

Министерство образования Республики Беларусь
Учреждение образования
«Международный государственный экологический
институт им. А.Д. Сахарова»
Белорусского государственного университета

Факультет мониторинга окружающей среды
Кафедра ядерной и радиационной безопасности

Дисциплина:
Дозиметрия

ИНДИВИДУАЛЬНЫЙ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕРМОЛЮМИНЕСЦЕНТНОЙ ДОЗИМЕТРИИ ОБЛУЧЕНИЯ ХРУСТАЛИКА ГЛАЗА

Выполнил студент 4-го курса по
специальности «Медицинская физика»:
Ефименко Александр Дмитриевич

(подпись)

Руководитель:
Скибинская Анна Николаевна

(подпись)

Минск, 2019

Принятые сокращения

ГЗ – герминативная зона.

ИИ – ионизирующее излучение.

ИИИ – источники ионизирующего излучения.

ТЛД – термолюминесцентный дозиметр.

МКРЕ – Международная комиссия по радиационным единицам и измерениям.

МАГАТЭ – Международная агентство по атомной энергии.

МКРЗ – Международная комиссия по радиационной защите.

ГДК – групповой дозиметрический контроль.

ИДК – индивидуальный дозиметрический контроль.

ЛПЭ – линейная передача энергии.

ИЭД – индивидуальный эквивалент дозы.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение.....	4
ГЛАВА 1 Анализирование дозиметрии облучения хрусталика глаза на основании публикаций МКРЗ.....	5
1.1 Анатомия глазной системы и ее особенности.....	5
1.2 Реакция ткани хрусталика глаза на облучение.....	6
1.3 Ситуации планируемого облучения.....	7
1.4 Рекомендации МКРЗ по пороговым дозам облучения глаза.....	8
1.5 Использование операционных величин для оценки дозы на хрусталик глаза..	9
1.6 Использование коэффициентов дозы для оценки дозы на хрусталик глаза....	10
1.7 Дозиметрические модели для дозиметрии хрусталика глаза.....	12
1.8 Вывод по главе.....	14
ГЛАВА 2 Методика измерений ИЭД хрусталика глаза с использованием ТЛД	15
2.1 Общие подходы по проведению ИДК хрусталика глаза с использованием ТЛД.....	15
2.2 Методика измерений ИЭД хрусталика глаза с использованием комплекса «Доза-ТЛД».....	18
2.3 Вывод по главе.....	20
ГЛАВА 3 Определение ИЭД для хрусталика глаза.....	21
3.1 Проведение измерений и обработка результатов.....	21
3.2 Вывод по главе.....	23
Заключение.....	25
Список использованных источников.....	26
ПРИЛОЖЕНИЕ А.....	27
ПРИЛОЖЕНИЕ Б.....	28

ВВЕДЕНИЕ

Результатом облучения хрусталика глаза является катаракта, радиационного происхождения. И медицинский эффект облучения носит в себе детерминированный характер. До 2002 года Международным Стандартом радиационной защиты был ISO 15382 (2002), касающийся своим предписанием в основном на β - излучение для профессиональных работников, чья деятельность заключена была в атомной промышленности, производстве приборов и оборудования, генерирующих излучение. Очевидным являлся тот факт, что требовалось обновление, чтобы обеспечить новые технологии и пролиферативное (разрастание ткани организма путём размножения клеток делением) использование радиоизлучения в медицинской деятельности. И здесь весомым требованием является радиационный мониторинг для операторов и персонала. МКРЗ 118 разработали свои рекомендации по включению доз для хрусталика глаза в качестве последующих мер к их публикации 103 и сосредоточению внимания на облучении.

Другим немаловажным аспектом в изучении радиационной катаракты представляется – контроль индивидуальных эквивалентных доз в хрусталике глаза. До введения новых доз эквивалентная доза от низкоэнергетического γ - и β - излучения фиксировалась на основе показаний индивидуального дозиметра $H_p(10)$. Сейчас, после введения новых норм радиационной безопасности, в соответствии с рекомендациями от МАГАТЭ, а именно все того же снижения предела эквивалентной дозы в хрусталике глаза до 20 мЗв [1] в год для персонала группы А, вместо прежних 150 мЗв, по сей день проводятся исследования способов и средств защиты хрусталика глаза от γ - и β -излучения. Это касается и медицинских специалистов, работающих в рентген-хирургических кабинетах, чей уровень внешнего облучения выше по сравнению с другими профессиональными работниками [2].

На этом основании, была поставлена цель: проанализировать методологию проведения индивидуального дозиметрического контроля с использованием термолюминисцентной дозиметрии облучения хрусталика глаза.

Задачи для проведения анализа:

1. Ознакомиться с подходами дозиметрии хрусталика глаза, рекомендациями МКРЗ по пороговым дозам облучения хрусталика глаза, а также его дозиметрическим моделям;
2. Проанализировать методологию проведения индивидуального дозиметрического контроля хрусталика глаза методом термолюминисцентной дозиметрии;
3. Определить индивидуальный эквивалент дозы для хрусталика глаза с последующим анализом (оценкой) результатов.

ГЛАВА 1 АНАЛИЗИРОВАНИЕ ДОЗИМЕТРИИ ОБЛУЧЕНИЯ ХРУСТАЛИКА ГЛАЗА НА ОСНОВАНИИ ПУБЛИКАЦИЙ МКРЗ

1.1 Анатомия глазной системы и ее особенности

Хрусталик – есть оптически прозрачная, лишенная сосудов ткань, получающая жизнеобеспечение от окружающих ее водянистых и стекловидных жидкостей. Строение хрусталика – это единственный слой эпителиальных клеток, обращенным к роговице внешним слоем, содержащим предшественников подлежащих клеток волокон хрусталика [3]. Хрусталик полностью покрыт базальной мембраной, которая называется капсулой хрусталика. Прозрачность хрусталика зависит от правильного расположения клеток волокон хрусталика от пролиферирующей подгруппы одинарного слоя эпителиальных клеток на передней поверхности хрусталика. В течение жизни эпителиальные клетки, расположенные на периферии хрусталика, в герминативной зоне, делятся и дифференцируются в зрелые клетки волокон хрусталика. Эти окончательно дифференцированные клетки, не содержащие ядер или митохондрий, зависят от лежащего сверху слоя эпителиальных клеток в отношении транспорта питательных веществ, выработки энергии и защиты от вредоносных факторов. Хотя этот процесс значительно замедляется в пубертатном периоде, хрусталик продолжает расти в течение всей жизни и в конце концов утрачивает свой вес. Вследствие уникальной анатомии хрусталика существует вероятность того, что нарушение целостности слоя эпителиальных клеток может привести к развитию катаракты [4].

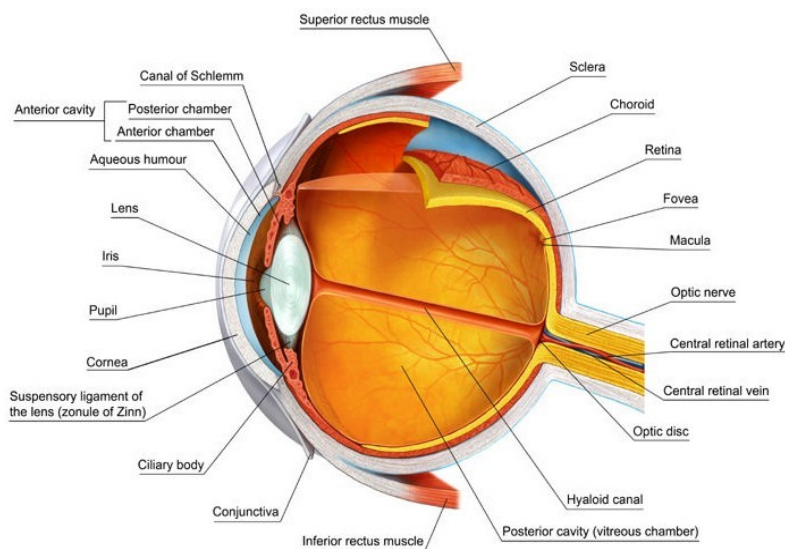


Рисунок 1.1 – Строение глаза человека.

(*sclera* – склера; *choroid* – , *retina* – сетчатка , *fovea* – ямочка , *macula* – , *optic nerve* – зрительный нерв , *central retinal artery* – центральная артерия сетчатки , *central retinal vein* – центральная вена сетчатки , *optic disc* – зрительный диск, *hyaloid canal* – гиалоидный канал , *posterior cavity* – задняя полость, *inferior rectus muscle* – нижняя прямая мышца , *conjunctiva* – конъюнктивa, *ciliary body* – цилиарное тело, *suspensory ligament of the lens* – отлагательные связи хрусталика, *cornea* – роговица, *pupil* – зрачок, *iris* – радужная оболочка, *lens* – хрусталик, *aqueous humour* – водянистое тело, *anterior cavity* – передняя полость, *canal of Schlemm* – канал Шлемма.)

С ранних стадий эмбриогенеза рост хрусталика полностью определяется пролиферацией небольшой полосы шириной приблизительно в 60 клеток, расположенной у экватора хрусталика, в ГЗ. Клетки в центре играют важную роль в поддержании метаболизма и гомеостаза хрусталика. После окончательного деления клетки ГЗ передвигаются к экватору и выстраиваются правильными рядами, называемыми меридиальными рядами. Здесь они начинают дифференцироваться в зрелые клетки волокон хрусталика. Так как митоз длится 1 час и с учетом того, что эпителиальная популяция хрусталика человека остается постоянной с двухнедельного возраста, один слой новых клеток волокон создается приблизительно каждые 8 часов. Характерно, что эти явления наблюдаются в хрусталиках всех млекопитающих. По мере старения темп образования волокон снижается, но никогда не прекращается[5].

1.2 Реакция ткани хрусталика глаза на облучение

Основной патологией хрусталика является его помутнение, называемое катарактой на поздней стадии развития. В зависимости от анатомической локализации в хрусталике различают три преобладающие формы катаракты: кортикальные, поражающие внешние, сравнительно недавно образовавшиеся клетки волокон хрусталика; ядерные, развивающиеся сначала во внутренних эмбриональных и фетальных клетках волокон хрусталика; и заднекапсулярные, развивающиеся вследствие дисплазии эпителиальных клеток промежуточной зоны и приводящие к помутнению заднего полюса.

Хрусталик глаза – радиочувствительная ткань организма. При сравнении радиочувствительности различных тканей глаза детектируемые изменения хрусталика отмечаются в диапазоне доз 0,2–0,5 Гр, тогда как другие виды глазной патологии в других тканях развиваются при остром или фракционированном облучении в диапазоне 5 – 20 Гр.

В виду последних данных, имеющих в подробном описании развития радиационно-индуцированной катаракты, все еще сохраняются значительные неопределенности, связанные с дозовой зависимостью развития радиационной катаракты, что не должно оставаться неизученным в области оценки риска. Современные рекомендации по глазным заболеваниям основаны на идее о том, что катарактогенез является детерминированным процессом, требующим пороговой дозы для развития помутнения хрусталика. МКРЗ опубликовал величины пороговых доз для детектируемых помутнений, включая 5 Зв для хронического облучения и 0,5–2,0 Зв для острого [6]. МКРЗ и NCRP представили следующие величины пороговых доз для нарушений зрения: 2–10 Зв при единичном кратковременном воздействии и более 8 Зв при облучении [6]. Тем не менее, в своих последних рекомендациях МКРЗ заявляет, что «в соответствии с данными проведенного недавно исследования можно предполагать, что хрусталик глаза может быть более радиочувствительным, чем

считали раньше. Однако следует подождать новых данных относительно связи радиочувствительности глаза с нарушениями зрения».

Национальный совет по радиационной защите и измерениям (доклад № 168) определяет тканевые реакции как «структурное или функциональное повреждение ткани, вызванное облучением. Тип и количество повреждения ткани увеличивается с дозой, как только порог пройден» [7]. МКРЗ пытается ответить, должен ли катарактогенез оставаться классифицированным как детерминированный эффект, реакция ткани с пороговой дозой или он должен быть реклассифицирован как стохастический эффект [8]. Позиция МКРЗ заключается в том, что катарактогенез, который приводит к помутнению хрусталика, будет оставаться детерминированным эффектом или тканевой реакцией [8]. Это тот же самый вывод, который предлагается в публикации 118 МКРЗ, в которой они указали на необходимость будущих исследований, которые «могут прояснить истинный механизм образования катаракты» [5]. Так как понимание истинного механизма не очень хорошо понято, даже текущая пониженная пороговая доза может быть завышена, что приводит к проблемам радиационной защиты. Есть данные, что воздействие на хрусталик может быть вызвано процессами, которые не связаны с гибелью клеток, что является основой детерминированного эффекта.

1.3 Ситуации планируемого облучения

В повседневной жизни люди всегда подвержены к радиационному излучению. Но получаемые дозы в ходе ситуаций планируемого облучения, связанные с профессиональной деятельностью, являются наиболее важными для их изучения и регламентирования, так как диапазон ожидаемых доз облучения значительно выше, получаемых в ходе жизнедеятельности, где отношения с радиоактивными материалами не есть постоянные.

К ситуациям планируемого облучения предъявляются требования, установленные МКРЗ, по защите от облучения[9]. Эти требования применимы к следующим практикам работы:

1. Производство, поставка, обеспечение и транспортировка радиоактивных материалов и устройств, содержащих радиоактивные материалы, включая закрытые и незапечатанные источники, а также потребительских товаров;
2. Производство и поставка устройств, генерирующих излучение, включая линейные ускорители, циклотроны и стационарное и мобильное рентгенографическое оборудование;
3. Производство ядерной энергии, включая любую деятельность в рамках ядерного топливного цикла, которая связана или может быть связана с воздействием радиации или воздействием радиоактивного материала;
4. Использование радиации или радиоактивного материала в медицинских, промышленных, ветеринарных, сельскохозяйственных, юридических или охранных целях, включая использование соответствующего оборудования,

программного обеспечения или устройств, если такое использование может повлиять на воздействие радиации;

5. Использование радиации или радиоактивного материала для целей образования, профессиональной подготовки или научных исследований, включая любые виды деятельности, связанные с таким использованием, которые связаны или могут быть связаны с воздействием радиации или воздействием радиоактивного материала;
6. Добыча и переработка сырья, связанного с воздействием радиоактивных материалов;
7. Любая другая практика, указанная регулирующим органом.

Из этого списка сотрудники медицинских учреждений, работающие в рентгенохирургических кабинетах, подвергаются более высоким уровням внешнего облучения по сравнению с другими профессиональными практиками, работающими с источниками ионизирующего излучения в медицине [10]. В связи с этим следовало ожидать, что и дозы облучения хрусталика глаза для этой категории медицинского персонала могут оказаться выше, чем у других категорий персонала. В рамках европейского проекта ORAMED было проведено исследование доз облучения хрусталика глаза у интервенционных специалистов в тридцати четырех европейских больницах, которое показало, что у семи из пятнадцати операторов при выполнении ангиографии сердца и ангиопластики была превышена годовая доза облучения хрусталика глаза 20 мЗв [11]. Отмечалось, что дозы облучения хрусталика сильно зависят от взаимного расположения рентгеновской трубки и работника, а также от применения защитных средств.

1.4 Рекомендации МКРЗ по пороговым дозам облучения глаза

Самые последние рекомендации Главной Комиссии МКРЗ были опубликованы в 2007 году в публикации 103 [5]. В этом документе комиссия рекомендовала установить годовой предел дозы для планируемых ситуаций облучения на уровне эффективной дозы 20 мЗв, а дополнительный годовой предел эквивалентной дозы для хрусталика глаза – 150 мЗв. Как отмечалось, исходя из пункта (1.2), хрусталик глаза, как полагают, подвержен только тканевым реакциям (ранее детерминированным эффектам), и поэтому хрусталик глаза не является составной тканью эффективной дозы, даже в ее остаточном состоянии [6]. Для представителей широкой общественности ежегодные пределы эффективной дозы и эквивалентной дозы для хрусталика глаза составляют 1 мЗв и 15 мЗв в год, соответственно. Комиссия, однако, прямо отметила, что: «этот предел (для хрусталика глаза) в настоящее время рассматривается целевой группой МКРЗ», вывод о том, что предельная доза может быть изменена с учетом современных взглядов на литературу по радиобиологии и радиационной эпидемиологии.

Хотя значения параметров, используемые при расчете эффективной дозы, в частности w_R и w_T , были обновлены в публикации 103 по сравнению с данными,

приведенными ранее в публикации 60, численные пределы для годовой эффективной дозы и годовой эквивалентной дозы для хрусталика глаза остались неизменными по сравнению с рекомендациями 1990 года [6]. В обоих случаях годовой предел эквивалентной дозы для хрусталика глаза основан, в частности, на предполагаемых значениях пороговой оценки острой поглощенной дозы для 1% случаев заболеваемости после воздействия гамма-излучения на все тело. Для образования катаракты предполагаемый порог дозы, как полагают, составляет приблизительно 1,5 Гр с периодом действия в несколько лет.

В 2011 году главная комиссия МКРЗ опубликовала свое заявление о тканевых реакциях в качестве Части 1 публикации 118 [5]. Часть 2 этого доклада включала всесторонний обзор раннего и позднего воздействия радиации на нормальные ткани и органы, включая хрусталик глаза. Был проведен обзор широкого спектра эпидемиологических исследований на людях, которые подтвердили или поставили под сомнение более низкую (или даже нулевую) пороговую модель радиационной индукции катаракты. Исследования, которые поддерживали более низкий порог, охватывали воздействие на глаза пациентов, проходящих диагностические процедуры или лучевую терапию, астронавтов, переживших ядерную аварию, жителей сильно загрязненных зданий, работников атомных электростанций, первых участников Чернобыльской аварии и работников в различных областях медицины. Исследования, ставившие под сомнение снижение порога дозы для радиогенных катаракт, включали дополнительные обзоры воздействия на глаза в диагностической медицине, радиотерапии и на атомных электростанциях.

После этого обзора комиссия пришла к выводу, что последние эпидемиологические данные свидетельствуют о том, что для некоторых тканевых реакций, особенно с очень поздним проявлением, пороговые дозы ниже, чем предполагалось ранее. Что касается хрусталика глаза, то комиссия в своем заявлении 2011 года указывает, что порог поглощенной дозы для индукции катаракты в настоящее время считается не выше 0,5 Гр, что более чем в 3 раза ниже порога, указанного в публикации 60 и публикации 103. В результате для профессионального облучения в ситуациях планируемого облучения комиссия теперь рекомендует эквивалентный предел дозы для хрусталика глаза 20 мЗв в год, усредненный за определенные периоды в 5 лет, причем ни один год не превышает 50 мЗв. Таким образом, этот номинальный предел дозы в 7,5 раза ниже, чем тот, который был указан ранее в ее рекомендациях 1990 и 2007 годов.

1.5 Использование операционных величин для оценки дозы на хрусталик глаза

Пересмотренное годовое ограничение МКРЗ в размере 20 мЗв на облучение хрусталика глаза основано на величине радиационной защиты, эквивалентной дозе. Это величина не может быть непосредственно измерено в пределах облученного индивидуума и, следовательно, не может быть использовано непосредственно для

радиационного мониторинга. Таким образом, МКРЗ принимает различные эксплуатационные величины, определенные международной комиссией по радиационным единицам и измерениям, для демонстрации соблюдения правил, касающихся профессионального облучения, и для оптимизации дозы. Формально определены три операционные величины: эквивалент амбиентной дозы $H^*(d)$; эквивалент направленной дозы $H'(d, \Omega)$; и эквивалент индивидуальной дозы $H_p(d)$. Параметр глубины d задается как 0,07 мм, 3 мм или 10 мм (в тканеэквивалентном материале) для мониторинга воздействия на кожу, хрусталик глаза или эффективную дозу соответственно. Как окружающий, так и направленный эквивалент дозы применяются для мониторинга территории, в то время как персональный эквивалент дозы зарезервирован для индивидуального мониторинга радиационных работников (с помощью персональных дозиметров). В то время как величина $H^*(10)$ официально назначается для мониторинга среды при контроле эффективной дозы, все три величины – $H^*(3)$, $H'(3, \Omega)$ и $H_p(3)$ – были использованы или предложены для контроля и мониторинга дозы для хрусталика глаза в отношении пределов дозы МКРЗ. Однако очень немногие физические дозиметры были сконструированы и/или откалиброваны для правильной оценки этих эксплуатационных величин для $d = 3$ мм. Как в публикации 103, так и в публикации 116 Комиссия отмечает, что дозиметры, предназначенные для измерения $H'(0,07, \Omega)$ и $H_p(0,07)$ для контроля дозы облучения кожи, могут также применяться для контроля экспозиции хрусталика глаза. С повышением интереса к оценке дозы для хрусталика глаза, учитывая пересмотр комиссией в сторону понижения своего годового предела дозы, многие исследователи делают новый акцент на устройствах, которые измеряют эквивалент дозы на номинальной глубине 3 мм в ткани [9].

1.6 Использование коэффициентов дозы для оценки дозы на хрусталик глаза

Альтернативный подход к оценке дозы для хрусталика глаза заключается в использовании численного расчета флюенса частиц в сочетании с эталонными внешними коэффициентами преобразования флюенс-доза. Коэффициент преобразования дозы для внешних полей излучения определяется как тканеэквивалентная доза на флюенс частиц (например, в единицах $n\text{Гр} \cdot \text{см}^{-2}$). Значения коэффициента преобразования дозы для хрусталика глаза в зависимости от энергии частиц могут затем сравниваться со значениями $H^*(3)/\Phi$, $H'(3, \Omega)/\Phi$ и $H_p(3)/\Phi$ при определении необходимости эксплуатационных величин при мониторинге соблюдения или превышения годовых пределов. Коэффициенты преобразования дозы для хрусталика глаза были недавно собраны в публикации 116 с использованием геометрических моделей глаза и хрусталика глаза.

Важным анализом, представленным в главе 5 публикации 116 [12], является сравнение новых коэффициентов преобразования эталонных доз для внешнего радиационного облучения с различными операционными величинами, исполь-

зуемыми либо для территориального, либо для индивидуального мониторинга работников, подвергающихся воздействию этих полей. Такие сравнения показаны на рисунке 1.2 для фотонного облучения хрусталика глаза в различных ситуациях облучения (AP, PA, LAT, ROT и ISO). на рисунке (1.2), понятно, что амбиентная эквивалентная доза, оцененная на тканеэквивалентной глубине 3 мм, $H^*(3)$, является достаточно хорошей оценкой дозы фотона для хрусталика глаза при облучении AP при энергиях от 100 кэВ до 1 МэВ и является очень консервативной оценкой той же дозы при энергиях ниже 100 кэВ и выше 1 МэВ. $H^*(3)$ является еще более консервативной оценкой дозы для хрусталика глаза для других геометрий облучения в рассматриваемом диапазоне энергий.

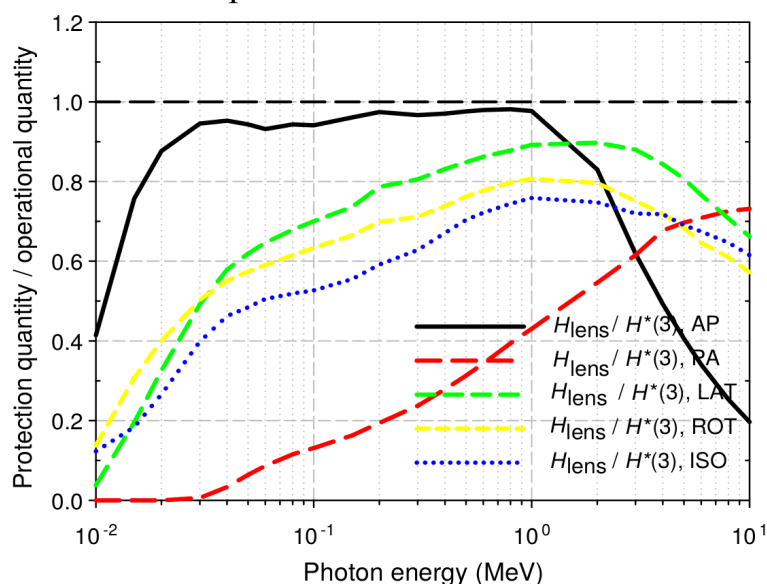


Рисунок 1.2 – Отношение эквивалентной дозы к хрусталику глаза [12] для различных ситуаций облучения (AP, передне-задней; PA, задне-передней (РА); LAT, среднее значение право-левой горизонтальной; ROT, поворотной; ISO, изотропической) к эквиваленту амбиентной дозы на глубине 3 мм $H^*(3)$ для внешне падающих фотонов.

Сравнение дозы на хрусталик глаза для внешне падающих моноэнергетических электронов и рабочих величин $H^*(3)$ и $H'(3, \Omega)$ показано на рисунке (1.3). При энергиях электронов 3 МэВ и выше при облучении AP эквивалент амбиентной дозы, оцененный на глубине 3 мм, эквивалентной глубине ткани, обеспечивает очень хорошую оценку дозы для хрусталика глаза и является консервативной оценкой при более низких энергиях. Показано, что как для PA, так и для ISO-геометрии облучения $H^*(3)$ является консервативной оценкой дозы электронов в хрусталике глаза при энергиях до 100 МэВ, при превышении которой эквивалент амбиентной дозы недооценивает величину дозы в хрусталике глаза. Авторы публикации 116 (ICRP, 2010) отмечают, что в настоящее время точные данные для персонального эквивалента дозы $H_p(3)$ на головном фантоме отсутствуют. Кроме того, ICRU в настоящее время оценивает пригодность всех существующих эксплуатационных количеств, их калибровочных процедур и соответствующих калибровочных фантомов.

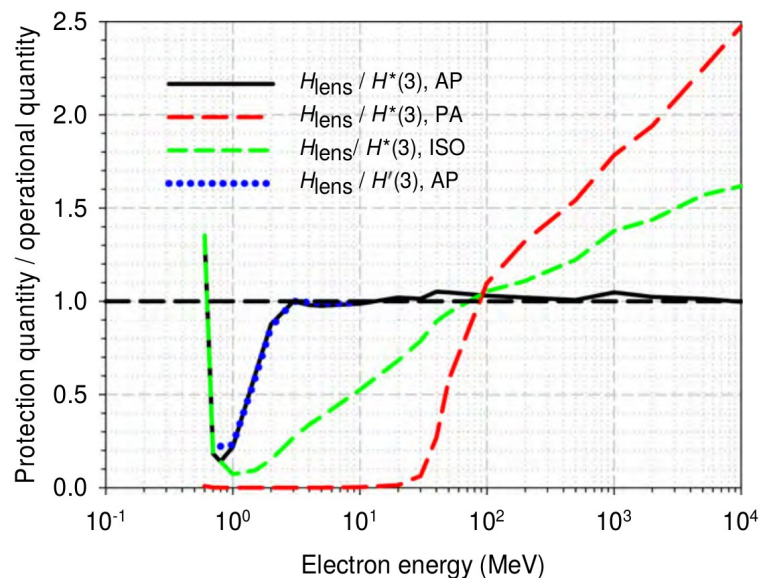


Рисунок 1.3 – Отношения эквивалентной дозы к хрусталику глаза [12] для различных ситуаций облучения (AP, передне-задней; PA, задне-передней (PA); LAT, среднее значение право-левой горизонтальной; ROT, поворотной; ISO, изотропической) к направленному эквиваленту дозы $H'(3, \Omega)$ для электронов из публикации 74 и к амбиентному эквиваленту дозы $H^*(3)$.

1.7 Дозиметрические модели для дозиметрии хрусталика глаза

Текущие эталонные значения коэффициентов преобразования дозы для хрусталика глаза, принятые Комиссией в публикации 116 [12], были разработаны с использованием двух геометрических моделей глаза. Первый – это вокселизированное представление головы, глаза и хрусталика глаза в публикации 110 эталонных воксельных фантомов эталонного взрослого мужчины и эталонной взрослой женщины. Второй – геометрическая стилизованная модель глаза, взятая из исследований Behrens и др.. Эта стилизованная модель глаза использовалась для дополнения коэффициентов преобразования дозы для хрусталика глаза, полученных из публикации 110, где более низкое разрешение вокселя в пределах более позднего не позволяло адекватного пространственного разрешения осаждения энергии в пределах хрусталика глаза, особенно при низких энергиях падающих частиц.

Публикация 116 представляет собой самое первое применение публикации 110 эталонных фантомов – как взрослых мужчин, так и взрослых женщин – при расчете коэффициентов преобразования эталонных доз в рамках Комиссии. Эти эталонные фантомы МКРЗ согласуются с информацией, приведенной в публикации 89 об эталонных анатомических параметрах для взрослых мужчин и женщин, и были построены путем модификации воксельных моделей "Голем" и "Лаура" двух особей, рост и масса тела которых очень напоминали справочные данные. Каждый фантом представлен в виде трехмерного массива кубовидных вокселей. Каждая запись в массиве идентифицирует орган или ткань, к которым принадлежит соответствующий воксел. Мужской эталонный вычислительный Фантом состоит из 1,95 миллиона тканевых вокселей (исключая воксели, представляющие окружающий вакуум), каждый из которых имеет толщину среза (соответствующую высоте

вокселя) 8,0 мм и разрешение в плоскости (т. е. ширина и глубина вокселя) 2,137 мм, что соответствует объему вокселя $36,54 \text{ мм}^3$. Женский эталонный вычислительный фантом состоит из 3,89 миллиона тканевых вокселей, каждый из которых имеет толщину среза 4,84 мм и разрешение в плоскости 1,775 мм, что соответствует объему вокселя $15,25 \text{ мм}^3$. Число индивидуально сегментированных структур составляет 136 в каждом фантоме, и им было присвоено 53 различных тканевых состава.

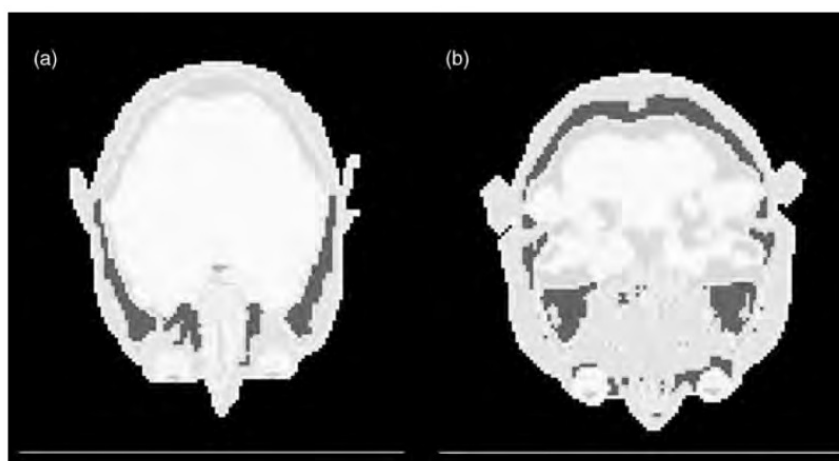


Рисунок 1.4 – Трансаксиальные виды из публикации 110 эталонных вычислительных фантомов [мужской (а) и женский (б)], показывающих вокселизированное представление глаза и хрусталика глаза.

В 2011 году исходная стилизованная модель глаза, используемая для моделирования переноса излучения Монте-Карло при внешнем электронно-глазном облучении, была введена на изучение фотонных экспозиций глаза и хрусталика глаза. В этом исследовании Behrens and Dietze использовали геометрическую модель Behrens и др., рассмотрели влияние рассеяния и затухания падающих фотонов, поражающих облученного индивидуума, и их влияние на дозу глазной ткани. Соответственно, левая и правая стилизованные модели глаз были вставлены в более крупную усредненную по полу анатомическую модель всего тела.

Полученная модель показана на рисунке (1.5). Моноэнергетические фотоны энергий от 5 кэВ до 10 МэВ рассматривались в стандартных геометриях экспозиции МКРЗ. Все моделирования методом Монте-Карло были выполнены с использованием программы EGSnrc с полным переносом вторичных заряженных частиц. Оценивали коэффициенты преобразования дозы в чувствительный объем линзы и весь объем линзы в целом [12]. Для средне- и высокопроникающих внешних излучений разумные оценки дозы для хрусталика глаза можно ожидать от переноса излучения по методу Монте-Карло в рамках публикации 110 справочных фантомов. Для низкоэнергетических проникающих излучений грубая природа воксельной геометрии в этих фантомах не будет полностью улавливать быстро меняющиеся градиенты дозы для внешних глазных излучений. Кроме того, невозможно смоделировать чувствительный объем хрусталика глаза при таких воксельных размерах. Именно по этим причинам референтные коэффициенты преобразования дозы в

публикации 116 были дополнены значениями, определенными с использованием различных стилизованных моделей глаз.

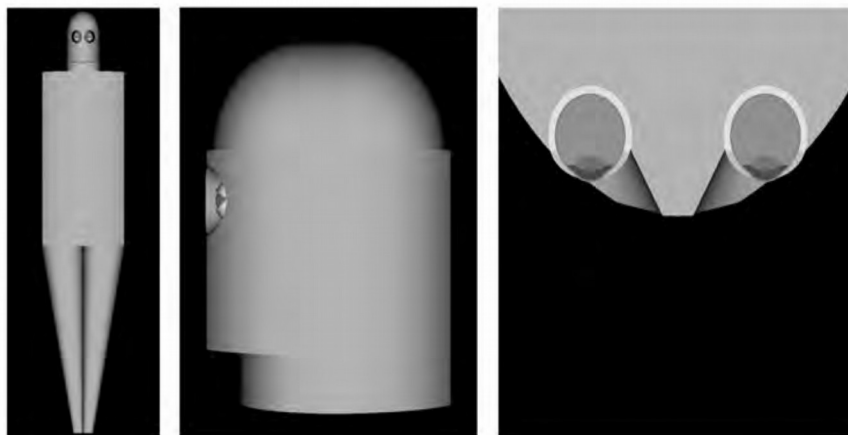


Рисунок 1.5 – Вид геометрии, используемой в исследованиях моделирования методом Монте-Карло Behrens and Dietze для внешнего фотонного облучения глаза и хрусталика глаза.

1.8 Вывод по главе

Таким образом, исследование радиационных катаракт как у человека, так и у животных может обеспечить идентифицируемые генетические, клеточные и патологические маркеры для изучения эффектов низких доз ионизирующей радиации неинвазивными методами в течение долгих периодов времени при широкой применимости к другим тканям и органам, в которых радиационные эффекты не так легко можно измерить или количественно оценить [5].

До сих пор ведутся работы по контролю доз облучения хрусталика глаза – его проблем. На основании последних данных [11] можно заключить о необходимости включения дозы на хрусталик глаза в список стохастического эффекта, а не детерминированного, также требуется единый международный подход для уточнения порядка расчета дозы облучения хрусталика глаза, можно использовать дозиметр $H_p(0,07)$ где энергия фотона <200 кэВ. Это обычно используется в интервенционной радиологии [13].

В настоящее время хорошо изучены механизмы и последствия воздействия ИИ на организм человека, установлены поглощенные дозы, превышение которых приводит к патологии. Описана клиника и характер течения лучевой болезни и лучевой катаракты. Однако спорным моментом остается развитие истинно лучевой катаракты у лиц, подвергшихся воздействию ИИ. Установлено, что медицинские работники преобладают среди лиц, подвергающихся профессиональному облучению. [11] При этом научные исследования по вопросу развития лучевой катаракты у них единичные.

ГЛАВА 2 МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ ИЭД ХРУСТАЛИКА ГЛАЗА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЛД

2.1 Общие подходы по проведению ИДК хрусталика глаза с использованием ТЛД

Термолюминесцентная дозиметрия является единственным средством получения данных смешанного облучения ионизирующего излучения [14]. Этот метод и обеспечивает индивидуальный дозиметрический контроль персонала, где планируемого облучения не избежать. Например, медицинские применения детектирования излучения с использованием термолюминесценции сосредоточены в основном на радиационной защите и измерении поглощенных доз пациента на месте при радиотерапии и радиографической визуализации [15].

Принцип термолюминесценции заметно отличается от принципа быстрой флуоресценции, связанной с сцинтилляторами. Сцинтилляторные детекторы легируются таким образом, чтобы излучать свет при воздействии ионизирующего излучения через быструю флуоресценцию. С другой стороны, термолюминесцентные дозиметры, хотя и основаны на неорганических кристаллах (щелочно-галогениды), используют материалы с высокой концентрацией центра «захвата» в пределах запрещенной зоны между валентными и проводящими зонами. Ионизация создает электронно-дырочную пару, поднимая электрон в зону проводимости и оставляя дырку в валентной зоне (рисунок 2.1). Затем эта пара мигрирует, и обе они захватываются в центрах захвата.

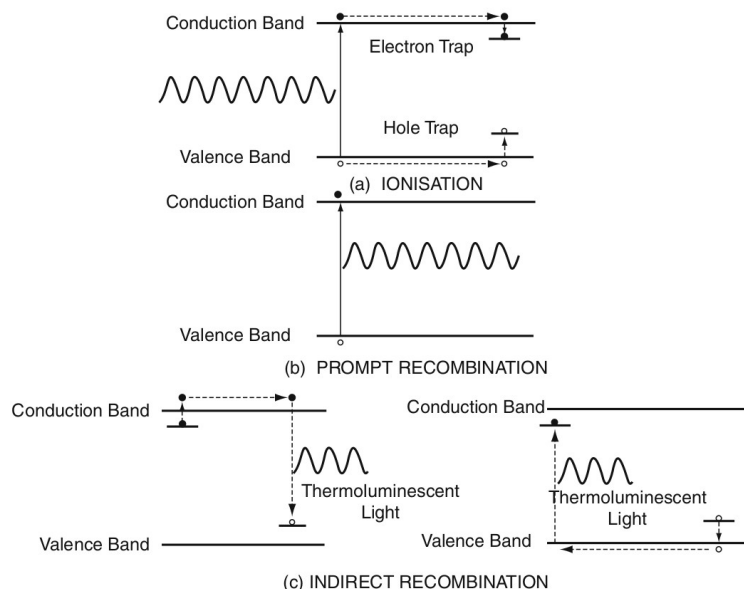


Рисунок 2.1 – Термолюминесцентная дозиметрия: начальная ионизация в кристалле создает электронно-дырочную пару, которая может быть либо захвачена в кристаллических дефектах (а), либо быстро рекомбинировать и высвободить излучение с энергией, равной разности между проводимостью и валентными зонами (б). При нагреве захваченный электрон или дырка высвобождаются в зону проводимости или валентной зоны (соответственно) для рекомбинации с соответствующим объектом; высвобожденный фотон имеет большую длину волны в оптическом диапазоне, который детектируется (с).

Если разность энергий между центром захвата и зоной проводимости достаточно велика, чтобы тепловое возбуждение (при комнатной температуре) было недостаточным для подъема электрона обратно в зону проводимости (или дырку в валентную зону), то пара электрон-дырка эффективно захватывается. Следовательно, облучение такого кристалла ионизирующим излучением приводит к непрерывному увеличению «популяции» захваченных электронов и дырок. Количество этих захваченных объектов пропорционально керме внутри кристалла. После облучения эти электроны могут оставаться в ловушке бесконечно долго, в зависимости от температуры. Простая двухуровневая модель термолюминесценции была исследована рядом авторов в 1940-х годах [14] и представлена на рисунке (2.2).

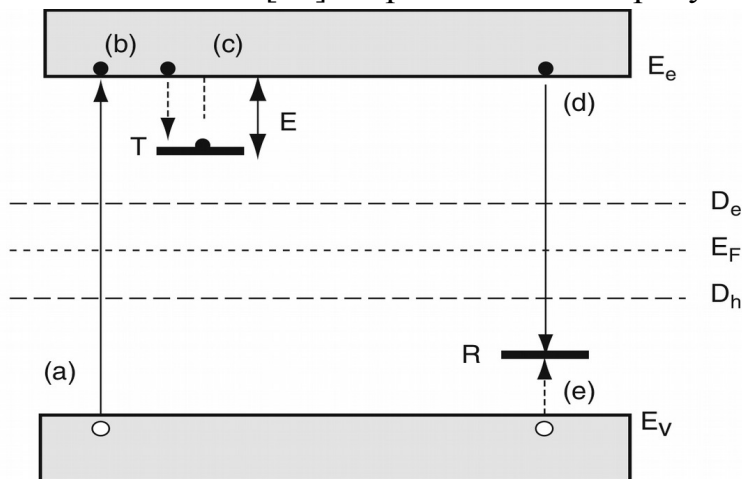


Рисунок 2.2 – Простой двухуровневый процесс термолюминесценции. Переходами являются: а) начальная ионизация, б) захват электрона, с) термическое высвобождение электрона, д) радиационная рекомбинация электрона и дырки с выделением видимого света и е) захват дырки. E_F – равновесный энергетический уровень Ферми, D_e и D_h – демаркационные уровни между электронными и дырочными ловушками, а E_e и E_v – энергетические уровни проводимости и валентных зон соответственно [14].

Приведенная выше модель довольно проста, но она дает базовое представление о процессе термолюминесценции. Однако измеренная интенсивность света (кривая термовысвечивания) как функция температуры при нагреве излученного кристалла не задается одним пиком; действительно, обычно наблюдается несколько пиков, и это отражает существование нескольких центров захвата с различными энергиями. На рисунке (2.4) показан пример кривой послерадиационного свечения на примере программы DWG, входящей в комплекс «Доза — ТЛД»

Вероятность того, что электрон будет выпущен, p , увеличивается с T . Интенсивность испускаемой термолюминесценции будет пропорциональна $dn_h(t)/dt$ – , что задается отрицательным значением (2.1). На рисунке (2.3) показано изменение концентрации дырок в центрах рекомбинации в зависимости от времени, наряду с интенсивностью испускаемой термолюминесценции, при линейном увеличении температуры кристалла со временем.

$$dn_h(t)/dt = -n_c * n_h * A_r \quad (2.1)$$

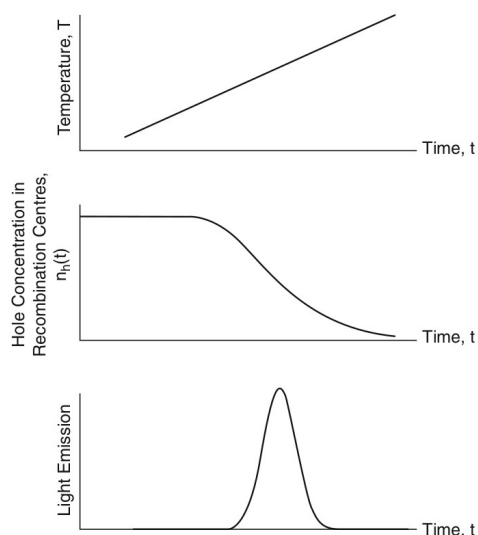


Рисунок 2.3 – Излучение термолюминесценции от температуры линейно возрастает со временем [14].

Для проведения ИДК хрусталика глаза были выполнены измерения ИЭД хрусталика глаза на дозиметрическом термолюминесцентном комплексе, как упоминалось ранее, «Доза-ТЛД». Методика проведения измерений заключается в предъявлении дозиметров персоналу, накапливая энергию радиационного излучения от внешних источников. По окончании экспонирования дозиметра каждый его детектор последовательно помещают в считыватель комплекса, в котором осуществляется нагрев детектора и

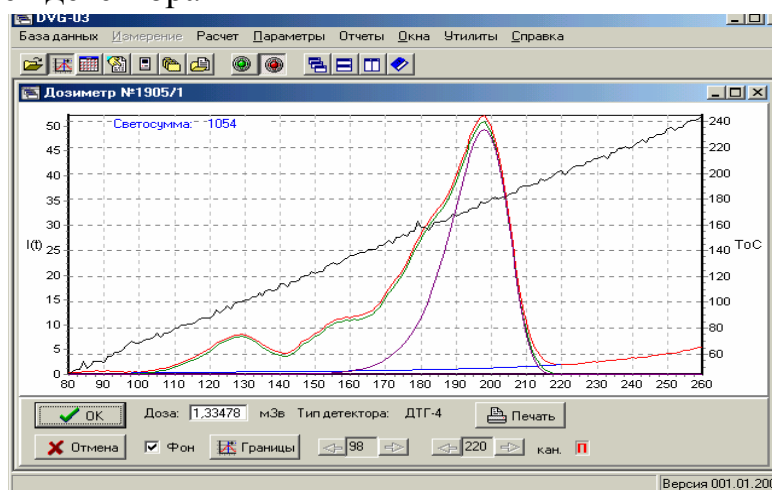


Рисунок 2.4. Отображение кривой термовысвечивания на главном окне программы, входящей в комплекс «Доза — ТЛД». Кривая красного цвета – исходная КТВ; кривая зеленого цвета – КТВ с вычетом фона; кривая пурпурного цвета – расчетный пик; кривая линии синего цвета – фон; ступенчато - возрастающая линия черного цвета – кривая температуры; светосумма – светосумма области интегрирования, в импульсах (условные единицы).

регистрация сигнала от детектора в виде светового излучения, пропорционального накопленной энергии (принцип термолюминесцентной дозиметрии, описанный выше). Данные, полученные по результатам измерения света при обработке детекторов дозиметра, переводятся в единицы измеряемой физической величины с использованием градуировочных коэффициентов, рассчитанных после облучения

детекторов источником гамма-излучения на эталонной установке и используемых в дальнейшем для расчета измеряемой дозиметром величины.

2.2 Методика измерений ИЭД хрусталика глаза с использованием комплекса «Доза-ТЛД»

В исследовании были использованы дозиметры *МКД типа А* (рисунок 2.4). В дозиметрах *МКД (тип А)* используют тонкие эластичные тканеэквивалентные термолюминесцентные детекторы типа *ТТЛД-580* Ø15 мм и толщиной 10 мг/см² (100 мкм), изготовленные из гомогенной композиции мелкодисперсного термолюминофора MgB_4O_7 и полиамидной смолы марки *ПМ-1*, расположенные сборкой из четырех детекторов за слоями тканеэквивалентного поглотителя, имитирующего структуру кожи. Кроме того в дозиметре *МКД (тип А)* расположен детектор *ДТГ-4* из монокристалла фтористого лития, служащий для измерения ИЭД в хрусталике глаза на глубине 300 мг/см² (рисунок 2.4).



Рисунок 2.4 – Дозиметр МКД типа А в собранном и разобранном виде.

После экспонирования каждый детектор предварительно откалиброванного дозиметра последовательно помещают в считыватель комплекса, в котором осуществляется нагрев детектора и регистрация сигнала от детектора в виде светового излучения, пропорционального накопленной энергии.

Зависимость интенсивности светового излучения от температуры при линейном нагреве детектора представляет собой кривую термовысвечивания (рисунок 2.3), которая имеет максимумы при определенных значениях температуры.

Измеряя амплитуду максимума интенсивности светового излучения в области основного пика или интегральную светосумму под пиком светового излучения, получают искомое значение ИЭД.

Для количественной оценки степени поражения кожи при остром (аварийном) облучении по результатам измерений детекторов дозиметров строится кривая глубинного дозового распределения и проводится расчёт доли выживших базальных клеток.

Определение дозы в хрусталике глаза при указанных выше условиях осуществляется автоматически с использованием программного обеспечения комплекса.

Результаты измерений выдаются непосредственно в единицах ИЭД $H_p(3)$, мЗв, при оценке облучения хрусталика глаза с использованием градуировочных коэффициентов, полученных после облучения детекторов в эталонном поле гамма, бета-излучения и занесенных в базу данных комплекса

Измеренные операционные величины, обусловленные воздействием источников внешнего облучения, интерпретируются в терминах нормируемых дозиметрических величин как среднее значение дозы в чувствительном объеме органа, полученной в течение контролируемого периодах.

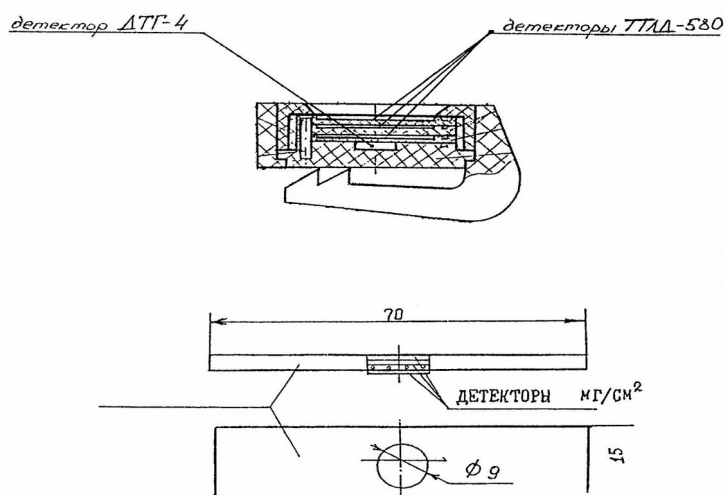


Рисунок 2.5 – Устройство дозиметров МКД

Обработка результатов на исходе выполнения эксперимента производится по количественному выражению неопределенности измерений ИЭД при облучении хрусталика глаза – это есть суммарная стандартная относительная неопределенность u_C , определяемая по формуле:

$$u_C = \sqrt{\left(\frac{1}{3} \cdot (\delta_P^2 + \delta_{II}^2 + \delta_T^2 + \delta_{ВЛ}^2) + u_{ст}^2 \right)} \quad (2.2)$$

где

δ_P – пределы допускаемой основной относительной погрешности при измерении ИЭД;

δ_T – пределы допускаемой дополнительной погрешности при изменении температуры окружающего воздуха относительно нормальных условий $\pm 0,05$;

δ_{II} – пределы допускаемой дополнительной погрешности при изменении напряжения питания относительно нормальных условий $\pm 0,1$;

$\delta_{ВЛ}$ – пределы допускаемой дополнительной погрешности при изменении влажности окружающего воздуха относительно нормальных условий $\pm 0,05$;

$u_{ст}$ – стандартная относительная статистическая неопределенность в диапазоне измерений от $2 \cdot 10^{-3}$ до $1 \cdot 10^2$ Зв – от 0,2 до 0,03.

Расширенная относительная неопределенность U при коэффициенте охвата равным 2 составит:

$$U = 2 \cdot u_c \quad (2.3)$$

Результат измерений ИЭД $H_p(3)$, мЗв, хрусталика глаза, представляют как:

$$H_{pk}(3)_{pk}, P=95\% \quad (2.4)$$

Абсолютная неопределенность измерений:

$$\Delta H_{pk} = U H_{pk}(3) \quad (2.5)$$

2.3 Вывод по главе

Термолюминесцентная дозиметрия является классическим средством получения данных смешанного облучения ионизирующего излучения [14]. Этот метод и обеспечивает индивидуальный дозиметрический контроль персонала, где планируемого облучения не избежать. Комплекс «Доза-ТЛД» является универсальной и неотъемлемой частью для проведения ИДК персонала внешнего облучения

Хотелось бы отметить другие дозиметры для $H_p(3)$. Для измерения эквивалентной дозы облучения хрусталика глаза может также использоваться термолюминесцентный дозиметрический прибор АКИДК российского производства в комплекте с дозиметром ДВДС-1. Его метрологические характеристики близки к характеристикам дозиметра МКД-А. В европейских странах для измерения эквивалентной дозы облучения хрусталика глаза наиболее широко применяется дозиметр EYE-DTM с детектором MCP-N (LiF: Mg,Cu,(P)). Отличительной особенностью этого дозиметра является то, что его чувствительность на порядок выше (10 мкЗв – 10 Зв), чем у МКД-А. Эти дозиметры предназначены для работы в комплекте со считывающим устройством RE-2000S (производитель MIRION TECHNOLOGIES).

ГЛАВА 3 ОПРЕДЕЛЕНИЕ ИЭД ДЛЯ ХРУСТАЛИКА ГЛАЗА

3.1 Проведение измерений и обработка результатов

В исследовании принимали три произвольных дозиметра *МКД типа А*, идентификационные номера которых:

1. №1 – 2441;
2. №2 – 2444;
3. №3 – 2445.

Кривая термовысвечивания каждого из дозиметров представлена в приложении Б, где первый рисунок представляет кривые тонких эластичных тканеэквивалентных термолюминесцентных детекторов типа *ТТЛД-580*, второй рисунок – монокристалл детектора *ДТГ-4*.

Таблица 3.1. Результаты полученных значений ИЭД

Величина		Значение ИЭД, мЗв
детектор ТТЛД-580		
2441	H_{pk1}	105,8375
	H_{pk2}	83,9458
	H_{pk3}	94,9931
	H_{pk4}	89,4514
2444	H_{pk1}	129,2778
	H_{pk2}	166,6736
	H_{pk3}	180,7750
	H_{pk4}	171,8639
2445	H_{pk1}	255,8889
	H_{pk2}	253,8931
	H_{pk3}	211,5542
	H_{pk4}	209,5472
детектор ДТГ-4		
№1	H_{pk}	60,2791
№2	H_{pk}	110,3163
№3	H_{pk}	184,4046

Дозиметр №1
детектор ТТЛД-580

$$\bar{H}_{pk} = \frac{\sum_{i=1}^n H_{pki}}{n} = \frac{105,8375 + 83,9458 + 94,9931 + 89,4514}{3} = 93,557 \text{ мЗв} \quad (3.1)$$

Стандартная относительная неопределенность измерений:

$$U = \frac{1}{\bar{H}_{pk}} * \sqrt{\left(\left(\sum_{i=1}^n H_{pki} - (\bar{H})_{pk} \right)^2 / n(n-1) \right)} = 0,0498 \quad (3.2)$$

Абсолютная неопределенность измерений:

$$\Delta H_{pk} = U * (\bar{H})_{pk} = 4,674 \text{ мЗв} \quad (3.3)$$

Результат:

$$H_{pk} = (93,557 \pm 4,674) \text{ мЗв} \quad (3.4)$$

Дозиметр №2
детектор ТТЛД-580

$$\bar{H}_{pk} = \frac{\sum_{i=1}^n H_{pki}}{n} = \frac{129,2778 + 166,6736 + 180,7750 + 171,8639}{3} = 162,148 \text{ мЗв} \quad (3.5)$$

Стандартная относительная неопределенность измерений:

$$U = \frac{1}{\bar{H}_{pk}} * \sqrt{\left(\left(\sum_{i=1}^n H_{pki} - (\bar{H})_{pk} \right)^2 / n(n-1) \right)} = 0,0698 \quad (3.6)$$

Абсолютная неопределенность измерений:

$$\Delta H_{pk} = U * (\bar{H})_{pk} = 11,337 \text{ мЗв} \quad (3.7)$$

Результат:

$$H_{pk} = (162,148 \pm 11,337) \text{ мЗв} \quad (3.8)$$

Дозиметр №3
детектор ТТЛД-580

$$\bar{H}_{pk} = \frac{\sum_{i=1}^n H_{pki}}{n} = \frac{255,8889 + 253,8931 + 211,5542 + 209,5472}{3} = 232,721 \text{ мЗв} \quad (3.9)$$

Стандартная относительная неопределенность измерений:

$$U = \frac{1}{\bar{H}_{pk}} * \sqrt{\left(\sum_{i=1}^n H_{pki} - (\bar{H})_{pk} \right)^2 / n(n-1)} = 0,055 \quad (3.10)$$

Абсолютная неопределенность измерений:

$$\Delta H_{pk} = U * (\bar{H})_{pk} = 12,813 \text{ мЗв} \quad (3.11)$$

Результат:

$$H_{pk} = (232,721 \pm 12,813) \text{ мЗв} \quad (3.12)$$

Дозиметр №1

детектор ДТГ-4

$$H_{pk} = (60,279 \pm 0,261) \text{ мЗв} \quad (3.13)$$

Дозиметр №2

детектор ДТГ-4

$$H_{pk} = (110,316 \pm 0,261) \text{ мЗв} \quad (3.14)$$

Дозиметр №3

детектор ДТГ-4

$$H_{pk} = (184,405 \pm 0,261) \text{ мЗв} \quad (3.15)$$

На основе полученных обработанных данных, представленных выше, можно сделать вывод, что эксперимент проведен успешно. Есть тенденция уменьшения дозы с глубиной проникновения ИИ (см.таблицу 3.1). Детектор дозиметров ДТГ-4 из монокристалла *LiF* зафиксировал дозу на глубине 300 мг/см² ожидаемо меньшую, чем детектор для определения ИЭД для кожи.

3.2 Вывод по главе

При выполнении радиационно опасных работ в ситуациях планируемого облучения возникают условия, при которых возможно повышенное облучение хрусталика глаза. Это связано с особенностями энергетического спектра фотонного излучения, создающего радиационные поля на местах планируемого облучения пункт (1.3).

Для выполнения задач были выданы три произвольных дозиметра с разной накопленной дозой ионизирующего излучения. Экспонированные дозиметры были подвергнуты снятию показаний по дозовой нагрузке с последующими обработками результатов в пункте (3.1), таблица (3.1).

Допустим, что дозиметры были подвержены ионизирующему излучению в следствии проведения работ на предприятии N тремя профессиональными работниками в течение одного рабочего дня.

Согласно рекомендуемым МКРЗ предельным дозам публикация 118 [5] и НРБ/2012 Республики Беларусь [1], при профессиональном облучении работников предельная эквивалентная доза для хрусталика глаза составляет: 20 мЗв в год в среднем за 5 последовательных лет (100 мЗв за 5 лет) и 50 мЗв за один год. Выполняя сравнения доз облучения работников предприятия за один день и рекомендованных предельных доз, можно заключить, что значения доз работников сильно разнятся от рекомендованных предельных доз.

Нарушаются два условия и предельная доза – 20 мЗв за один год последующих 5 лет, и доза усредненная – 50 мЗв, которая не должна превышать этой отметки в один год. Следовательно, это неприемлемое, недопустимое нарушение требований к радиационной безопасности. Дозиметр, использованный в эксперименте – МКД типа А, чье содержание не ограничивается детектором для определения эквивалента дозы для хрусталика глаза. Также с его помощью можно определить эквивалент дозы для кожи лица и пальцев рук. Показания дозиметров были сняты и для этого типа ИЭД.

Рекомендации МКРЗ по предельным дозам (см. приложение А) и НРБ/2012 РБ говорят о эквивалентной дозе в коже лица и пальцев рук в 500 мЗв в год. Обработанные результаты экспериментальных дозиметров для этого ИЭД также не подчиняются рекомендованных предельных доз облучения радиационного поля. Что также недопустимо при выполнении работ, нарушающие технику радиационной безопасности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

После обзора 2011 [5] года комиссия МКРЗ пришла к выводу, что последние эпидемиологические данные свидетельствуют о том, что для некоторых тканевых реакций, особенно с очень поздним проявлением, пороговые дозы ниже, чем предполагалось ранее. Что касается хрусталика глаза, то комиссия в своем заявлении 2011 года указывает, что порог поглощенной дозы для индукции катаракты в настоящее время считается не выше 0,5 Гр, что более чем в 3 раза ниже порога, указанного в публикации 60 и публикации 103. В результате для профессионального облучения в ситуациях планируемого облучения комиссия теперь рекомендует эквивалентный предел дозы для хрусталика глаза 20 мЗв в год, усредненный за определенные периоды в 5 лет, причем ни один год не превышает 50 мЗв. Таким образом, этот номинальный предел дозы в 7,5 раза ниже, чем тот, который был указан ранее в ее рекомендациях 1990 и 2007 годов.

В настоящее время хорошо изучены механизмы и последствия воздействия ИИ на организм человека, установлены поглощенные дозы, превышение которых приводит к патологии. Описана клиника и характер течения лучевой болезни и лучевой катаракты. Однако спорным моментом остается развитие истинно лучевой катаракты у лиц, подвергшихся воздействию ИИ.

До сих пор ведутся работы по контролю доз облучения хрусталика глаза – его проблем. На основании последних данных [11] можно заключить о необходимости включения дозы на хрусталик глаза в список стохастического эффекта, а не детерминированного, также требуется единый международный подход для уточнения порядка расчета дозы облучения хрусталика глаза.

Проведенный в этой работе эксперимент позволил решить поставленные задачи, дал понятия о проведении контроля доз облучения хрусталика глаза на основании планируемого облучения работников, имеющих отношения с радиационным излучением.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. НРБ/2012. Санитарные нормы и правила «Требования к радиационной безопасности». РБ, 28.12.2012, №213.
2. Jeremy Stephen Ford, M.S..Evaluating eye lens dose for interventional radiologists using optically stimulated luminescence dosimetry in a clinical environment.
3. Harding, J.J., Crabbe, M.J.C., 1984. The lens: Development, proteins, metabolism and cataract. In: Davson, H. (Ed.), The Eye, third ed. Academic Press, Orlando, Florida, pp. 184, 207–492.
4. Worgul, B.V., Merriam Jr., G.R., 1981. The role of inflammation in radiation cataractogenesis. Exp. Eye Res. 33, 167–173.
5. ICRP, 2012. ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. ICRP Publication 118.
6. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37
7. National Council on Radiation Protection and Measurements. Radiation dose assessment for fluoroscopically-guided interventional medical procedures. Bethesda (US); 2010. 314p. NCRP Report No. 168
8. National Council on Radiation Protection and Measurements. Guidance on radiation dose limits for the lens of the eye. Bethesda (US); 2016. 138 p. NCRP Commentary No.26
9. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3 (Interim), IAEA, Vienna (2011).
10. Shleenkova E.N. The results of individual dose control of health institutions staff. Radiatsionnaya gigiena – Radiation Hygiene, 2014, Vol. 7, No 3, pp. 39-43. (In Russ.)
11. Vanhavere F, Carinou E, Domienik J, Donadille L, Ginjaume M, Gualdrini G, Koukorava C, Krim S, Nikodemova D, Ruiz-Lopez N, Sans-Mercy M, Struelens L. Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project. Radiation Measurements, Vol. 46, Iss. 11, 2011, pp. 1243-1247.
12. ICRP, 2010. Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures. ICRP Publication 116. Ann. ICRP 40(2–5).
13. Nicholas Sion. Dose Limits to the Eye Lens. May, 2016.
14. McKeever SWS (1985) Thermoluminescence of solids. Cambridge University, Cambridge
15. Brian J. McParland. Nuclear Medicine Radiation Dosimetry. Advanced Theoretical Principles. Springer. BASc MSc PhD Amersham, Buckinghamshire United Kingdom.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

ПРЕДЕЛЫ ДОЗ ДЛЯ ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБЛУЧЕНИЯ В СИТУАЦИЯХ ПЛАНИРУЕМОГО ОБЛУЧЕНИЯ^[1]

Для профессионального облучения работников старше 18 лет предельные дозы составляют:

1. Эффективная доза 20 мЗв в год в среднем в течение пяти последовательных лет^[2] (100 мЗв в течение 5 лет), и 50 мЗв в течение одного года;
2. Эквивалентная доза для хрусталика глаза 20 мЗв в год в среднем за 5 последовательных лет (100 мЗв за 5 лет) и 50 мЗв за один год;
3. Эквивалентная доза для конечностей (рук и ног) или кожи^[3] 500 мЗв в год.

Дополнительные ограничения применяются к профессиональному облучению работницы, которая уведомила о беременности или кормит грудью.

Для профессионального облучения учеников в возрасте от 16 до 18 лет, которые проходят подготовку для работы, связанной с радиацией, и для облучения студентов в возрасте от 16 до 18 лет, которые используют источники в ходе своей учебы, пределы дозы являются:

1. Эффективная доза 6 мЗв в год;
2. Эквивалентная доза для хрусталика глаза 20 мЗв в год;
3. Эквивалентная доза для конечностей (рук и ног) или кожи^[3] 150 мЗв в год.

Для облучения населения предельные дозы составляют:

1. Эффективная доза 1 мЗв в год;
2. В особых обстоятельствах может применяться более высокое значение эффективной дозы за один год при условии, что средняя эффективная доза за пять последовательных лет не превышает 1 мЗв в год;
3. Эквивалентная доза для хрусталика глаза составляет 15 мЗв в год;
4. Эквивалентная доза для кожи и для конечностей (рук и ног) составляет 50 мЗв в год.

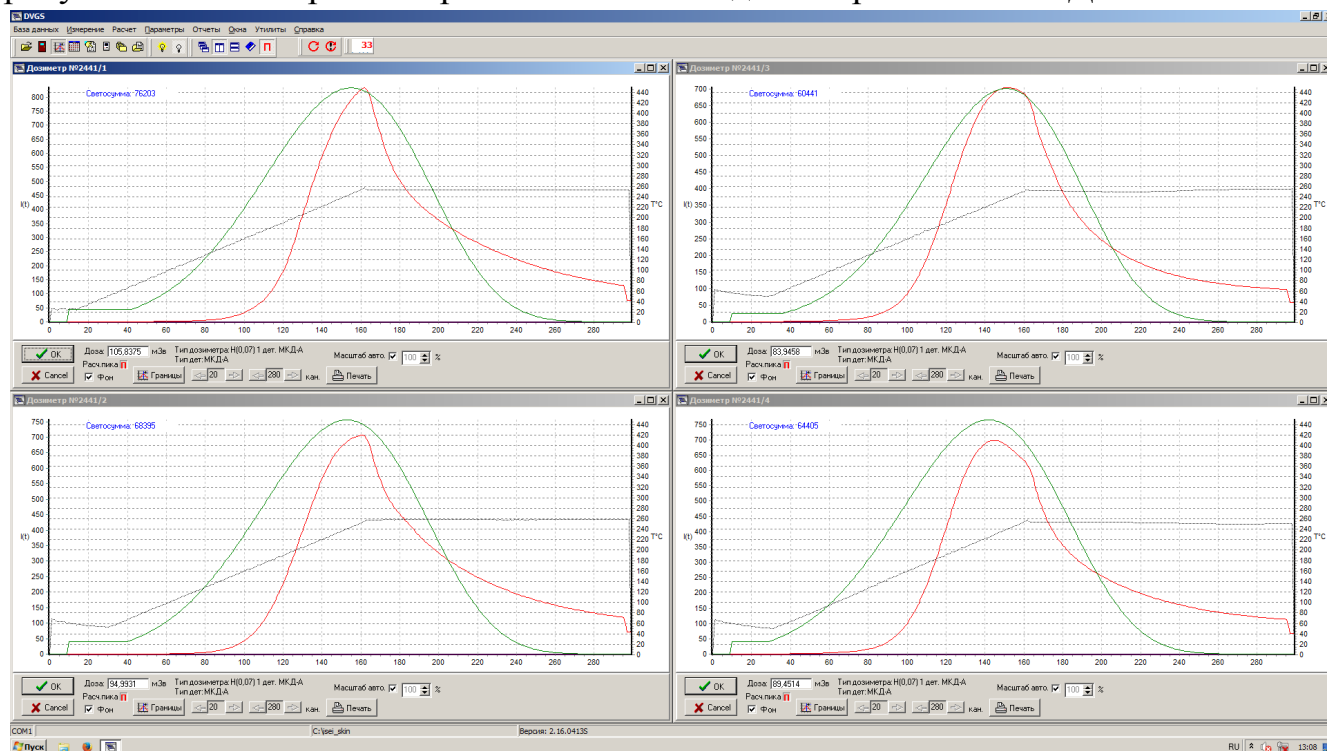
1. Пределы дозы взяты из таблицы III части 3 ГСР [12]

2. Начало периода усреднения должно совпадать с первым днем соответствующего годового периода после даты вступления в силу настоящих стандартов, без ретроспективного усреднения.

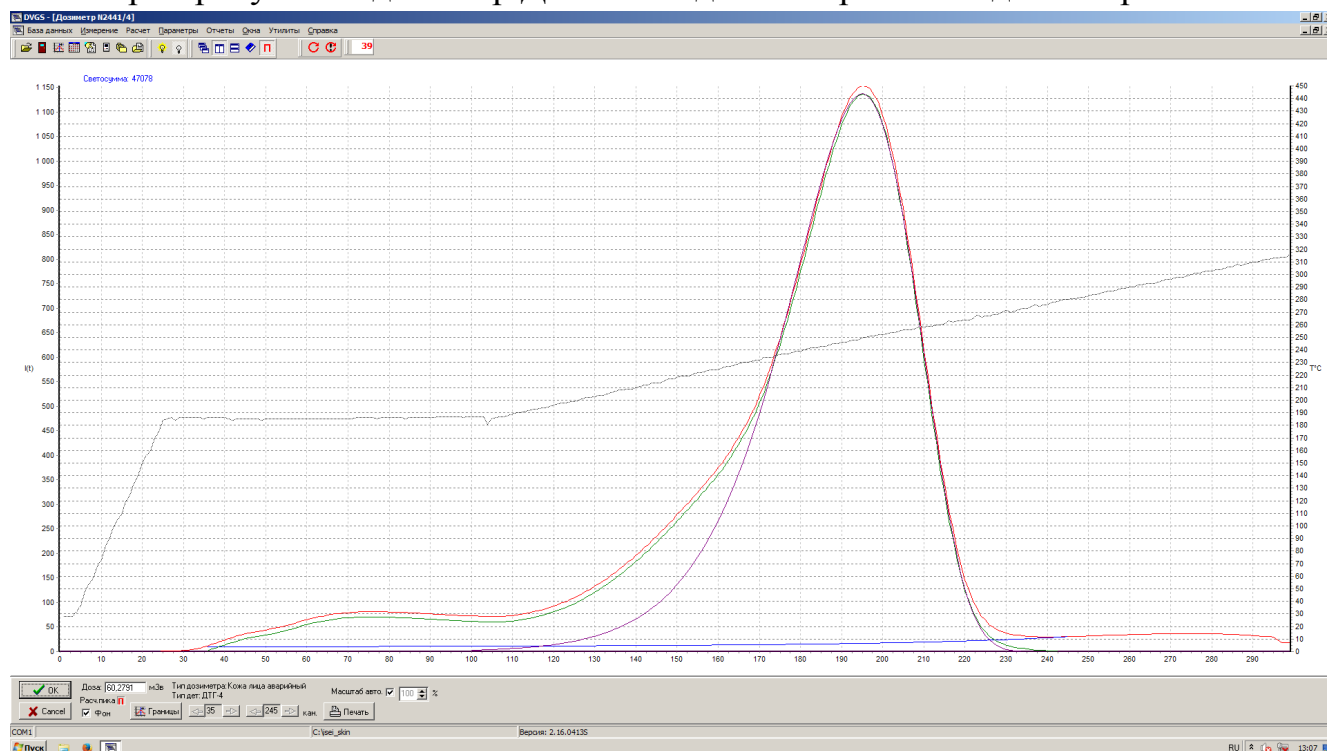
3. Эквивалентные пределы дозы для кожи применяются к средней дозе более 1 см² наиболее сильно облученной области кожи. Доза для кожи также вносит свой вклад в эффективную дозу, причем этот вклад является средней дозой для всей кожи, умноженной на весовой коэффициент ткани для кожи.

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

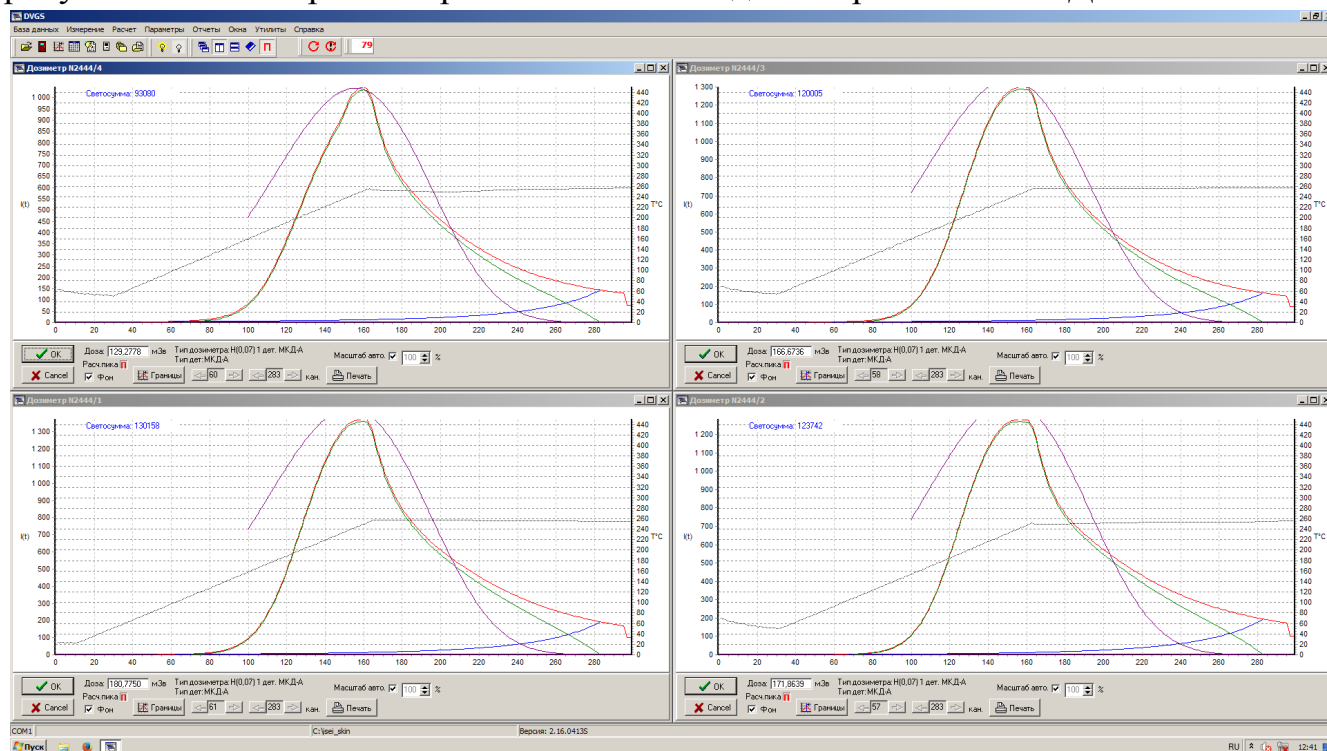
Результаты экспонирования дозиметра №1 (2441 – код по паспорту). На первом рисунке показана кривая термовысвечивания детекторов типа ТТЛД-580.



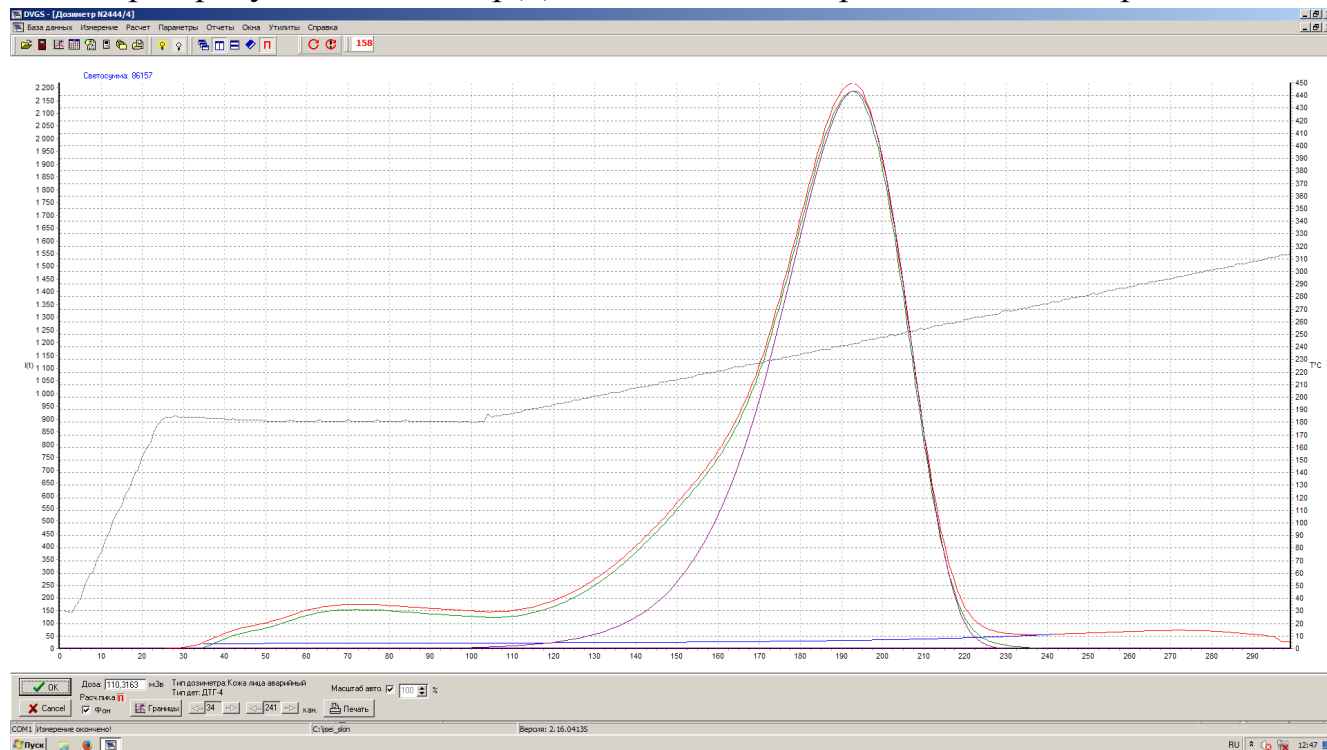
Второй рисунок – детектор ДТГ-4 в виде монокристалла дозиметра №1.



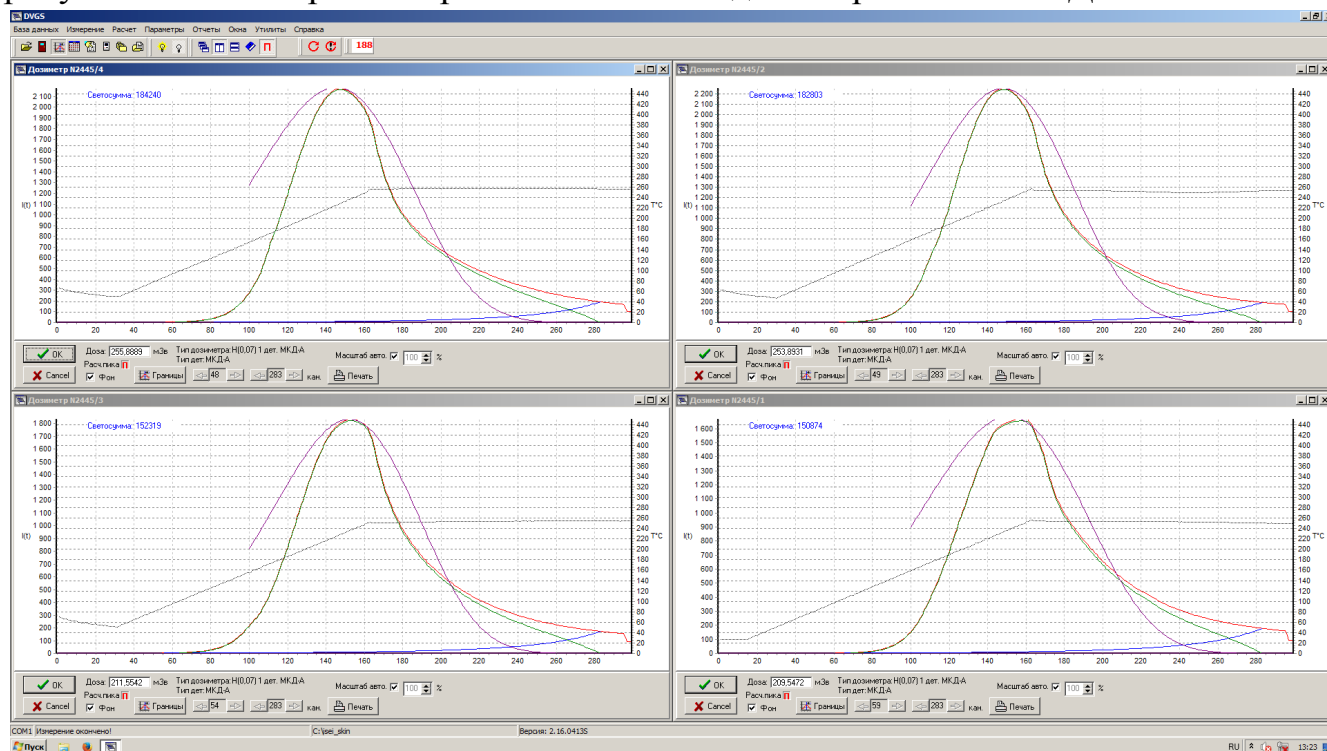
Результаты экспонирования дозиметра №2 (2444 – код по паспорту). На первом рисунке показана кривая термовысвечивания детекторов типа ТТЛД-580.



Второй рисунок – детектор ДТГ-4 в виде монокристалла дозиметра №2.



Результаты экспонирования дозиметра №3 (2445 – код по паспорту). На первом рисунке показана кривая термовысвечивания детекторов типа ТТЛД-580.



Второй рисунок – детектор ДТГ-4 в виде монокристалла дозиметра №3.