

**ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИМЕНИМОСТИ ТВЕРДОТЕЛЬНОГО ФАНТОМА SP34 ДЛЯ  
ОРТОВОЛЬТНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ**

О.В. Тхорик, Е.С. Сухих

Научный руководитель: старший преподаватель, к.ф.-м.н. Е.С. Сухих  
Национальный исследовательский Томский политехнический университет,  
Россия, г.Томск, пр. Ленина, 30, 634050  
E-mail: [oxana.tkhorik@gmail.com](mailto:oxana.tkhorik@gmail.com)

**INVESTIGATION OF APPLICABILITY OF SOLID STATE PHANTOM SP34 FOR  
ORTHOVOLTAGE X-RAY**

O.V. Tkhorik, E.S. Sukhikh

Scientific Supervisor: assistant professor, PhD, E.S. Sukhikh  
Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050  
E-mail: [oxana.tkhorik@gmail.com](mailto:oxana.tkhorik@gmail.com)

***Abstract.** It is now widely used two types of tissue-equivalent phantoms: Solid and water. Water is the "gold standard" in accordance with the recommendations of the IAEA as a medium for measurements of absorbed dose for both photon and electron beams for, as the water has the most similar to human tissue characteristics. However, from a practical standpoint, water phantom is not always convenient to use, because it requires much time for preparation work. The output in such a situation would be to use a solid-state phantom with coefficients that take into account the difference between the electronic and physical material density against distilled water.*

**Введение.** В настоящее время широко используются два вида тканеэквивалентных фантомов: твердотельный и водный. Вода является «золотым стандартом» согласно рекомендациям МАГАТЭ в качестве среды для измерений поглощенной дозы, как для фотонных, так и для электронных пучков, поскольку вода обладает максимально схожими с человеческими тканями характеристиками [1]. Однако с практической точки зрения водный фантом не всегда является удобным в применении, поскольку требует большого времени подготовки к работе. Выходом в такой ситуации может стать использование твердотельного фантома вместе с коэффициентами, которые учитывают разницу между электронной и физической плотностью материала относительно дистиллированной воды.

Целью данной работы является экспериментальное подтверждение возможности использования твердотельного тканеэквивалентного фантома для ортовольтного рентгеновского излучения. Поскольку по данным производителя подобный материал фантом может использоваться для абсолютной и относительной дозиметрии в диапазоне энергий фотонного излучения от 1,25 МэВ до 50 МэВ и электронного излучения от 4 МэВ до 50 МэВ.

**Материалы и методы исследования.** Для подтверждения данной гипотезы были проведены ряд экспериментов и компьютерного моделирования по глубинному распределению дозы внутри фантомов. Измерения поглощенной дозы проводилось как в водном фантоме, так и в твердотельном фантоме при одинаковом расстоянии источник – поверхность для всех возможных размеров полей. Ионизационная камера облучалась при напряжении трубки: 100, 120, 150, 180, 200, 250, 300 кВ.

В первую очередь были произведены измерения глубинные измерения дозы в водном и твердотельном фантомах на гамма-терапевтическом аппарате TheratronEquinox 100. Гамма-терапевтический аппарат TheratronEquinox 100 - это внешняя система, предназначенная для проведения лучевой терапии. Theratron предназначен для доставки назначенной дозы радиации на определенный участок тела и заданным способом (фиксированное лечение или лечение с перемещающимся пучком, с использованием устройств модификации пучка или без них и т.д.). В качестве источника выступает  $^{60}\text{Co}$ . Использование  $^{60}\text{Co}$  в эксперименте обусловлено тем, что применение фантома SP34 в данном диапазоне энергий не вызывает сомнений [2].



Рис.1 Гамма-терапевтический аппарат TheratronEquinox

Суть эксперимента заключалась в том, что используя различные поля для измерения внутри фантома, на разные глубины помещается цилиндрическая ионизационная камера FC65-G, которой снимаются значения полученного заряда. Данные значения заряда пересчитывают в поглощенную дозу при помощи следующей формулы:

$$D_{w,Q} = M * N_{D,W}^Q,$$

где  $M$  — скорректированное значение заряда, измеренное в точке на глубине  $d_{max}$  ( $d_{max}$  – глубина в фантоме, на которой расположен максимум дозного распределения), Кл;

$$N_{D,W}^Q$$

— калибровочный коэффициент для ионизационной камеры, использованной в измерениях, в случае, если клинические условия, при которых проводилась дозиметрия, отличаются от стандартных лабораторных условий, при которых калибровалась данная ионизационная камера, отн. ед.

Для твердотельного фантома дополнительно необходимо произвести пересчет дозы при помощи следующей формулы:

$$D_{water} = D_{med} * \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{med}^w$$

где  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{med}^w$  - отношение усреднённых массовых энергетических коэффициентов поглощения для воды и для материала фантома [3].

После проведения эксперимента и обработки полученных данных было произведено моделирование глубинного распределения дозы внутри фантома в программа PCLab. Данная программа

предназначена для моделирования методом Монте-Карло процессов распространения электронов, позитронов, фотонов и протонов в веществе, визуализация этих процессов распространения на экране дисплея и получение численных результатов взаимодействия (например, альbedo, коэффициентов пропускания частиц, энергетических и угловых распределений частиц, распределений поглощенной энергии в веществе, дозы за защитой и т. д.).

После этого экспериментальная часть и моделирование повторяются на рентгеновском аппарата Xstrahl 300 в тех же условиях, что и в первой части эксперимента. Рентгеновский аппарат Xstrahl 300 - мощное рентгенотерапевтическое устройство предназначенное для лечения доброкачественных и злокачественных опухолей с помощью направленного рентгеновского излучения. В аппарате Xstrahl 300 используется металло-керамическая рентгеновская трубка медицинского назначения на 300 кВ.

Полученные при моделировании данные сравниваем с полученными данными в результате эксперимента.

**Результаты.** После этапа моделирования в эксперименте с источником  $^{60}\text{Co}$  строим график зависимости поглощенной дозы от глубины фантома для каждого размера поля. На один график помещаем результаты эксперимента и моделирования в водном фантоме. На другой график помещаем результаты моделирования и эксперимента в твердотельном фантоме с учетом и без учета усредненного массового энергетического коэффициента поглощения.

Из полученных графиков видно, что данные в эксперименте и моделировании практически совпадают. Это значит, что данная программа пригодна для моделирования и можно приступать к следующей части исследования.

На следующем этапе проделываем идентичные действия для рентгеновского излучения. Получаем один график с результатами эксперимента и моделирования в водном фантоме и другой график с результатами эксперимента и моделирования в твердотельном фантоме. Из графиков видно, что глубинное распределение дозы, полученное при моделировании практически совпадает с глубинным распределением дозы, полученном в эксперименте.

После чего на одном сравнительном графике приводим данные, полученные в результате эксперимента в водном фантоме и в твердотельном фантоме с учетом и без учета усредненного массового энергетического коэффициента пересчета из воды в материал фантома. Сравнивая полученные графики можно видеть, что глубинные распределения дозы в водном и твердотельном (с учетом коэффициента пересчета) фантомах практически идентичны, то есть разница не превышает 3%.

**Заключение.** На основе приведенных выше результатов исследования можно сделать вывод о том, что в клинической дозиметрии на равне с водным фантомом (который является «золотым стандартом») возможно применение твердотельного фантома SP34 для ортовольтового рентгеновского излучения.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. User's Guide - SP34 QA Phantom. - Schwazenbruck: IBA Dosimetry GmbH, 2011.
2. Руководство пользователя Theratron Equinox. - IN/OM2068(RUS) - Канада: 2008. - С. 159.
3. ICRU Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). - USA, 2010. - pp. 31-38.