

**ИССЛЕДОВАНИЕ КЛИНИЧЕСКОЙ ПРИМЕНИМОСТИ ПЛОСКОПАРАЛЛЕЛЬНОЙ  
ИОНИЗАЦИОННОЙ КАМЕРЫ PPC40 ДЛЯ ОРТОВОЛЬТНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО  
ИЗЛУЧЕНИЯ**

С.А. Кадочникова, А.А. Баулин, 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: [s.kadochnikova07@gmail.com](mailto:s.kadochnikova07@gmail.com)

**THE RESEARCH OF CLINICAL APPLICABILITY OF THE PARALLEL-PLATE IONIZATION  
CHAMBERS PPC40 FOR ORTHOVOLTAGE X-RAYS**

S.A. Kadochnikova, A.A. Baulin, E.S. Sukhikh

Scientific Supervisor: assistant professor, PhD, E.S. Sukhikh

Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050

E-mail: [s.kadochnikova07@gmail.com](mailto:s.kadochnikova07@gmail.com)

***Abstract.** In clinical dosimetry ionization chambers are the "gold standard" in the measurement of absorbed dose. The most popular use received cylindrical and parallel-plate chambers, which are not only geometric shape, but also the measuring range of ionizing radiation energy. In the present study, it was investigated the possibility of using a plane-parallel ionization chamber PPC40 for orthovoltage X-rays. To achieve this goal, we measured the depth distribution of the absorbed dose in a water phantom.*

**Введение.** Согласно международным протоколам [1,2] в клинической дозиметрии ионизационные камеры являются «золотым стандартом» в измерении поглощённой дозы в воздухе и в воде. Наибольшую популярность в использовании получили цилиндрические (считается вторым эталоном дозиметрии) и плоскопараллельные камеры, которые отличаются не только геометрической формой, но и измеряемым диапазоном энергий ионизирующего излучения. Главным преимуществом плоскопараллельной камеры перед цилиндрической является высокая точность измерения поглощенной дозы в приповерхностных слоях материала. Согласно международным протоколам для дозиметрии высокоэнергичных электронных и фотонных пучков все ионизационные камеры, как цилиндрические, так и плоскопараллельные, калибруются на радионуклидном источнике  $^{60}\text{Co}$  со средней энергией гамма излучения 1,25 МэВ. А для дозиметрии рентгеновского излучения, калибровка камер происходит на определённых напряжениях рентгеновской трубки, и калибровочные коэффициенты для промежуточных напряжений трубки находятся из зависимости полученных коэффициентов от напряжения. Измерения поглощенной дозы в приповерхностных слоях важны при облучении клеточных структур, слой которых в чаше Петри не более 2мм. Эти исследования необходимы для введения в практику фотон-захватной терапии – лучевой терапии злокачественных опухолей с использованием клинических источников фотонов в присутствии дозодополняющих агентов в опухоли. Дозодополняющий агент – частицы любого химического элемента с высоким атомным числом, например, платины, золота и других элементов.

Целью данной работы является подтверждение возможности применимости плоскопараллельной камеры, предназначенной для дозиметрии электронных пучков с энергиями 2-50 МэВ, для ортовольтового рентгеновского излучения.

**Материалы и методы исследования.** Для подтверждения гипотезы были проведены эксперименты по глубинному распределению дозы внутри водного фантома. В работе использовались две ионизационные камеры: цилиндрическая камера FC65-G с энергетическим диапазоном энергий рентгеновского излучения 70-280 кэВ и фотонного 50-250 МэВ [3] и плоскопараллельная камера PPC40 (Рис.1.) с энергетическим диапазоном энергий электронных пучков выше 2 МэВ [4].

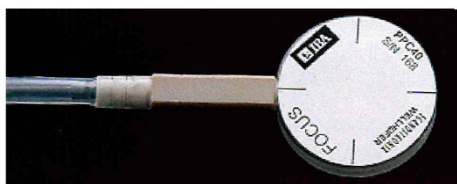


Рис. 1. Плоскопараллельная ионизационная камера PPC40.

Измерения проводились в водном фантоме для обеих камер при одинаковом расстоянии источник-поверхность (РИП) и для всех возможных размеров полей. Ионизационные камеры облучались при напряжениях: 100, 120, 150, 180, 200, 250, 300 кВ.

Первым этапом эксперимента является проверка калибровочного коэффициента  $N_{D,w,Q_0}$ , указанного в сертификате камеры. Для этого были проведены измерения глубинных распределений дозы в водном фантоме с плоскопараллельной (PPC40) и с цилиндрической (FC65-G) камерами на гамма-терапевтическом аппарате TheratronEquinox 100 с радиоактивным источником  $^{60}\text{Co}$ . Геометрия эксперимента следующая: (РИП) – 100 см; поле – квадрат со стороной 10 см; глубина, на которой находится камера в водном фантоме – 10 см. Также в ходе этого этапа были проверены поправочные коэффициенты  $p_{pol}$  и  $p_{ion}$  для обеих камер.

Вторым этапом является перекрестная калибровка плоскопараллельной камеры PPC40 относительно референсной камеры FC65-G для рентгеновского излучения 100-300 кэВ. Для получения результата была проведена серия измерений глубинных распределений доз в водном фантоме для обеих камер на рентгенотерапевтической системе Xstrahl 300 (Рис.2) при напряжениях 100-300 кэВ и для всех полей.



Рис. 2. Рентгенотерапевтическая система Xstrahl 300.

Эти измерения необходимы, чтобы определить калибровочный коэффициент  $N_{D,w,Q}^{field}$  для плоскопараллельной камеры PPC40, который зависит от размеров поля и от напряжения трубки, и определяется по формуле:

$$N_{D,w,Q}^{field} = \frac{M_{ref}}{M_{field}} * N_{D,w,Q_0}^{ref},$$

где  $M_{ref}$  – скорректированные значения заряда для опорной камеры (Кл);  $M_{field}$  – скорректированные значения заряда для калибруемой камеры (Кл);  $N_{D,w,Q_0}^{ref}$  – калибровочный коэффициент для опорной камеры, полученный при калибровке на пучке фотонов от источника  $^{60}\text{Co}$ .

Зная калибровочные коэффициенты  $N_{D,w,Q}^{field}$  и  $N_{D,w,Q_0}^{ref}$ , можно найти корректирующий коэффициент на качество пучка  $k_Q$  по формуле:

$$k_Q = \frac{N_{D,w,Q}^{field}}{N_{D,w,Q_0}^{ref}}.$$

После проведения эксперимента и обработки полученных данных было произведено моделирование глубинного распределения дозы внутри фантома в программе PCLab для сравнения с результатами измерений. 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.

**Результаты.** Были построены сравнительные графики зависимости коэффициентов качества пучка, полученных в результате моделирования и в результате измерений, от напряжения рентгеновской трубки и от размера поля. Анализируя данные графики, можно сделать вывод, что смоделированные и измеренные значения отличаются менее, чем на 3%.

**Заключение.** На основе результатов исследования можно сделать вывод о том, что в клинической дозиметрии ортовольтного рентгеновского излучения помимо цилиндрической камеры, рекомендованной международными протоколами, возможно применение плоскопараллельной ионизационной камеры PPC40.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. МАГТЭ Определение поглощенной дозы при дистанционной лучевой терапии: международные практические рекомендации по дозиметрии, основанные на эталонах единицы поглощенной дозы в воде // Серия технических докладов №398. – Вена, 2004.
2. AAPM protocol for 40–300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology/C.-M. Ma, C.W. Coffey, L.A.DeWerd et al.//Medical Physics. — 2001. — Vol. 28, no. 6. — Pp. 868–893.
3. User's Guide: «The Farmer Type Chamber FC65-G». – Scanditronix, 2008.
4. User's Guide: «The Parallel Plate Chamber PPC40». – Scanditronix, 2007.