

# ВЕРИФИКАЦИЯ РАСЧЕТА КОЛИЧЕСТВА МОНИТОРНЫХ ЕДИНИЦ ДЛЯ ИНДИВИДУАЛЬНОГО ПЛАНА ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТА

## VERIFICATION OF THE CALCULATION OF THE NUMBER OF MONITOR UNITS FOR AN INDIVIDUAL PATIENT RADIATION PLAN

**М. Н. Петкевич<sup>1,2,3</sup>, В. Ю. Юшкевич<sup>2,3</sup>**

**М. N. Piatkevich<sup>1,2,3</sup>, V. Y. Yushkevich<sup>2,3</sup>**

<sup>1</sup>Государственное учреждение «Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова», аг. Лесной, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Белорусский государственный университет, БГУ

<sup>3</sup>Учреждение образования «Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова» Белорусского государственного университета, МГЭИ им. А. Д. Сахарова БГУ, г. Минск, Республика Беларусь

kfm@iseu.by, yushkevich.ur@gmail.com

<sup>1</sup>State Institution "N. N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus", Lesnoy, Republic of Belarus

<sup>2</sup>Belarusian State University, BSU

<sup>3</sup>International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University, ISEI BSU, Minsk, Republic of Belarus

В настоящей работе проведен сравнительный анализ независимых методов верификации расчета количества мониторных единиц плана облучения пациента. В ходе работы проведена верификация с помощью теоретических расчетов для полей облучения с разными геометрическими параметрами и с помощью компьютерных систем планирования облучения. На основании полученных данных показано, что невозможно ожидать точного или почти точного совпадения результатов этих двух расчетов, так как теоретическая проверка выполняется с использованием более простых геометрических моделей и алгоритмов расчета, чем расчет с помощью компьютерной системы планирования. Также было выявлено, что для одного и того же прямоугольного поля для разных ускорителей в изоцентрических условиях, с одной энергией излучения и одинаковым РИП, количество МЕ примерно равно и не превышает 3 %.

In the present work we carried out a comparative analysis of independent methods of verification of the number of monitor units of the radiation therapy irradiation plan. In the course of the work, verifications were carried out using theoretical calculations for irradiation fields with different geometric parameters and with the help of computer systems for radiation planning. Based on the data obtained, it is shown that it is impossible to expect an exact or almost exact coincidence of the results of these two calculations, since the theoretical verification is performed using simpler geometric models and calculation algorithms than the calculation using a computer planning system. It was also found that for the same rectangular field for different accelerators in isocentric conditions, with the same emission energy and the same SSD, the amount of ME is approximately equal and does not exceed 3%.

**Ключевые слова:** верификация мониторных единиц, прямоугольное поле облучения, компьютерная система планирования облучения Eclipse.

**Keywords:** verification of monitor units, rectangular radiation field, computer radiation planning system "Eclipse".

<https://doi.org/10.46646/SAKH-2022-2-345-348>

В лучевой терапии верификация – независимая комплексная проверка, подтверждающая соответствие дозового распределения, доставленного к мишени внутри тела пациента, запланированному распределению с погрешностью результата облучения, не превышающей заданную величину критерия приемлемости. Условно можно выделить три большие группы верификационных мероприятий:

- верификация расчета дозового распределения;
- верификация доставки дозового распределения;
- верификация положения пациента во время облучения.

Каждая из этих составляющих очень важна, и только при проведении мероприятий по всем трем направлениям можно достигнуть надлежащего качества проведения процедур облучения пациентов [1].

Расчет количества мониторных единиц является необходимой частью независимого контроля при проверке плана. Это является важным элементом программы гарантии качества лучевой терапии, которая гарантирует безопасность и точность лечения больного. Такой контроль обычно проводится при предлучевой проверке плана, является только одной составляющей и не заменяет полноценной проверки плана [1].

Верификация расчета количества мониторных единиц выполняется либо вручную, либо с использованием специализированного программного обеспечения [1].

**Методика расчета.** Методика расчета описана в брошюре ESTRO 6 [2]. Также достоверность расчета проверена на основе измерений дозы излучения, выполненных в фантоме для тех же условий облучения. Экспериментальный метод состоит в определении поглощенной дозы для воды с помощью калиброванной ионизационной камеры в точке спецификации дозы для расчетного количества МЕ. Затем происходит сравнение измеренной дозы с предписанной дозой.

Для открытых пучков излучения доза была рассчитана по формуле [2]:

$$D(z, s_e) = \dot{D}_R \cdot U \cdot O_0(c_e) \cdot \frac{V(z_R, s_e)}{V(z_R, c_R)} \cdot T(z, s_e),$$

где  $U$  – количество МЕ.

$O_0(c_e)$  – коэффициент, определенный в мини-фантоме для размера поля  $c_e$ .

$\frac{V(z_R, s_e)}{V(z_R, c_R)}$  – отношение коэффициентов объемного рассеяния на опорной глубине  $z_R$  для размеров полей  $s_e$  и  $c_R$ .

Коэффициент объемного рассеяния – это отношение дозы на глубине  $z_R$  в большом водном фантоме к дозе в мини-фантоме для того же эквивалентного размера поля  $s_e$ ;  $s_e$  используется для величин, связанных с рассеянием в фантоме, а  $c_e$  – для величин, связанных с рассеянием от коллиматора.

$c_R$  – размер опорного поля, определяемый коллиматором: размер поля 10 см × 10 см на расстоянии 100 см от источника (т. е. в изоцентре).

$T(z, s_e)$  – отношение ткань-фантом на глубине  $z$  для размера поля  $s_e$ .

Доза в условиях обработки  $D(z, c, w)$  пучка, сформированного клиновидным фильтром получена из дозы на МЕ в стандартных условиях  $\dot{D}_R$ , коэффициента мощности и коэффициента ткань-фантом открытого пучка излучения путем введения коэффициента пропускания клиновидного фильтра  $k_w$ , зависящего от размера поля. Это приводит к следующему уравнению [2]:

$$D(z, c, w) = \dot{D}_R \cdot U \cdot O_0(c, w) \cdot \frac{V(z_R, c, w)}{V(z_R, c_R, w)} \cdot k_w(z_R, c_R) \cdot T(z, c, w),$$

где  $k_w(z_R, c_R)$  – коэффициент пропускания клиновидного фильтра, определенный в большом водном фантоме в стандартных условиях.

Доза  $D(z, c, s_b)$  пучков, сформированных блоками получена из дозы на МЕ в стандартных условиях и  $\dot{D}_R$  [2]:

$$D(z, c, s_b) = \dot{D}_R \cdot U \cdot O_0(c) \cdot \frac{V(z_R, s_b)}{V(z_R, c_R)} \cdot k_{o,t}(c) \cdot k_{o,b}(c, s_b) \cdot T(z, s_b, b),$$

где  $k_{o,t}(c)$  – коэффициент пропускания теневых блоков, который определяется как отношение дозы, измеренной в мини-фантоме для размера поля  $c$  в стандартных условиях для одного и того же количества МЕ.

$k_{o,b}(c, s_b)$  – поправка на наличие экранирующих блоков в пучке, определенная с помощью мини-фантома.  $c$  – размер поля, определяемый коллиматором, а  $s_b$  – размер поля, определяемый блоками экранирования, для обоих в изоцентре.

В таблице 1 приведены примеры теоретического расчета количества МЕ для полей облучения с разными геометрическими параметрами.

Таблица 1 – Теоретический расчет количества МЕ

| Геометрия поля   | Энергия излучения, МэВ | РИП, см | Предписанная доза, Гр | Количество МЕ |
|--|------------------------|---------|-----------------------|---------------|
| Прямоугольное поле облучения (10 см × 40 см)                       | 10                     | 100     | 1                     | 106           |
| Поле облучения, сформированное клиновидным фильтром (20 см × 7 см) | 4                      | 100     | 1                     | 248           |
| Поле облучения, сформированное блоками (21 см × 26 см)             | 6                      | 100     | 1                     | 108           |
| Прямоугольное поле облучения (8 см × 20 см)                        | 18                     | 80      | 1                     | 68            |
|  |                        | 100     |                       | 94            |
|  |                        | 120     |                       | 147           |

Таким образом, количество мониторных единиц для прямоугольного поля облучения – 106 МЕ. Поглощенная доза для воды, которая была измерена для тех же условий облучения для расчетного количества МЕ, составила 0,997 Гр, что находится в пределах 0,3 % от ожидаемой дозы 1,00 Гр.

Количество мониторных единиц для поля, созданного пучками излучения, сформированными клиновидным фильтром – 248 МЕ. Измерение дозы с помощью калиброванного прибора в таких же клинических условиях лечения привело к соответствию между расчетом и измерением в 0,02 %.

Количество мониторных единиц для поля, созданного пучками излучения, сформированными блоками – 108 МЕ. Измерения дозы, выполненные в фантоме с использованием этого количества МЕ, дали дозу 0,994 Гр. Это значение хорошо согласуется с предписанной дозой 1,00 Гр (в пределах 0,6 %).

Количество monitorных единиц при изменении расстояния источник-поверхность – 94 ME (при РИП 100 см), 147 ME (при РИП 120 см) и 68 ME (при РИП 80 см). Измерения дозы в условиях обработки, выполненные с помощью калиброванной ионизационной камеры, дали значения дозы 100,0 сГр, 100,0 сГр и 101,0 сГр, что хорошо согласуется с предписанными значениями.

Далее были проведены расчеты в компьютерной системе планирования Eclipse. Система планирования Eclipse Treatment Planning System (TPS) используется для планирования лучевой терапии у пациентов со злокачественными или доброкачественными опухолевыми заболеваниями [3].

Eclipse TPS подлежит использованию квалифицированным медицинским персоналом для работы с пациентами, которым онколог назначил курс лучевой терапии. Также система Eclipse используется для планирования облучения внешними пучками фотонов, электронов и протонов, а также для внутреннего облучения (брахитерапии) [3].

Компьютерная система планирования облучения Eclipse характеризуется улучшенным совмещением изображений различных типов и рабочей областью сегментации сканированных изображений ПЭТ, КТ, МР и КТКП (КТ конусовидным пучком). Ряд различных алгоритмов автоматического жесткого совмещения, включая совмещение на основе точки начала координат, обеспечивает гибкость планирования как простых, так и комплексных процедур, а также интеграцию многих аспектов строения и функционирования в процессе оконтуривания [3].

В таблице 2 приведены примеры расчета количества ME с помощью Eclipse.

Таблица 2 – Расчет количества ME с помощью компьютерной системы планирования облучения Eclipse

| Геометрия поля                               | Энергия излучения, МэВ | РИП, см | Предписанная доза, Гр | Количество ME |
|--|------------------------|---------|-----------------------|---------------|
| Прямоугольное поле облучения (10 см × 40 см) | 6                      | 100     | 1<br>95<br>95,6<br>96 | 93            |
| Clinac                                       |                        |         |                       |               |
| Trilogy                                      |                        |         |                       |               |
| TrueBeam                                     |                        |         |                       |               |
| Unique                                       |                        |         |                       |               |
| Прямоугольное поле облучения (10 см × 40 см) | 18                     | 100     | 1<br>108<br>109,6     | 106           |
| Clinac                                       |                        |         |                       |               |
| Trilogy                                      |                        |         |                       |               |
| TrueBeam                                     |                        |         |                       |               |

Таким образом, количество ME для прямоугольного поля для ускорителя Clinac составило 93 ME, для ускорителя Trilogy составило 95 ME, для ускорителя TrueBeam составило 95,6 ME, для ускорителя Unique составило 96 ME.

Для точно такого же поля в изоцентрических условиях, но с энергией излучения 18 МэВ количество ME для ускорителя Clinac составило 106 ME, для ускорителя Trilogy составило 108 ME, для ускорителя TrueBeam составило 109,6 ME.

Из приведенных выше данных (табл. 2) видно, что для одного и того же прямоугольного поля в изоцентрических условиях, с одной энергией излучения и одинаковым РИП, количество ME примерно равно и не превышает 3 %. Небольшие различия в значениях можно объяснить индивидуальной конструкцией ускорителей.

На рисунке 1 показан интерфейс программы Eclipse для удлиненного прямоугольного поля в изоцентрических условиях, энергия излучения – 6 МэВ, РИП составляет 100 см, а размер поля на этом расстоянии составляет 10 см (X) × 40 см (Y), предписанная доза – 1 Гр, ускоритель Clinac.

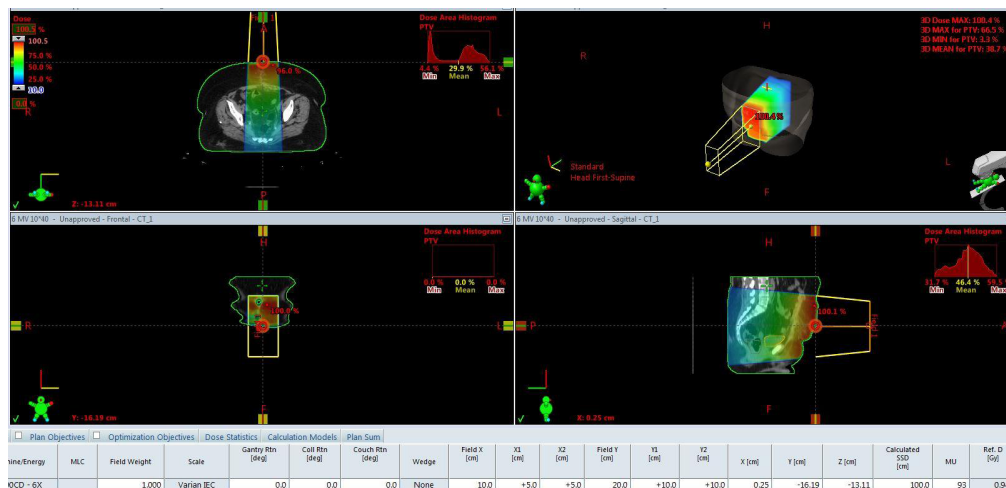


Рисунок 1 – Расчет количества ME для прямоугольного поля 10×40 см на ускорителе Clinac (6 МэВ)

Первичный расчет МЕ с помощью современных 3D систем планирования основан обычно на подробной модели пучков и геометрии пациента, он учитывает влияние рассеяния в теле пациента, возникшего при экранировании полей, изменение рассеяния из-за влияния контура и гетерогенностей. В общем случае контроль мониторинговых единиц не учитывает такие подробности о пучках и анатомии пациента, следовательно, необходимо принять определенные допуски для величины разницы между результатами двух расчетов. Наибольшую погрешность в контроле мониторинговых единиц обуславливают: рассеяние при экранировании поля, контур тела пациента, и влияние гетерогенностей тела.

Создание и поддержание программы верификации количества мониторинговых единиц является важной обязанностью медицинского физика. Важно, чтобы медицинский физик знал точность и ограничения и первичной и контрольной системы, чтобы разумно применять установленные допуски, и лучше объяснять причины различия результатов. Уровень достижимого совпадения результатов первичного и контрольного расчетов зависит от сложности геометрии пациента, программ первичного и контрольного расчетов, клинической ситуации. Поэтому разумно иметь разные допуски для разных клинических ситуаций.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Тарутин, И.Г. Применение линейных ускорителей электронов в высокотехнологичной лучевой терапии / И.Г. Тарутин, Е.В. Титович. – Минск: Беларуская навука, 2014. – 175 с.
2. Mijnheer, B. Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams – Practical Examples / B. Mijnheer, A. Bridier, Cr. Garibaldi // Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology. – 2001. – № 6. – P. 109.
3. Eclipse Treatment Planning Примечание к выпуску для пользователей / Varian Medical Systems, Inc. – CA: Palo Alto, 2018. – 55 с.

## ВЛИЯНИЕ ИСКАЖЕНИЙ МР-ИЗОБРАЖЕНИЙ НА КАЧЕСТВО РЕАЛИЗАЦИИ СТЕРЕОТАКСИЧЕСКОЙ РАДИОХИРГИИ INFLUENCE OF MR IMAGE DISTORTIONS ON THE QUALITY OF IMPLEMENTATION OF STEREOTACTIC RADIOSURGERY

**И. А. Штуро<sup>1,2</sup>, М. Н. Петкевич<sup>1,2</sup>**

**I. Shtura<sup>1,2</sup>, M. Petkevich<sup>1,2</sup>**

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет, БГУ

<sup>2</sup>Учреждение образования «Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова» Белорусского государственного университета, МГЭИ им. А. Д. Сахарова БГУ,  
г. Минск, Республика Беларусь  
kfm@iseu.by, irina.shturo@mail.ru

<sup>1</sup>Belarusian State University, BSU

<sup>2</sup>International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University, ISEI BSU,  
Minsk, Republic of Belarus

При планировании стереотаксической радиохирургии преимущественно применяется магнитно-резонансная томография, обладающая высоким уровнем контрастности мягких тканей. Параметры объема облучения могут быть определены детально на МР-изображениях, геометрическая точность которых ограничена возможным появлением искажений, оказывающих непосредственное влияние на качество получаемой объемно-анатомической информации о пациенте. Внешние устройства, такие как стереотаксические рамы, используемые для иммобилизации пациента и стереотаксического определения пространства при проведении стереотаксической радиохирургии на установке Gamma Knife Perfexion, могут вызывать искажения и артефакты на МР-изображениях. Целью работы является оценка геометрических искажений МР-изображений при помощи цилиндрического фантома для МРТ компании Elekta.

In the process of planning stereotactic radiosurgery, magnetic resonance imaging, which has a high level of soft tissue contrast, is predominantly used. Radiation volume parameters can be determined in detail on MR images, geometric accuracy of which is limited by the possible appearance of distortions directly affecting the quality of the obtained volume-anatomical information about the patient. External devices such as stereotactic frames used for patient immobilization and stereotactic space definition during stereotactic radiosurgery on the Gamma Knife Perfexion can create distortions and artifacts in MR images. The purpose of this work is to evaluate the geometric distortions of MR images using the Elekta cylindrical phantom for MRI.