

ПРИМЕНЕНИЕ ДЕТЕКТОРОВ ДТГ-4 ДЛЯ КЛИНИЧЕСКОЙ ДОЗИМЕТРИИ ФОТОННЫХ ПУЧКОВ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ ЭЛЕКТРОНОВ

Е.В. Шиндякин¹, Н.С. Бобина¹, С.А. Енисеев², Л.И. Галченко^{2,3}

¹ *Институт геохимии им. А.П. Виноградова СО РАН, Иркутск*

² *Областной онкологический диспансер, Иркутск*

³ *Иркутский государственный медицинский университет Минздрава России, Иркутск*

APPLICATION OF DETECTORS DTG-4 FOR CLINICAL DOSIMETRY OF PHOTON BEAMS OF LINEAR ELECTRON ACCELERATORS

E.V. Shindiakin¹, N.S. Bobina¹, S.A. Eniseev², L.I. Galchenko^{2,3}

¹ *A.P. Vinogradov Institute of Geochemistry, Irkutsk, Russia*

² *Irkutsk Regional Cancer Center, Irkutsk, Russia*

³ *ISMU, Irkutsk, Russia*

Реферат

Цель: Провести калибровку термолюминесцентных детекторов ДТГ-4 в пучках фотонов высоких энергий линейного ускорителя электронов. Оценить возможность использования детекторов данного типа в клинической дозиметрии в отделениях лучевой терапии, оснащенных высокоэнергетическими линейными ускорителями.

Материал и методы: Детекторы ДТГ-4 облучались фотонными пучками линейного ускорителя Varian TrueBeam, считывание производилось с использованием установки ДОЗА-ТЛД. Описана методика калибровки детекторов для фотонных пучков излучения линейных ускорителей электронов, применяемых в лучевой терапии.

Результаты: Произведена индивидуальная калибровка детекторов, исследованы зависимости показаний детекторов от величины поглощенной дозы, энергии и мощности дозы. Представлены данные калибровки детекторов в пучках фотонов номинальной энергией 6, 10 и 18 МэВ. Полученные результаты говорят о наличии энергетической зависимости чувствительности детекторов.

Заключение: По совокупности характеристик детектор ДТГ-4 может быть использован при дозиметрии в лучевой терапии пучками фотонов высоких энергий при дозах облучения до 2,5 Гр.

Ключевые слова: термолюминесцентные дозиметры, лучевая терапия, индивидуальная калибровка, фотонное излучение, линейный ускоритель

Abstract

Purpose: To calibrate DTG-4 detectors in high-energy photon beams of a linear electron accelerator. Evaluate the possibility of using detectors of this type in clinical dosimetry in radiation therapy departments equipped with high-energy linear accelerators.

Material and methods: The DTG-4 detectors were irradiated with photon beams from the Varian True-Beam linear accelerator, and readout was performed using the DOZA-TLD dosimetry system. A methodology for calibrating detectors for photon beams from linear electron accelerators used in radiation therapy is described.

Results: The detectors were individually calibrated, and the dependencies of the detector readings on the absorbed dose, energy, and dose rate were investigated. The calibration data for the detectors in photon beams with nominal energies of 6, 10, and 18 MeV are presented. The results indicate the presence of an energy-dependent sensitivity of the detectors.

Conclusion; DTG-4 detectors can be used for clinical dosimetry in radiation therapy with high-energy photon beams at radiation doses less than 2.5 Gy.

Key words: thermoluminescent detectors, radiotherapy, individual calibration, photon radiation, linear accelerator

E-mail: eshindyakin@mail.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2024-103-3-46-51>

Введение

Методы термолюминесцентной дозиметрии (ТЛД) нашли свое основное применение в индивидуальной дозиметрии профессионального облучения персонала, работающего с источниками ионизирующего излучения. В каждой клинике, использующей радиотерапевтическое и рентгенодиагностическое оборудование, персонал использует индивидуальные дозиметры на основе LiF (Mg, Ti). Многие отделения радиотерапии имеют оборудование для отжига ТЛД, но не используют его в полной мере по ряду причин: отсутствие детекторов, трудоемкость, непонимание принципов проведения измерений, наличие альтернативных методов дозиметрии. При этом современный уровень развития методов термолюминесцентной дозиметрии позволяет в полной мере обеспечить требования, предъявляемые к клиническим дозиметрам и использовать его наравне с привычными методами измерений.

Детекторы ДТГ-4, разработанные Институтом геохимии им. А.П. Виноградова СО РАН, являются сами распространёнными и доступными детекторами в России. Они обладают всеми преимуществами ТЛД на основе LiF (Mg, Ti): тканеэквивалентность, малый размер, высокая чувствительность, невысокая стоимость, долговременная стабильность. Монокристаллическая структура детектора также является преимуществом по сравнению с прессованным поликристаллическим детектором [1]. Такие детекторы меньше подвержены разрушению в

условиях высокой влажности и при механических воздействиях. Это обеспечивает долговременную стабильность чувствительности. Методология применения аналогичных детекторов для дозиметрических измерений в пучках высоких энергий была подробно рассмотрена в докладе AAPM TG 191 [2].

Метод ТЛД базируется на способности некоторых неорганических и органических веществ запасать энергию ионизирующих излучений. При нагреве накопленная ими энергия ионизирующего излучения выделяется в виде световых квантов, количество которых пропорционально дозе излучения, поглощенной веществом.

Температуру детектора в процессе считывания поднимают постепенно, благодаря этому возможно построить кривую термовысвечивания (КТВ), которая определяется энергетическим спектром центров захвата. Эта кривая имеет пики термовысвечивания (дозиметрические пики), характеристики которых зависят от физических свойств материала детектора (рис. 1).

Наибольший интерес при анализе представляют высокотемпературные пики, так как в низкотемпературных пиках количество запасаемой энергии намного ниже, чем в высокотемпературных. Также низкотемпературные пики они менее стабильны и могут затухать со временем (фединг). Поэтому для анализа данных целесообразно использовать данные КТВ лишь для высокотемпературных пиков (пятый пик для детекторов ДТГ-4 на основе LiF(Mg,Ti)).

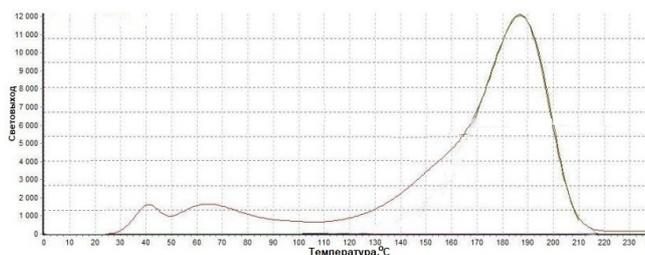


Рис. 1. КТВ детектора ДТГ-4 от температуры

Материал и методы

В рамках работы были исследованы 105 детекторов ДТГ-4 производства Института геохимии им. А.П. Виноградова Сибирского отделения РАН. Детекторы имели стандартную толщину 0,9–1,0 мм, предварительная сортировка по чувствительности этих детекторов не производилась. Для проведения калибровочных измерений необходимо было произвести облучение данной партии детекторов в пучке фотонного излучения с номинальной энергией 6 МэВ.

Облучение проводилось на линейном ускорителе электронов Varian TrueBeam. При калибровке детекторы облучались дозой 2 Гр в пластинчатом фантоме SolidWater HE. Детекторы располагались на глубине 20 см от поверхности фантома в подложке, минимизирующей воздушные полости вокруг детекторов при облучении. Подложка изготовлена из PLA пластика методом 3D печати [3]. Поле облучения 20×20 см обеспечивало равномерность облучения всех детекторов в пределах 1 %. Перед проведением калибровки проводились дозиметрические измерения с использованием в качестве детектора ионизационной камеры типа Farmer.

Обработка результатов измерений ионизационной камерой проводилась в соответствии с внутренним протоколом клиники, основанном на рекомендациях TRS398 [4]. Считывание показаний с детекторов осуществлялось на установке ДОЗА-ТЛД. Дрейф системы контролируется ежедневно с помощью считывания показаний эталонных дозиметров ДТГ-04, облученных дозой 5Р источником Sr-90+Y-90. Нагрев детекторов при считывании производится со скоростью 5°C/с до температуры 300°C с предварительным прогревом до 100°C (рис. 2).

При отжиге регистрировалось интегральное значение светового выхода 5-го пика люминесценции, так как этот метод дает меньшую погрешность измерений [5]. Отжиг перед после-

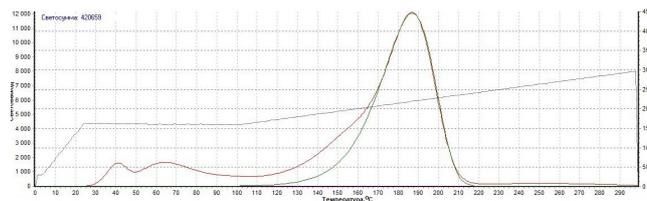


Рис. 2. КТВ детектора и график повышения температуры

дующим применением проводился в муфельной печи при температуре 400°C в течение 10 мин с последующим резким охлаждением.

Всего проводилось три калибровочных измерения [6]. Считывание показаний производилось через 20–24 часа после облучения. По результатам калибровки 43 из 105 детекторов обеспечили воспроизводимость результата измерений в пределах 5 % при облучении дозой 2 Гр. При повышении требований к воспроизводимости результатов измерений, количество отбираемых детекторов существенно снижалось. Например, 12 детекторов обладали воспроизводимостью 3 % и 6 детекторов показали результат в пределах 2 %. Для каждого из детекторов был определен индивидуальный калибровочный коэффициент чувствительности $K_n = D/N(\text{св})$, где D – доза, которой облучен детектор, $N(\text{св})$ – значение светового выхода детектора.

Результаты

Определение кривой отклика детекторов при номинальных энергиях пучков фотонов 6, 10 и 18 МэВ

Для определения зависимости показаний детекторов ДТГ-4 от дозы облучения было проведено облучение детекторов ДТГ-4 дозами от 0,1 Гр до 5 Гр. Облучение проводилось в условиях, повторяющих условия калибровки. В каждой серии измерений время от облучения до считывания детектора было постоянным и составляло от 20 до 24 часов, что обусловлено удаленностью облучателя и считывателя. Пятый пик люминесценции, интегральное значение которого считывается при измерении, является стабильным при температурах, близких к комнатным, поэтому кратковременное хранение облученного детектора не влияет на результат измерений. Анализ литературных данных показывает, что потери дозиметрической информации при хранении детекторов в тече-

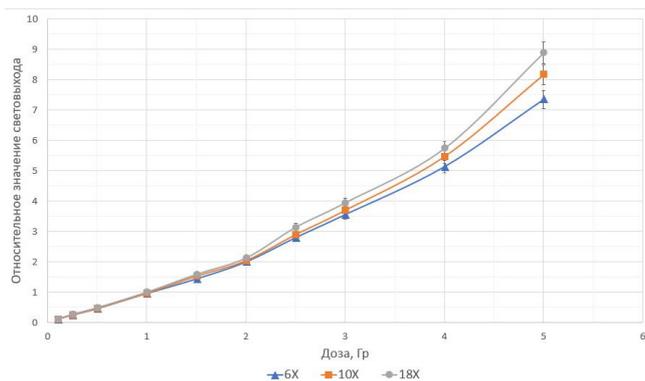


Рис. 3. Зависимость световых выходов от дозы для пучков фотонного излучения с номинальной энергией 6, 10 и 18 МэВ

ние одного квартала не превышают 5 % [1]. В рамках данной работы увеличение времени между облучением детектора и считыванием с 20 часов до 2 недель не привело к изменению полученных результатов.

Кривые зависимости показаний детектора от дозы облучения, полученные при облучении детекторов ДТГ-4 пучками фотонов различных энергий, имеют линейный характер на участке от 0,1 до 2 Гр. При дозах выше 2 Гр начинает проявляться свертливость отклика детекторов. При дозах выше 2,5 Гр наблюдается резкое снижение воспроизводимости результатов измерений. Для удобства отображения значения световых выходов представленный график нормирован на значение 2, соответствующее показаниям детекторов при облучении пучком фотонов 6 МэВ дозой 2 Гр (рис. 3).

При анализе данных кривых на участке от 0,1 до 2,5 Гр видно, что кривые световых выходов детекторов, облученных пучками фотонов с номинальными энергиями 6, 10 и 18 МэВ имеют различный наклон. Полученные при измерениях значения отличаются друг от друга вне пределов воспроизводимости результатов измерений (5 %), что говорит о наличии энергетической зависимости отклика детектора.

Этот факт подтверждает выводы [2] о необходимости проведения калибровки детекторов в пучке излучения того же качества, при котором будут проводиться дозиметрические измерения при клиническом использовании. Описанный авторами [2] подход позволяет снижать неопределенности при проведении измерений.

Установка ДОЗА ТЛД рассчитана на использование для радиационного контроля ин-

дивидуальных доз профессионального облучения персонала и мониторинга окружающей среды. Регистрируемые при таком использовании дозы, как правило, многократно меньше доз характерных для клинической дозиметрии. Ввиду того, что значение интегрального световых выходов детектора при дозе облучения 2 Гр превышало 600 тыс. единиц, необходимо было исключить влияние системы измерений на результат. При высоких дозах облучения возникает проблема сильной засветки фотоэлектронного умножителя и недостаточности динамического диапазона ТЛД-системы. Для проверки этого влияния была проведена серия измерений с использованием детекторов ДТГ-4 чувствительностью 10 % от номинала. При этом значение интегрального световых выходов при дозе 2 Гр составляло 40–70 тыс. единиц. При измерении зависимости показаний детектора от дозы облучения для пучка фотонов энергией 6 МэВ с использованием детекторов низкой чувствительности изменения характера кривой не выявлено. Дальнейшие измерения проводились с использованием исходной партии детекторов.

Зависимость от мощности дозы

Для определения зависимости показаний детекторов от мощности дозы детекторы в подложке помещались в фантом SolidWater HE на глубину вблизи максимума ионизации используемого пучка излучения. Облучение проводилось с экспозицией 100 MU пучками фотонного излучения с номинальной энергией 6, 10 и 18 МэВ. Использовались мощности дозы от 0,5 до 6 Гр/мин. Полученные результаты (рис. 4) говорят об отсутствии зависимости световых выходов детекторов ДТГ-4 от мощности дозы в диапазоне мощностей доз, характерном для лучевой терапии на линейных ускорителях электронов.

Отклонения значений световых выходов детекторов от среднего значения для каждой из энергий не превышают 3 % при исходной воспроизводимости показаний партии детекторов в 5 %.

Обсуждение

Для использования детекторов ДТГ-4 в целях дозиметрии в лучевой терапии целесообразно проводить калибровку в два этапа. На первом этапе необходимо провести отбор детекторов, обеспечивающих необходимую вос-

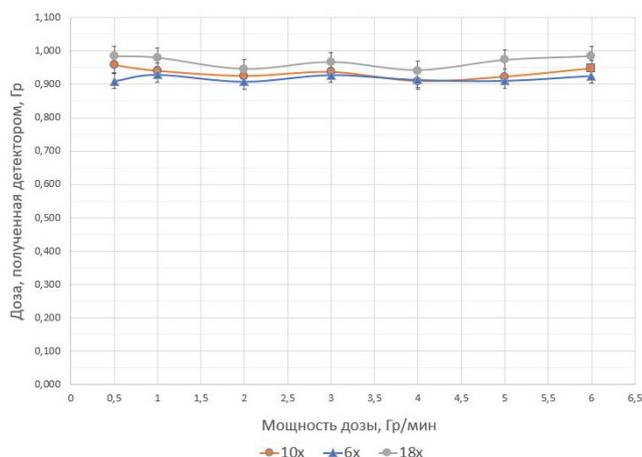


Рис. 4. Зависимость измеренной дозы от мощности дозы для пучков фотонного излучения 6, 10 и 18 МэВ

производительность измерений. Как показано в данной работе, 40,9 % детекторов обеспечивают воспроизводимость в пределах 5 % и 5,8 % детекторов обеспечивают воспроизводимость в пределах 2 %, что также показано в [7]. Таким образом улучшение воспроизводимости результатов партии отобранных для применения детекторов требует анализа большего количества исходных детекторов, что существенно повышает трудоемкость процесса. Автоматизированные системы считывания термолюминесцентных дозиметров позволяют существенно облегчить процедуру калибровки по сравнению системами, требующими ручной загрузки каждого детектора.

Детекторы, отобранные для измерений, могут иметь значительный разброс по чувствительности. Индивидуальный калибровочный коэффициент K_d вводится для того, чтобы нормировать показания детекторов на единицы поглощенной дозы, так как такой подход более привычен и удобен для анализа результатов измерений.

Одна из основных эксплуатационных характеристик детектора – возможность многократного использования. Детекторы ДТГ-4 позволяют производить не менее 500 измерений при дозах облучения менее 3 Гр без дополнительной длительной термообработки [1]. После облучения дозами выше 2 Гр необходим отжиг детекторов при температуре 400°C в течение 10–15 минут. Долговременная стабильность детектора позволяет использовать его в течение

длительного времени без дополнительной калибровки [1].

Большое внимание при ТЛД дозиметрии нужно уделять системе считывания. Нестабильная работа считывателя может внести существенную ошибку в результат измерений и привести к неправильной интерпретации полученных данных. Необходим постоянный контроль параметров ТЛД системы, контроль дрейфа системы путем считывания показаний эталонных детекторов, облученных известной дозой, регулярная очистка оптики и поверхности нагревателя.

Одним из важнейших преимуществ ТЛД на основе LiF (Mg, Ti) является его тканеэквивалентность. Детектируемая люминофором доза правильно характеризует поглощенную в биологической ткани дозу только при условии, что энергетическая зависимость массового коэффициента поглощения энергии фотонного излучения аналогична этой зависимости для мягкой биологической ткани. В случае значительного отличия эффективных атомных номеров люминофора и ткани становится заметным изменение чувствительности люминофора от энергии в низкоэнергетической части спектра фотонного излучения (ход с жесткостью). Это ведет к неверному определению дозы при облучении ионизирующим излучением с низкой энергией. Для фотонного излучения одна и та же поглощенная доза в термолюминофоре и доза в ткани даже при энергии 30 кэВ на 33 % выше, чем при 1,25 МэВ (^{60}Co), но уже при энергии излучения $E_\gamma=100$ кэВ поглощенная доза аналогична поглощенной энергии излучения ^{60}Co . Тканеэквивалентность ДТГ-4 позволяет использовать его для дозиметрии при дистанционной лучевой терапии и брахитерапии [7]. Миниатюрность детектора и отсутствие необходимости подключения детектора к считывателю во время измерения делает его удобным его при *in vivo* дозиметрии.

Заключение

Проведено исследование характеристик детекторов ДТГ-4 в пучках высокоэнергетических фотонов с номинальной энергией 6, 10 и 18 МэВ. Для повышения точности измерения дозы при применении этих детекторов в клинической дозиметрии необходимо проводить процедуру калибровки и определение индивидуальных коэффициентов чувствительности де-

текторов для каждой из энергий. По совокупности характеристик детектор ДТГ-4 может быть использован при дозиметрии в лучевой терапии при дозах облучения до 2,5 Гр.

Список литературы

1. Непомнящих АИ, Мироненко СН, Афонин ГП. Монокристаллические детекторы на основе фтористого лития. Атомная энергия. 1985; 58(4): 257-9.
2. Kry S, Alvarez P, Cygler J. AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs. Medical Physics. 2020; 47(2): 19-51.
3. Alssabbagh M, Tajuddin A, Manap M, Zainon R. Evaluation of nine 3D printing materials as tissue equivalent materials in terms of mass attenuation coefficient and mass density. Int J Advanc Appl Sci. 2017; 4(9): 168-73.
4. Andreo P, Burns DT, Hohlfeld K. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna: IAEA, 2000.
5. ФВКМ.412118.010 РЭ. Комплекс дозиметрический термолюминесцентный "ДОЗА-ТЛД". Руководство по эксплуатации.
6. IAEA Human Health Reports No. 8: Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy. Vienna: IAEA, 2013.
7. Уханов И.Д., Лебеденко И.М. Калибровка термолюминесцентных дозиметров для применения в пучках фотонного излучения различного качества. Медицинская физика. 2023; (2): 114-24.