

РАДІАЦІЙНИЙ ЗАХИСТ

М.І. Пилипенко,
Л.Л. Стадник,
В.В. Корнєєва,
О.М. Гур,
О.Ю. Шальопа,
О.А. Федько

*ДУ Інститут медичної
радіології ім. С.П. Григор'єва
НАМН України, Харків*

Стан дозиметричного забезпечення променевої терапії в медичних закладах України за результатами анкетування та ТЛД-аудиту МАГАТЕ/ВООЗ

The state of radiation therapy dosimetry provision at Ukrainian medical institutions by the results of questionnaires and IAEA/WHO TLD audit

Відомо, що ефективність променевої терапії (ПТ) злоякісних пухлин визначається тим, наскільки якісно запланований та дозиметрично забезпечений лікувальний процес.

Згідно з вимогами Міжнародної комісії з радіологічних одиниць і вимірювань (МКРО), для забезпечення необхідної якості ПТ похибка опромінювання пухлини-мішені та суміжних тканин не повинна перевищувати 5 % [1–3].

Дозиметричне забезпечення ПТ включає періодичну метрологічну атестацію відповідних радіаційних полів апаратів та поточну клінічну дозиметрію у самих підрозділах променевої терапії.

В Україні атестація гамма-терапевтичних апаратів проводиться сертифікованими метрологічними організаціями та відомчими повірково-дозиметричними лабораторіями МОЗ України. Більшість метрологічних служб при проведенні атестації використовують такі документи:

ГОСТ 23154-78 (СТ СЕВ 3842-82) «Аппараты гамма-терапевтические стационарные и ротационные для дальнедистанционного облучения. Общие технические условия» [4];

методичні вказівки «Гамма-терапевтические аппараты дистанционные. Дозиметрическая аттестация пучка излучения», розроблені Центральним науково-дослідним рентгенорадіологічним інститутом (ЦНДРРІ) [5].

Згідно із зазначеними документами, атестація технічних і радіаційних параметрів апаратів

гамма-терапії має проводитися не рідше, як кожні 2 роки, а апаратів з терміном служби понад 10 років — 1 раз на рік.

Відповідно до методичних вказівок ЦНДРРІ, дозиметрична атестація струменя випромінювання гамма-апаратів полягає у визначенні поглинутої дози в опорній точці на осі струменя у водному фантомі. Для атестації може використовуватися клінічний іонізаційний дозиметр із основною похибкою не більше 5 %. Однак ця вимога стосується клінічних дозиметрів старого зразка — типу 27012, VAY-18. На сьогодні похибка вимірювань клінічним дозиметром не повинна перевищувати 3 %, оскільки сама похибка відпускання дози на пухлину-мішень не повинна перевищувати 5 %.

Нині в Україні атестацію апаратів дистанційної ПТ здійснюють такі метрологічні організації: лабораторія метрології іонізуючих випромінень ДУ ІМР ім. С.П. Григор'єва НАМН України, Харків; вимірювальна лабораторія іонізуючих випромінень УДВП «Ізотоп», Київ; територіальні повірково-дозиметричні лабораторії (ТПДЛ), які функціонують на базі КУ «Обласна клінічна лікарня», Одеса та ДУ «Національний Інститут раку МОЗ України», Київ; ДП «Донецькстандартметрологія»; ДП «Севастопольстандартметрологія» та інші.

На рис. 1 наведено розподіл медичних радіологічних закладів України за метрологічними організаціями, які проводять атестацію апаратів

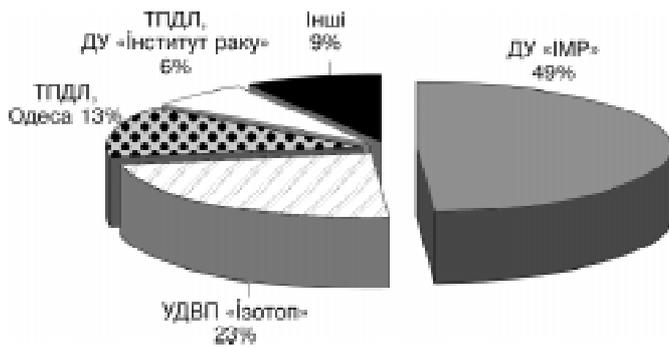


Рис. 1. Розподіл відділень променевої терапії між метрологічними лабораторіями України, які проводять атестацію апаратів ПТ

Fig. 1. Distribution of radiation therapy departments between metrology laboratories of Ukraine which attest RT units

променевої терапії. Як бачимо, для більшості відділень ПТ (72 %) атестацію апаратів проводять дві метрологічні організації: лабораторія метрології іонізуювальних випромінень ДУ Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України (Харків) та вимірювальна лабораторія іонізуючих випромінень УДВП «Ізотоп» (Київ). При проведенні атестації ці лабораторії використовують сучасні клінічні дозиметри типу UNIDOS (PTW, Німеччина) з іонізаційними камерами, повіреними в одиницях повітряної керми, та стандартні водні фантоми. Похибка вимірювання поглинутої дози для даних типів дозиметрів складає 3–4 %.

Інші метрологічні лабораторії застосовують старі моделі клінічних дозиметрів 27012, VAY-18. Вимірювання радіаційного виходу при атестації апаратів проводять у повітрі в одиницях експозиційної дози. Основна похибка вимірювань для цих типів дозиметрів перевищує 5 %, що не відповідає сучасним вимогам МАГАТЕ.

Всесвітня організація охорони здоров'я (ВООЗ) розробила перелік основних механічних, технічних, дозиметричних характеристик апаратів ПТ, що підлягають регулярному контролю [6]. Його мають здійснювати з певною періодичністю як метрологічні організації, так і безпосередньо ці заклади при проведенні клінічної дозиметрії. Даний перелік контрольованих параметрів було використано в національних програмах контролю якості ПТ деяких країн світу [7–9].

Проведений аналіз протоколів атестації апаратів ПТ різних метрологічних лабораторій показав, що в Україні немає єдності в методо-

логії щодо її проведення. Хоча деякі основні контрольовані параметри у протоколах атестації апаратів відповідають міжнародним рекомендаціям ВООЗ, однак є відмінності в об'ємі обраних параметрів, періодичності їх контролю, а також у значеннях припустимих відхилень для окремих параметрів. Тобто, відсутність єдиного національного дозиметричного протоколу для оцінки поглинутої дози у воді призводить до розбіжностей результатів атестації радіаційних полів, що істотно впливає на якість променевої терапії.

Разом з тим, на ефективність ПТ впливає також якість поточної клінічної дозиметрії у відділеннях променевої терапії силами інженерів-радіологів (медичних радіаційних фізиків).

Слід зазначити, що при атестації апаратів ПТ калібрування радіаційного струменя полягає у вимірюванні потужності поглинутої дози або поглинутої дози в опорній точці (ОТ) на осі струменя у фантомі. Вимірювання здійснюються не рідше одного разу на рік для повного набору можливих умов проведення лікувальних процедур. При поточних перевірках надійності роботи апарата для запобігання можливим похибкам точності відпускання поглинутої дози інженери-радіологи відділень проводять вимірювання потужності дози в ОТ для обмеженого набору умов опромінення з періодичністю: на гамма-апаратах — щомісячно, на ікс-променевих апаратах — щоквартально, на лінійних прискорювачах — щодня або не рідше 2 разів на тиждень. При цьому корекція потужності дози з урахуванням розпаду джерела Co^{60} має проводитися не рідше одного разу на місяць, а відкориговане значення потужності дози повинно звірятися з результатами щомісячних вимірювань дози на даному апараті. При різниці значень понад 2 % необхідно проводити контрольні вимірювання дози та встановлювати причину розбіжностей.

За даними анкетування медичних закладів України виявлено, що клінічна дозиметрія здійснюється не в усіх відділеннях ПТ через відсутність сучасного дозиметричного обладнання або несправність наявного, а в деяких відділеннях — через відсутність у штаті інженерів-радіологів.

Як розподіляються відділення ПТ медичних закладів за типами наявних клінічних дозиметрів, показано на рис. 2.

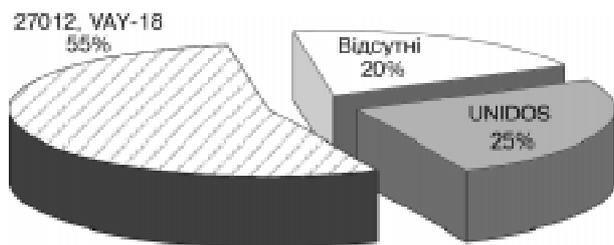


Рис. 2. Розподіл відділень променевої терапії медичних закладів України за типами клінічних дозиметрів

Fig. 2. Distribution of radiation therapy departments of medical institutions of Ukraine by the types of clinical dosimeters

У переважній більшості відділень ПТ (75 %) при виконанні поточного дозиметричного контролю радіаційного виходу використовують застарілі моделі клінічних дозиметрів або не проводять клінічної дозиметрії. За даними анкетування встановлено, що при періодичному контролі якості роботи апаратів ПТ силами інженерів-радіологів відділень контролюються такі параметри: радіаційний вихід (потужність експозиційної або поглинутої дози в опорній точці) — у 100 % відділень ПТ; контроль збігу ізоцентрів світлового і радіаційного полів — у 35 %; контроль неоднорідності радіаційних полів (асиметрія) — у 28 % відділень; контроль центраторів, віддалемірів та інших параметрів — у 8 % відділень.

Отже, при проведенні поточної клінічної дозиметрії головним чином проводять контроль за однією опорною точкою — потужність експозиційної дози. Через відсутність єдиного дозиметричного протоколу проведення планової клінічної дозиметрії і використання більшістю відділень застарілих моделей клінічних дозиметрів існує додаткове джерело похибок у визначенні поглинутої дози при плануванні ПТ пацієнтам.

Для вчасного виявлення похибок відпускання доз за рахунок незадовільної клінічної дозиметрії або через її відсутність необхідне проведення незалежних аудитів якості калібрування терапевтичних струменів апаратів променевої терапії.

На сьогодні існує кілька програм незалежного зовнішнього аудиту дозиметричних вимірювань у ПТ, започаткованих відомими міжнародними організаціями [10–13].

Починаючи з 1969 р., МАГАТЕ спільно з ВООЗ проводить регулярний аудит якості калібрування гамма-терапевтичних струменів у різних країнах світу за допомогою термолюмінесцентних детекторів (ТЛД) на основі методу «доза—поштою» — перевірка точності відпускання заданої дози у стандартних умовах на осі струменя. Використання цього методу дозволяє у короткий термін контролювати велику кількість апаратів дистанційної ПТ [13, 14].

У 1969–2004 рр. за програмою ТЛД-аудиту МАГАТЕ/ВООЗ було проконтрольовано понад 6500 терапевтичних струменів з 1500 медичних закладів 115 країн світу.

Головною метою програми МАГАТЕ/ВООЗ є визначення рівня якості ПТ та існуючої дозиметричної практики у медичних закладах країни, поліпшення якості клінічної дозиметрії шляхом упровадження сучасних методичних документів щодо розрахунків поглинутих доз, створення та розвиток національних служб незалежного ТЛД-аудиту якості калібрування радіаційних струменів у країнах, що розвиваються, для підвищення рівня променевої терапевтичної допомоги до рівня розвинутих країн світу.

З 1998 року Україна бере участь у програмі незалежного міжнародного дозиметричного аудиту МАГАТЕ/ВООЗ методом «доза—поштою» з використанням ТЛ-детекторів. Координатором цієї програми є ДУ Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України. Участь кожного медичного закладу цілком добровільна та конфіденційна, згідно з умовами проведення даної програми МАГАТЕ/ВООЗ.

За 1998–2009 рр. було проведено 189 перевірок якості калібрування радіаційних струменів апаратів телегамма-терапії за програмою ТЛД-аудиту МАГАТЕ/ВООЗ, тобто щорічно контролювалося майже 20 апаратів телегамма-терапії з різних медичних закладів країни.

Разом з тим, за результатами проведеного аналізу встановлено, що з 48 медичних закладів системи МОЗ та АМН України, в яких проводиться дистанційна гамма-терапія, 12 відділень (25 % від загальної кількості) ніколи не брали участі у міжнародному ТЛД-аудиті, 17 (35 %) — брали участь лише 1–2 рази, і тільки

13 медичних закладів (27 %) — не менше 4–5 разів, тобто кожні 2 роки.

У табл. 1 наведено результати ТЛ-аудиту апаратів телегамма-терапії медичних закладів України за програмою МАГАТЕ/ВООЗ в період з 1998 по 2009 рік.

Як видно з табл. 1, за результатами його першого етапу практично щороку (крім 1999 р.) у значної частини гамма-терапевтичних апаратів (22,2–53,3 %) похибка відпускання дози перевищувала 5%. Другий етап ТЛД-аудиту незначно поліпшив загальний результат: 10,5–53,3 % гамма-терапевтичних апаратів мали незадовільні результати.

На рис. 3 наведено результати ТЛД-аудиту МАГАТЕ/ВООЗ за 1998–2009 рр. у вигляді відношення $D_{ТЛД}/D_{заяв}$, тобто дози, виміряної в МАГАТЕ методом ТЛД, до дози, заявленої медичним закладом-учасником аудиту.

На рис. 4 подано результати розподілу похибки у вигляді відношення $D_{ТЛД}/D_{заяв}$ за всіма 223 перевірками (в два етапи) якості калібрування радіаційних струменів апаратів дистанційної гамма-терапії в Україні.

Якщо значення відношення $D_{ТЛД}/D_{заяв}$ більше одиниці, то це відповідає коефіцієнту, з яким була перевищена поглинута доза ТЛ-дозиметра порівняно з розрахунковою дозою,

а відношення менше 0,95 — з яким поглинута доза була не додана. Тобто, якщо відношення $D_{ТЛД}/D_{заяв}$ менше 0,95 або більш ніж 1,05, то якість калібрування апарата дистанційної гамма-терапії є незадовільною і похибка відпускання дози на пухлину перевищує 5 %.

Як видно з рис. 3, хоча значна кількість результатів варіювала в межах коридору припустимої похибки 5 %, однак щорічно спостерігалось чимало випадків перевищення похибки у відпусканні поглинутих доз, в окремих випадках — понад 25 %.

З рис. 4 видно, що за результатами 223 ТЛД-вимірювань якості калібрування струменів середнє значення відношення $D_{ТЛД}/D_{заяв}$ складало 1,014, тоді як стандартне відхилення — 9,1 %. Розбіжність максимального до мінімального значення відношення $D_{ТЛД}/D_{заяв}$ становила 0,70–1,36.

Такі відхилення розрахункової терапевтичної дози від відпущеної вельми погіршують терапевтичний ефект ПТ, а при дуже значному відхиленні в бік перевищення — збільшується ймовірність виникнення променевого ураження.

На жаль, результати ТЛД-аудиту в Україні набагато гірші, ніж в інших країнах, які беруть участь у програмі МАГАТЕ/ВООЗ. Так, за

Таблиця 1

Результати ТЛ-аудиту апаратів телегамма-терапії медичних закладів України за програмою МАГАТЕ/ВООЗ у 1998–2009 рр.
Results of thermoluminescent audit of telegammatotherapy units of medical institutions of Ukraine by IAEA/WHO in 1998-2009

Рік	Кількість закладів, що брали участь у аудиті	Кількість апаратів	Кількість апаратів з похибкою відпускання доз більше припустимого значення $\pm 5\%$ та їх відсоток від загальної кількості апаратів, які брали участь у ТЛД-аудиті			
			I етап		II етап	
			кількість	%	кількість	%
1998	7	13	6	46,1	3	23,0
1999	6	10	0	—	0	0,0
2000	12	23	10	43,5	7	30,4
2002	9	19	6	31,6	2	10,5
2004	10	18	4	22,2	4	22,2
2005	8	15	8	53,3	8	53,0
2006	8	14	7	50,0	3	21,4
2007	8	12	4	33,3	2	16,7
2008	13	28	9	32,1	5	17,9
2009	20	37	12	32,4	незавершений	—
Разом	101	189	66	34,9	34*	22,4*

* За результатами 1998–2008 рр.

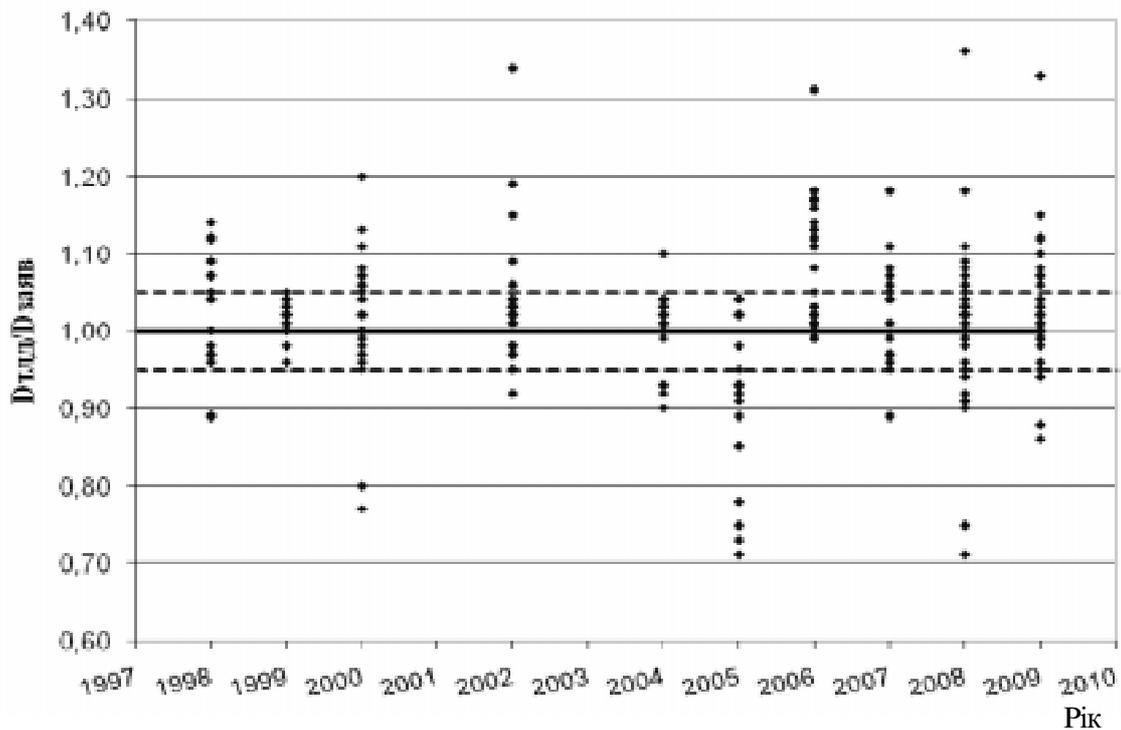


Рис. 3. Результати ТЛ-аудиту МАГАТЕ/ВООЗ медичних закладів України у динаміці за 1998–2009 рр.

Fig. 3. The findings of TL IAEA/WHO audit of medical institutions of Ukraine in 1998-2009

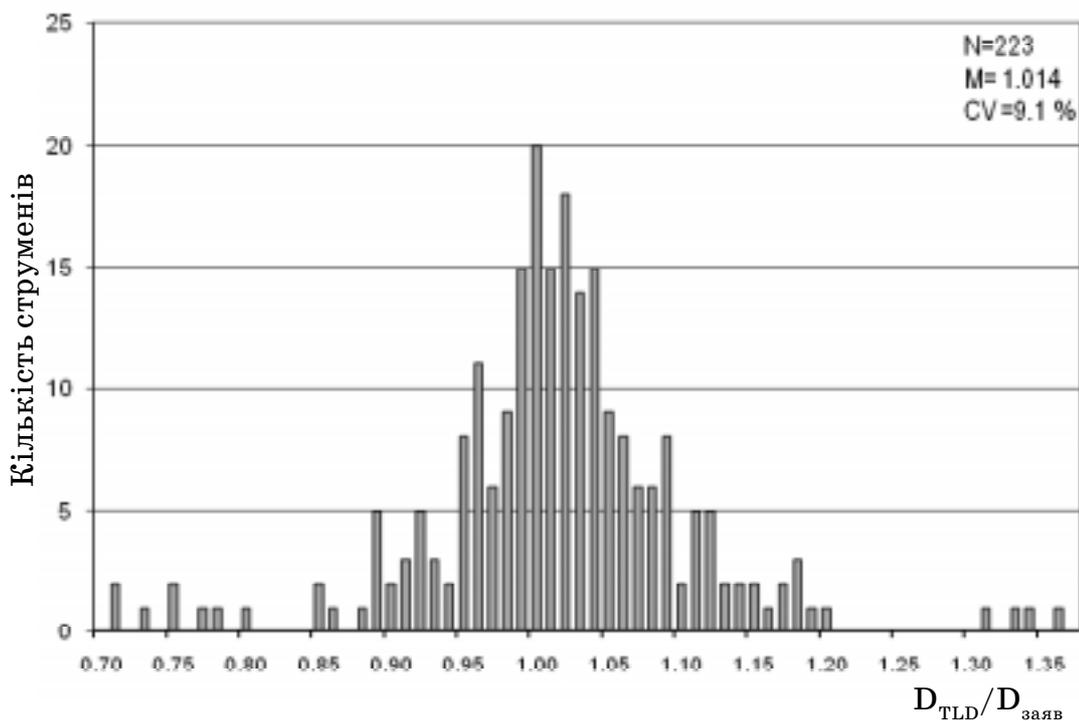


Рис. 4. Розподіл відносної похибки відпускання поглинутої дози у воді за результатами ТЛ-аудиту МАГАТЕ/ВООЗ в 1998–2009 рр.

Fig. 4. Distribution of relative error of absorbed dose delivery in water by findings of IAEA/WHO TL audit in 1998-2009

даними ТЛД-аудиту МАГАТЕ/ВООЗ в 1969–2004 рр. після першого етапу аудиту похибку відпускання доз менше 5% показали 74–82%, похибку в діапазоні (5–10)% — 11–18% струменів, а більше 10% — 6–9% проконтрольованих радіаційних струменів [13,

14]. За даними ТЛД-аудиту, в Україні діапазону похибки менше 5% відповідало у середньому — 64,5% проконтрольованих радіаційних струменів, в діапазоні (5–10)% — у 20% струменів, а похибку більше 10% встановлено для 15,5% апаратів гамма-терапії.

За результатами двох етапів ТЛД-аудиту МАГАТЕ/ВООЗ у країнах, що розвиваються, відсоток апаратів з похибкою не більше 5 % складав 85–90 %, тоді як в Україні — 78 %.

На рис. 5 представлений аналіз розподілу незадовільних результатів за двома етапами ТЛД-аудиту МАГАТЕ/ВООЗ із зазначенням меж коливань похибки.

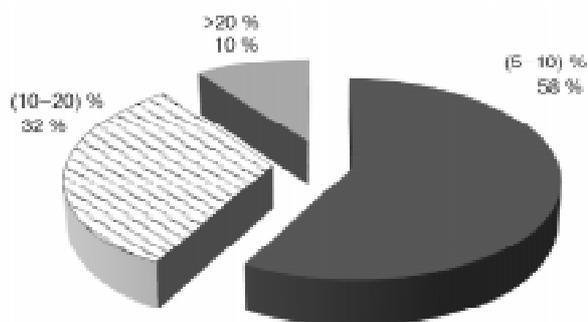


Рис. 5. Розподіл незадовільних результатів ТЛД-аудиту МАГАТЕ/ВООЗ із зазначенням меж коливань похибки

Fig. 5. Distribution of unsatisfactory results of IAEA/WHO TLD audit with the ranges of the error fluctuation

Як видно з рис. 5, для більшості випадків незадовільних результатів ТЛД-аудиту (58 %) значення похибки відпускання поглинутих доз відповідали межам (5–10) %, для 32 % незадовільних результатів похибка складала (10–20) %, і для 10 % — понад 20 %.

Аналіз результатів анкетування медичних закладів щодо дозиметричного забезпечення ПТ та алгоритмів розрахунку поглинутої дози у воді згідно з протоколами опромінення ТЛД-капсул дозволив виявити джерела можливих похибок опромінення останніх при проведенні аудиту.

Так, похибки на рівні (5–10) % можуть бути пов'язані з такими причинами:

використання для поточного дозиметричного контролю у відділеннях ПТ застарілих моделей клінічних дозиметрів типу 27012, похибка яких перевищує 5 %, а на практиці може досягати (7–10) %;

використання в розрахунках неточних значень поправкових коефіцієнтів при переході від експозиційної до поглинутої дози у воді;

нерегулярний перерахунок активності джерела випромінювання з урахуванням його радіоактивного розпаду;

механічні помилки при опроміненні ТЛД-капсул: розрахунок часу опромінювання для радіаційного струменя без підставки для формуючих блоків, а опромінювання ТЛД — з підставкою; або розрахунок часу опромінювання за методикою відстань—джерело—поверхня (ВДП), а самого опромінювання — за методикою відстань—джерело—об'єкт (ВДО) і навпаки.

На рис. 6 представлені результати ТЛД-аудиту залежно від наявності та типу клінічних дозиметрів у відділеннях променевої терапії.

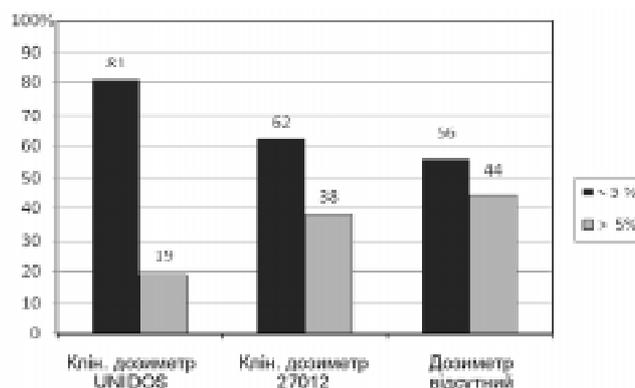


Рис. 6. Залежність результатів ТЛД-аудиту від наявності та типу клінічних дозиметрів

Fig. 6. Relation of TLD audit results to the presence and the type of clinical dosimeters

Як видно з рис. 6, найчастіше незадовільні результати ТЛД-аудиту спостерігалася в тих відділеннях, де клінічні дозиметри були відсутні або використовувалися застарілі моделі типу 27012 — 44 і 38 % відповідно. При використанні сучасних клінічних дозиметрів типу UNIDOS кількість незадовільних результатів була значно нижчою — 19 %.

Аналіз протоколів опромінювання ТЛД-капсул МАГАТЕ показав, що в більшості відділень ПТ розрахунки поглинутої дози у воді (D_w) проводять за значеннями експозиційної дози в опорній точці за формулою

$$D_w(d) = R \times N_k \times k_{w-air} \times k(S, ВДП) \times k(d, ВДП, S),$$

де R — значення потужності експозиційної дози в опорній точці з урахуванням фізичного розпаду радіоактивного джерела, R/min ;

N_k — калібрувальний коефіцієнт іонізаційної камери;

k_{w-air} — коефіцієнт переходу від одиниць експозиційної до одиниць поглинутої дози для енергії ^{60}Co $k_{w-air} = 0,965$;

$k(S, ВДП)$ — коригуючий коефіцієнт на розмір радіаційного поля (S) та відстань джерело—поверхня (ВДП), для поля $S=10 \times 10$ см та ВДП=75 см $k(S, ВДП)=1,035$ (згідно з Атласом дозних розподілів);

$k(d, ВДП, S)$ — коригуючий коефіцієнт на ослаблення радіаційного струменя з глибиною (d), який залежить також від розміру радіаційного поля (S) та відстані джерело—поверхня (ВДП).

Для $d=10$ см, $S=10 \times 10$ см, ВДП=75 см, $k(d, ВДП, S)=0,545$.

Встановлено, що в різних відділеннях ПТ при використанні даної формули значення коефіцієнта k_{w-air} становило 0,950—0,974, а коригувальний коефіцієнт $k(S, ВДП)$ не завжди використовували, що дає додаткову похибку від 1,5 до 4,0 %.

У багатьох відділеннях перерахунок активності джерела проводять один раз на 2—3 місяці, тоді додаткова помилка становить 2,5—3,5 %.

Похибки опромінення на рівні (10—15) % можуть бути пов'язані з некоректним використанням коефіцієнта переходу від повітряної керми до поглинутої дози у воді. У роботі однієї з метрологічних лабораторій були виявлені такі помилки при проведенні атестації апаратів клінічними дозиметрами UNIDOS. Некоректне використання методики визначення поглинутої дози у воді зі значень повітряної керми призводить також до помилок при опромінюванні пацієнтів.

Похибки опромінення на рівні (15—20) % та більше можуть бути пов'язані з механічними помилками інженера, коли неправильно була розрахована потужність дози на заданій глибині. Так, було визначено, що у деяких відділеннях розрахунки часу опромінення ТЛД-капсул було проведено за потужністю дози в точці максимуму (0,5 см) або для глибини $d=5$ см, тоді як для ТЛД-капсул було проведено в стандартному штативі на глибині $d=10$ см. Хоча при опромінюванні пацієнтів такі помилки не включені, але малоімовірні.

Таким чином, незадовільний рівень дозиметричного забезпечення ПТ в Україні пов'язаний з низкою причин:

незадовільна якість калібрування радіаційних струменів і відсутність єдиних методичних

вказівок для інженерів відділень ПТ щодо розрахунку поглинутої дози у воді;

відсутність сучасних клінічних дозиметрів у більшості відділень ПТ;

низький кваліфікаційний рівень інженерів-радіологів (радіаційних медичних фізиків, які здійснюють дозиметричне планування ПТ) або їх повна відсутність у відділеннях;

відсутність єдиного дозиметричного протоколу для метрологічних лабораторій, що здійснюють атестацію апаратів дистанційної гамма-терапії в Україні.

МАГАТЕ рекомендувало всім країнам введення до практики нових дозиметричних протоколів, заснованих на вимірюваннях поглинутої дози в повітрі (одиниці повітряної керми) з переходом до поглинутої дози у воді, або безпосередньо поглинутої дози у воді [15—17].

Вибір того чи іншого протоколу зумовлений рівнем готовності країни до переходу на нові дозиметричні одиниці, що, у свою чергу, визначено наявністю сучасних клінічних дозиметрів і методичних керівництв проведення дозиметрії (національних протоколів). Перехід до одиниць поглинутої дози у воді дозволить виключити низку проміжних етапів розрахунків і облік коригувальних коефіцієнтів і сприятиме зменшенню невизначеності результатів оцінки доз та підвищенню ефективності променевого лікування злоякісних пухлин.

Література

1. *International Commission on Radiation Units and Measurements. Determination of Absorbed Dose in a PATIENT Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures.* — Rep.24, ICRU, Bethesda, 1976.
2. *Brahme A. et al. Accuracy Requirements and Quality Assurance of External Beam Therapy with Photons and Electrons // Acta Oncol. — Suppl. 1. — 1988.*
3. *Mijnheer B.J., Battermann J.J., Wambersie A.M. Reply to Precision and Accuracy in Radiotherapy // Radiother. Oncol. — 1989. — № 14. — P. 163—167.*
4. *ГОСТ 23154-78 (СТ СЭВ 3842-82) «Аппараты гамма-терапевтические статические и ротационные для дальнедистанционного облучения». Общие технические условия.* — М.: Стандарты, 1984.
5. *Гамма-терапевтические аппараты дистанционные. Дозиметрическая аттестация пучка излучения: Методические указания / ЦНДРПИ. — Л., 1990.*
6. *Quality Assurance in Radiotherapy // WHO. Geneva, 1988.*
7. *Гарантия качества в радиационной онкологии: Доклад рабочей группы № 40 Комитета лучевой терапии ААМФ. Перевод Ратнер Т.Г. // Мед. физ. — 2004. — № 1(21). — С. 70—88.*
8. *Quality Assurance in Radiotherapy // IAEA. TECDOC-989/ Proceed. of Joint IAEA-ISRO Working Meeting on National Programs. — Vienna, 1997.*

-
9. Контроль качества гамма-терапевтических аппаратов для дистанционного облучения. Инструкция №22-00103 от 11.04.2003, Минздрав Респ. Беларусь / И.Г. Тарутин, А.Г. Страх, А.Г. Гацкевич. – Минск, 2003. – С. 272–290.
 10. ESTRO European assurance programme for radiation treatments (the EQUAL network). Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry / Ferreira J.H., Dutreix A., Bridier A. et al. // Proc. Intern. Symp. held, Vienna (Austria), 25-28 November 2002. In 2 vols. – Vienna: IAEA, 2003. – Vol. 2. – P. 157–165.
 11. Hanson W.F., Shalek R.J., Kennedy P. Dosimetry Quality Assurance in the United States from the Experience of the Radiological Physics Center, SSDL Newsletter No. 30. – Vienna, 1991. – P. 18–34.
 12. The EQUAL-ESTRO External Quality Control Laboratory in France / Roue A., Van Dam J., Dutreix A., Svensson H. // Cancer Radiother. – 2004. – Vol. 8, № 1 (Suppl.). – P. S44–S49.
 13. The IAEA/WHO TLD Postal Dose Quality Audits for Radiotherapy: a Perspective of Dosimetry Practices at Hospitals in Developing Countries / Izewska J., Andreo P., Vatnitsky S., Shortt K.R. // Radiother. Oncol. – 2003. – Vol. 69, № 1. – P. 91–97.
 14. Izewska J., Vatnitsky S., Shortt K.R. IAEA/WHO Postal Dose Audits for Radiotherapy Hospitals in Eastern and South-Eastern Europe // Cancer Radiother. – 2004. – Vol. 8, № 1 (Suppl.). – P. S36–S43.
 15. Salman A.S., Mahmood K., Orfi S.D. A Survey of IAEA/WHO ⁶⁰Co TLD Postal Dose Intercomparison Exercises During 1985-2003 // Health Phys. – 2005. – Vol. 89, № 1. – P. 89–91.
 16. IAEA. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice. Technical Reports Series № 277. – Vienna: IAEA, 1997.
 17. IAEA. The Use of Plane Parallel chambers in High-Energy Electron and Photon: An International Code of Practice for Dosimetry // IAEA, Technical Reports Series № 381. – Vienna, 1997.
 18. IAEA. Absorbed Dose Determination In External Beam Radiotherapy/An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water / Technical Reports Series No. 398, 2000.

Надійшло до редакції 20.05.2010.

Прийнято 21.05.2010.

Адреса для листування:
Стадник Лариса Львівна,
ДУ Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН
України,
вул. Пушкінська, 82, Харків, 61024, Україна