

## МЕТОД МОНТЕ КАРЛО В ПРОМЕНЕВІЙ ТЕРАПІЇ

С.М. Лучковський

Центр онкології та радіохірургії "Кібер Клініка Спіженка"

м. Київ, Україна

Розрахунок енергії частинок, що реалізована в одиниці маси речовини (доза —  $D=dE/dm$ , де  $m$  — маса середовища, в якому була реалізована енергія частинок  $E$ ), в променевої терапії є основним етапом планування лікування. На сьогоднішній день переважна більшість розрахунків планів лікування пацієнтів в клініках проводять з використанням комп'ютерних систем планування. В даних системах, доза розраховується з використанням алгоритмів транспорту частинок (алгоритми або методи розрахунку дози) крізь геометрію пацієнта, отриману з комп'ютерної томографії у вигляді зрізів. Існує багато різних методів розрахунку дози, від простих до складних і часозатратних, від аналітичних методів до стохастичних. Серед найбільш простих напівемпіричних та аналітичних методів, що зараз використовують в системах планування можна назвати метод Кларксона [1] та методи корекції негомогенності: корекція ефективної довжини шляху (effective path length — E-depth), або модель Milan/Bentley [2], метод степеневого закону (power law method), або Batho метод [3], метод еквівалентного відношення тканина-повітря (ETAR) [4], методи differential scatter-air ratio [5] та delta volume [6]. Дані аналітичні методи дозволяють дуже добре розраховувати дозу в гомогенних тканинах (органи малої миски, головного мозку), але при гетерогенності тканин (легені, носо- та гортаноглотки), розходження між експериментом та розрахунком може сягати 10-30 % [7]. Більш складні методи — напіваналітичні (але в той же час і повільніші) дозволяють розраховувати дозу в гетерогенних тканинах із значно меншою похибкою. Серед цих алгоритмів розрахунку дози можна виділити велику групу різноманітних методів згортки/суперпозиції (convolution/superposition) та методу вузького пучка для електронів (pencil beam). Існує декілька основних методів згортки: швидкого Фур'є перетворення (FFT), згортка звужуючого конусу (CC) [7,8], анізотропний аналітичний алгоритм (AAA). Але як показують результати досліджень для легеневого фантому [7, ст.662-663], розрахунок дози даними методами хоч і значно кращий, ніж для простих методів, але все рівно в області з низькою густиною завищує дозу на 5-10 %.

Єдиним, на сьогодні, методом розрахунку дози, результати якого дуже добре співпадають з експериментом (або інколи навіть

замінують експеримент) був і залишається метод Монте Карло.

Суть методу Монте Карло закладено в його назві, що була дана Джоном фон Нейманом як натяк на казино Монте Карло в Монако. Монте Карло є стохастичним методом і використовує випадкові числа та ймовірність появи певного числа. Так для моделювання проходження частинки крізь речовину, використовується набір випадкових чисел для генерації початкових координат частинки виходячи із вибраного розподілу та подальшої її історії. Наприклад, щоб змоделювати проходження фотона рис. 1 (від радіоактивного джерела Co-60) крізь шар речовини (скажімо, води), згенеруємо початкові координати фотона, нехай це буде точка A (енергія фотона 1.17 MeV). Потім з рівномірного розподілу (припускаємо, що джерело ізотропне) генеруємо напрямку руху частинки. Далі, виходячи із законів ядерної фізики "розігруємо" шлях, який фотон може пройти без взаємодії. Під "розіграшем" мається на увазі розрахунок шляху з певного розподілу, де однією або декількома з величин є випадкові числа. Після проходження певного шляху фотон взаємодіє з речовиною. При цьому взаємодія може відбутися по одному з процесів: фотоэффект, комптонівське розсіяння, утворення пар, Релеєвське розсіяння тощо. Кожен з цих процесів має свій переріз (ймовірність) взаємодії і залежить від енергії фотона, речовини з якою взаємодіє (порядкового номеру атома) та інших параметрів. Виходячи з типу взаємодії, "розігруються" кути розсіяння частинок, енергія передана частинкам, що утворилися, залишкова енергія первинного фотона тощо. Для енергії 1.17 MeV при взаємодії з атомами водню та кисню, найбільш ймовірним процесом взаємодії є комптонівське розсіяння на електронах атому, внаслідок якого первинний фотон "вбиває" з електронної оболонки електрон, передаючи йому частину своєї енергії та розсіюється на певний кут. Далі відбувається повторення розіграшу шляху, який пройде первинний фотон без взаємодії. Це триває поки фотон не поглинеться в речовині (термалізується). Шлях, який проходить фотон від точки утворення до точки термалізації разом зі всіма утвореними частинками називається історією фотона. Кожна з утворених внаслідок взаємодії частинок проходить такий самий шлях. Перевага подібного підходу в розрахун-

ку дози полягає в тому, що процеси в ядерній фізиці мають статистичний характер і можуть бути просимульовані методом Монте Карло.

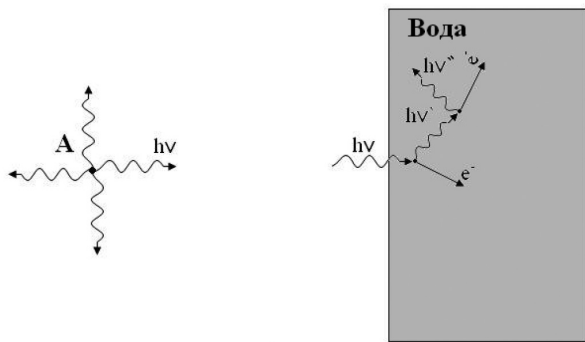


Рис.1. Схема моделювання фотона від його утворення до його взаємодії з водою (комptonівське розсіяння).

Справжнім каталізатором використання методу Монте Карло в променевій терапії став код EGS4, що був представлений в 1985 році [9]. Даний код був розроблений фізиками із SLAC (Stanford Linear Accelerator Center) лабораторії й потім удосконалений в Національній дослідницькій раді Канади (NRCC). EGS4 довгий час вважався (й досі вважається разом з EGSnrc) "золотим стандартом" в медичній фізиці та променевій терапії. Більшість кодів Монте Карло, які зараз використовують в системах планування, в тому числі комерційних, є модифікованими версіями EGS4. Для спрощення моделювання пучка лінійного прискорювача в рамках проекту OMEGA був спеціально розроблений код BEAM [10], транспорт частинок якого базувався на коді EGS4.

Великою проблемою при впровадженні методу Монте Карло в системи планування лікування стала його велика ресурсовитратність. Час, що йшов на розрахунок плану лікування, при необхідній точності мав неприпустимо велике значення. Тому використання такого ме-

тоду розрахунку дози в повсякденній практиці було неможливим. З цієї проблеми, знайшлося два виходи. Перший вихід це впровадити в код техніку зниження дисперсії (variance reduction technique). В таблиці 1 наведено порівняння часу розрахунку для різних кодів Монте Карло в яких впроваджено різні методи зменшення дисперсії.

Другим шляхом для зменшення часу розрахунку є використання потужних комп'ютерів, стрімкий розвиток яких продовжується сьогодні. Зараз не є великою проблемою для повсякденної роботи використовувати комп'ютери з 4-8-ми ядерними процесорами, та з великою RAM пам'яттю.

Розробники більшості кодів, що використовуються в сучасних комерційних системах планування пішли шляхом модифікації коду EGS4. (В таблиці 2 приведено перелік сучасних кодів Монте Карло та перелік систем планування в яких даний код реалізовано).

В системі планування лікування MultiPlan системи CyberKnife основним методом розрахунку дози є метод ефективною довжини шляху (Ray-Tracing), який є простим методом корекції гетерогенності. Як показано в статті [11], похибка в розрахунку планів лікування пухлин в області із значною гетерогенністю може доходити до 29%. Тому в Кібер Клініці Спіженка всі плани лікування пухлин легенів та голови і шиї розраховуються методом Монте Карло. Даний метод був розроблений спільно компанією Accuray та Fox Chase Cancer Centre. Новий код MCRC [12] був представлений в 2007 році. Код включає в себе попередні напрацювання авторів з їх попередніх кодів MCDOSE, MCSIM, MCBEAM.

Приклад різниці в розрахунку дози двома методами наведено на рис. 2 у вигляді DVH гістограми.

Як видно з малюнку, між двома планами є

Таблиця 1.

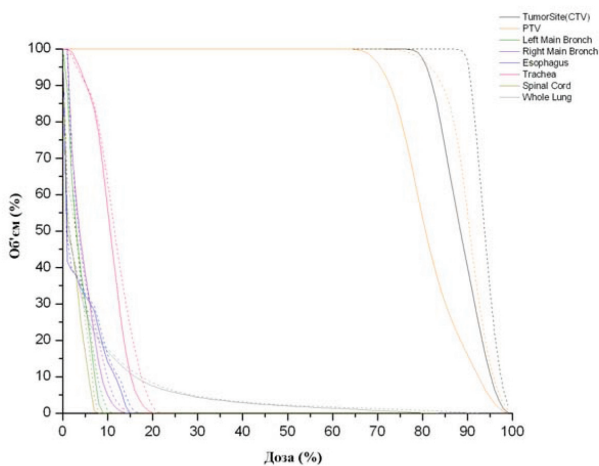
**Інформація про час і точності результатів тестів ICCR. Порівняння часу проводилися з використанням 6MeV фотонів, 10X10 см<sup>2</sup> розмір поля (для деяких використовувалось 18 MeV фотони і 1,5 X 1,5 см<sup>2</sup> розмір поля, [ICCR99]).**

Монте Карло код	Час розрахунку (хв.)	% середнє відхилення в порівнянні до EGS4/PRESTA/DOSXYZ
EGS4/PRESTA/DOSXYZ	43	0, контрольний показник
VMC++	0.9	1
XVMC	1.1	1
MCDOSE (модифікований EGS4/PRESTA)	1.6	1
MCV (модифікований EGS4/PRESTA)	22	1
DPM (модифікований DPM)	7.3	1
MCNPX	60	1, максимум різниці 8% на поверхні Al/легені
PEREGRINE	43	1
GEANT4 (v.4.6.1)	193	1 для гомогенної води і поверхні вода/повітря

Таблиця 2.

**Відкриті, закриті та комерційні коди Монте Карло,  
що використовуються в променевій терапії**

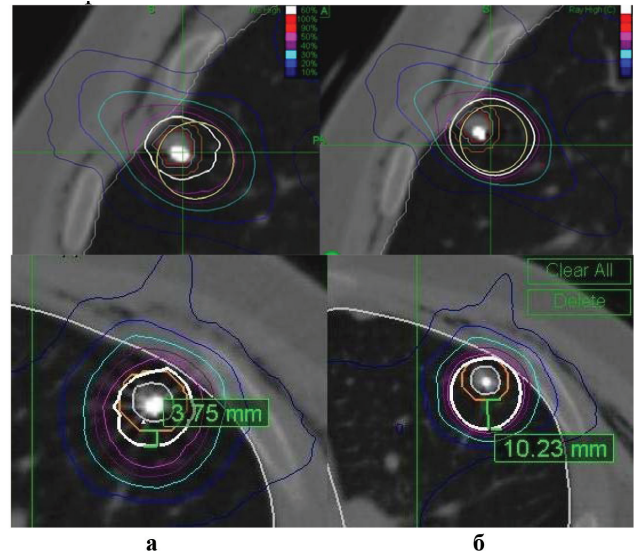
Монте Карло код	Батьківський код	Система планування
PEREGRINE VMC++ MMC XVMC	EGS4, VMC  EGS4, VMC	Nomos Masterplan (Nucletron), Eclipse (Varian) eMC, Eclipse (Varian)
MCV (Monte Carlo Vista)	EGS4, VMC++, DOSXYZnrc	Monaco (CMS), PrecisePlan (Elekta), iPlan (BrainLab) Pinnacle (Philips)
MCDOSE/MCBEAM/MCSIM MCRS EGSnrc/BEAMnrc MCNPX PENELOPE Geant4 Fluka	EGS4 MCDOSE/MCSIM EGS4/BEAM MCNP4	MultiPlan (Accuray)



**Рис. 2.** Порівняння DVH з планами лікування пухлини в легенях: суцільні лінії – DVH розрахований методом Монте Карло, б) пунктирні – методом ефективної довжини шляху (Ray-Tracing)

значна різниця між ізодозами, відповідно різниця і в приписаній ізолінії (яка для плану Монте Карло складала 70% — 60 Гр, а для плану Ray-Tracing — 81% — 60 Гр). В даному прикладі різниця складала 15%. Крім завищення дози (що приводить до недоопромінення пухлини), розрахунок дози алгоритмом Ray-Tracing може призвести до переопромінення критичних органів. Після перерахунку плану лікування методом Монте Карло в порівнянні з розрахунком Ray-Tracing, спостерігається зсув ізодозних розподілу. Даний ефект більше проявляється на межі з областю із низькою гетерогенністю.

Приклад порівняння розрахунків, який наведено на рис. 3 показує, що зміщення приписаної ізолінії може складати декілька міліметрів, а в деяких випадках навіть і сантиметрів. Найбільш критично це у випадку розташування пухлин поряд з критичними органами (пухлини поряд із середостінням, пухлини



**Рис. 3.** Порівняння розрахунку плану лікування пухлини легень: а) методом Монте Карло, б) алгоритмом Ray-Tracing

голови та шиї). В нашій практиці спостерігалось декілька випадків, коли після перерахунку плану лікування для голови та шиї методом Монте Карло в порівнянні із Ray-Tracing максимальна доза на кристалик ока збільшувалась на 100-200% і перевищувала толерантні значення.

Використання сучасних методів доставки дози, як IMRT (променева терапія з модуляцією інтенсивності), IMAT (дужева променева терапія з модуляцією інтенсивності), IGRT (променева терапія з наведенням зображення), SRS та SRT (стереотаксична радіохірургія та радіотерапія) зумовлюють підвищення точності не лише в доставці дози, але і в розрахунку дози. Класичні методи, які використовуються в системах планування не завжди дозволяють правильно порахувати дозу в областях з високою гетерогенністю (легені, голова

та шия). Різниця розрахунку таких методів, порівняно з експериментом може доходити 30%. Тому використання методу Монте Карло для розрахунку дози, як найбільш точного, в щоденній клінічній практиці є надзвичайно важливим.

#### ЛІТЕРАТУРА

1. Clarkson J.J. A note on depth doses in fields of irregular shapes. — *Br. J. Radiol.* — V.14, 1941 — p. 265-268.
2. Milan J., Bentley R.E. The storage and manipulation of radiation dose data in small digital computer. — *Br. J. Radiol.* — V.45, 1974 — p. 115-121.
3. Batho HF. Lung corrections in cobalt 60 beam therapy. — *J. Can. Assn. Radiol.* — V.15, 1964 — p.79-83.
4. Sontag M.R., Cunningham J.R. Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities — *Med. Phys.* — V.4, 1977 — p.431-436.
5. Cunningham J.R. Scatter-air ratios. *Phys. Med. Biol.* — V.7, 1972 — p.45-51.
6. Wong J.W., Henkelman R.M. A new approach to CT pixel-based photon calculations in heterogeneous media — *Med. Phys.* — V.10, 1983 — p.199-208.
7. Metcalfe P, Kron T, Hoban P. *The physics of radiotherapy x-rays and electrons.* — Madison, WI: Medical Physics Publishing; — 2007 — p.573-667.
8. Ahnesj A, Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. — *Med. Phys.* — 1989, V.16(4) — p.577-592.
9. Chetty et al.: AAPM Task Group Report No. 105: Monte Carlo-based treatment planning. — *Medical Physics* — V. 34, No. 12, 2007 — p. 4818-4853.
10. Rogers D.W.O., Faddegon B.A., Ding G.X., et al. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units-

*Med.Phys.* — V.22, 1995 — p.503-524.

11. Спіженко Ю.П., Лучковський С.М., Каденко І.М. Оцінка величини поглиненої дози в розрахунках плану опромінення злоякісних пухлин легень у пацієнтів із застосуванням системи CyberKnife — *Ядерна та радіаційна безпека* — №2 (50), 2011 — ст.56-61.

12. Ma C-M., Li J.S., Deng J., and Fan J. Implementation of Monte Carlo Dose Calculation for CyberKnife treatment planning — *Journal of Physics: Conference Series* — V.102, 2008 — 012016.

**РЕЗЮМЕ.** Метод Монте Карло являється найбільш точним алгоритмом розрахунок дози в лучевій терапії і дозволяє уникнути значительних помилок і погрешностей при створенні плану лучевого лікування пацієнта. Розробка нових, швидких кодів Монте Карло разом з використанням сучасних комп'ютерів дозволяє використовувати метод Монте Карло в рутинній практиці. Собственный опыт использования показывает возможность эффективного применения метода при лечении пациентов с опухолями лёгких и головы и шеи. Ключевые слова: Монте Карло, расчёт дозы, лучевая терапия, CyberKnife.

**SUMMARY.** The Monte Carlo method is the most accurate dose calculation algorithms in radiotherapy and allows avoiding significant errors and uncertainty in creating the radiation treatment plan. Development of new, fast Monte Carlo codes with the use of modern computers makes it possible to use the Monte Carlo in routine practice. Own experience has shown the possibility of effective application of the method in the treatment of patients with tumors of the lung and head and neck.

Key words: Monte Carlo, dose calculation, radiotherapy, CyberKnife.

## НОВІ КНИГИ

УДК 616.728.3-073 ББК 54.18 К60

#### Автори:

Михайло Іванович Спужак — доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри променевої діагностики Харківської медичної академії післядипломної освіти; Олена Петрівна Шармазанова — доктор медичних наук, професор кафедри променевої діагностики Харківської медичної академії післядипломної освіти; Ризван Ягубович Абдуллаєв — доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри ультразвукової діагностики Харківської медичної академії післядипломної освіти;

Сергій Михайлович Спужак — кандидат медичних наук, доцент кафедри лікувальної фізкультури, спортивної медицини та реабілітації Харківської медичної академії післядипломної освіти;

Богдан Олександрович Федорович — аспірант кафедри променевої діагностики Харківської медичної академії післядипломної освіти.

#### Рецензенти:

Пилипенко М.І., д.м.н., професор;

Кіношенко Ю.Т., д.м.н., професор.

Колінний суглоб (променева анатомія, методи дослідження, променева діагностика захворювань і травматичних ушкоджень) / М.І. Спужак, О.П. Шармазанова, Р.Я. Абдуллаєв та ін. — Донецьк: Видавець Заславський О.Ю., 2011. — 208 с. ISBN 978-617-7001-97-2

У монографії наведені дані про вікову рентгеноанатомію, променеву анатомію, методи променевої діагностики захворювань і травматичних ушкоджень колінного суглоба в дітей та дорослих, що сприятимуть покращенню діагностики та своєчасному лікуванню. Монографія розрахована на лікарів-рентгенологів, ортопедів-травматологів, педіатрів та ін.

Замовити книги можна за телефоном: (057) 751-11-81, (097) 615-60-36

