

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 ший. 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-ший. 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-

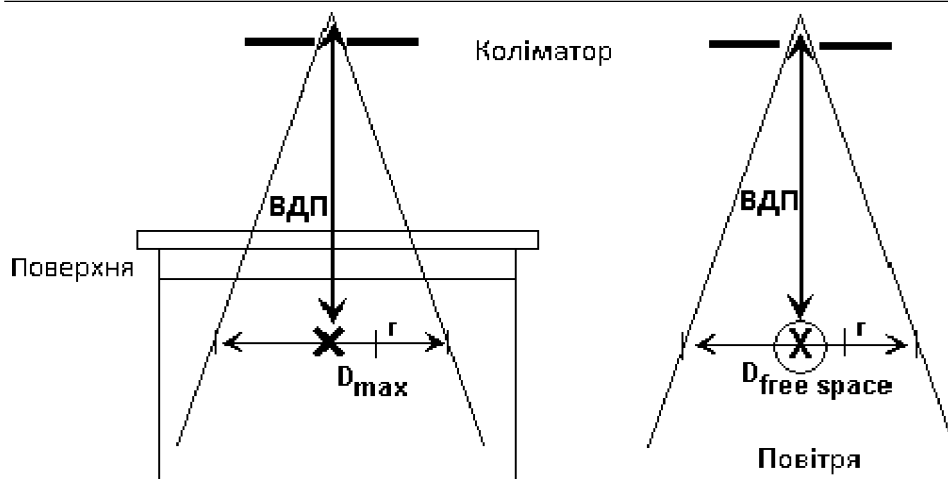


Рисунок 1. Експериментальне визначення фактора оберненого розсіювання

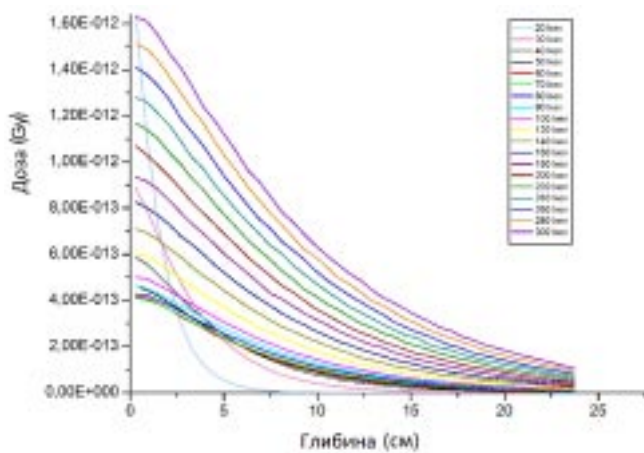


Рисунок 2. Дозово-глибинний розподіл для рентгенівського випромінювання 10–300 кеВ

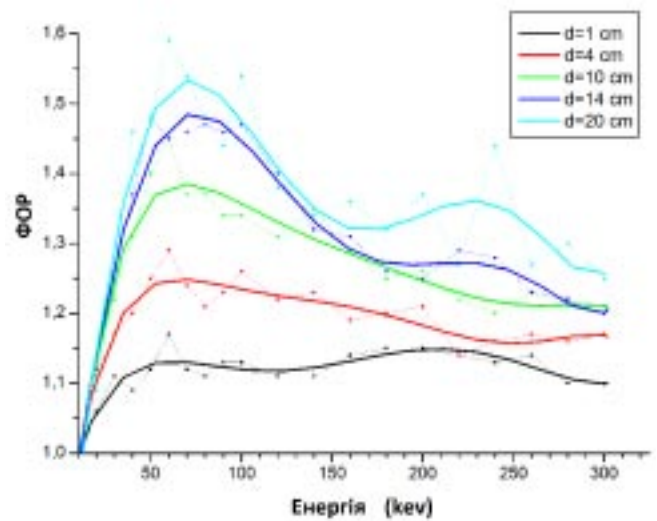


Рисунок 4. Залежність ФОР від енергії

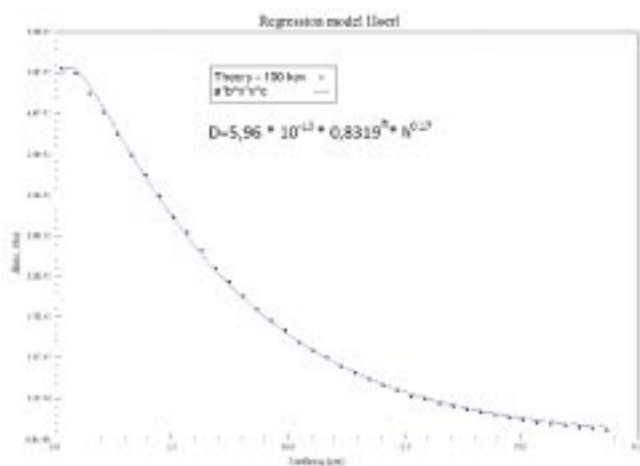


Рисунок 3. Аналітична апроксимація для дозово-глибинного розподілу з енергією 100 кеВ

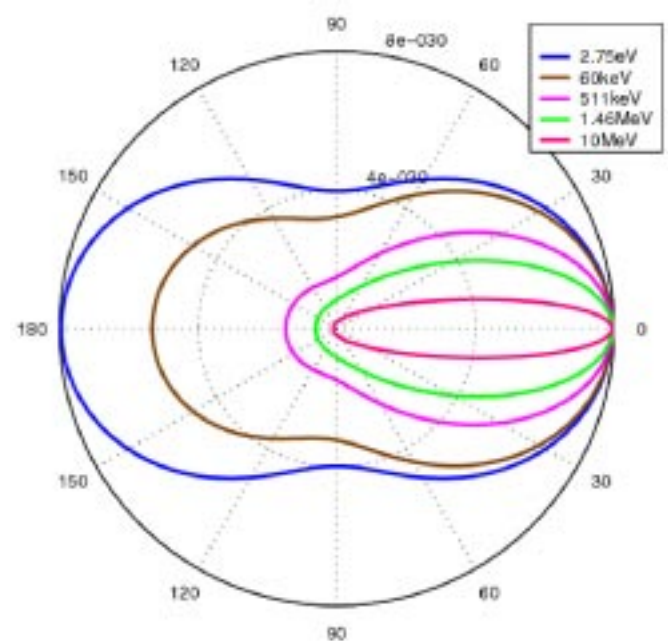


Рисунок 5. Кутовий розподіл розсіяного випромінювання

Література

1. Carlsson C A. // *Phys. Med. Biol.* – 1993. – Vol. 38. – P. 521–531.
2. <http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc>
3. Hassan M.A // *Romanian J. Biophys.* – 2004. – Vol. 14, № 1–4. – P. 69–79.
4. <http://ru.wikipedia.org/wiki/>

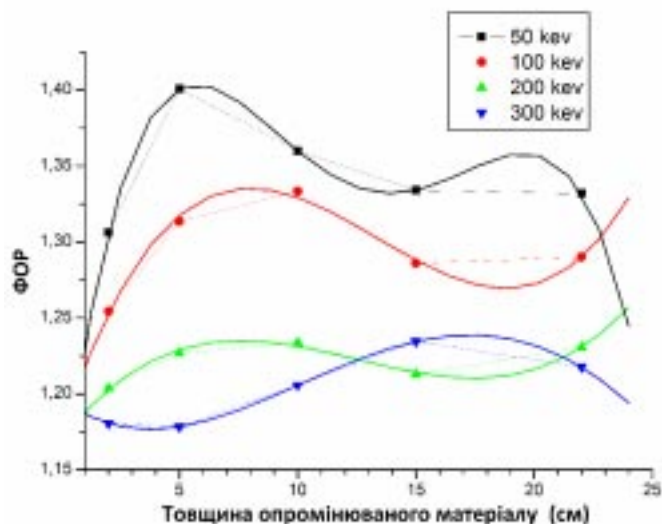


Рисунок 6. Залежність ФОР від товщини опромінюваного матеріалу

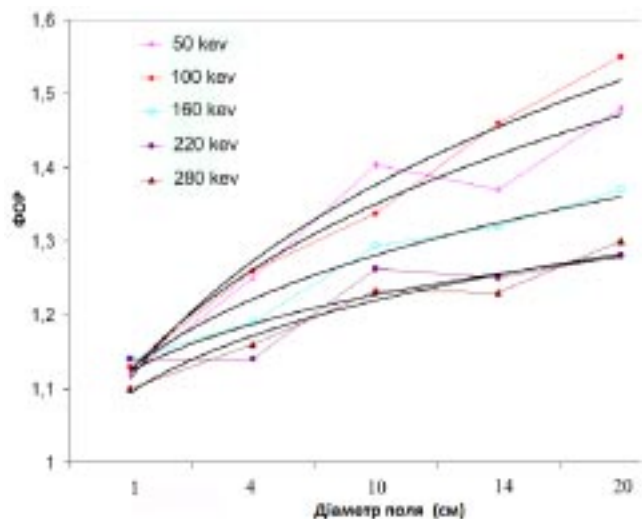


Рисунок 7. Залежність фактора оберненого розсіювання від діаметра поля

ного розсіювання залишається малою.

На рисунку 6 представлена залежність ФОР від товщини опромінюваного матеріалу, при збільшенні якої ФОР швидко досягає максимуму, і лише при товщі фантома ≈ 15 см, залежність можна вважати лінійною.

Залежність фактора оберненого розсіювання від діаметра поля (рисунки 7) має степеневий характер і зі збільшенням поля зростає. Для випромінювання з малою та середньою енергією (50–100 кеВ) початковий підйом кривої крутіше.

Отже, доза оберненого розсіювання від водного фантома при використанні великих полів опромінювання (> 300 см²) може досягати 50%. У зв'язку з цим використання фактора оберненого розсіювання є необхідною умовою при розрахунку доз при рентгенотерапії. Найбільші значення BSF (ФОР) спостерігаються на 60–100 кеВ, що й передбачає формула для кутового розподілу відбитих від речовини частинок Клейна–Нішини. При збільшенні розміру поля фактор оберненого розсіювання зсувається в більш жорстку ділянку енергій.