

МЕТОДИ БІОФІЗИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

УДК 621.02

ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ БИООБЪЕКТА ПРИ ДИСТАНЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**Мустафа ЭльХ. М. Таха¹, Н.Э. Тернюк², А.Д. Сердюк²**¹*Институт изучения изотопных излучений, г. Хартум, Судан,*²*Институт машин и систем, г. Харьков, Украина*

Рассмотрены основы повышения точности расчета дозы облучения биообъекта при дистанционной лучевой терапии. Предложены модели, позволяющие рассчитать изменения дозы облучения в зависимости от точности определения геометрических параметров, времени экспозиции, мощности источника и других факторов. Даны рекомендации по повышению точности обеспечения требуемой дозы облучения.

ПІДВИЩЕННЯ ТОЧНОСТІ ВИЗНАЧЕННЯ ДОЗИ ОПРОМІНЕННЯ БІООБ'ЄКТУ ПРИ ДИСТАНЦІЙНІЙ ПРОМЕНЕВІЙ ТЕРАПІЇ**Мустафа ЭльХ. М. Таха¹, Тернюк Н.Э.², Сердюк А.Д.²**¹*Институт изучения изотопных излучений, г. Хартум, Судан,*²*Институт машин и систем, г. Харьков, Украина*

Розглянуті основи підвищення точності розрахунку дози опромінення биообъекта при дистанційній променевої терапії. Запропоновані моделі, що дозволяють розрахувати зміни дози опромінення залежно від точності визначення геометричних параметрів, часу експозиції, потужності джерела й інших факторів. Дані рекомендації з підвищення точності забезпечення необхідної дози опромінення.

INCREASE OF ACCURACY OF DEFINITION OF THE DOSE OF THE IRRADIATION OF BIOOBJECT AT REMOTE BEAM THERAPY**Мустафа ЭльХ. М. Таха¹, Тернюк Н.Э.², Сердюк А.Д.²**¹*Институт изучения изотопных излучений, г. Хартум, Судан,*²*Институт машин и систем, г. Харьков, Украина*

Bases of increase of accuracy of calculation of a dose of an irradiation of bioobject are considered at remote beam therapy. The models allowing расчитать of change of a dose of an irradiation depending on accuracy of definition of geometrical parametres are offered, to time of an exposition, capacity of a source and other factors. Recommendations about increase of accuracy of maintenance of a demanded dose of an irradiation are made.

Введение

Дистанционная лучевая терапия является одним из важных средств лечения многих заболеваний [1, 2]. Поэтому она находит распространение в мировой лечебной практике, будучи реализованной, в частности, с помощью интегральных способов воздействия на биообъект

Несмотря на известные недостатки этих способов [3], они продолжают широко использоваться и, в ряде случаев, являются безальтернативными [4].

Одним из путей повышения лечебной эффективности интегральных способов дистанционного облучения является путь уменьшения вредного влияния потока облучения на органы, соседствующие с облучаемым участком биообъекта. Указанное может достигаться за счет выбора взаимного расположения источника облучения и

Повышение точности определения дозы облучения биообъекта...

биообъекта, мощности источника облучения, формы источника облучения и других характеристик.

Ошибки в назначении указанных характеристик суммарно влияют на дозу облучения [3], полученную непосредственно биообъектом и соседними с ним органами.

В общей постановке задача повышения точности состоит в том, чтобы дать необходимую дозу облучения всем частям биообъекта и минимизировать дозы облучения соседних органов [1, 4, 5].

Несмотря на практическую важность, эта задача в системной постановке до настоящего времени не решена.

Цель данной статьи – комплексное рассмотрение вопросов повышения точности определения дозы облучения при интегральной дистанционной лучевой терапии.

Теория, результаты и обсуждение

Задачу определения суммарной точности искомой дозы облучения можно свести к ряду частных задач в связи с возможностью получения общей ошибки путем суммирования частных ошибок.

Рассмотрим общую схему дистанционного облучения (рис. 1).

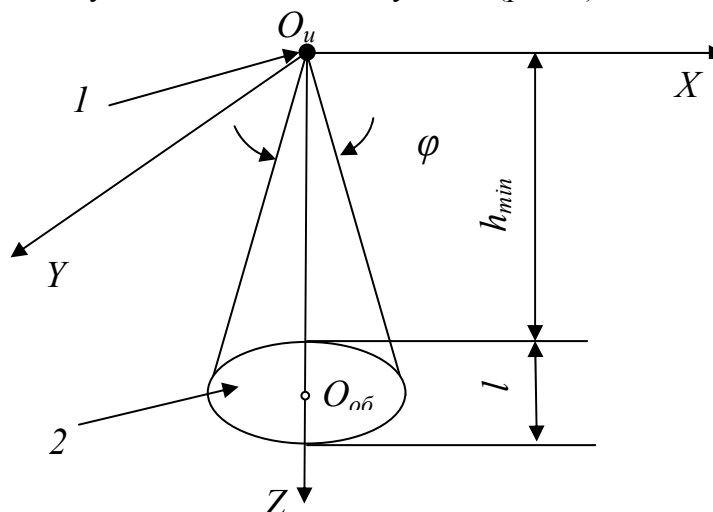


Рис. 1. Общая схема дистанционного облучения.

На рис. 1 обозначены: 1 - источник излучения с центром в точке O_u ; 2 – биообъект, подлежащий облучению с геометрическим центром $O_{об}$; X, Y, Z – базовая система координат, связанная с центром источника излучения; φ – угол конусности луча источника излучения; h_{min} – расстояние от центра источника излучения до ближайшей точки биообъекта; l – протяженность этого объекта в направлении излучения.

На основании приведенной схемы рассмотрим в качестве выделенных факторы, влияющие на общую дозу облучения. Среди них

- а) геометрические, которые определяют:
 - 1) взаимное положение источника облучения и биообъекта;
 - 2) геометрию облучающего потока
 - 3) геометрию биообъекта;
- б) энергетические характеристики:

- 1) интенсивность облучающего потока ;
 - 2) распределение интенсивности излучения по пространству облучающего потока ;
 - в) временные, связанные с точностью определения времени воздействия облучающего потока на биообъект;
 - г) кинематические, связанные с точностью определения скорости взаимного перемещения источника излучения и биообъекта;
 - д) методические, вызванные погрешностями моделей, применяемых для расчетов.
- Суммарную ошибку $\Delta D_{об}$ оценки дозы облучения $D_{об}$ можно определить, используя принцип аддитивности:

$$\Delta D_{об} = \sum \Delta D_{об i}, \quad i \in \{a1, a2, a3, б1, б2, в, г, д\}, \quad (1)$$

где $a1, a2, a3, б1, б2, в, г, д$ - составляющие суммарной ошибки, вызванные перечисленными выше геометрическими, энергетическими, временными, кинематическими и методическими факторами: соответственно.

Оценим каждую составляющую суммарной ошибки.

Ошибку, связанную с неточностью взаимного положения источника излучения и биообъекта в первом приближении можно вычислить, рассматривая смещение центра биообъекта относительно его номинального положения по осям координат x, y, z .

Принимая во внимание одно из главных условий облучения – покрытие потоком источника облучения фронтальной проекции объекта облучения, можно установить, что ошибки в величине дозы облучения, связанные с ошибками Δx и Δy , будут приводить к риску увеличения лучевой нагрузки на соседние органы, что может быть недопустимо. Ошибка Δz , определения координаты z может влиять как на повышение так и на уменьшение расчетной дозы облучения, в зависимости от направленности

Изменение дозы облучения $\Delta D_{об}$ по координатам x, y, z можно определить исходя из следующего.

На рис. 2 изображена схема тангенциального смещения биообъекта (по осям x и y) на величину $\Delta k = (\Delta x)^2 + (\Delta y)^2$ где Δx и Δy – ошибки определения координат x и y соответственно.

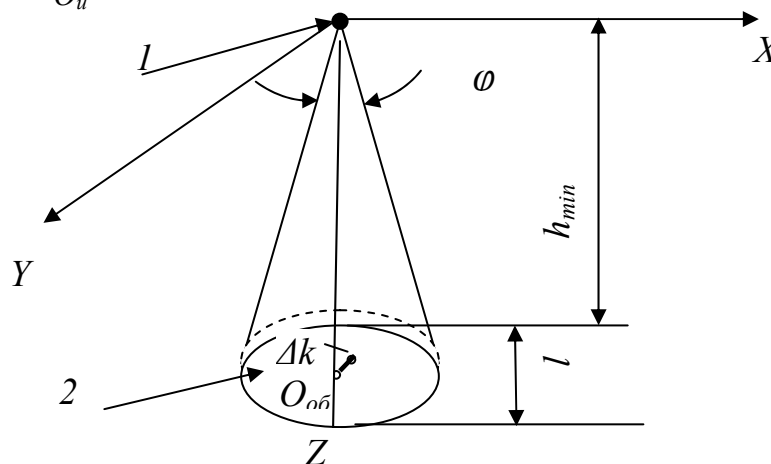


Рис. 2. Схема тангенциального смещения биообъекта.

Повышение точности определения дозы облучения биообъекта...

При взаимном смещении источника излучения и объекта облучения по координатам x , y и настройке прибора на полное покрытие проекции биообъекта потоком лучей биообъект получит избыточную дозу, величину которой можно определить как произведение интенсивности облучения на избыточную площадь и время облучения по следующей зависимости

$$\Delta D_{обj} = I \cdot \Delta k_j \cdot L_j \cdot t, \quad j \in \{x, y\}, \quad (2)$$

где I – удельная интенсивность потока облучения;

L_j – максимальный габаритный размер биообъекта по направлениям осей x и y соответственно; t – время облучения.

Как видно из (2), избыточная доза объекта линейно зависит от величины ошибки Δk_j определения координат, габаритов биообъекта, времени и интенсивности потока излучения.

При смещении биообъекта в вертикальном направлении (по оси z , рис.1) на величину Δz изменение дозы облучения будет определяться этим смещением и расстоянием от центра излучения до центра биообъекта.

Принимая во внимание, что поглощаемая мощность излучения изменяется обратно пропорционально квадрату расстояния от центра облучения до рассматриваемой точки, можно записать:

$$\Delta D_{обlz} > \frac{2A \cdot I \cdot L_x \cdot L_y \cdot \Delta z}{(h_{\min} + l/2)^2} \cdot t \quad (5)$$

где $A = \text{const}$ – постоянная прибора.

Геометрия потока облучения, в частности, мера его симметричности может определяться расчетно или экспериментально. Ошибки или упрощения в ее определении напрямую переносятся на дозу облучения.

Изменение дозы облучения, вызванное несоответствием формы облучающего потока и формы облучаемого участка биообъекта, можно определить по зависимости

$$\Delta D_{облф} = \frac{\Delta S_{пт} + \Delta S_{бо}}{S} D_{обл\Sigma}, \quad (6)$$

где $\Delta S_{пт}$, $\Delta S_{бо}$ – несовпадение площади проекции облучающего потока, состоящее из ошибок $\Delta S_{пт}$ и $\Delta S_{бо}$, соответственно, на площадь S проекции облучаемого участка биообъекта; $D_{обл\Sigma}$ – суммарная доза облучения, направленная на облучаемый участок биообъекта.

Ошибка ΔI в определении интенсивности потока влияет на дозу облучения прямопропорционально:

$$\Delta D_{ii} = \Delta I \cdot L_x \cdot L_y \cdot t \quad (7)$$

Аналогично влияют ошибки в определении распределения интенсивности на величину погрешности ΔH дозы

$$\Delta D_{ин} = \Delta H \cdot L_x \cdot L_y \cdot t \quad (8)$$

Время выдержки линейно влияет на величину дозы при постоянстве других факторов. Поэтому ошибка Δt в его определении создает ошибку дозы равную

$$\Delta D_e = \Delta t \cdot I \cdot L_x \cdot L_y \quad (9)$$

Введение многоцентровости и дискретно-непрерывных методов облучения требуют учета суммарного влияния двух и более облучающих потоков и двух и более сеансов облучения.

В связи с этим могут возникать методические ошибки, вызванные принятой методикой учета указанных факторов.

Если дозы от двух и более источников напрямую суммируются, то может возникать ошибка в виде неучтенного эффекта эмергентности.

Ее значение можно определить эмпирическим путем сопоставлением расчетных и экспериментальных данных.

В результате получаем

$$\Delta D_{mi} = \sum_{i=1}^n D_i - D_{эк}, \quad (10)$$

где $D_i, i \in \{1, n\}$ - расчетная доза облучения от n центров облучения;

$D_{эк}$ - экспериментальная доза.

Аналогично можно определить методическую ошибку от применения метода расчета суммарной дозы при двух и более системах облучения

$$\Delta D_{mi} = \sum_{i=1}^m D_i \cdot \xi_i - D_{эк}, \quad (11)$$

где $\xi_i \leq 1, i \in \{1, m\}$ - погрешность способа учета влияния i дозы облучения на дозу облучения.

Повышение точности определения дозы облучения биообъекта...

Приведенные зависимости (1)-(9) позволяют проанализировать источники ошибок определения доз облучения и наметить пути их уменьшения.

В частности, исходя из зависимости (1) следует, что для повышения точности необходимо сократить число факторов, связывающих координаты источника облучения и облучаемый участок объекта.

Важным фактором являются ошибки измерений. Их уменьшение возможно при обеспечении принципа единства баз.

Из зависимости (6) следует, что форма облучаемого участка биообъекта должна достаточно точно определяться и точно копироваться. Для этого необходимо дальнейшее усовершенствование оборудования, снабжение его участком быстрого прототипирования экранных диафрагм, внутренние контуры которых должны соответствовать форме проекций участков облучаемых биообъектов.

Для уменьшения ошибок в определении экспериментальных характеристик следует проводить регулярные аттестации источников излучения. Временные ошибки можно свести к минимуму путем учета времени, что при современных методах измерения времени не составит труда.

Более сложным является выявление источников ошибок. Это требует проведения дополнительных исследований.

ВЫВОДЫ

Точность определения дозы облучения определяется множеством факторов, имеющих геометрическую, энергетическую, временную и методическую природу. Повышение точности определения дозы облучения требует выполнения комплекса мероприятий, связанных с уменьшением ошибок определения каждого фактора.

Важным фактором снижения общей нагрузки на биообъект является соответствие формы проекции облучающего потока на проекцию биообъекта. Для этого необходимо увеличить точность изготавливаемых экранных диафрагм.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. KINHIKAR Rajesh A, SHARMA Smriti, UPRETI Riturai, TAMBE Chandrashekhar M, DESPANDE Deepak., Characterising and configuring motorized wedge for a new generation telecobalt machine in a treatment planning system. D Department of Medical Physics, Tata Memorial Hospital, Parel, Mumbai – 400012, India, (2007).
2. Radiation Oncology Physics, A hand book for teachers and students, E.B Podgosak Technical Editor, (2004).
3. Boyer 24, A.L. MOC E.C, A photon dose distribution model employing convolution calculations, Med.Phys. 12: 169-177, (1985).
4. Dai J, Zhu Y, Ji Q, Optimising beam weights and wedge filters with the concept of the super-omni wedge, Med.Phys; 27: 2757-62, (2000).
5. Faiz. M. Khan, PHD, The Physics of radiation therapy, 3rd edition, (2003).