что говорит о хорошем совпадении задних спадов обеих кривых. Разница в амплитудах пика составила около 2 %. Эта разница объясняется различными средами замедлителя, использованными во время эксперимента (для ИК – оргстекло, для минидозографа – вода). В целом наблюдается хорошее совпадение кривых по всему пробегу.

Заключение

Разработанное устройство для измерения глубинно-дозовых распределений медицинского протонного пучка в настоящее время успешно применяется для обеспечения гарантии качества в радиотерапии на пучках фазотрона. Измерения, проводимые с помощью прибора, служат для оценки качества сформированного терапевтического пучка, соответствия измеренного пробега и запланированного для облучения, однородности сформированного дозового распределения, а также точности изготовленных индивидуальных формирующих устройств (болюсы, гребенчатые фильтры). Устройство достаточно просто в изготовлении, надежно, необходимы малое время и трудозатраты для ввода его в эксплуатацию.

Список литературы:

1. *Савченко О.В.* Состояние и перспективы применения новых клинических методов диагностики и лечения раковых заболеваний на основе использования имеющихся в ОИЯИ пучков частиц и ионов / Сообщение ОИЯИ, 2-7195, Дубна, 1996.
2. *Кутузов С.А.* Устройство для автоматизированного измерения дозных полей / Сообщение ОИЯИ, Р10-194, Дубна, 1989.
3. *Fraas F. et al.* Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning / Report of AARM Radiation Therapy Committee Task Group № 53 // Medical Physics. 1998. № 10. Vol. 25. PP. 1773-1829.
4. *Агапов А.В. и др.* Методика трехмерной конформной протонной лучевой терапии // Письма в ЭЧАЯ. 2005. № 6. С. 80-86.
5. *Антюхов В.А. и др.* Цифровые блоки в стандарте КАМАК / Сообщение ОИЯИ, 10-90-589, Дубна, 1990.
6. *Абазов В.М. и др.* Аппаратура на линии с ЭВМ для сканирующего ротационного облучения на пучках тяжелых заряженных частиц / Сообщение ОИЯИ, 18-80-156, Дубна, 1980.
7. *Mather R., Segre E.* Range Energy Relation for 340 MeV protons // Physical Review. 1951. Vol. 84. № 2. PP. 191-193.

Алексей Валерьевич Агапов,
мл. научный сотрудник,
Геннадий Валентинович Мицын,
начальник НХП «Отдел фазотрона»,
Сергей Васильевич Швидкий,
зам. начальника НХП «Отдел фазотрона»,
Константин Николаевич Шипулин,
мл. научный сотрудник,
Объединенный институт ядерных исследований,
г. Дубна,
e-mail: agapov@jinr.ru

Л.В. Владимиров, А.А. Козлов, А.Н. Черний

Компактная проходная ионизационная камера с антивибрационными свойствами для мониторинга дозы и мощности дозы при рентгенодиагностике

Аннотация

В статье приведены описание и технические характеристики проходной ионизационной камеры, предназначенной для мониторинга дозы и мощности дозы на коже пациента при рентгеноскопии. Проходная ионизационная камера располагается между выходным окном рентгеновского излучателя и коллиматором рабочего пучка рентгеновского излучения.

Проблема радиационной безопасности в рентгенодиагностике по-прежнему остается в центре внимания специалистов по радиационной безопасности. В настоящее время, в соответствии с требованиями стандарта IEC 580-77 и российского стандарта ГОСТ Р МЭК 580-98, фирмой «Доза» производятся дозиметры для определения дозы радиации, получаемой пациентом при рентгенодиагностических процедурах.

В этих дозиметрах используется рентгенопрозрачная плоскопараллельная камера, которая устанавливается на выходе рентгеновского коллиматора. Помимо рентгеновской прозрачности (алюминиевый эквивалент ослабления камеры ~ 0,3 мм), камера должна быть прозрачна и для света оптического центратора (коэффициент пропускания света лампы оптического центратора ~ 75 %).

Данные приборы измеряют произведение дозы на площадь в сантигреях на квадратный сантиметр. Затем производится пересчет в эффективную дозу, выраженную в зивертах, с использованием соответствующих методик (МУК 2.6.1.1797-03). Однако практических рекомендаций по числовым значениям, ограничивающим допустимые значения эффективных доз при рентгенодиагностике, не существует. Полученные значения эффективных доз в основном используются для статистического учета и выявления тенденций уменьшения или увеличения дозовых нагрузок на население при рентгенодиагностических процедурах по регионам и отдельным медицинским учреждениям, а также в связи с внедрением в медицинскую диагностику новой рентгенодиагностической аппаратуры.

Таким образом, до настоящего времени нет документов, нормирующих значения эффективных доз пациента. Дальнейшим развитием нормативной документации, ограничивающей дозовые нагрузки при рентгенодиагностике, является международный стандарт IEC 60601-2-54 «Изделия медицинские электрические – Часть 2 – 54: Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик рентгеновских аппаратов для рентгенографии и рентгеноскопии».

В данном стандарте впервые вводятся числовые ограничения на значения дозы и мощности дозы на кожу пациента в режиме рентгеноскопии. Так, при мощности на входе в пациента, превышающей 88 мГр/мин, должен включаться непрерывный звуковой сигнал, оповещающий о том, что рентгеноскопия проводится при высоком уровне мощности дозы. Однако аппарат при этом режиме сохраняет работоспособность. При двойном превышении значения опорной мощности дозы 2 х 88 = 176 мГр/мин в режиме просвечивания аппарат не должен быть работоспособен.

Использовать в качестве детектора мощности дозы камеру, расположенную на выходе коллиматора, служащую для определения произведения дозы на площадь, не представляется возможным, так как ее ионизационный ток является функцией не только мощности дозы, но и площади облучаемой поверхности, которая в процессе рентгеновского исследования может изменяться в широком диапазоне.

Для реализации стандарта IEC 60601-2-54 в качестве детектора мощности дозы была предложена проходная ионизационная камера, устанавливаемая между выходным окном рентгеновского излучателя и коллиматором рабочего поля излучения. При этом площадь облучения ионизационной камеры остается постоянной.

В 2010 году на фирме «Гелпик» (г. Москва) была разработана проходная ионизационная камера оригинальной конструкции, со сверхтонкими электродами, не влияющими на изменение спектра рентгеновского излучения, а форма электродов обеспечивала отсутствие микрофонного эффекта при любых перемещениях штативного устройства и возможных его вибрациях [1].

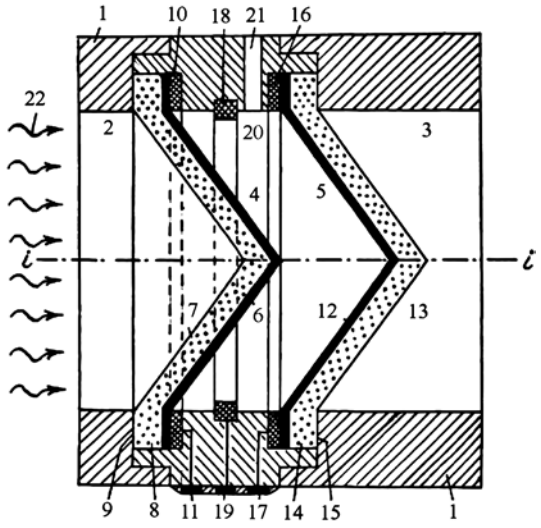

Рис. 1. Конструкция новой ионизационной камеры

Проходная ионизационная камера имеет полый корпус 1, изготовленный в форме трубки из диэлектрика, например фторопласта (см. *рис. 1*). Камера имеет входное 2 и выходное 3 отверстия, перекрытые соответственно высоковольтным 4 и собирающим 5 электродами. Рабочая поверхность высоковольтного электрода 4 представляет собой слой графена 6 толщиной 2...10 нм, нанесенный на подложку 7, представляющую собой внешнюю поверхность конуса, изготовленного из пенопласта толщиной 2...3 мм. Основание 8 конуса высоковольтного электрода 4 закреплено в пазе 9, выполненном внутри корпуса 1. Электрический потенциал к высоковольтному электроду 4 подводится через кольцо 10, изготовленное из серебра. Кольцо 10 прижато к слою графена 6 и электрически соединено с контактом 11, закрепленным на внешней поверхности корпуса 1 камеры. Собирающий электрод 5, установленный в просвете выходного окна 3, имеет рабочую поверхность 12 – слой графена толщиной 2...10 нм, нанесенный на подложку 13, имеющую форму внутренней поверхности конуса, изготовленного из пенопласта толщиной 5...8 мм. Основание 14 конуса собирающего электрода 5 закреплено в пазе 15, выполненном внутри корпуса 1. Электрический потенциал к собирающему электроду 5 подводится через кольцо 16, изготовленное из серебра. Кольцо 16 прижато к слою графена 12 и электрически соединено с контактом 17, закрепленным на внешней поверхности корпуса 1 камеры. Между высоковольтным 4 и собирающим 5 электродами находится охранный электрод 18, который электрически соединен с контактом 19. Охранный электрод 18 предназначен для исключения электрических помех между электродами 4 и 5. Конусы подложек электродов 4 и 5 имеют одинаковые размеры и идентичную ориентацию, их геометрические оси совпадают с оптической осью ионизационной камеры *ii*. Рабочая полость 20 ионизационной камеры, находящаяся между электродами 4 и 5, заполнена воздухом и соединена с атмосферой отверстием 21. Это сделано для исключения влияния перепадов атмосферного давления на работу камеры.

Электроды 4 и 5, изготовленные из графена, нанесенного на пенопласт, очень слабо поглощают рентгеновские кванты 22, проходящие через камеру. Поэтому спектр рентгеновского пучка практически не искажается. Кроме того, изготовление подложки в форме конуса увеличивает рабочую площадь электродов в l / r раз, где l – образующая конуса, а r – радиус его основания. Это повышает чувствительность детектора и придает ему жесткость, что исключает возникновение мембранного эффекта.

Основные технические характеристики проходной ионизационной камеры, полученные в результате экспериментальных испытаний

Диапазон энергий рентгеновского излучения, кэВ: 15...70

Диапазон анодных напряжений излучателя, кВ: 40...150

Чувствительность камеры, А / мГр/с: 10^{-10}

Относительная погрешность спектральной чувствительности, %: 12

Напряжение питания ионизационной камеры, В: 250

Эффективность собирания ионов при мощности дозы $1{,}2 \cdot 10^2$ Гр/ч, %, не менее: 90

Коэффициент пропускания излучения камеры при U_a = 40 кВ и фильтре 2 мм Al, %: 97

Компактность нового детектора позволяет размещать его в выходном окне излучателя, где мощность дозы имеет максимальное значение, что обеспечивает высокое отношение сигнал/шум и, следовательно, незначительную погрешность в измерениях дозы и мощности дозы. Пересчет измеренного значения мощности дозы к мощности дозы в опорной точке, которая расположена на входе в пациента, определяется автоматически, с учетом закона обратных квадратов.

Список литературы:

1. *Мишкинис А.Б., Владимиров Л.В., Владимиров Ю.Л., Черний А.Н.* / Патент RU 104051 U1 от 26.11.2010.

Лев Владимирович Владимиров,
д-р техн. наук, зав. сектором,
Александр Александрович Козлов,
ст. научный сотрудник,
Александр Николаевич Черний,
д-р техн. наук, гл. научный сотрудник,
Российская академия последипломного образования МЗ России,
г. Москва,
e-mail: radgig@rmapo.ru