

УДК 517.97

Олег Васькевич,
*студент факультету математики, фізики
і комп'ютерних наук
Вінницького державного педагогічного університету
імені Михайла Коцюбинського*

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ РОЗРАХУНКУ ДОЗИ ФОТОНІВ AAA В ECLIPSE ТА ЇЇ КОМП'ЮТЕРНА РЕАЛІЗАЦІЯ В ПРОМЕНЕВІЙ ТЕРАПІЇ

Анотація. У цій статті ми розглядаємо нову математичну модель розрахунку дози фотонів, аналітичний анізотропний алгоритм (AAA), який реалізований в Eclipse Integrated Treatment Planning. Показуємо комп'ютерну реалізацію даної моделі в променевій терапії (RT).

Ключові слова: променева терапія; аналітичний анізотропний алгоритм (AAA); комп'ютерна система планування лікування.

Abstract. In the article we consider a new mathematical model for photon dose calculation, the analytical anisotropic algorithm (AAA), which is implemented in Eclipse Integrated Treatment Planning. We show the computer implementation of this model in radiation therapy (RT).

Keywords: radiation therapy; analytical anisotropic algorithm (AAA); a computerized treatment planning system.

Нова математична модель розрахунку дози фотонів, аналітичний анізотропний алгоритм (AAA), була реалізована в Eclipse Integrated Treatment Planning. Модель AAA забезпечує швидкий і точний розрахунок дози для пучків клінічних фотонів навіть в областях складної тканинної гетерогенності.

Модель розрахунку дози AAA — це 3D алгоритм згортки-суперпозиції олівцевого пучка, який має окреме моделювання для первинних фотонів, розсіяних екстрафокальних фотонів та електронів, розсіяних від пристроїв колімації пучка. Функціональні форми для фундаментальних фізичних виразів в AAA дозволяють здійснювати аналітичну згортку, тим самим значно скорочуючи час обчислень, який зазвичай потрібен для цих типів алгоритмів. Неоднорідність тканин враховується анізотропно у повному 3D-оточенні за

допомогою 13 ядер бічного розсіювання фотонів. Остаточний розподіл дози отримують суперпозицією доз від згортки фотонів і електронів (Рис.1).

Конфігурація моделі AAA базується на визначених методом Монте-Карло базових фізичних параметрах, які адаптовані до вимірних даних клінічного пучка. Вони, в свою чергу, використовуються для побудови фазового простору, що визначає потік і енергетичний спектр клінічного пучка, специфічного для кожного лікувального блоку. Аксесуари для модифікації пучка, включаючи блоки, жорсткі клини, динамічні клини, компенсатори, MLC (багатопелюсткові коліматори) статичні та динамічні, повністю підтримуються при розрахунку дози. Обмеженість ресурсів в реальному клінічному середовищі диктує, що будь-яка як завгодно висока точність не може бути дозволена за рахунок тривалого часу обчислень. Модель розрахунку дози фотонів AAA була розроблена для задоволення обох цих клінічних очікувань, забезпечуючи швидкий 3D-алгоритм згортки/суперпозиції на основі методу Монте-Карло для точного розрахунку дози фотонів з поправкою на гетерогенність для всіх типів дистанційної променевої терапії.

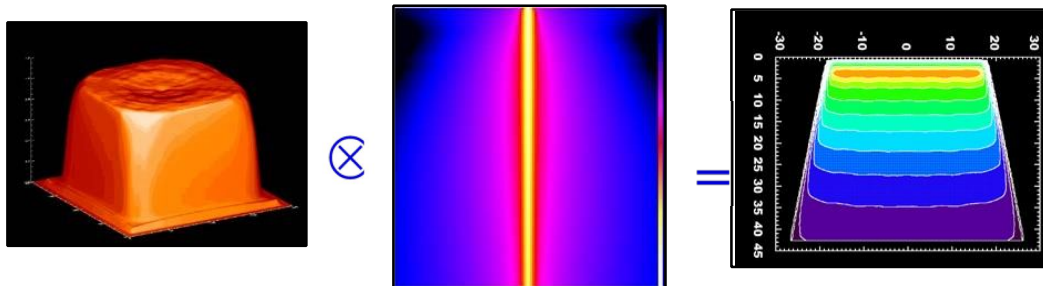


Рисунок 1: Ілюстрація 2D розподілу потоку енергії (ліворуч), згорнутого з променем олівця (посередині), щоб отримати розподіл дози, представлений площиною (праворуч).

Спочатку алгоритм був розроблений доктором Вальдемаром Ульмером і Вольфгангом Кайслем, AAA має довгу історію, кульмінацією якої стала публікація потрійної моделі фотонного ядра Гаусса у 1995 році [1, 2, 3]. Основні ідеї AAA вже були застосовані до стереотаксичного планування променевої

терапії [4], де застосування формалізму потрійного ядра Гаусса з відповідними механізмами корекції тканинних неоднорідностей дало чудові результати.

Модель розрахунку дози AAA складається з двох основних компонентів: алгоритму конфігурації та алгоритму розрахунку фактичної дози. Конфігураційний алгоритм використовується для визначення основних фізичних параметрів, що використовуються для характеристики спектрів потоку та енергії фотонів та електронів, присутніх у клінічному пучку, та їх фундаментальних властивостей розсіювання у водному еквівалентному середовищі. Хоча деякі параметри, що використовуються в алгоритмі розрахунку дози, можуть бути виведені з достатньою точністю на основі простих вимірювань глибинних розподілів дози та профілів дози у фантомі з еквівалентом води, експериментальне визначення всіх параметрів практично неможливе. Це вирішується в моделі AAA шляхом попереднього обчислення всіх параметрів за допомогою моделювання методу Монте-Карло, а потім модифікації цих параметрів, щоб вони відповідали фактичним виміряним клінічним даним пучка на етапі конфігурації даних пучка. Такий підхід забезпечує швидке і високоточне визначення всіх важливих основних фізичних параметрів, необхідних для розрахунку дози AAA. Після завершення процедур апроксимації конкретного блоку обробки на етапі конфігурації пучка всі параметри зберігаються, а потім витягуються для фактичного розрахунку дози.

Розрахунок дози ґрунтується на окремих моделях згортки для первинних фотонів, розсіяних екстрафокальних фотонів та електронів, розсіяних від пристроїв, що обмежують пучок. Клінічний широкий промінь поділяється на невеликі промені кінцевого розміру, до яких застосовується згортка. Остаточний розподіл дози отримують суперпозицією дози, обчисленої за допомогою фотонних і електронних згорток для окремих пучків променів.

Функціональні форми фундаментальних фізичних виразів в AAA дозволяють здійснювати аналітичну згортку, що значно скорочує обчислювальний час, необхідний для розрахунку дози. Ослаблення фотонів і

електронів, присутніх у клінічному пучку, моделюються за допомогою функцій густини поглинання енергії та характеристик поглинання дози з ядрами розсіювання, які складаються з функцій Гауса.

ААА пояснює неоднорідність тканин анізотропно у всьому тривимірному сусідстві з місцем взаємодії. Це досягається за допомогою радіологічного масштабування функцій поглинання дози та масштабування ядер розсіювання фотонів на основі електронної густини незалежно один від одного в чотирьох бічних напрямках.

Для розрахунку об'ємного розподілу дози об'єм тіла пацієнта розбивається на матрицю 3D-розрахункових вокселів на основі оберненої розрахункової сітки. Геометрія розрахункової воксельної сітки розбіжна, вирівнюючи систему координат з лініями променів. Кожен розрахунковий воксель пов'язаний із середньою електронною густиною ρ , яка обчислюється на КТ-зображеннях пацієнта відповідно до визначеної користувачем калібрувальної кривої.

Розподіл дози 3D розраховується з окремих згорток для кожного з первинних фотонів, екстрафокальних фотонів і електронів, що забруднюють. Згортки виконуються для всіх пучків кінцевого розміру, які складають клінічний широкий пучок. Остаточний розподіл дози отримуємо шляхом простої суперпозиції окремих внесків променя.

На рис.2 показані геометричні визначення координат, що відносяться до одного променя, β на площині X-Z, з віссю Y, спрямованою назовні від паперу. Координати визначаються в двох системах координат: пацієнт і промінь. Координати розрахункової точки (P) на малюнку дорівнюють $(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$ в системі координат пацієнта і (x, y, z) в системі координат променя.

Координата глибини z вимірюється від точки перетину центральної лінії і шкіри в системі координат пучка.

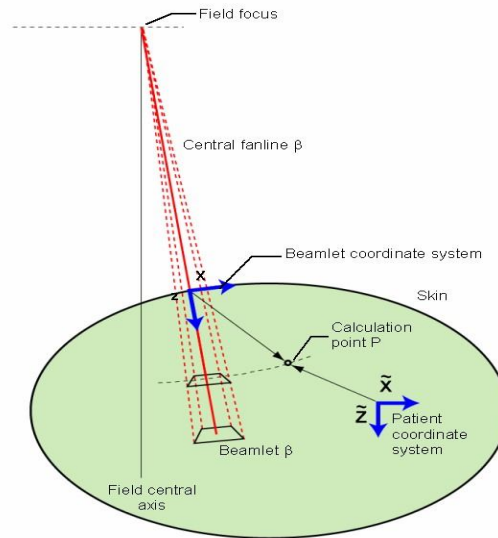


Рисунок 2: Координати в системі координат пацієнта та системі координат променя на площині X–Z.

Широкий клінічний промінь поділяється на промені кінцевого розміру β . Площа поперечного перерізу променя відповідає роздільній здатності розрахункового вокселя.

Розрахунок дози ґрунтується на згортках над поперечними перерізами променя окремо для первинних фотонів, екстрафокальних фотонів (вторинне джерело) і для електронів, що забруднюють первинний пучок. Доза визначається за допомогою основних фізичних параметрів, визначених для кожного β променя.

Всі залежні від глибини функції, що використовуються в згортках променя, обчислюються уздовж центральної лінії променя за допомогою координати глибини z , яка визначає фактичну відстань, пройдену від поверхні тіла пацієнта (Рис. 2). Бічне розсіювання дози за рахунок фотонів і електронів визначається на рівні, перпендикулярному центральній лінії β променя.

Дозу в довільну розрахункову точку $(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$ у хворого отримують шляхом підсумовування внесків дози всіх окремих пучків β широкого пучка в кінцевій глобальній суперпозиції.

Остаточна доза $D(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$ у довільній точці розрахунку у пацієнта обчислюється шляхом суперпозиції окремих внесків дози первинних фотонів

(ph1), екстрафокальних фотонів (ph2) та забруднюючих електронів з усіх окремих пучків, позначених індексом β отримаємо (*):

$$D(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = \sum_{\beta} \left(D_{ph1,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) + D_{ph2,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) + D_{cont,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) \right) \quad (*)$$

Більшість згорток, що з'являються у суперпозиції, можуть бути виконані аналітично, оскільки ядра розсіювання мають гауссову форму, а також тому, що фотон і флюенси електронів, а також функції поглинання енергії можна розглядати як рівномірні по поперечних перерізах пучків без внесення істотної похибки в кінцевий розподіл дози.

Перед проведенням наших обчислень ми виміряли всі числові параметри які відповідають КТ і відповідно фізичні параметри прискорювача та задали їх в плануючу систему Eclipse 16.0 (Рис. 3).

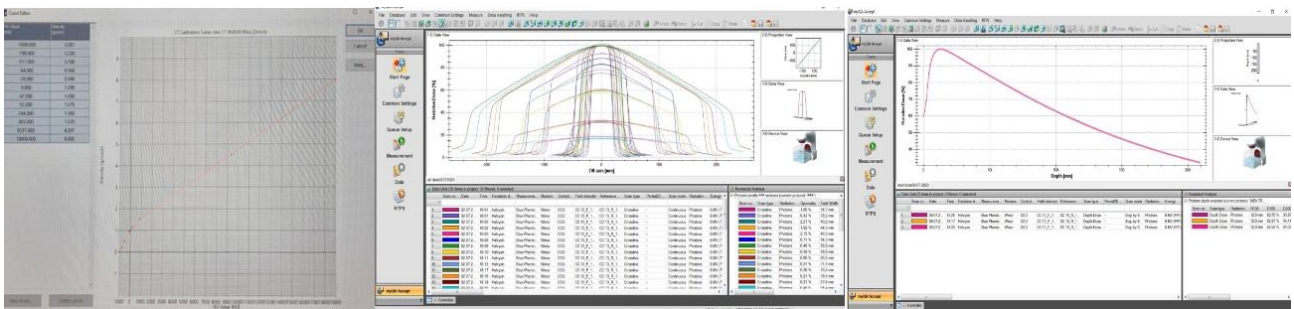


Рисунок 3: КТ крива для електронної густини, профілі дози пучка та залежність дози на глибині у водному фантомі.

Для розрахунку дози нами обиралась сучасна техніка доставки дози RapidArc для лікування на лінійному прискорювачі Halcyon, який сьогодні є найпоширенішим лінійним прискорювачем в Україні . Застосувавши алгоритм AAA, ми отримали лікувальні плани для стандартних локалізацій *молочна залоза* (Рис.4), *мала миска* (Рис.5), *голова&шия* (Рис.6) та *голова* (Рис.7).

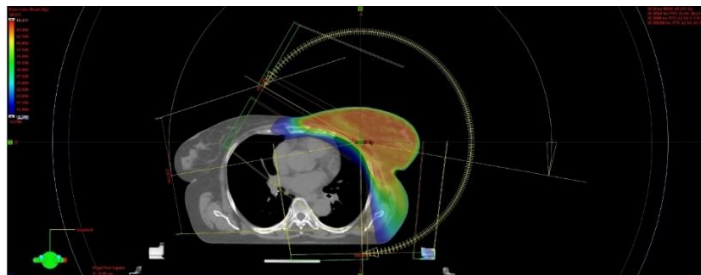


Рисунок 4: Розподіл дози для лівої молочної залози від 30% запланованої дози до дозиметричного максимуму.

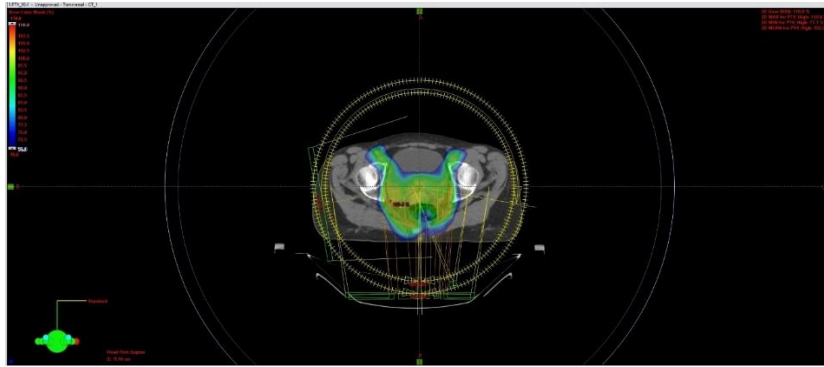


Рисунок 5: Розподіл дози для малої миски від 70% запланованої дози до дозиметричного максимуму.

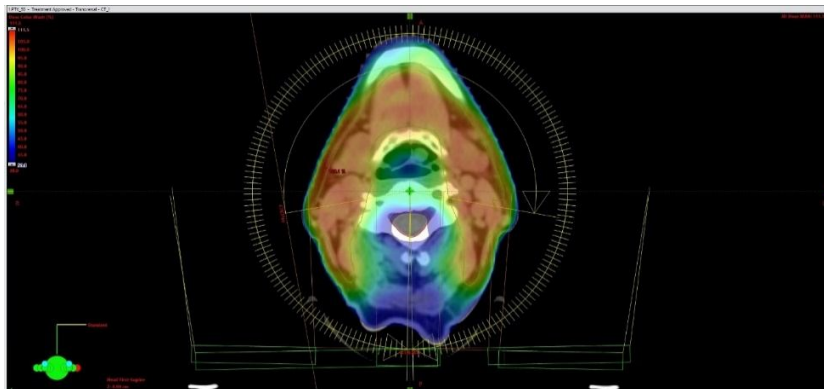


Рисунок 6: Розподіл дози для голови&ший від 30% запланованої дози до дозиметричного максимуму.

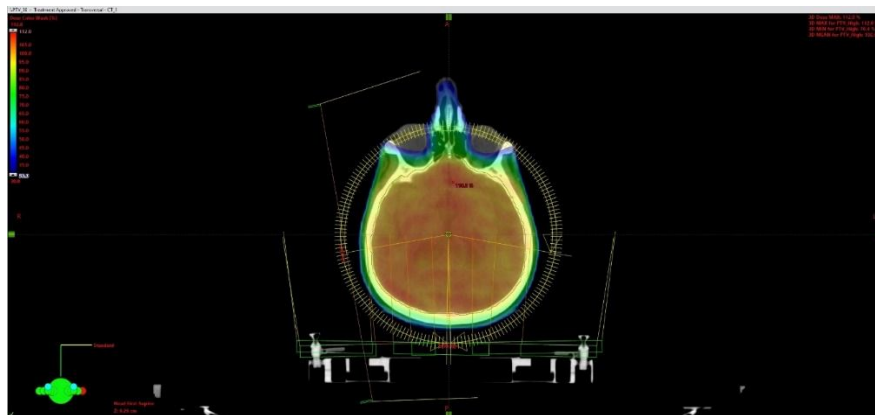


Рисунок 7: Розподіл дози для голови від 30% запланованої дози до дозиметричного максимуму.

Аналізуючи результат планування спостерігаємо неймовірні можливості підведення дози для лікування пацієнтів завдяки сучасним математичним моделям обрахунку дози та їх комп'ютерній реалізації.

Висновки:

У даній роботі ми детально дослідили одну із найсучасніших математичних моделей обрахунку дози AAA. Модель розрахунку дози фотонів AAA є потужним інструментом для планування клінічної променевої терапії, який забезпечує високу швидкість і точність, необхідні для складних сучасних методів лікування.

Виміряли параметри прискорювача Halcyon: профілі дози на глибині, фактор виходу дози, криву електронної густини КТ і внесли в модель обчислення.

В програмі Eclipse 16.0 за допомогою моделі AAA обчислили розподіл дози і створили плани лікування пацієнтів для різних локалізацій.

Література:

1. Ulmer W.;Harder D. A Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning, 2. *Med. Phys.* **5** (1995), 25-30.
2. Ulmer W.; Harder D. Applications of a Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning, 2. *Med. Phys.* **6** (1996) 68-74.
3. Ulmer W.; Harder D. Corrected Tables of the Area Integral $I(z)$ for the Triple Gaussian Pencil Beam Model, *Z. Med. Phys.* **7** (1997), 192-193.
4. Ulmer W.; Brenneisen W. Application of an Analytical Pencil Beam Model to Stereotactic Radiation Therapy Planning, *Journal of Radiosurgery*, Vol 1, No.3, **1998**.

Науковий керівник: докт. пед. наук, професор Ковтонюк Мар'яна Михайлівна.