред. С.А. Тюляндина, В.М. Моисеенко. – СПб, 2004. – 699 с.
7. Козаченко В.П. Клиническая онкогинекология. – М., Медицина, 2005. – 373 с.
8. Канаев С.В., Максимов С.Я., Баранов С.Б. и соавт. Клиническая оценка эффективности предоперационной химиолучевой терапии рака шейки матки T1b-T2bN0-1M0 стадий // Матер. VII Всерос. науч. форума «Радиология – 2006». – (Москва, 25–28 апреля 2006 г.). – ЦМТ. – С. 97–98.
9. Косенко И.А. Оптимизация лучевого и комплексного лечения больных раком шейки матки с неблагоприятным прогнозом: Автореф. дис. ... к. м. н. – Минск, 2000. – 23 с.
10. Морхов К.Ю., Кузнецов В.В., Лебедев А.И. и др. // Эффект. фармакотер. в онкол., гематол. и радиол. – 2005. – № 1. – С. 16–20.
11. Кузнецов В.В., Лебедев А.И. и др. Пятилетние результаты комбинированного и комплексного лечения рака шейки матки // Матер. Всерос. науч. форума «Радиология 2005». – М., 2005. – С. 219–220.
12. Тюляндин С.А., Марьяна Л.А. Химиолучевая терапия местнораспространенного рака шейки матки // Матер. VII Рос. онкол. конгр. – М., 2003. – С. 111–115.
13. Maneo A., Colombo A., Landoni F. et al. // *Minerva Gynecol.* – 2005. – Vol. 57, № 2. – P. 141–152.
14. Bouzide K., Mahouf H. // *Proc. Am. Soc. Clin. Oncol.* – 2003. – Vol. 22. Abstr. – P. 1900.
15. Goncalves A. et al. // *Inst. Paoli Calm. Gynecol. Oncol.* – 2008. – P. 42–56.
16. Крикунова Л.И. Оценка интоксикационного синдрома при химиолучевой терапии рака шейки матки. // Тез. Матер. VII Всерос. научн. форума «Радиология – 2006». – (Москва, 25–28 апреля 2006 г.). – М.: ЦМТ. – С. 136–137.
16. Randall-Whitis L., Monk B.J., Han E.S. et al. // *J. Clin. Oncol.* – 2007 (ASCO, Annual Meeting Proceedings). – № 25. – P. 5536.
17. Бохман Я.В. Руководство по онкогинекол. – СПб, 2002. – С. 268–269.
18. Perez-Regadera J. et al. // *ECCO.* – 2005. – P. 925.
19. Ferreira C.G. et al. // *J. of Clin. Oncol.* – 2008 (ASCO, May, 20 Supplement). – Vol. 13 – P. 5511.
20. Wright J.D. et al. // *J. of Clin. Oncol.* – 2006. – Vol. 103. – P. 489–493.
21. Nimeiri H.S., Oza A.M., Mergan R.J. et al. // *J. Clin. Oncol.* – 2008. – Vol. 26. – P. 5585.

Т.Д. Щегловська, В.Л. Якобчук,
Т.А. Ратнікова, В.В. Філіпчук

Центр променевої терапії Рівненського
обласного онкологічного диспансеру

Шляхи оптимізації променевої терапії у хворих на рак верхніх дихальних шляхів

The ways of optimizing radiation therapy in patients with cancer of the upper respiratory tract

Summary. The authors feature the stages of 3D conformal radiation therapy, namely IMRT, in patients with malignancies of the upper respiratory tract, including planning computed tomography, contouring, planning, irradiation, and clinical management.

Key words: 3D conformal radiation therapy, IMRT, immobilization, computed tomography, contouring, planning, treatment.

Резюме. В статті освітлені етапи проведення 3D-конформної лучевої терапії больних со злокачественними опухольми верхніх дихальних путей (ВДП), включаючи планировочную компьютерную томографию, контурирование, планирование, облучение и клиническое сопровождение.

Ключевые слова: 3D-конформная лучевая терапия, IMRT, иммобилизация, компьютерная томография, контурирование, планирование, лечение.

Ключові слова: 3D-конформна променева терапія, IMRT, іммобілізація, комп'ютерна томографія, контурування, планування, лікування.

3D-конформна променева терапія (КПТ) злоякісних пухлин верхніх дихальних шляхів (ВДШ) вимагає глибоких знань з анатомії та ймовірних шляхів поширення хвороби, які часто бувають специфічними для різної локалізації чи навіть кожної пухлини. Щоденна доза 2 Гр променевої терапії (ПТ) більш не є стандартною методикою при місцевому поширеному раку органів голови-шиї (ОГШ). Зміна фракціонування або додавання хемотерапії чи таргетної терапії покращує результати лікування хворих.

Пухлини ВДШ та їх лікування можуть викликати складні анатомо-функціональні зміни. Для вибору оптимального методу лікування необхідна ретельна оцінка самої пухлини, супутніх захворювань та врахування особистого досвіду лікаря-радіолога. Ідеальною є тісна співпраця онкологів з рентгенологом, медичним фізиком, дієтологом, логопедом, стоматологом та середнім медичним персоналом. Об'єм первинної пухлини, стан бічних ділянок шиї (з вимірюванням розмірів та положення лімфовузлів) має бути задокументовано для подальшої оцінки післяпроменевиx змін.

Куріння та зловживання алкоголем є основними факторами, які провокують виникнення пухлин голови та шиї. Їх роль у розвитку серцево-судинних та респіраторних захворювань свідчить про великий вплив супутніх кардіореспіраторних захворювань на перебіг онкопатології та процесу ПТ.

Згідно звітчизними протоколами ми використовуємо стандартне фракціонування по 2 Гр щоденно 5 днів на тиждень. Використання методики IMRT та інтегрованого бусту дозволяє застосовувати різні режими фракціонування для досягнення цільового результату без збільшення ризику побічних ефектів.

Необхідною умовою для проведення ПТ є гістологічне підтвердження пухлини, морфологічне підтвердження mts ураження лімфатичних вузлів, підписання інформованої згоди пацієнтом.

Променева терапія — складний процес, який може бути поділений на такі етапи: комп'ютерна томографія (КТ), контурування, планування та опромінення. Кожний з цих етапів є принципово важливим для якісного лікування пацієнта.

Комп'ютерна томографія. Для планування використовують зображення, отримані за допомогою рентгенівської КТ або магнітнорезонансної томографії (МРТ). На стіл КТ має бути встановлена дека з плоскою поверхнею, щоб хворий лежав так само, як на симуляторі і лікувальному апараті.

Ми використовуємо КТ Toshiba Aquilion LB, який поєднує в собі властивості і КТ, і рентгенівського стимулятора, перевагою якого є те, що немає необхідності перемішувати хворого з апарата на апарат. Положення лазерних ліній при томографії відмічаємо на шкірі або фіксуючих пристроях.

Рентгеноконтрастні мітки, прикріплені на шкірі чи фіксуючому пристрої, видимі на КТ зрізах. При наявності КТ зображення і контрастних міток, розміщених на поверхні, можна визначити початок відліку системи координат. Потім КТ скани вводяться в комп'ютерну систему планування опромінення.

Рентгєнівська КТ дозволяє отримати пошарове зображення органів та тканин з наступним комп'ютерним опрацюванням. При планувальній КТ повинні бути виконані такі умови:

- наявність усього зовнішнього контуру тіла на всіх без винятку зрізах;
- ділянка сканування має перевищувати межі вибраної зони опромінення не менше 5 см;
- товщина зрізу становить 2–3 мм;
- використовуються нативні скани (без внутрішнього контрастування);

Сканування проходить без затримки дихання з використанням засобів іммобілізації. Первинною метою іммобілізації є обмеження рухів пацієнта і зменшення помилок при укладці. Але є й інші переваги. Система фіксації пацієнта зменшує час укладок, хворий почуває себе комфортніше,

зменшується можливість поворотів частин тіла. Якщо фіксуючі засоби зберігаються до кінця курсу лікування, їх також можна використовувати для відтворення положення хворого при діагностичних процедурах, і цим спростити інтерпретацію клінічних результатів.

Для зменшення частоти променевих ускладнень потрібно мінімізувати опромінення здорових органів і тканин. Тому жорстка іммобілізація дозволяє зменшити опромінювану ділянку навколо мішені (PTV, PRV) і таким чином зменшити навантаження на здорові тканини.

Якщо використовується опромінення з модуляцією інтенсивності пучка (IMRT) ділянка високої дози формується так, щоб вона відповідала формі мішені у просторі з різким спадом дози навколо мішені (конформність). Тут стає критичною висока точність укладки і використання ефективних методів фіксації.

При ПТ органів голови та ший використовуються термопластичні маски, профільні підголівники, вакуумні матраци, депресори для язика і загубники, які в свою чергу фіксуються на термопластичній масці. При опроміненні шийної локалізації оптимальним є використання великих термопластичних масок, які дозволяють зафіксувати голову та

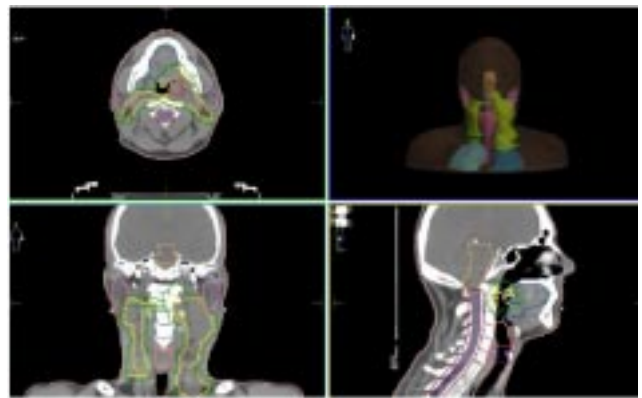
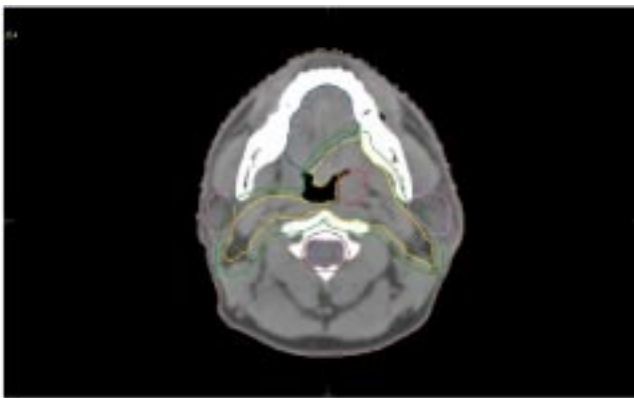


Рисунок 1. Контрування хворого з пухлиною ротоглотки

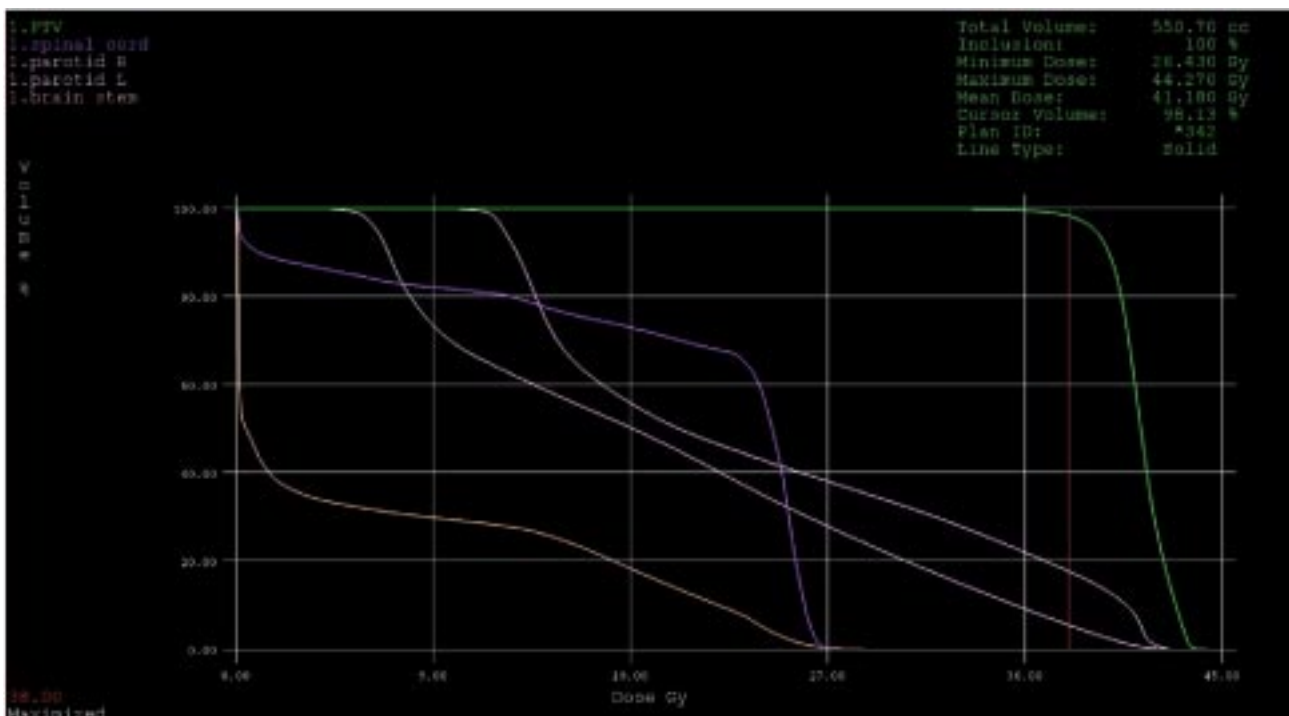


Рисунок 2. Фінальна DVH

плечовий пояс, а отже, найкращим чином означити зону опромінення.

Контурування. Важливе значення для планування ПТ має правильне визначення об'ємів опромінення. На кожному з отриманих КТ зрізів виділяють мішень і органи ризику. Тоді напрямок пучків вибирають так, щоб вони охоплювали мішень і мінімально захоплювали радіочутливі органи. Дуже важливим є акуратне оконтурювання об'єма мішені і сусідніх органів ризику. Великі переваги для планування має метод накладання (Fussion) різних діагностичних зображень: КТ з довшим підсиленням, МРТ, ПЕТ та УЗД. Метод зменшує похибку визначення об'єму мішені завдяки додатковій інформації, отриманій з різних діагностичних зображень.

Для пухлин ротоглотки СТВ виділяється з відступом не менше 2 см від краю пухлини. При ураженні задньої стінки ротоглотки, пухлинах гортаноглотки та гортані виділяється відповідна анатомічна ділянка. У СТВ включається II, III, IV рівні лімфовузлів та додатково ретрофарингеальні з обох боків при ураженні рото-, гортаноглотки. При ураженні лімфовузлів IV рівня додатково виділяються лімфовузли V рівня. На РТВ додаємо відступ 3–5 мм (рисунок 1).

Планування. На даний час в нашій лікарні експлуатується лінійний прискорювач Elekta Precise (енергії фотонів 6 та 15 МеВ) з системою планування XiO 4.64.

Для локалізації верхніх дихальних шляхів здебільшого використовується методика планування IMRT, адже в більшості випадків опроміненню підлягають шляхи регіонарного лімфовідтоку різних рівнів, що створює достатньо складний об'єм опромінення, який межує з багатьма органами ризику. 3D-конформна променева терапія дозволяє, в кращому випадку, знизити навантаження на спинний мозок і досягнути покриття 90 % об'єму РТВ 90 % ізодозою. Методика IMRT дає змогу досягти покриття 98 % РТВ 95 % ізодозою і обмежити опромінення спинного мозку, а також інших органів ризику таких як привушні слинні залози (уникнення ксеростомії), що позитивно відображається на якості життя в майбутньому.

Тому IMRT є найоптимальнішою методикою. Найчастіше використовують 7, 9 або 11 протилежних полів в залежності від складності об'єму опромінення. Використання меншої кількості полів не дозволить отримати бажаний дозний розподіл або значно збільшить кількість сегментів, що, на нашу думку, є не раціональним, а використання більшої кількості полів не призведе до відчутного покращення результату.

Планування IMRT на системі XiO можна розділити на 6 етапів:

1. Задання приписів оптимізації на РТВ та органи ризику.
2. Початкова оптимізація.
3. Сегментація.
4. Оптимізація ваги сегментів (SWO).
5. Оцінка DVH.
6. Верифікація.

1. Приписи оптимізації включають задання мінімальної /максимальної дози на РТВ, максимальної допустимої дози на органи ризику і допустимої дози в заданому об'ємі органів ризику. Для визначення дози на критичні органи ми використовуємо таблиці QUANTEC. Особливо слід звернути увагу на спинний мозок (для попередження розвитку мієлопатії) і привушні слинні залози (з метою уникнення ксеростомії, а отже підвищення якості життя).

2. На цьому етапі XiO генерує ідеальну мапу інтенсивності і оптимізує вагу beamlets для кожного поля у відповідності до заданих приписів.

3. XiO генерує сегменти MLC, враховуючи ідеальний дозний розподіл (мапу інтенсивності), який ми отримали в попередньому пункті.

4. SWO дозволяє оптимізувати ваги сегментів і покращити дозний розподіл.

5. Тепер лікар може оцінити якість плану IMRT, подивившись гістограму об'єм-доза (рисунок 2).

6. Верифікація дозволяє переконатися у належній якості розрахунку дози на планувальній системі і проводиться для кожного плану IMRT. Верифікація виконується на фантомі OCTAVIUS за допомогою дозиметричної матриці 2D-ARRAY. План IMRT, розрахований для пацієнта, ми накладаємо на фантом з дозиметричною матрицею і спочатку проводимо розрахунок дози в планувальній системі, а потім отримуємо реальний розподіл дози, опромінюючи фантом. Ці два дозних розподіли порівнюються в програмі VeriSoft. За умов збігу розрахованого і отриманого дозних розподілів більш ніж на 90 % план може бути використаний для лікування.

Лікування. На першій укладці пацієнта обов'язково належить зробити портальні знімки з метою точного позиціонування пацієнта. Подальші портальні знімки виконують у разі необхідності, але не менше 1 разу на 2 тижні.

В середньому одна процедура IMRT для ОГШ триває 20–25 хвилин, включаючи укладку, а для портальних знімків відводиться 10 додаткових хвилин. За такої тривалості процедури ми ще раз можемо переконатися у важливості надійної і жорсткої фіксації.

Після закінчення лікування хворі підлягають клінічному спостереженню, а також контрольному КТ (МРТ) обстеженню через 3 місяці.

В нашому центрі на лінійному прискорювачі на даний час проліковано 650 пацієнтів, серед них з патологією верхніх дихальних шляхів — 80. З усіх хворих проліковано методикою IMRT 50%. Оцінюючи ранні результати лікування на основі клінічних даних та даних КТ, можна зробити такі попередні висновки. Методика IMRT дає такі переваги: більша конформність дози, зниження дози на органи ризику в порівнянні з 3D КППТ. Клінічно це проявилось у зниженні частоти і вираженості побічних реакцій у пацієнтів: ксеростомії, артропатії нижньощелепних суглобів, дисфагії, дисфонії, дизартрії.

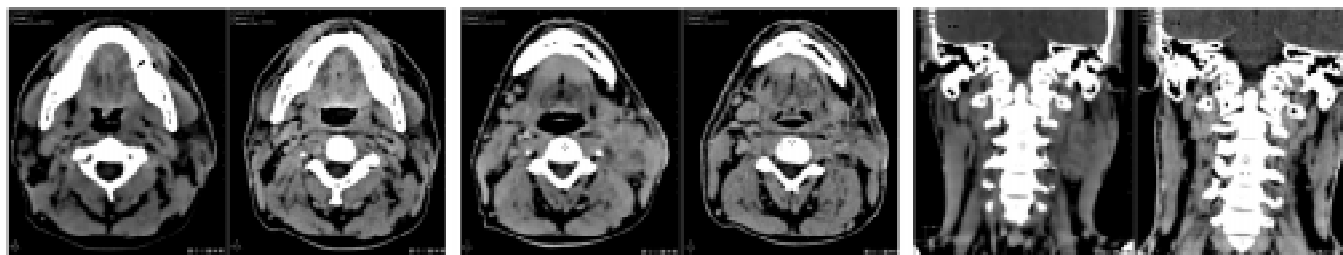


Рисунок 3. Хворий П., серія КТ-знімків: праворуч до початку лікування, а ліворуч — після курсу ПТ

Для прикладу розглянемо хворого, пролікованого методикою IMRT.

Хворий П., 1972 року народження, госпіталізований 20.08.2012 р. з діагнозом Са лівого мигдалика T2N2M0, mts ураження лімфовузлів лівої бокової ділянки шиї. Пацієнт отримав курс ПТ методикою IMRT (7 полів 6 MeV, 83 сегменти, 712,14 MU) в СВД 70 Гр, РВД 2 Гр та 6 курсів ПХТ.

При повторному КТ 07.02.2013 р. лівий піднебінник звичайної форми, без ділянок патологічного накопичення контрастної речовини (рисунок 3). Лімфовузли III, IV рівня ліворуч без патологічного накопичення контрастної речовини розміром до 6–9 мм (рисунок 3).

Променева терапія займає дуже важливе місце в лікуванні онкологічних захворювань, зокрема органів голови-шиї. Найкращою методикою променевої терапії на сьогодні є IMRT, яка дозволяє отримати конформний розподіл дози з мінімальним навантаженням на критичні органи та структури. Особливо це стає в нагоді при патологіях ОГШ, там де має місце складний об'єм опромінення з близькістю критичних органів. Променева терапія взагалі, а також ОГШ, може бути поділена на 4 етапи: КТ, контурування, планування та опромінення. Для кожного з цих етапів належить дотримуватися специфічних вимог.

В нашому центрі на лінійному прискорювачі на даний час проліковано 650 пацієнтів, з локалізацією ОГШ—80, з них методикою IMRT проліковано 50%. Переваги IMRT клінічно проявились у зниженні частоти і вираженості побічних реакцій у пацієнтів: ксеростомії, артропатії нижньощелепних суглобів, дисфагії, дисфонії, дизартрії.

Література.

1. A. Barrett, J. Dobbs, S. Morris, T. Roques. *Practical radiotherapy planning. – Fourth edition, 2009.*
2. *Клинические аспекты обеспечения качества лучевой терапии редакции Российской ассоциации терапевтических радиационных онкологов (РАТРО) / Под ред. А.В. Черниченко, А.В. Филимонова, – М., 2008.*

О.О.Юдко

Київський міський клінічний онкологічний центр

Розрахунок фактора оберненого розсіювання методом Монте-Карло для моноенергетичного рентгенівського випромінювання Monte Carlo calculation of backscatter factor for monoenergetic x-rays

Summary. Backscatter factors were calculated for monoenergetic x-rays (10–300 keV). Their dependence on the energy, field size, and thickness of the irradiated material was determined. Dose-depth distribution was established; analytical dependence of the dose on the target depth was revealed.

Key words: Monte Carlo simulation, backscatter factor, x-rays.

Резюме. Рассчитаны факторы обратного рассеяния для моноэнергетического рентгеновского излучения 10–300 кеВ, их зависимость от энергии, размера поля и толщины облучаемого материала. Определены дозово-глубинные распределения и установлена аналитическая зависимость дозы от глубины залегания мишени.

Ключевые слова: моделирование Монте-Карло, фактор обратного рассеяния, рентгеновское излучение.

Ключові слова: моделювання Монте-Карло, фактор оберненого розсіювання, рентгенівське випромінювання.

Фактор оберненого розсіювання (ФОР) становить відношення дози в точці максимуму іонізації до дози в повітрі [1]. Ця величина має велике значення в променевої терапії, а саме в рентгенотерапії, де обернене розсіювання від фантома для великих полів може досягати 50%. Доза на поверхні фантома поділяється на дві компоненти: експозиційну дозу в повітрі біля торця тубуса та дозу на поверхні, яка буде більша завдяки внеску оберненого розсіювання [1]. Експериментальне визначення ФОР показано на рисунку 1.

Фактори, які впливають на обернене розсіювання, це — товщина опромінюваного об'єму, жорсткість випромінювання, розмір та форма поля. Не залежить ФОР від відстані «джерело-поверхня» (ВДП). При енергії більше 2 MeV ФОР можна приймати за одиницю. ФОР є також відношенням «шкіра-повітря» на глибині d_m та розмірі поля R_{dm}

$$BSF = \int_0^{\infty} [(\Psi_{E,p} + \Psi_{E,s}) \cdot \mu_{en}/\rho \cdot dE] / \int_0^{\infty} [\Psi_{E,p} \mu_{en}/\rho \cdot dE] = K_{c,p+s} / K_{c,p} \approx D_{p+c} / D_p, \quad (1)$$

де BSF — ФОР, $\Psi_{E,p}$ — диференціальний флюенс потоку енергії первинного та вторинного (індекс s) випромінювання, μ_{en}/ρ — масовий енергетичний коефіцієнт поглинання.

Чисельник та знаменник виразу (1) становить керму, яку можна наближено прийняти за поглинуту дозу (при $E < 10$ MeV).

Розрахунок проводили за допомогою програми EGSnrc [2] в циліндричній геометрії водяного фантома для моноенергетичного рентгенівського випромінювання методом Монте-Карло. Кількість фотонних історій — 10^6 , ВДП=100 см, змодельовані поля діаметром — 1, 4, 10, 14, 20 см. Похибка при розрахунках дози та керми сягала менше 5%. Матеріал фантома — вода, повітря. Фактор оберненого розсіювання визначався як відношення керми у воді до повітряної керми [3]. Були розраховані дозово-глибинні розподіли для моноенергетичного рентгенівського випромінювання від 10 до 100 кеВ через кожні 10 кеВ та зі 100 до 300 кеВ через 20 кеВ. Знайдені аналітичні апроксимації для 50, 100, 160, 220 кеВ.

На рисунку 2 зображена залежність дози від глибини мішені у водному фантомі. Типова для фотонного випромінювання крива, без максимуму іонізації, яка спадає з глибиною передусім унаслідок поглинання середовищем. Найкраще такі глибинні розподіли дози (всіх енергій) описуються регресійною моделлю Хьорла, це функції виду $ab^x c^x$ (рисунок 3).

На рисунку 4 показана залежність ФОР від енергії. Для інтерпретації графіка застосовано формулу Клейна-Нішини [4], яка показує кількість розсіяних фотонів в одиницю тілесного кута. На рисунку 5 показаний кутовий розподіл розсіяного випромінювання в полярних координатах. Як видно з графіка, максимум залежить від площі поля зі збільшенням розміру поля, він зміщується в бік більш жорстких енергій. При малих енергіях (< 50 кеВ) розсіяні вперед і назад фотони мають інтенсивність вдвічі більшу, ніж фотони, розсіяні під прямим кутом до напрямку первинних фотонів (класичне розсіювання). Але ділянка, яка може ефективно розсіювати випромінювання до точки детектування, мала, оскільки м'яке випромінювання дуже швидко поглинається середовищем. Тому обернене розсіювання від рентгенівських променів низьких енергій мале. При середніх енергіях кількість розсіяного назад випромінювання мала, а ділянка, яка ефективно може розсіювати, велика через збільшення проникної здатності. Тому і спостерігається максимум ФОР. При високих енергіях кількість розсіяного назад випромінювання дуже мізерна, і хоча ділянка розсіювання велика, загальна кількість фотонів оберне-