

Рисунок 2. Результати ПЕТ–КТ дослідження пацієнта О.

Та виявлено значний лімфостаз по внутрішній поверхні стегна.

Виявлення додаткових і значних уражень поставило питання стосовно застосування комбінованого лікування у даного пацієнта.

Таким чином, ПЕТ–КТ дослідження нині є найбільш інформативним методом діагностики в онкологічній практиці. З високою точністю дозволяє проводити диференціальну діагностику між злоякісним, доброякісним та запальним процесами.

Поєднане ПЕТ–КТ дослідження у хворих на злоякісні пухлини дозволяє встановити поширення первинного процесу, проводити оцінку ефективності лікування та своєчасно виявляти прогресування хвороби.

Дані ПЕТ–КТ дослідження впливають на корекцію стадії захворювання, зі збільшенням або зменшенням, що дозво-

ляє правильно визначити план лікування хворого або скоригувати схему терапії у випадках прогресування хвороби.

Література

1. Schoder H., Erdi Y.E., Larson S.M., Yeung H.W. // *Eur. J. Nucl. Med. Mol.* – 2003. – Vol. 30. – P. 1419–1437.
2. Freidberg J.W., Fischman A., Neuberg D. et al. // *Leukemia & Lymphoma.* – 2004. – Vol. 45, № 1. – P. 85–92.
3. Kelloff G.J., Sullivan D.M., Wilson W. et al. // *Acad. Radiol.* – 2007. – Vol. 14, № 3. – P. 330–339.
4. Juweid M.E., Stroobants S., Hoekstra O.S. et al. // *J. Clin. Oncol.* – 2007. – Vol. 26, № 5. – P. 571–578.
5. Vansteenkiste J., Fischer B.M., Doooms C., Mortensen J. // *Lancet Oncol.* – 2004. – Vol. 5. – P. 531–540.
6. Pannu H.K., Cohade C., Fishman E.K. et al. // *Radiol.* – 2002. – Vol. 225 (suppl. P). – P. 608.
7. Schoder H., Erdi Y.E., Larson S.M., Yeung H.W. // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* – 2003. – Vol. 30. – P. 1419–1437.

С.М. Лучковський

Центр онкології та радіохірургії «КиберКлініка Спіженка», Київ

Метод Монте-Карло у променевій терапії

Monte-Carlo method in radiation therapy

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 method, dose calculation, radiotherapy, CyberKnife.

Резюме. Метод Монте-Карло — наиболее точный алгоритм расчета дозы в лучевой терапии, позволяющий избежать значительных ошибок и погрешностей при создании плана лучевого лечения пациента. Разработка новых, быстрых кодов Монте-Карло вместе с использованием современных компьютеров позволяет использовать этот метод в рутинной практике. Собственный опыт использования показывает возможность эффективного применения метода при лечении пациентов с опухолями легких и головы и шеи.

Ключевые слова: метод Монте-Карло, расчет дозы, лучевая терапия, CyberKnife.

Ключові слова: метод Монте-Карло, розрахунок дози, променева терапія, CyberKnife.

Алгоритм розрахунку дози

Розрахунок енергії частинок, реалізованої в одиниці маси речовини (доза — $D = dE/dm$, dE — маса середовища, в якому було реалізовано енергію частинок E), у променевій терапії (ПТ) є основним етапом планування лікування. На сьогоднішній день переважно більшість розрахунків таких планів у клініках проводять з використанням комп'ютерних систем планування, в яких доза розраховується з використанням алгоритмів транспорту частинок (алгоритми, або методи розрахунку дози) крізь геометрію пацієнта, отриману з комп'ютерної томограми у вигляді зрізів. Існує багато різних методів розрахунку дози, від простих до складних і часовитратних, від аналітичних — до стохастичних. Серед найпростіших напівемпіричних та ана-

літичних методів, що зараз використовують у системах планування, можна назвати метод Кларксона [1] та методи корекції негомогенності: корекцію ефективної довжини шляху (effective path length — E-depth), або модель Milan/Bentley [2], метод ступеневого 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 (органі малі миски, головного мозку), але при гетерогенності тканин (легені, носо-та гортаноглотки), розходження між експериментом і розрахунком може сягати 10–30 % [7]. Складніші методи — напіваналітичні (але водночас і повільніші) — дозволяють розраховувати дозу в гетерогенних тканинах зі значно меншою похибкою. Серед цих алгоритмів розрахунку дози можна виділити велику групу різноманітних методів згортки/суперпозиції (convolution/superposition) та метод вузького пучка для електронів (pencil beam). Існує кілька основних методів згортки: швидкого Фур'є-перетворення (FFT), звужуючого конуса (CC) [7, 8], анізотропний аналітичний алгоритм (AAA). Але, як показують результати досліджень для легеневого фантома, розрахунок дози даними методами хоча й значно кращий, ніж для простих методів, але однаково в зоні з низькою густиною завищує дозу на 5–10 %.

Єдиним на сьогодні методом розрахунку дози, результати якого дуже добре збігаються з експериментом (або інколи навіть замінюють його) був і залишається метод Монте-Карло.

Метод Монте-Карло

Суть методу закладено в його назві, даний Джоном фон Нейманом як натяк на казино Монте-Карло в Монако. Метод Монте-Карло є стохастичним 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 її подальшої історії. Наприклад, щоб змоделювати проходження фотона (рисунок 1) (від радіоактивного джерела Co-60) крізь шар речовини (скажімо, води), згенеруємо початкові координати фотона, нехай це буде точка А (енергія фотона 1,17 МеВ). 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 кількома з величин є випадкові числа. Після проходження певного шляху фотон взаємодіє з речовиною. При цьому взаємодія може відбуватися за одним з процесів: фотоефект, комптонівське розсіювання, утворення пар, Релеєвське розсіювання тощо. Кожен з цих процесів має свій переріз (ймовірність) взаємодії і залежить від енергії фотона, речовини, з якою взаємодіє (порядкового номера атома) та інших параметрів.

Виходячи з типу взаємодії, «розігруються» кути розсіювання частинки, енергія, передана частинкам, що утворилися, залишкова енергія первинного фотона тощо. Для енергії 1,17 МеВ при взаємодії з атомами водню та кисню, найбільш ймовірним процесом взаємодії є комптонівське розсіювання на електронах атома, внаслідок якого первинний фотон «вбиває» з електронної оболонки електрон, передаючи йому частину своєї енергії, та розсіюється на певний кут. Далі повторюється розіграш шляху, який первинний фотон пройде 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 унаслідок взаємодії частинок проходить такий самий шлях. Перевага подібного підходу в розрахунку дози полягає в тому, що процеси в ядерній фізиці мають статистичний характер і можуть бути просимульовані методом Монте-Карло.

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

Великою проблемою при впровадженні методу Монте-Карло в системи планування лікування стала його велика ресурсовитратність. Час, витрачений на розрахунок плану лікування, при необхідній точності був неприпустимо великим. Тому використання такого методу розрахунку дози в повсякденній практиці було неможливим. З цієї проблеми знайшлося два виходи. Перший — 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. Порівняння часу проводили з використанням 6 МеВ фотонів, $10 \cdot 10 \text{ см}^2$ розмір поля (для деяких використовували 18 МеВ фотони і $1,5 \cdot 1,5 \text{ см}^2$ розмір поля, ICCR99).

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

Розробники більшості кодів, використовуваних у сучасних комерційних системах планування, пішли шляхом модифікації коду EGS4 (у таблиці 2 наведено перелік сучасних кодів Монте-Карло та систем планування, в яких даний код реалізовано).

У системі планування лікування MultiPlan системи CyberKnife основним методом розрахунку дози є метод ефективної довжини шляху (Ray-Tracing), який є простим методом корекції гетерогенності. Як показано в статті [11], похибка в розрахунку планів лікування пухлин в ділянці із значною гетерогенністю може доходити до 29 %. Тому в

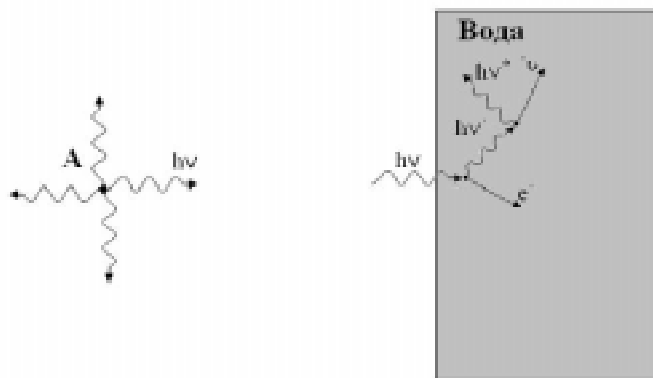


Рисунок 1. Схема моделювання фотона від його утворення до взаємодії з водою (компонівське розсіювання)

Таблиця 1
Час і точність результатів тестів ICCR

Код Монте-Карло	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 А/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, використovanі в променевої терапії

Код		Система планування
Монте-Карло	батьківський	
PEREGRINE		Nomos
VMC++	EGS4,VMC	Masterplan (Nucletron), Eclipse (Varian)
MMC		eMC, Eclipse (Varian)
XVMC	EGS4,VMC	Monaco (CMS), PrecisePlan (Elekta), iPlan (BrainLab)
MCV (Monte Carlo Vista)	EGS4,VMC++, DOSXYZnrc	Pinnacle (Philips)
MCDOSE/MCBEAM /MCSIM	EGS4	
MCRS	MCDOSE/MCSIM	MultiPlan (Accuray)
EGSnrc/BEAMnrc	EGS4/BEAM	
MCNPX	MCNP4	
PENELOPE		
Geant 4		
Fluka		

Кібер Клініці Спіженка всі плани лікування пухлин легень, голови і шиї розраховують методом Монте-Карло. Метод було розроблено спільно компанією Accuray та Fox Chase Cancer Centre. Новий код MCRS [12] був представлений у 2007 році. Він включає в себе попередні напрацювання авторів з їх попередніх кодів MCDOSE, MCSIM, MCBEAM.

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

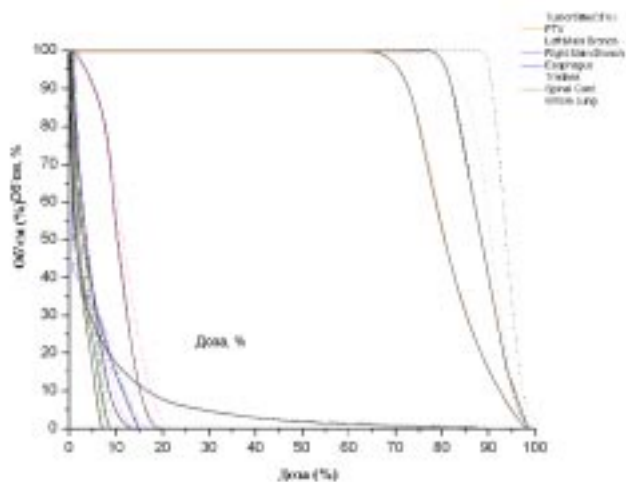


Рисунок 2. Порівняння DVH з планів лікування пухлини в легенях: суцільні лінії — DVH, розрахований методом Монте-Карло; пунктирні — методом ефективної довжини шляху (Ray-Tracing)

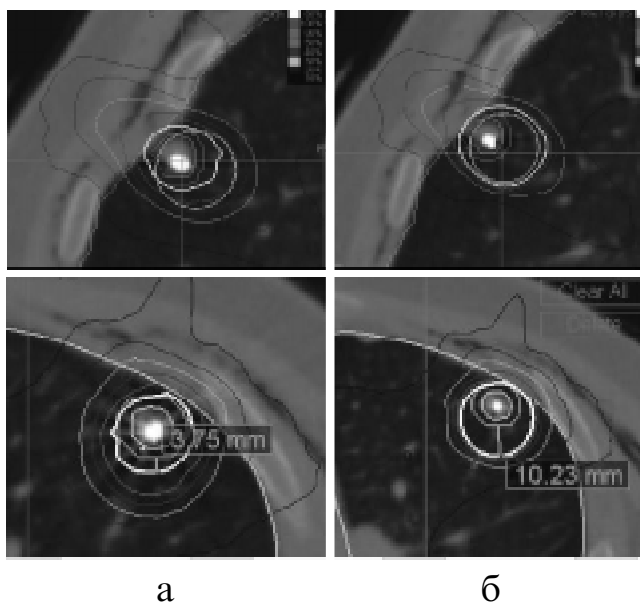


Рисунок 3. Порівняння розрахунку плану лікування пухлини легень: а — методом Монте-Карло; б — алгоритмом Ray-Tracing

Як видно з рисунка 3, між двома планами є значна різниця в ізодозах, 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 призводить 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 із ділянкою з низькою гетерогенністю.

Приклад порівняння розрахунків, наведений на рисунку 3, показує, що зміщення приписаної ізолінії може складати кілька міліметрів, а в деяких випадках навіть і сантиметрів. Найбільш критично це у випадку розташування пухлин поряд з критичними органами (пухлини поруч із середостінням, пухлини голови та шиї). В нашій практиці спостерігалось декілька випадків, коли після перерахунку плану лікування для голови та шиї методом Монте-

Карло порівняно з Ray-Tracing максимальна доза на кришталік ока збільшувалась на 100–200 % і перевищувала толерантні значення.

Отже, використання сучасних методів доставки дози, як IMRT (променева терапія з модуляцією інтенсивності), IMAT (дугова променева терапія з модуляцією інтенсивності), IGRT (променева терапія з наведенням зображення), SRS та SRT (стереотаксична радіохірургія та радіотерапія) зумовлюють необхідність підвищення точності не тільки в доставці дози, але і в її розрахунку. Класичні методи, які використовуються в системах планування, не завжди дозволяють правильно порахувати дозу в ділянках із високою гетерогенністю (легені, голова та шия). Різниця розрахунку таких методів порівняно з експериментом може доходити до 30%. Тому використання методу Монте-Карло для розрахунку дози як найточнішого в щоденній клінічній практиці є надзвичайно важливим.

Література

1. Clarkson J.J. // *Br. J. Radiol.* – 1941. – Vol. 14. – P. 265–268.
2. Milan J., Bentley R.E. // *Ibid.* – 1974. – Vol. 45. – P. 115–121.
3. Batho H.F. // *J. Can. Assn. Radiol.* – 1964. – Vol. 15. – P. 79–83.
4. Sontag M.R., Cunningham J.R. // *Med. Phys.* – 1977. – Vol. 4. – P. 431–436.
5. Cunningham J.R. // *Phys. Med. Biol.* – 1972. – Vol. 7. – P. 45–51.
6. Wong J.W., Henkelman R.M. // *Med. Phys.* – 1983. – Vol. 10. – P. 199–208.
7. Metcalfe P., Kron T., Hoban P. // *Med. Phys. Publish.* – 2007. – P. 573–667.
8. Ahnesjö A. // *Med. Phys.* – 1989. – Vol. 16, № 4. – P. 577–592.
9. Chetty et al. // *Med. Phys.* – 2007. – Vol. 34, № 12. – P. 4818–4853.
10. Rogers D.W.O., Faddegon B.A., Ding G.X. et al. // *Ibid.* – 1995. – Vol. 22. – P. 503–524.
11. Спіженко Ю.П., Лучковський С.М., Каденко І.М. // *Ядерна та радіац. безпека.* – 2011. – Т. 2, № 50. – С. 56–61.
12. Ma C-M., Li J.S., Deng J., Fan J. // *Journ. of Phys: Conference Series.* – 2008. – Vol. 102. – 012016.

Д.С. Мечев

Національна медична академія ім. П.Л. Шупика
МОЗ України, Київ

Питання апаратурного забезпечення променевої терапії в Україні

The issues of radiotherapy equipment supply in Ukraine

Summary. Based on statistical data and the original experience, the authors analyze radiotherapy equipment supply in Ukraine, i.e. the number and quality of the equipment, possibility to introduce modern radiation technologies, requirement in treatment of cancer patients, and situation in the regions. The sources of irradiation using ^{60}Co and ^{192}Ir for brachytherapy are analyzed. The ideas about renewal of the x-ray therapy equipment stock are presented.

Key words: radiation therapy, equipment, state, statistics, sources.

Резюме. На основани статистических данных и собственного опыта проведен анализ апаратурного обеспечения лучевой терапии Украины — количество и качество аппаратов, возможность внедрения современных лучевых

технологий, потребность в лечении онкологических больных и ситуация в регионах. Дана характеристика (в том числе экономическая) источников излучения с использованием ^{60}Co и ^{192}Ir для брахитерапии. Представлены соображения относительно обновления парка рентгенотерапевтических аппаратов.

Ключевые слова: лучевая терапия, аппаратура, состояние, статистика, источники.

Ключові слова: променева терапія, апаратура, стан, статистика, джерела.

Стан апаратурного забезпечення відділень променевої терапії (ПТ) онкологічних закладів України неодноразово висвітлювався у вітчизняних публікаціях, листах Міністерству охорони здоров'я України і навіть Президентам України — Л.Д. Кучмі та В.А. Юшенку [1]. Якщо в плані закупівлі дистанційних гамма-терапевтичних апаратів (рисунок 1) за останні 5–7 років сталися деякі позитивні зрушення (за програмою «Онкологія» в Україні змонтовано 16 гамма-апаратів «ТераТрон» і «Терагам», 5 апаратів 60-Кобальт Китайського виробництва, 12 діючих лінійних прискорювачів), то стан забезпечення устаткуванням для брахитерапії (контактної ПТ) медичних закладів України залишається вкрай незадовільним (таблиця 1). І це при тому, що, як показує світовий досвід, 10–15% онкологічних хворих, українська необхідна сучасна ПТ такого типу: щорічно її потребують приблизно 20 тис. «нових» хворих та плюс 5–10 тис. пацієнтів минулих років [2].

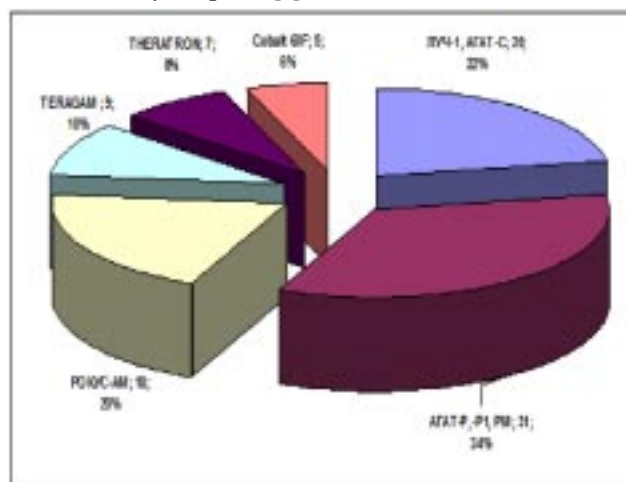


Рисунок 1. Кількість, типи та терміни використання апаратів дистанційної гамма-терапії в Україні

Як видно з таблиці 1, приріст кількості шлангових апаратів за 5 років склав 10 одиниць (реально — 6 одиниць, оскільки 2 апарати «Гамма-мед» і 2 апарати «Нуклетрон» досі не введені в експлуатацію), що вкрай мало для потреб України. З іншого боку, ця незадовільна ситуація сьогодення доповнюється тим, що найменше 6 одиниць Агат В і ВУ не діють, а 14 (випуску 1974–1980 рр.) морально і матеріально застарілі [3, 4].

Таким чином, доводиться сподіватися на робочий стан 26 апаратів (Агат + Гамма-мед), що зараз використовуються в 24 областях України і АР Крим (у Київській області та м. Севастополі поки немає жодного), чого явно недостатньо для потреб хворих України.

Сьогодні і на майбутнє вибір для України апаратів для брахитерапії слід вести між апаратами «Гамма-мед» і «Нуклетрон» (в обох джерелом випромінювання є ^{192}Ir), з одного боку, і «MultiSource» ^{60}Co — з іншого.

Відомо, що період напіврозпаду ^{60}Co — 5,26 року, а ^{192}Ir — 74 дні: це означає, що за 10 років роботи ^{60}Co -апарата зміну джерела опромінення необхідно