



**МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – СОФИЯ
МЕДИЦИНСКИ ФАКУЛТЕТ
КАТЕДРА МЕДИЦИНСКА ФИЗИКА И
БИОФИЗИКА**



АННА РУМЕНОВА ЗАГОРСКА

**ДОЗИМЕТРИЯ НА ОЧНА ЛЕЩА НА ПЕРСОНАЛА, РАБОТЕЩ В
ИНТЕРВЕНЦИОНАЛНАТА РЕНТГЕНОЛОГИЯ И КАРДИОЛОГИЯ**

АВТОРЕФЕРАТ

На дисертационен труд за присъждане на образователна и научна степен
„ДОКТОР“

Област на висше образование: 4. Природни науки, математика и информатика
Професионално направление: 4.1. Физически науки
Докторска програма: Биофизика

Научен ръководител: проф. Жения Начкова Василева, дм
Научен консултант: акад. проф. Борис Гоцев Тенчов, дбн, дф

София, 2018 г.

Дисертационният труд съдържа 150 стандартни печатни страници, включва 51 фигури, 43 таблици и 6 приложения. Библиографията съдържа 175 заглавия, от които 17 на кирилица и 158 на латиница.

Изследванията по дисертационния труд са извършени в НЦРРЗ - МЗ, София, ВМА, София, Аджибадем Сити Клиник МБАЛ Токуда, София, УМБАЛ „Света Анна“ АД, София, УМБАЛСМ „Н. И. Пирогов“, София.

Дисертационният труд е одобрен и насрочен за защита въз основа решение на Катедрен съвет на Катедра „Медицинска физика и биофизика“, Медицински университет – София, с протокол № 28/18.10.2017 г.

Научното жури е утвърдено на Факултетен съвет на Медицински факултет при МУ-София с протокол № 17/26.10.2017 г.

Научно жури:

1. **Акад. проф. Борис Гоцев Тенчов, дбн, дф**, МУ – София, Катедра по медицинска физика и биофизика на МФ при МУ – София;
2. **Проф. Жения Начкова Василева, дм**, НЦРРЗ – МЗ;
3. **Проф. Кирил Асенов Крежов, дфн**, ИЯИЯЕ – БАН;
4. **Проф. д-р Валерия Борисова Хаджидекова, дмн**, НЦРРЗ – МЗ;
5. **Проф. Стефан Рачев Рибаров, дбн**, МУ – София.

Материалите по защитата са на разположение на интересувашите се на интернет страницата на Медицински Университет – София и в деловодството на Катедра „Медицинска физика и биофизика“.

Публичната защита на дисертационния труд ще се състои на 14. 03. 2018 г. от 16 ч. в Аудитория III, 4-ти етаж, Медицински факултет на МУ – София, ул. Здраве 2, гр. София.

Използвани съкращения

ИЙЛ	Източник на йонизиращо лъчение
ЙЛ	Йонизиращо лъчение
НЦРРЗ	Национален център по радиобиология и радиационна защита
РИК	Радиационно-индуцирана катаракта
ТЛ	Термолуминесцентен
ААРМ	Американска асоциация на физиците в медицината (American Association of Physicists in Medicine)
BSF	Фактор на обратно разсейване (Back Scatter Factor)
СА	Коронарна артериография (Coronary Arteriography)
CRT	Имплантиция на системи за ресинхронизираща терапия (Cardiac Resynchronization Therapy)
ERCP	Ендоскопска ретроградната холангиопанкреатография (Endoscopic retrograde cholangiopancreatography)
GUM	Ръководство за изразяване на неопределеността при измервания (Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement)
IAEA	Международна агенция за атомна енергия (International Atomic Energy Agency)
ICRP	Международна комисия по радиационна защита (International Commission on Radiological Protection)
ICRU	Международна комисия по радиационни единици и измервания (International Commission on Radiation Units and Measurements)
MIRD	Доза от вътрешно медицинско облъчване (Medical Internal Radiation Dose)
NIST	Национален институт по стандартизация и технологии (National Institute of Standards and Technology);
PCI	Перкутанна коронарна интервенция (Percutaneous Coronary Intervention)
PCNL	Перкутанна нефролитотрипсия (Percutaneous Nephrolithotripsy)
PDD	Процентна дълбока доза (Percentage Depth Dose)
PMMA	Полиметилметакрилат (плексиглас)
SSDL	Вторична Стандартна Дозиметрична Лаборатория (Secondary Standard Dosimetry Laboratory)
T	Тъкан
URS	Уретерореноскопия (Ureterorenoscopy)

СИМВОЛИ

Символ	Значение	Измервателна единица
α	Ъгъл на падане на лъчението	Градус
C	Действителна стойност на дозовия еквивалент	Sv
C_i	Действителна стойност на дозовия еквивалент от облъчена група i	Sv
C_r	Действителна стойност на дозовия еквивалент при референтни условия	Sv
$C_{r,0}$	Както C_r , но само за референтен дозов еквивалент, виж табл. 2, ред 1 от БДС EN 62387-1:2016.	Sv
d	Дълбочина в четири-елементната тъкан на МКРЕ или в мека тъкан. Препоръчани дълбочини са 10 mm, 3 mm, 0,07 mm.	m
$D_{t,R}$	Средна погълната доза от даден вид лъчение R в даден орган или тъкан T	Gy
ε_T	Предадена енергия в орган или тъкан	J
\bar{E}	Средна енергия на спектъра на ЙЛ	keV
E_{eff}	Ефективна енергия на спектъра на ЙЛ	keV
ET	Време на облъчване, измерено с EDD-30 (Unfors) (Exposure time)	h
F	Фактор на ограничаване на максималната неопределеност $F=1,5$	-
FT	Време на скопия (Fluoroscopy time)	h
Φ	Диаметър	m
g	Най-добра оценка на G	imp
g_0	Най-добра оценка на G_0	imp
G	Показание	imp
G_j	Показание на j -ия дозиметър от група дозиметри, облъчени при едни и същи условия	imp
\bar{G}_i	Средна стойност на показанието на група i	imp
G_r	Показание на дозиметър облъчен с C_r	imp
$G_{r,0}$	Показание на дозиметър облъчен с $C_{r,0}$	imp
$h_{pK}(d, Q, \alpha)$	Конверсионен коефициент за преминаване от величината K_{air} , към индивидуален дозов еквивалент $H_p(d)$, на дълбочина d , за качество на лъчението Q и ъгъл на падане α	Sv.Gy ⁻¹
H	Синоним на дозов еквивалент, може да бъде $H_p(10)$, $H_p(3)$, $H_p(0,07)$	Sv
H_c	Действително зададена стойност на дозовия еквивалент	Sv
$H_p(d)$	Персонален дозов еквивалент на дълбочина d	Sv
H_S	Измерена стойност на дозовия еквивалент	Sv
HVL_i	Първи слой на полуотслабване (First Half-Value Layer)	mm Al
k	Най-добра оценка на K	-
K_{air}	Въздушна керма	Gy
$K_{air}(0)$	Въздушна керма на повърхността на фантом	Gy
$K_{air}(d)$	Въздушна керма на дълбочина d под повърхността на фантом	Gy
K_Q	Коефициент на чувствителност на група детектори по отношение на качеството на лъчението Q	imp.Sv ⁻¹
$K_{E,\alpha}$	Корекционен фактор за ъгловата и енергийната зависимост на детекторите	-
K_f	Корекционен фактор за фединг на детекторите	-
K_n	Корекционен фактор за нелинейността	-
K_v	Корекционен фактор за разходимост	%
L	Минимално измерима доза	Sv

LOD	Ниво на детектиране (limit of detection)	Sv
$\frac{\mu_{en}}{\rho}$	Масов коефициент на поглъщане на енергия (mass energy absorption coefficient)	$m^2.kg^{-1}$
m	Исходна величина	-
m_T	Маса в орган или тъкан от човешкото тяло	kg
M	Исходна величина на модел на измерване	-
n	Брой дозиметри в дадена група, които са облъчени при еднакви условия	-
PDD	Процентна дълбока доза	%
P_{KA}	Произведение керма-площ (Kerma Area Product)	$Gy.m^2$
Q	Символ за качество на лъчението, например „N ^{cc} серия	-
R	Относителна чувствителност	$imp.Sv^{-1}$
r	Относително показание	-
r_α	Относително показание, дължащо се на ъглова зависимост	-
r_E	Относително показание, дължащо се на енергийна зависимост	-
$r_{E,\alpha}$	Относително показание, дължащо се на енергийна и ъглова зависимост	-
r_n	Относително показание, дължащо се на нелинейност	-
ρ	Плътност	$kg.m^{-3}$
s	Стандартно отклонение	Както величината
s_i	Стандартно отклонение на показанията на детекторите от група i	Както величината
u	Стандартна неопределеност, приписана на измерения резултат	Както величината
u_g	Принос към неопределеността u на входната величина G , приписана на резултата от измерването	imp
u_{g_0}	Принос към неопределеността u на входната величина G_0 , приписана на резултата от измерването	imp
u_{k_v}	Принос към неопределеността u на входната величина K_v , приписана на резултата от измерването	Sv
$u_{k_{E,\alpha}}$	Принос към неопределеността u на входната величина $K_{E,\alpha}$, приписана на резултата от измерването	Sv
u_f	Принос към неопределеността u на входната величина K_f , приписана на резултата от измерването	Sv
u_n	Принос към неопределеността u на входната величина K_n , приписана на резултата от измерването	Sv
U	Разширена неопределеност	Както величината
U_{com}	Разширена неопределеност на комбинирана величина.	Както величината
$U_{C,com}$	Разширена неопределеност на комбинирана величина от действителни стойности.	Както величината
v	Коефициент на вариация	Както величината
w_R	Радиационен тегловен фактор	-
Z_{eff}	Ефективен атомен номер	-

СЪДЪРЖАНИЕ

1.	ВЪВЕДЕНИЕ	8
2.	ЦЕЛ И ЗАДАЧИ	10
3.	МЕТОДИ И МАТЕРИАЛИ	11
3.1.	Монте Карло симулиране	11
3.2.	SRS-30	11
3.3.	XRAYImaging Simulator	11
3.3.1.	Структура	11
3.3.2.	Изчисляване на погълнатата доза и еквивалентната доза	13
3.3.3.	Геометрия на облъчване	14
3.3.4.	Фантоми	15
3.3.4.1.	Око	16
3.3.4.2.	Медицински специалист	17
3.3.4.3.	Пациент	17
3.3.4.4.	Пациентна маса	17
3.3.4.5.	Анализ и визуализации	17
3.4.	Индивидуален електронен дозиметър – EDD-30 (Unfors, Sweden)	18
3.5.	Термоминицентни дозиметрични системи	19
3.5.1.	PCL3 Автоматичен TLD четец (Fimel)	19
3.5.2.	RE-2000 TLD четец (Mirion)	19
3.5.2.1.	Детектори	20
3.5.2.2.	Пасивни дозиметри за оценка на дозата на очната леща	21
3.5.3.	Типово тестване на дозиметрична система	21
3.5.3.1.	Граници на неопределеност на резултата от измерването	22
3.5.3.2.	Ниво на запис	22
3.5.3.3.	Ниво на детектиране (LOD)	22
3.5.3.4.	Нелинейност	23
3.5.3.5.	Коефициент на вариация	24
3.5.3.6.	Енергийна и ъглова зависимост (анизотропия)	25
3.5.3.7.	Бюджет на неопределеност на измерването	27
3.5.3.8.	Моделна функция и изчисляване на приписаната неопределеност на резултата от измерването	28
3.5.4.	Геометрия на облъчването в лабораторни условия	29
3.5.5.	Статистическа обработка на резултата от измерването	30
4.	РЕЗУЛТАТИ	30
4.1.	Проучване за оценка на дозата на очната леща на персонала при ретроградна холангиопанкреатография	30
4.1.1.	Изследване ефективността на защитен шлем	32
4.1.2.	Дискусия	32
4.2.	Симулации по метода Монте Карло	33
4.2.1.	Валидиране на резултатите от XRAYImaging Simulator	33
4.2.1.1.	Първичен спектър	33
4.2.1.2.	Резултати от валидирането	34
4.2.2.	Разсеяно лъчение и доза в око при различни спектри на първичното рентгеново лъчение	35
4.2.3.	Разсеяно лъчение при различни спектри на първичното рентгеново лъчение	36
4.2.4.	Разпределение на дозата в око	36
4.2.5.	Дискусия	37
4.3.	Калибриране на дозиметри за очна леща	37
4.3.1.	Фантом за калибриране на дозиметри за очна леща	37

4.3.2.	Конверсионни коефициенти за преминаване от въздушна керма към индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$	38
4.3.2.1.	Изчисляване на конверсионните коефициенти	38
4.3.2.2.	Проверка на типа на дозиметричната система	39
4.3.2.3.	Дискусия	40
4.3.2.4.	Калибриране на дозиметрите за измерване във величината $H_p(3)$	41
4.3.3.	Бюджет на неопределеност на измерването на термолуминесцентната дозиметрична система, по отношение на величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$	41
4.4.	Прилагане в практиката на разработената методика за измерване с дозиметър тип EYE-D™	43
4.4.1.	Резултати от проучването в две отделения по интервенционална кардиология	43
4.4.2.	Резултати от проучването в две отделения, извършващи минимално-инвазивни ендouroлогични процедури	46
4.4.3.	Дискусия и изводи	50
4.5.	Проектиране и изработване на нов дозиметър	50
4.5.1.	Определяне на енергийната зависимост на дозиметър тип „XRaуM“	51
4.5.2.	Измерване на величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$	53
4.5.3.	Дискусия	53
5.	ЗАКЛЮЧЕНИЕ	54
6.	ПРИНОСИ НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД	55
6.1.	Научно-теоретични приноси	55
6.2.	Методични приноси	55
6.3.	Научно-приложни приноси	56
6.4.	Приноси с потвърдителен характер	57
7.	ПУБЛИКАЦИИ ВЪВ ВРЪЗКА С ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД	57
8.	СПРАВКА ЗА ОТКРИТИ ЦИТАТИ НА НАУЧНИ ПУБЛИКАЦИИ	57
9.	НАУЧНИ СЪОБЩЕНИЯ ВЪВ ВРЪЗКА С ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД	58
9.1.	Поканен доклад	58
9.2.	Доклади	58
9.3.	Постери.	59
10.	ИЗСЛЕДОВАТЕЛСКИ ПРОЕКТИ	61
11.	НАГРАДИ	61
13.	ДЕКЛАРАЦИЯ ЗА ОРИГИНАЛНОСТ	62
14.	SUMMARY	63

1. ВЪВЕДЕНИЕ

Радиационно индуцираната катаракта е установена скоро след откриването на рентгеновите лъчи. Множество изследвания показват, че очната леща е една от най-лъчечувствителните тъкани в човешкия организъм, а последните обобщени данни от изследванията за ранното ѝ помътняване дават аргументи в полза на намаляването на прага на дозата за възникването ѝ. В резултат на това, през 2011 г. Международната комисия по радиологична защита, в нейната публикация “Statement on Tissue Reactions”, обяви намаляването на прага на погълнатата доза за възникване на РИК от предишните 5 Gy при хронично облъчване и 0,5-2 Gy при остро облъчване, на 0,5 Gy за двата вида облъчване. Освен намаляването на прага, ICRP предложи и драстично намаляване на годишната граница на еквивалентната доза за очна леща за персонал, работещ с източници на йонизиращи лъчения – от 150 mSv досега, на 20 mSv. Тази нова граница беше включена през 2012 г. и в българското законодателство, чрез промяна в Наредба за основните норми за радиационна защита.

Катарактата е помътняване на очната леща, което възпрепятства виждането. В своето развитие тя може да намали остротата на виждане и да допринесе за появяване на цветни нюанси при гледане. В повечето случаи това води до трудности при възприемането на контраста в яркостите и цветовете. Възникналата катаракта може да бъде коригирана посредством хирургическо отстраняване и имплантиране на изкуствена вътреочна леща. Тази процедура се приема за рутинна и в 90 % от случаите се постига пълно възстановяване на зрението. Все пак се наблюдават и сериозни усложнения, като случаи със субкапсуларно разкъсване след хирургична намеса - от 1,9 % до 3,5 %, отлепване на ретината - от 0,4 % до 3,6 %, короидален кръвоизлив в от 0,03 % до 0,13 %, оток, вторична катаракта на заместената леща и др. Смъртността вследствие на хирургично отстраняване на катаракта е ниска и от порядъка на 0,1 %, заболяемостта, определена, както от офталмологична, така и от медицинска гледна точка, е много по-голяма. В заключение може да се каже, че комбинираният риск от заболяемост и смъртност при хирургично отстраняване на радиационно индуцирана катаракта (1 % и повече) и все още неоцененият риск от погрешна диагноза или лечение на пациент вследствие на загуба на острота на зрение, поради наличие на недиагностицирана катаракта, силно надвишава риска от развитие на рак в резултат на облъчването при засегнатите индивиди. Йонизиращите лъчения (ЙЛ) са доказан фактор за развитие на помътнявания и катаракта в очната леща.

Един от най-важните и все още недобре дефинирани ефекти, свързани

с въздействието на ЙЛ, е възникването на помътнявания и последващото им развитие в катаракта. Неяснотите около наличието на праг на дозата за радиационно-индуцирани изменения в очната леща изискват провеждането на епидемиологични проучвания на групи лица, продължително облъчвани с малки дози. Те биха помогнали и за точното определяне на границата на еквивалентната доза. Важен момент тук е дали откриването на ранни промени в очната леща са достатъчни за целите на стандартизирането и оценката на риска. Подходът за определянето му предполага, че след определен достатъчен период от време, тези промени ще прерастнат в евентуална загуба на зрителна острота и контрастна чувствителност, които изискват хирургично отстраняване на лещата.

Инвазивната образна диагностика и интервенционалната рентгенология са сред най-модерните и бързо развиващи се методи за образна диагностика, все по-интензивно заменящи традиционните рискови хирургични интервенции. Сложността на интервенционалните процедури определя тяхната голяма продължителност, свързана с увеличаване на времето на рентгенова скопия. Продължителността и изискването за високо качество на получаваните образи са причина тези методи да са с относително най-голямо лъчево натоварване на пациента и на медицинските специалисти. Според ICRP, работещите в интервенционалната рентгенология са с най-голяма вероятност за надвишаване на новата годишна граница за очна леща, особено при неизползването на защитни средства.

Проучването на състоянието на проблема показва необходимостта от научни изследвания в следните направления:

- 1) Проучване на развитието на катаракта и нейната корелация с дозата, мощността на дозата и работното натоварване;
- 2) Усъвършенстване и стандартизиране на методите за измерване на еквивалентната доза на очната леща и методите за калибриране на дозиметрите;
- 3) Разширяване на проучванията за оценка на годишната еквивалентна доза на очната леща при различни групи специалисти, провеждащи интервенционални процедури под рентгенов скопичен контрол, и оценка на възможността за надвишаване на границите на дозата на очната леща.

След въвеждането на новата граница за дозата на очната леща от 20 mSv в българското законодателство, последните две задачи са много актуални и за практиката в България.

2. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ

Целта на настоящата работа е да се разработи и въведе в практиката методика за оценка на дозата на очната леща във величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$ посредством пасивни термолуминесцентни дозиметри и да се изследва вероятността за надвишаване на годишната граница за дозата на очна леща от 20 mSv при различни групи медицински специалисти, работещи в сферата на интервенционалната рентгенология и кардиология.

За постигането на тази цел се поставиха следните задачи:

1. Да се проучи практиката на работа и да се оцени възможността за превишаване на годишната граница за доза на очната леща в отделения, извършващи интервенционални процедури.
2. Да се направят Монте Карло симулации за оценка на разсеяното лъчение и предадената енергия в очната леща и да се направи извод за подходящата оперативна величина за калибриране на дозиметрите за очна леща.
3. Да се изготви методика за калибриране на дозиметрите и за оценка на дозата на очната леща и да се приложи за проучване на радиационната защита в интервенционалната рентгенология.
4. Да се проектира, изработи и тества собствен дозиметър за оценка на дозата на очната леща.

3. МЕТОДИ И МАТЕРИАЛИ

3.1. Монте Карло симулиране

Оценката на разпределението на дозата в очната леща при интервенционални процедури под рентгенов контрол бе направена посредством компютърни симулации по метода Монте Карло. Използвани бяха два софтуерни продукта: SRS-30 за възпроизвеждането на първичния спектър на рентгеновото лъчение и XRAYImaging Simulator за транспорта на фотони през зададената геометрична система.

3.2. SRS-30

Първичните спектри на рентгеновото лъчение бяха симулирани със софтуера Spectrum Processor, разработка на Institute of Physics and Engineering in Medicine (SRS-30). Софтуерът позволява изчисляването на широк обхват от рентгенови спектри за рентгеновата диагностика. Те могат да бъдат възпроизведени за волфрамов анод, анодни напрежения от 30 до 150 keV със стъпка от 1 keV, и наклон на анода от 6° до 22° . Включена е възможност за добавяне на филтри от различни материали. SRS-30 изчислява физичната величина керма във въздух на разстояние 75 cm от източника, първия слой на полуотслабване (HVL_1) и средната енергия (\bar{E}) на симулирания рентгенов спектър.

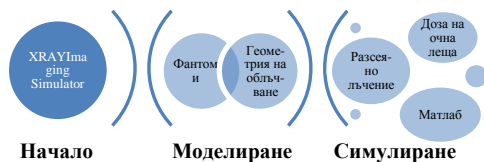
В представените в дисертационния труд задачи бяха използвани различни напрежения и филтърни комбинации. За прегледност те са описани допълнително към всяка от задачите.

3.3. XRAYImaging Simulator

За изчисляване спектрите на разсеяното лъчение и предаването на енергията от източника в предварително зададената система бе разработен и използван нов модул към софтуер за моделиране на отслабването и предаването на енергията на рентгеново лъчение XRAYImaging Simulator.

3.3.1. Структура

Схематично представяне на структурата на XRAYImaging Simulator и последователността при работа е представено на фигура 1.



Фигура 1. Схематично представяне на организацията на работата с XRAYImaging Simulator.

Софтуерът изчислява вероятността за трите основни взаимодействия на фотонното лъчение с веществото, които се осъществяват в обхвата от 20 keV до 120 keV: фотоелектрично поглъщане, Комптънов ефект и кохерентно разсейване, и след това изчислява разсеяното лъчение в избраната позиция и разпределението на дозата в избрания обект. Той е изграден от четири отделни модула: (а) Модул за моделиране на фантомите, в който се планират и генерират 3D фантомите. Те мога да бъдат изградени от воксели или от прости геометрични фигури. По желание на потребителя се определят размерите, местоположението, ориентацията и състава на обектите, като последното се описва посредством линейния коефициент на отлабване, μ . Съставът на фантомите се избира от библиотека, съдържаща различни видове тъкани и материали от различен тип; (б) Модул за моделиране на геометрията (Geometry Modelling Module), в който местоположението на всеки фантом се дефинира посредством Декартова координатна система и центъра на симетрия на фантома, а ориентацията му е определена посредством трите ъглови координати – ойлерови ъгли; (в) Модул за формиране на изображението (Image Formation Module), в който се извършва транспортът на фотоните; (г) Модул за визуализация (Visualization Module).

Симулацията започва с избран фотон от разпределението на първичния спектър, който е дефиниран по енергия и ъгъл на разпространение. Впоследствие Монте Карло кодът се използва за транспорт на частицата през различните фантоми. Взаимодействията се случват във всеки момент от време, като едно от трите взаимодействия се избира вследствие на случайно разпределение на процесите за избрания фотон и средата на разпространение, на базата на сеченията за тези взаимодействия. За изчисляване на дозата бе използвано т.нар. „керма-апроксимиране”, при което енергията, предадена от фотоните в точката на взаимодействие, се поглъща в същата точка. Тази апроксимация е валидна при осигурено електронно равновесие на вторичните електрони в разглеждания обем и е допустима за всички точки, намиращи се вътре в тялото. Според Публикация 116 на ICRP, то е валидно при енергии на фотоните под 1 MeV, докато други автори считат, че „керма-апроксимирането“ е приемливо за фотони до 200 keV на дълбочина над 0,07 mm. Следователно, то е допустимо при оценката на дозата в очната леща при спектрите с максимална енергия 150 keV, използвани в рентгеновата диагностика.

Симулациите бяха разделени в два етапа. В първия, в т.нар. „виртуален детектор на разсеяното лъчение“ се регистрират разсеяните от „пациента“ фотони и се записва тяхната енергия, местоположение и

посока на разпространение. Записват се само фотоните, достигащи до виртуалния детектор. Вторият етап от симулирането включва транспортирането на фотоните, записани във виртуалния детектор до „окото“ на оператора, като вследствие на основните взаимодействия, формираната доза се представя чрез генерирана 3D матрица, математическата обработка на която позволява да се оцени разпределението на дозата в очната леща.

3.3.2. Изчисляване на погълнатата доза и еквивалентната доза

Величината погълната доза в орган или тъкан от човешкото тяло се определя по формулата:

$$D_T = \frac{\varepsilon_T}{m_T} [\text{Gy}], \quad (1)$$

където:

m_T е масата на тъканта или органа, kg;

ε_T е предадената енергия в този орган или тъкан, J.

Еквивалентна доза в орган или тъкан е:

$$H_T = \sum_T w_R D_{T,R} [\text{Sv}], \quad (2)$$

където:

$D_{T,R}$ е средната погълната доза от даден вид лъчение R в даден орган или тъкан T, Gy;

w_R е радиационен тегловен фактор.

Мерната единица за еквивалентна доза е сиверт (Sv), $1 \text{ Sv} = \text{J kg}^{-1}$. Числената стойност на радиационния тегловен фактор за фотонни лъчения е $w_R=1$ и органната доза за единица керма във въздух (Gy/Gy) е числено равна на органната еквивалентна доза за единица керма във въздух (Sv/Gy), т.е. в разглежданата ситуация, погълнатата доза в окото ще бъде числено равна на еквивалентната доза:

$$H_T [\text{mSv}] = D [\text{mGy}]. \quad (3)$$

За изчислението на погълнатата доза в обекта бяха създадени фантоми, съставени от воксели. 3D дозовата матрица е описана с триизмерни паралелепипеди с ширина a , дължина b и височина c , зададени в милиметри. Размерът на матрицата се определя автоматично от програмата, отчитайки геометричните размери на фантомите, участващи в процеса на симулиране. След това тази матрица се разделя на броя воксели, с размери, дефинирани от потребителя. Матрицата с най-голяма

разделителна способност е с размери на воксела $0,1 \times 0,1 \times 0,1 \text{ mm}^3$, като броят воксели се определя по формулата:

$$\text{брой воксели} = \frac{a}{\text{ширина на воксел}} * \frac{b}{\text{дължина на воксел}} * \frac{c}{\text{височина на воксел}} \quad (4)$$

XRAYImaging Simulator акумулира енергията, депозирана от фотоните във всеки воксел. При приложеното „керма-апроксимиране“ кинетичната енергия, предадена на заредените частици, се поглъща в мястото на депозиране, а погълнатата доза във всеки воксел се изчислява по формулата:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} [\text{Gy}], \quad (5)$$

където:

$d\varepsilon$ е предадената енергия във воксела, J;

dm е масата на воксела, kg.

Масата на воксела се изчислява по формулата:

$$m = \rho \cdot V [\text{kg}], \quad (6)$$

където:

ρ е плътността на воксела, $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$;

V е неговият обем, m^3 .

Предадената енергия в окото (ε_T) бе изчислявана като сума от предадената енергия във вокселите, формиращи модела на окото.

3.3.3. Геометрия на облъчване

Геометрията на облъчване, разработена за изчисленията, включва симулация на рентгеновия източник, пациентната маса, пациента и оператора. Тази геометрия е представена схематично на фигура 2. Всички размери и разстояния „източник–детектор“, „детектор–пациент“ се избират от потребителя. За яснота, разстоянията и геометриите на облъчване ще бъдат описвани към всяка решена задача.



Фигура 2. Схематично представяне на компютърните модели на пациент, оператор и пациентна маса, използвани в проучванията.

3.3.4. Фантоми

Пациентът, операторът и пациентната маса са симулирани посредством прости геометрични форми: куб, паралелепипед, прав кръгов цилиндър, елиптичен цилиндър, сфера, елипсоид. Фигура 2 представя нагледно фантомите, използвани в проучването. В таблица 1 са описани формата, геометричните размери и състава на моделираните обекти, като са включени всички видове фантоми, използвани за решаване на поставените задачи.

Таблица 1. Описание на геометричната форма, размерите и състава на използваните фантоми. „ h “ – височина, „ r “ – радиус, „ a “ и „ b “ – оси на елипса.

Обект	Геометрична форма	Размери	Състав
Оператор			
Глава	Прав кръгов цилиндър	$h = 20 \text{ cm}$, $r = 8 \text{ cm}$	Вода
Торс	Елиптичен цилиндър	$h = 70 \text{ cm}$, $a = 40 \text{ cm}$, $b = 20 \text{ cm}$	Вода
Крака	Прав кръгов цилиндър	$h = 80 \text{ cm}$, $r = 5 \text{ cm}$	Вода
Око			
Леща	Елипсоид	$0,5 \times 0,5 \times 0,21 \text{ cm}^3$	Око
Роговица	Сфера	$d = 15,5 \text{ cm}$	Око
Склера	Сфера	$d = 24,2 \text{ cm}$	Око
Пациент			
	Прав кръгов цилиндър	$h = 15 \text{ cm}$, $r = 20 \text{ cm}$	Тъкан на ICRU
Пациентна маса			
	Паралелепипед	$h = 1,0 \text{ cm}$, $a = 100 \text{ cm}$, $b = 60 \text{ cm}$	Алуминий

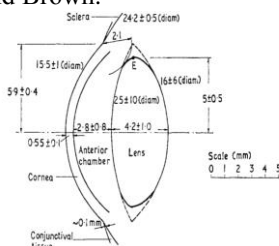
Елементният състав на тъканите, като процент от масата на органа, е представен в таблица 2.

Таблица 2. Еlemenтен състав на окото, водата и четири-елементната тъкан на ICRU, като процент от масата на органа или тъканта и плътността им.

	H1	C6	N7	O8	Na11	P15	S16	Cl17	Плътност [g.cm ⁻³]
Око									
Мъж	9,7	18,1	5,3	66,3	0,1	0,1	0,3	0,1	1,05
Жена	9,7	18,3	5,4	66,0	0,1	0,1	0,3	0,1	1,05
Вода	11,1			88,9					1,00
4 елементна тъкан на ICRU									
	10,1	11,1	02,6	76,2					1,00

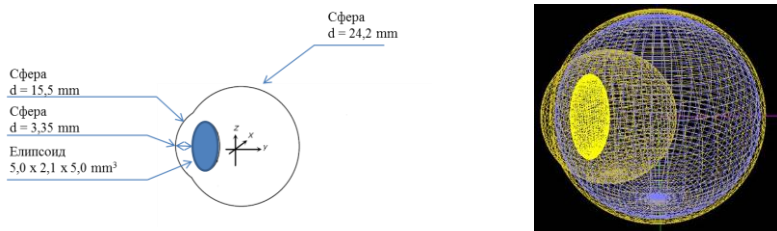
3.3.4.1. Око

Окото на оператора бе представено чрез комбинация от сфери. За целите на моделирането и транспорта на фотоните бе използван средният елементарен състав на цялото око, предложен от Публикация 110 на ICRP. Размерите и формата на всеки компонент на окото (фигура 3) са взимани от Charles and Brown.



Фигура 3. Средни размери на неакomodирано око. Посочените вариации показват размерите при нормална възрастна популация (22-65 г.).

Според този модел на окото, за нормална възрастна популация очната леща е разположена на минимална дълбочина $2,3 \pm 0,4$ mm. Положението ѝ е определено от разстоянието между предната повърхност на лещата и роговицата, което е 3,35 mm за неакomodирано око. Моделът, използван в симулациите, е представен на фигура 4.



Фигура 4. Модел на око: а) графично представяне, б) изглед от XRAYImaging Simulator.

3.3.4.2. Медицински специалист

Операторът (лекар-интервенционалист, провеждащ процедурата) бе симулиран чрез комбинация от прави кръгови цилиндри, използвани за главата и краката, и елиптичен цилиндър за торакса. Височината на „оператора“ е 176 cm, съответстваща на размерите на стандартния човек. Височината на „главата“ съответства на математическия MIRD модел на човек, а радиусът бе избран да съответства на 95-ия перцентил от антропоморфните размери на човешка глава. В така изградения модел на глава бе вграден моделът на окото.

3.3.4.3. Пациент

Пациентът бе представен чрез елиптичен цилиндър с размерите на торс от математическия модел на MIRD фантома. Краката и главата на пациента не са моделирани, тъй като техният принос към разсеяното лъчение е пренебрежим по отношение на изследваната геометрия на облъчване.

3.3.4.4. Пациентна маса

Пациентната маса е с размери $0,1 \times 60 \times 100 \text{ cm}^3$. Размерите и елементният състав бяха избрани да съответстват на масите в съвременните ангиографски уредби, изработвани от материал на базата на въглеродни влакна. Масата, изработена от слоеве въглеродни влакна, е с Al еквивалент от 0,7 mm до 1,4 mm.

3.3.4.5. Анализ и визуализации

Обработката на получените резултати и визуализациите бяха направени с Matlab 8.1. Изчислени бяха първия слой на полуотслабване (HVL_1), въздушната керма (K_a), средната енергия (\bar{E}) и ефективната енергия (E_{eff}). Данните за масовия коефициент на поглъщане на енергията $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ за всички материали бяха взети от базата данни на NIST. Общата средноквадратична неопределеност бе изчислена като:

$$(\bar{E}) = \sqrt{\frac{1}{N} \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N e_i^2 - \bar{E}^2 \right]} \quad (7)$$

Където:

\bar{E} е средната енергия на фотоните, достигащи до детектора на „разсеяното лъчение“, keV;

$e_i = \sum_j e_{ij}$, където e_{ij} означава енергията на j -я фотон от i -то събитие;

N е броят фотони, вариращ между $7 \cdot 10^6$ и $4 \cdot 10^7$.

Оценената обща средноквадратична неопределеност за всички случаи бе по-малка от 1 %.

3.4. Индивидуален електронен дозиметър – EDD-30 (Unfors, Sweden)

За част от измерванията на дозата на окоето бе използван електронен дозиметър EDD-30 (Unfors, Sweden), представен на фигура 5. Детекторът представлява малък силициев диод, закрепен на дълъг кабел, позволяващ измерване на дозата на специфични части от тялото – ръце, крака, очи и др.



Фигура 5. Електронен дозиметър EDD-30 (Unfors, Sweden).

EDD-30 (Unfors) е тестван за ъглова зависимост в лабораторни условия, за ъгли до 60° и качество на лъчението „тесен спектър“ N60, като показанието на дозиметъра е в съответствие с изискванията на стандарт IEC 61526. Техническите му параметри са представени в таблица 3. Дозиметърът е подходящ за измерване на дозата в разсеяно рентгеново лъчение на импулсни полета.

Таблица 3. Технически параметри на EDD-30 (Unfors).

Параметър	Стойност
Мощност на еквивалентна доза	$0,03 \text{ mSv} \cdot \text{h}^{-1} - 2 \text{ Sv} \cdot \text{h}^{-1}$
Еквивалентна доза	10 nSv - 9999 Sv
Начално ниво на отчитане (Start trigger level)	$0,054 \text{ mSv} \cdot \text{h}^{-1}$
Крайно ниво на отчитане (End trigger level)	$0,036 \text{ mSv} \cdot \text{h}^{-1}$

За измерване на дозата на очната леща дозиметърът бе калибриран във величината индивидуален дозов еквивалент на дълбочина 0,07 mm, $H_p(0,07)$ в mSv, с „тесен спектър“ на рентгеновото лъчение N80 и проследим до SSDL. Дозиметърът бе поставян в максимална близост до окоето на оператора, намиращо се от страната на рентгеновата уредба (фигура 6). Поради спецификата на измерванията, показанията му не бяха коригирани за ъглова зависимост.

EDD-30 (Unfors)



Фигура 6. EDD-30 (Unfors), начин на закрепване.

3.5. Термолуминесцентни дозиметрични системи

За отчитане на детекторите бяха използвани два термолуминесцентни анализатора (четци). Дозиметричните системи отговарят на изискванията на БДС EN 62387-1.

3.5.1. PCL3 Автоматичен TLD четец (Fimel)

а)



б)



Фигура 7. а) PCL 3, цялостен изглед, б) PCL 3, изглед на блок за зареждане, измерване и разтоварване на детекторите.

Термолуминесцентният анализатор PCL3, показан на фигура 7, е автоматизирана система за измерване на ТЛ детектори. Детекторите се поставят в пълнител за зареждане, придвижват се последователно до нагревателите за контактно нагриване и автоматично се прехвърлят към пълнител за разтоварване. По време на отчитането детекторите се обтичат със струя азот, която осигурява необходимата чистота на средата на измерване.

3.5.2. RE-2000 TLD четец (Mirion)

На фигура 8 е представена системата за измерване на термолуминесцентни детектори RE-2000 TLD четец (Mirion).



Фигура 8. Rados 2000 RE, външен изглед.

Термолуминесцентният анализатор RE-2000 е автоматизирана система за измерване на ТЛ детектори, изцяло управлявана със софтуер WinTLDpro. Детекторите се поставят в слайдове за зареждане, които се

състоят от две части: вътрешна част – за поставяне на детекторите и идентифицирането им, и външна – слайд, държач на вътрешната част. Слайдовете с детекторите се подреждат в пълнители, които посредством транспортна система придвижват детекторите до измерителната система (фигура 9 а, б). По време на измерването детекторите се обтичат със струя азот, осигуряваща нагряването им в желания температурен диапазон и необходимата чистота на средата на измерване.



Фигура 9. а) Пълнител за зареждане на слайдове с детектори, б) Слайд с 4 детектора.

Режимът на отчитане на детекторите в зависимост от средството за измерване е представен в таблица 4.

Таблица 4. Режим на отчитане на ТЛ детекторите, според вида им.

Материал на детектора	MTS-N (LiF:Mn,Ti)	MCP-N (LiF:Mg,Cu,P)
Апаратура за измерване	PCL3 Автоматичен ТЛД четец (Fimel)	RE-2000 ТЛД четец (Mirion)
Процедура за измерване	Температура (време)	Температура (време)
Предварително отгряване (температура, време)	155 °C (5 s)	240 °C (2 s)
Основно нагряване (температура, време)	260 °C (50 s)	240 °C (12 s)
Нагряване, следващо основното	-	240 °C (2 s)

3.5.2.1. Детектори

Използвани бяха два типа ТЛ детектори: MTS-N (LiF:Mn,Ti) и MCP-N (LiF:Mg,Cu,P), във формата на твърди таблетки с диаметър 4,5 mm и дебелина 0,9 mm. Измерването на детекторите тип MTS-N (LiF:Mn,Ti) бе извършено с PCL3 Автоматичен ТЛД четец (Fimel), а на MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) – с RE-2000 ТЛД четец (Mirion). Преди използването им, детекторите бяха отгрявани в пещи по изискванията на производителя, представени в таблица 5.

Таблица 5. Режим на отгряване на ТЛ детекторите, според вида им.

Материал на детектора	MTS-N (LiF:Mn,Ti)	MCP-N (LiF:Mg,Cu,P)
Пещ за предварително отгряване	Температура (време)	Температура (време)
Процедура за отгряване		
Пещ Heraeus	400°C (1 h)	240°C (10 min)
Пещ Thermo	100°C (2 h)	
RE-2000 TLD Reader (Mirion)	-	240°C (30 s)

Забележка: Всички процедури по отгряване и измерване на детекторите бяха извършени съгласно препоръките на производителите, спазвайки добрите практики при работа с ТЛ материали.

Детекторите бяха разделени в групи според изискванията на стандарт БДС EN 62387-1:2016, с коефициент на вариация $v < 4 \%$. За сепарирането, детекторите бяха облъчени с рентгеново лъчение с качество S-Cs (^{137}Cs) и стойност на величината $H_p(3) = 1,0 \pm 0,02 \text{ mSv}$.

3.5.2.2. Пасивни дозиметри за оценка на дозата на очната леща

Пасивният дозиметър съдържа един или повече детектори на лъчение, поставени в държач с възможност за идентифициране. За изследванията бяха използвани детектори MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) с държател тип EYE-D™ (Radcard), показан на фигура 10.



Фигура 10. Термолуминесцентен дозиметър тип EYE-D™.

Дозиметърът EYE-D™ е изработен в две части – „основна“, за закрепване на държача в необходимата позиция, и „капсула“ с дебелина 3 mm, изработена от полиметилметакрилат (PMMA). Допълнително към него има лента за глава.

3.5.3. Типово тестване на дозиметрична система

Преди използването ѝ за измерване, беше проведено изпитване на основните характеристики на дозиметричната система по изискванията на международния стандарт за изпитванията на пасивните дозиметрични системи, използвани за мониторинг на околна среда или за индивидуална дозиметрия. Изисква се осигуряването на стандартизирани условия за влияещите върху резултатите фактори, така че неопределеността на изследваната величина да остане възможно най-малка. При извършване на изследванията за тестване на типа на дозиметричната система по отношение на величината $H_p(3)$ бяха определени нивото на запис и нивото на детектиране на дозиметричната система.

Основните източници на неопределеност в персоналната дозиметрия са нехомогенност на партидата детектори, нелинейност на показанието им по отношение на индивидуалния дозов еквивалент, енергийна и ъглова зависимост.

3.5.3.1. Граници на неопределеност на резултата от измерването

В Публикация 75 ICRP препоръчва две нива при оценката на неопределеността. Първото е в близост до съответните дозови граници, където се допуска неопределеност до $\pm 50\%$. Второто е в областта на нивото на запис, където неопределеността може да достигне до $\pm 100\%$. С приетата неопределеност се изчислява „трюмбетната крива“:

$$\frac{1}{F} \left(1 - \frac{2H_0}{H_0 + H_c} \right) \leq \frac{H_s}{H_c} \leq \frac{1}{F} \left(1 + \frac{H_0}{2H_0 + H_c} \right), \quad (8)$$

където:

H_0 е изчисленото ниво на запис;

H_c е измерената стойност на дозата;

H_s е действителната стойност на дозата;

F е фактор за ограничаване на максималната неопределеност на дозиметричната система, чиято стойност според Публикация 75 на ICRP е $F = 1,5$.

3.5.3.2. Ниво на запис

Нивото на запис е стойността, над която се изисква записване на дозите. За индивидуалния мониторинг нивото на запис се определя по формулата:

$$H_0 = L \frac{\text{мониторингов период}}{12}, \quad (9)$$

където:

L е 10 % от съответната годишна еквивалентна доза.

3.5.3.3. Ниво на детектиране (LOD)

Нивото на детектиране (LOD) се дефинира като най-ниската доза, измервана при отнапред зададен доверителен интервал. За определянето му са необходими две групи от дозиметри. Едната е с необлъчени дозиметри, другата се състои от дозиметри, облъчени с доза, значително над фоновата. След това LOD се определя по формулата:

$$LOD = \frac{2 \left[t_{n-1} s_0 + \left(\frac{t_{n-1} s_1}{H_1} \right)^2 H_0 \right]}{1 - \left(\frac{t_{n-1} s_1}{H_1} \right)^2}, \quad (10)$$

където:

H_0 е съответния среден индивидуален дозов еквивалент за необлъчената група дозиметри;

s_0 е относителното стандартно отклонение на извадката от дозиметри, облъчени с индивидуален дозов еквивалент H_0 ;

H_I е средния индивидуален дозов еквивалент на групата детектори, облъчени с доза значително по-голяма от фоновата;

s_I е относителното стандартно отклонение на извадката от дозиметри, облъчени с индивидуален дозов еквивалент H_I ;

t_{n-1} е коефициента на Стюдънт за съответната извадка, при доверителен интервал от 95 %.

3.5.3.4. Нелинейност

Оценката на нелинейността бе направена по процедурата, описана в БДС EN62387-1:2016. Според нея, тестовете се извършват с гама лъчение на ^{137}Cs или ^{60}Co . Дозиметрите се облъчват върху фантом в референтната точка във въздух. Изследването трябва да се извърши с най-малко три различни дози от работния обхват на дозиметрите за измерваната величина. Във всяка изследвана стойност от обхвата, трябва да бъдат направени n измервания. За всяка действителна стойност на величината C_i трябва да бъдат определени изчислените стойности G_i за всеки дозиметър.

За проверката бяха подготвени и облъчени единадесет групи индивидуални дозиметри с предварително зададен индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$. Една необлъчена група бе използвана за оценка на фона. Всяка група бе съставена от 4 дозиметъра. Дозиметрите бяха облъчени с десет различни стойности на $H_p(3)$ в използвания дозов интервал от 0,35 mSv до 20 mSv. След облъчването, всички групи бяха отчетени едновременно.

За величината $H_p(3)$ при обхват от $0,3 \leq H_p(3) < 1$ Sv, стандарт БДС EN 62387-1:2016 изисква относителното показание, дължащо се на нелинейността, да бъде в интервала (-13 % ÷ +18 %). Изискването е изпълнено за всяка от изследваните точки, само ако е валидна връзката:

$$0,87 - U_{C,com} \leq \left(\frac{\overline{G_i}}{G_{r,0}} \pm U_{com} \right) * \frac{C_{r,0}}{C_i} \leq 1,18 + U_{C,com}, \quad (11)$$

където:

C_i е действителната стойност на величината на облъчената група детектори, mSv;

$C_{r,0}$ е референтна действителната стойност на величината, mSv;

G_i е измерената стойност с дозиметри, облъчени с действителна стойност C_i , mSv;

$G_{r,0}$ е измерената стойност с дозиметри, облъчени с действителна стойност $C_{r,0}$, mSv;

U_{com} е полуширината на доверителния интервал на комбинирана величина и се изчислява по формулата:

$$U_{com} = \frac{\overline{G_i}}{\overline{G_{r,0}}} \sqrt{\left(\frac{U_i}{G_i}\right)^2 + \left(\frac{U_{r,0}}{\overline{G_{r,0}}}\right)^2}, \quad (12)$$

където:

U_i и $U_{r,0}$ са съответните полуширини на доверителния интервал на стойностите на G_i и на $G_{r,0}$;

$U_{C,com}$ е комбинираната разширена неопределеност на отношението $\frac{C_{r,0}}{C_i}$, изчислена по формулата:

$$U_{C,com} = \sqrt{U_{C,rel;r,0}^2 + U_{C,rel;i}^2}, \quad (13)$$

където:

$U_{C,rel;r,0}$ е относителната разширена неопределеност на действителната стойност $G_{r,0}$, за съответното качество на лъчението.

$U_{C,rel;i}$ е относителната разширена неопределеност на действителната стойност G_i , за съответното качество на лъчението.

3.5.3.5. Коефициент на вариация

При отчитане на ниски дози, показанието на всеки уред флукутира поради статистически причини. Следователно коефициентът на вариация v на измерената величина е важен параметър при оценката на качеството и неопределеността на резултата от измерванията. Статистическите флукутации на изчислената величина за една ТЛД система по отношение на величината $H_p(3)$ трябва да изпълняват следните изисквания:

$$\begin{aligned} \text{при } H_p(3) < 0,3 \text{ mSv} & \quad v < 15 \% \\ \text{при } 0,3 \text{ mSv} \leq H_p(3) < 1,1 \text{ mSv} & \quad v < \left(18,7 - \frac{H_p(3)}{0,08}\right) \% \\ \text{при } H_p(3) \geq 1,1 \text{ mSv} & \quad v < 5 \% \end{aligned} \quad (14)$$

където:

$v = \frac{s}{H_p(3)}$, е коефициентът на вариация, %;

s е стандартното отклонение на групата от измервания;

$H_p(3)$ е изчислената стойност на действителната величина, mSv.

За проверката бяха подготвени и облъчени три групи от по четири дозиметъра с действителна стойност на $H_p(3)$ съответно 0,20 mSv, 0,75 mSv и 10,0 mSv. След облъчването, всички дозиметри бяха отчетени едновременно.

3.5.3.6. Енергийна и ъглова зависимост (анизотропия)

Енергийната и ъгловата зависимост на използваните дозиметри дават най-голям принос към неопределеността на резултата от измерването, особено в случаите, когато условията на облъчване не са достатъчно добре дефинирани или известни. Зависимостта на показанието на детекторите от енергията на лъчението може да бъде получена аналитично, като отношение на масовите енергийни коефициенти на предаване на енергията за въздуха, към масовия коефициент на поглъщане на енергията за съответния ТЛ материал. Относителната енергийна зависимост се представя като отношение на показанието $G(Q)$ на дозиметрите за всяко качество на рентгеновото лъчение към показанието $G(^{137}\text{Cs})$ за гамалъчението на ^{137}Cs ($E_\gamma = 662 \text{ keV}$). Аналитичният израз е:

$$f^{\text{отн}}(Q) = \frac{f(Q)}{f(^{137}\text{Cs})} = \frac{\left[\frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{въздух}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{TLD}}} \right]_Q}{\left[\frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{въздух}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{TLD}}} \right]_{^{137}\text{Cs}}}, \quad (15)$$

където:

G_Q е показанието на детектора, облъчен с качество на лъчението Q ;

Q е съответното качество на лъчението;

μ_{en}/ρ е масовият коефициент на поглъщане на енергията, $\text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$.

Тази формула предполага точков детектор и моноенергийно гамалъчение. Относителната енергийна зависимост, коригирана за отслабването на лъчението, се изразява с формулата:

$$R(Q) = \frac{G(Q)}{G(^{137}\text{Cs})} = \frac{\left[\frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{въздух}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{TLD}} \left[\frac{1 - e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{TLD}} (\rho d)_{\text{TLD}}}}{(\mu d)_{\text{TLD}}} \right]} \right]_Q}{\left[\frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{въздух}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{TLD}} \left[\frac{1 - e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{TLD}} (\rho d)_{\text{TLD}}}}{(\mu d)_{\text{TLD}}} \right]} \right]_{^{137}\text{Cs}}}, \quad (16)$$

където:

R_Q е относителната чувствителност за съответното качество на лъчението Q ;

G_Q е показанието на детектора, облъчен с качество на лъчението Q ;

μ_{en}/ρ е масовият коефициент на поглъщане на енергията, $\text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$;

d е дебелината на детекторите, m ;

ρ е плътността на детекторите, $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$.

Масовите коефициенти на предаване на енергията се вземат от NIST, посредством линейна интерполация, където е необходимо.

Зависимостта на дозиметрите, използвани в практиката, обаче, може да бъде по-различна, в зависимост от добавените примеси и формата на детекторите, формата и плътността на филтърните материали, а и на самия дозиметър. За това те трябва да бъдат изследвани за всяка комбинация детектор-държател и фантом за калибриране.

Според БДС EN62387-1:2016 тестовете за ъглова и енергийна зависимост се извършват с качества на лъчението, определени в ISO 4037-3. Тестът се счита за успешно извършен, ако за всяко качество на лъчението е изпълнено неравенството 17:

$$r_{min} - U_{C,com} \leq \left(\frac{\overline{G_i}}{G_{r,0}} \pm U_{C,com} \right) * \frac{C_{r,0}}{C_i} \leq r_{max} + U_{C,com}, \quad (17)$$

където:

r е относителното показание на дозиметрите, спрямо референтното качество на лъчението;

$r_{min} = 0,71$ и $r_{max} = 1,67$ са съответните гранични стойности за величината $H_p(3)$;

C_i е действителната стойност на величината на облъчваната група детектори i , mSv;

C_r е референтната действителна стойност на $H_p(3)$, mSv;

G_i е показанието на дозиметри облъчени с C_i , mSv;

G_r е показанието на дозиметри, облъчени с действителна стойност C_r , mSv;

$U_{C,com}$ е комбинираната разширена неопределеност на $\frac{C_{r,0}}{C_i}$, изчислена по формулата:

$$U_{C,com} = \sqrt{U_{C,rel;r,0}^2 + U_{C,rel;i}^2} \quad (18)$$

U_{com} е комбинираната разширена неопределеност на $\frac{\overline{G_i}}{C_{r,0}}$, изчислена по аналогичен на представения във формула 18 метод.

3.5.3.7. Бюджет на неопределеност на измерването

Количественото изразяване на точността на измерването е посредством оценката на неопределеността. За оценка на неопределеността, свързана с измерването, е необходимо да бъдат идентифицирани всички възможни източници, внасящи неопределеност, след което те да бъдат изразени количествено, като се разглеждат всички процедурни стъпки по оценка на дозата: калибрирането, използването и измерването. По този начин търсената неопределеност може да бъде

изчислена посредством комбиниране на отделните компоненти на изпитването. Използваната методология е да се припише стандартно отклонение на всеки компонент, познато като стандартна неопределеност, и тези стандартни неопределености да бъдат комбинирани в т.нар. разширена неопределеност.

Стандартната неопределеност може да бъде два типа: „тип А“, и „тип В“.

Източниците на неопределеност от „тип А“ обикновено са нехомогенност (нееднородност) на чувствителността на партидата ТЛ детектори, разходимост на резултата от измерването поради променливост на фоновите показания. Неопределеностите от „тип А“ могат да бъдат намалени посредством увеличаване на броя на измерванията, докато тези от „тип В“, не могат да бъдат редуцирани по този начин.

Експерименталното стандартното отклонение на измерването се определя по формулата:

$$s(x) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_i (x_i - \bar{x})^2}, \quad (19)$$

където:

n е броят измервания;

x е измерваната величина;

\bar{x} е средната стойност.

Експерименталното средноквадратично отклонение на средната стойност се оценява с израза:

$$s(\bar{x}) = \frac{s(x)}{\sqrt{n-1}} \quad (20)$$

като именно тази оценка се асоциира със стандартната неопределеност $u(x)$, от където следва:

$$u(x) = \frac{s(x)}{\sqrt{n}}, \quad (21)$$

Като основни източници на неопределеност от „тип В“ се определят: енергийната зависимост, зависимостта от ъгъла на облъчване (анизотропия), нелинейността на показанието, федингът и зависимостта от условията на околната среда (температура и влажност на въздуха), ефектите при облъчване със светлина или от механични увреди, неопределеността при калибрирането, вариациите на местния радиационен фон и др.

Стандартната неопределеност u , асоциирана с изходната величина m , зависи от стандартното отклонение на входните величини. За всяка входна величина частта на тази зависимост се означава с $u(m)$ и съответния символ на входната величина. Големината на тази зависимост се дава със

„степента“, с която тази входна величина влияе върху изходната. Тази „степен“ се нарича коефициент на чувствителност, означава се с c , индексиран със съответния символ на входната величина. Така наречената „степен“ е промяната на изходната величина Δm , поради вариации на някоя от входните величини.

Съгласно IEC/TR62461:2015, общата неопределеност се изчислява посредством:

$$U_m = \sqrt{U_A^2 + U_B^2}. \quad (22)$$

3.5.3.8. Моделна функция и изчисляване на приписаната неопределеност на резултата от измерването.

За оценка на неопределеността на измерването бе спазвана процедурата, предложена в технически доклад на IEC/TR 62461:2015 и базирана на Ръководството за изразяване на неопределеността при измервания (GUM). Процедурата изисква три етапа: извеждане на моделна функция, обработване на данни и съществуващо познание за оценяваната дозиметрична система и изчисляване на резултата от измерването и свързаната с него неопределеност на резултата от измерването.

Моделната функция показва връзките между изходната величина $H_p(3)$ и входните величини, участващи с принос към неопределеността на измерването. Събирането на данните и оценката на знанието за изследваната система включва математични методи за обработка на данните и други методи, като извеждане на корекционни фактори от актуални сертификати, необходими за изчисляването на максимално точен бюджет на неопределеността.

Оценяването на резултата от измерването включва изчисляване на коефициентите на чувствителност за стандартните неопределености на входните величини, свързани с изходната величина и пресмятане на общата стандартна неопределеност u . Коефициентите на чувствителност се означават със символ c с индекс, съответстващ на всяка входна величина.

За изчисляване на приписаната неопределеност се изчислява коефициента на чувствителност на входните величини, приноса на стандартната неопределеност от всяка входна величина към неопределеността на изходната величина и изчисляване на пълната стандартна неопределеност, приписана на изходната величина. Приносът на входните величини към стандартната неопределеност $u(h_p(3))$, приписана на изходната величина, се получава чрез следното уравнение:

$$u_i(h_p(3)) = |c_i|s_i, \quad (23)$$

където:

i е съответната входна величина.

Тогава формулата за оценка на общата неопределеност се представя във вида:

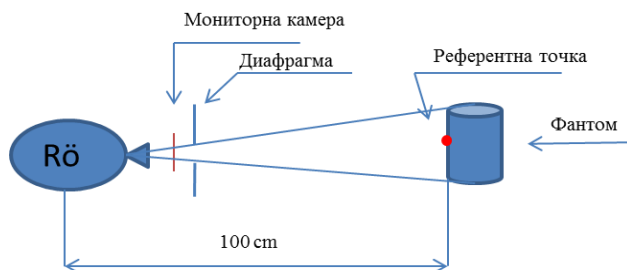
$$u_c(h_p(3)) = \sqrt{u_i^2(h_p(3))} \quad (24)$$

Където:

i е съответната входна величина

Разширена неопределеност на измерването $U = k \cdot u_c(h_p(3))$, където $k = 2$ е фактор на покриване, при ниво на достоверност $P = 95\%$.

3.5.4. Геометрия на облъчването в лабораторни условия



Фигура 11. Геометрия на облъчване в SSDL.

Всички изпитвания на дозиметрите бяха проведени в SSDL. При изследването на дозиметричните характеристики бяха използвани качества на рентгеновото лъчение от N-сериите тесен спектър по ISO 4037-3 и RQR-сериите, дефинирани в публикация TRS 457 на IAEA. За последните са публикувани конверсионни коефициенти към оперативната величина $H_p(3)$, определени за цилиндричен фантом с височина 20 cm и диаметър 20 cm. Геометрията на облъчване с цел калибриране и изпитване е представена на фигура 16. Разстоянието източник-референтна точка на облъчване е съобразено с изискванията на ISO 4037-3 и с условията на конкретната задача.

Качествата на използваните лъчения, съгласно стандарт ISO 4037-3 и TRS 457, са представени в таблица 6.

Таблица 6. Референтни лъчения, използвани в описаните задачи.

	U, kV	Филтрация			E, keV	HVL ₁	HVL ₂
		Калай (Sn), mm	Мед (Cu), mm	Алуминий (Al), mm			
ISO 4037-3	N-30	30		4,0	24	1,15 mm Al	1,30 mm Al
	N-40	40		0,21	33	0,084 mm Cu	0,091 mm Cu
	N-60	60		0,6	48	0,24 mm Cu	0,26 mm Cu
	N-80	80		0,2	65	0,58 mm Cu	0,62 mm Cu
	N-100	100		5,0	83	1,11 mm Cu	1,17 mm Cu
	N 120	120	1,0	5,0	100	1,71 mm Cu	1,77 mm Cu
	S-Cs	-	-	-	662	-	-
TRS 457	RQR2	40		2,42	27	1,42 mm Al	1,75 mm Al
	RQR3	50		2,42	31	1,78 mm Al	2,34 mm Al
	RQR4	60		2,67	34	2,19 mm Al	2,96 mm Al
	RQR5	70		2,85	38	2,58 mm Al	3,63 mm Al
	RQR6	80		3,13	42	3,01 mm Al	4,36 mm Al
	RQR7	90		3,36	45	3,48 mm Al	5,11 mm Al
	RQR8	100		2,48	48	3,97 mm Al	5,84 mm Al
	RQR9	120		3,97	56	5,0 mm Al	7,35 mm Al
	RQR10	150		4,79	67	6,57 mm Al	9,13 mm Al

3.5.5. Статистическа обработка на резултата от измерването

Статистическата обработка бе направена с пробна версия на статистически софтуер SPSS. Използван бе корелационен анализ по метода на Спирман, приложим в случаите, когато не са изпълнени изискванията на корелация по метода на Пийрсън и когато липсва нормално разпределение на данните или броят им не е достатъчен за извършване на теста на Пийрсън.

За установяване на съгласие между два метода е използван Бланд-Олтман анализ. Най-често той се използва за оценка на относителното съгласие между два аналитични метода.

4. РЕЗУЛТАТИ

4.1. Проучване за оценка на дозата на очната леща на персонала при ретроградна холангиопанкреатография

Предварителните проучвания на практиката и оценка на възможността за надвишаване на годишната граница на дозата за очна леща бяха проведени в отделение по гастроентерология в България, извършващо около 800 процедури ретроградна холангиопанкреатография (ERCP) годишно. Всички процедури се извършват от двама гастроентеролози

(един основен и едни асистираш), анестезиолог и медицинска сестра. Оценката на работното натоварване показва, че анестезиологът и гастроентерологът участват средно в две процедури ECRP дневно, а асистиращият персонал (асистент-оператор и медицински сестри) – в средно по една процедура дневно.

Дозата на очната леща беше измервана с електронния дозиметър EDD-30 (Unfors), поставян в близост до окото, което се намира по-близо до рентгеновата тръба. Измерванията бяха проведени при 49 терапевтични ECRP процедури. Резултатите за дозата, мощността на дозата, времето на облъчване (ET) и дозата, измерени с EDD-30 в основните позиции, и времето на скопия (FT) за процедура, са представени в таблица 7.

Таблица 7. Резултати от измерванията в различните позиции на медицинския персонал. В таблицата са показани средната стойност, в скобите минималната и максималната стойност и стандартното отклонение.

Медицински специалист	H _p (0.07)/пр о-цедура [μSv]	P [μSv/h]	Време на облъчване [min]	Време на скопия [min]	Разстояние до централния рентгенов лъч [cm]
Гастро-ентеролог (P1)	15,5 (1,5-46,7),	838,2 (264,7-1264,0),	2,6 (0,6-6,0), 1,7	3,8 (1,0-11,1),	50-80
	14,5	304,5		2,6	
Асистент (P2)	6,7 (0,5-17,5),	456,6 (187,3-1068,0),	0,2 (0-0,7), 0,2	3,4 (1,2-28,8), 3,4	80-100
	6,6	288,6			
Мед. сестра (P3)	26,1 (2,6-111,5),	699,2 (327,7-1384,0),	5,9 (0,8-14,0),	7,9 (1,3-10,3), 8,8	65-80
	29,7	298,1	7,2		
Анестезиолог (P4)	20,4 (7,8-47,5),	1220,0 (659,5-2906,0),	2,1 (0,9-5,6), 1,3	2,3 (1,0-5,7),	30-40
	12,0	565,5		1,3	

Годишната доза бе изчислена чрез умножаване на съответната средна доза за очна леща за една процедура по типичното работно натоварване (таблица 8). За основния оператор и анестезиолога то е 400 процедури годишно, за асистиращия персонал и медицинските сестри - 200 процедури годишно.

Таблица 8. Оценена средна доза за очна леща за една процедура и годишна доза, за всяка от изследваните позиции.

Позиция	Средна доза за очна леща за процедура [μSv]		Оценена годишна доза [mSv]	
	FT = 4,6 min	ET = 3,5 min	FT = 4,6 min	ET = 3,5 min
Позиция 1	64,1	48,5	25,6	19,4
Позиция 2	34,9	26,4	7,0	5,3
Позиция 3	53,5	40,4	10,7	8,1
Позиция 4	93,3	70,6	37,3	28,3

4.1.1. Изследване ефективността на защитен шлем

Оценката на ефективността на защитния шлем бе извършена чрез фантомно измерване в наличните два режима на скопия: непрекъснатата скопия, най-често използвана при процедурите, и импулсна скопия със скорост 8 fps. Резултатите са показани в Таблица 9.

Таблица 9. Мощност на дозата на нивото на очната леща за позицията на основния оператор (P1), в зависимост от използвания режим на скопия, със и без защитен шлем.

Режим на скопия	Време, [s]	Анодно напрежение, U [kV]	Аноден ток, A [mA]	Хомогенен фантом на пациент, [cm]	Мощност на дозата, [μSv/h] Без защита	Мощност на дозата [μSv/h] Със защита
Импулсна, 8 fps	10	66	23	20	139	0
Непрекъснатата	10	66	4,5	20	330	65

Използването на защитния шлем намалява мощността на еквивалентната доза в позицията на гастроентеролога (P1) с около 5 пъти при непрекъснатата скопия и до нивото на фона при импулсна скопия.

4.1.2. Дискусия

Разликите между FT и ET (винаги FT > ET) могат да бъдат обяснени с факта, че ET бе измервана с детектора, разположен на главата на медицинското лице, което е на разстояние от източника на рентгеново лъчение. Поради това, при по-големи разстояния, мощността на разсеяното лъчение, достигащо до детектора, е под нивото на регистрация на използвания уред. Добра корелация между FT и ET бе открита за анестезеолога (P4) ($\rho = 0,693$, $p < 0,05$ (0,01) по метода на Спийрман). Това се обяснява с малкото разстояние между анестезиолога и пациента.

Оценената възможност за надвишаване на годишната граница на дозата за очната леща при ERCP потвърждава изводите на други автори, че тези процедури са с риск за надвишаване на годишната граница за медицинските специалисти. Използването на FT за оценката е консервативен подход и води до надценяване на реално получаваните дози. Друг източник на надценяване е предположението, че се работят само терапевтични ERCP процедури. По време на нормална работа се извършват и диагностични процедури, които също се извършват под рентгенов контрол, но обикновено са с по-малко време на скопия и съответно с по-малки дози, както за пациента, така и за персонала.

Това предварително проучване и обобщеният анализ доказват наличието на рискови групи за превишаване на годишната граница на дозата и потвърждават необходимостта от разработването на метод за рутинен мониторинг на дозата на очната леща, според изискванията на Директива 59/2013/Евратом на Съвета на Европа на Европа.

4.2. Симулации по метода Монте Карло

4.2.1. Валидиране на резултатите от XRAYImaging Simulator

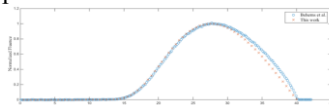
Всички симулации бяха направени с помощта на собствен модул, разработен в софтуерната платформа XRAYImaging Simulator. Валидирането на резултатите бе извършено посредством сравняване с резултатите от симулацията по друга Монте Карло техника от работата на Behrens и сътрудници (Behrens R., G. Dietze, Monitoring the eye lens: which dose quantity is adequate?, Phys.Med. Biol. 2015, 5, 4047–4062.). За целта бе възпроизведена геометрията на облъчване от тази публикация, като данните от първичния и разсеяния рентгенови спектри бяха предоставени за използване от автора. Размерите, формата и състава на фантомите в двете проучвания са представени в таблица 10.

Таблица 10. Размери, форма и състав на фантомите в двете проучвания.

	Behrens et al.		XRAYImaging Simulator Валидиране	
	Фантом, размери	Елементно съдържание	Фантом, размери	Елементно съдържание
Пациент	Цилиндър Ф = 40 cm, h = 15 cm	ICRU четири- елементна тъкан	Цилиндър Ф = 40 cm h = 15 cm	ICRU четири- елементна тъкан
Детектор	-	-	Паралелепипед 20x20x1 cm ³	Детектор
Целеви обект	2x2 cm ²	-	2x2x1 cm ³	Детектор
Източник на рентгеново лъчение	Точков източник	-	Точков източник	-
Размер на полето на 100 cm разстояние	Окръжност d = 20 cm	-	Квадрат 17,7x17,7 cm ²	-

4.2.1.1. Първичен спектър

Първичният спектър RQR 2, дефиниран в публикация TRS457, бе изчислен с IPEM, Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra & Other Data, Publication report 78. Първичният спектър, използван от Behrens и съавтори е взет от Behrens и съавтори. Сравнението между двата спектъра е представено на фигура 12.

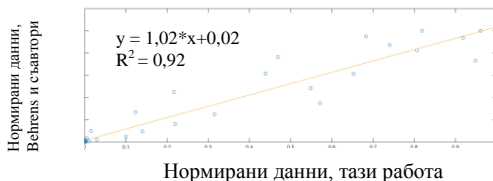


Фигура 12. Сравнение на първичните спектри, използвани в двете проучвания, всички данни са нормирани към енергията с максимален брой фотони, което позволява единно представяне.

Разликата в общата филтрация между двата спектъра е 3 %, в резултат на което средната енергия и енергията при максимума са отместени съответно с под 2 % и под 1 %.

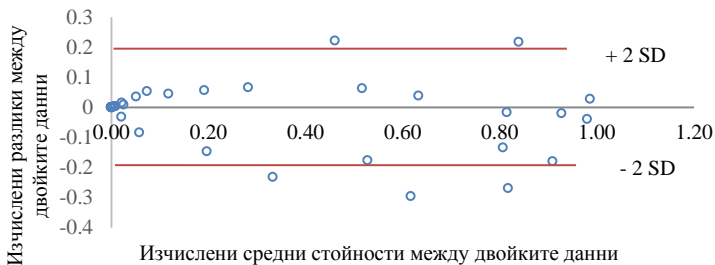
4.2.1.2. Резултати от валидирането

На фигура 13 е представена корелацията между преноса фотони с една и съща енергия от двата спектъра, като по хоризонталната ос са стойностите, получени с XRAYImaging Simulator, а по вертикалната – тези от работата на Behrens. Коефициентът на детерминация при линейна интерполация на данните е $R^2 = 0,92$.



Фигура 13. Корелация между данните, получени в тази работа и публикуваните от Behrens и съавтори.

За сравняването на резултатите от двата метода бе използван и анализът на Бланд-Олтман.



Фигура 14. Сравнение на разсеяното лъчение в двете проучвания.

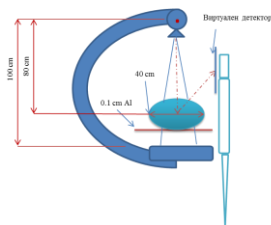
Разликата между изчислените средни енергии е по-малка от 5 %, а между енергиите в максимума на спектъра - почти 7 %. Относителната стойност на преноса фотони между двете работи е 0,1%.

Резултатите от валидирането потвърдиха възможността за използване на разработения модул към XRAYImaging Simulator за симулиране на рентгеновите спектри и геометрията на облъчване, използвани в рентгеновата диагностика.

4.2.2. Разсеяно лъчение и доза в окото при различни спектри на първичното рентгеново лъчение

Беше изследвано влиянието на филтрацията на рентгеновата тръба върху разсеяното лъчение в типичната позиция на оператора в процедурното помещение. Първичният рентгенов спектър бе

възпроизведен с помощта на SRS-30 за рентгенова тръба с волфрамов анод и наклон на мишената 12° , анодно напрежение 70 kV и филтърни комбинации от 3 mm алуминий (Al) и съответно 0,1 mm; 0,3 mm; 0,6 mm и 0,9 mm мед (Cu). Рентгеновата тръба бе позиционирана над масата, като по-консервативен подход в оценката на облъчването на главата на оператора. Геометрията на облъчване за тази задача е представена на фигура 15.



Фигура 15. Геометрия на облъчване в XRAYImaging Simulator.

Преобразувателят на образа е с площ 400 cm^2 ($20 \times 20 \text{ cm}^2$). Разстоянието фокус-детектор е 100 cm. Операторът е разположен с лице към пациента и рентгеновата тръба на разстояние 50 cm от централния рентгенов лъч. Разстоянието от центъра на фантома „пациент“ до геометричния център на „виртуалния детектор“ е 57 cm. Виртуалният детектор е поставен непосредствено пред лицето на оператора и е с размери $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Той регистрира разсеяните фотони по енергия, посока на разпространение и място на взаимодействие.

Размерите на използваните фантоми са представени в таблица 11. Моделът на окото бе изработен в три варианта, отговарящи на различна дълбочина на лещата в окото: 3,3 mm, съответваща на разположението в популацията на нормални възрастни индивиди; и 2,3 mm и 4,3 cm, представящи съответно разстоянията между предната повърхност на лещата и роговицата за младо късогледо око и възрастно далекогледо око. Това на практика представя целият диапазон от дълбочини на разположение на лещата.

4.2.3. Разсеяно лъчение при различни спектри на първичното рентгеново лъчение

След получаване на разпределението на фотоните по енергия от XRAYImaging Simulator, посредством допълнителна обработка бяха изчислени средната енергия и първият слой на полуотслабване на разсеяното лъчение. Резултатите са представени в таблица 12.

Таблица 11. Резултати за HVL_1 и \bar{E} , за първичното и разсеяното лъчение.

Анодно напряжение, kV	Филтрация		Първичен спектър, SRS		Разсеяно лъчение, XRAYImaging Simulator	
	Al, mm	Cu, mm	HVL_1 , mm Al	\bar{E} , keV	HVL_1 , mm Al,	\bar{E} , keV
70	3	0,1	4,04	45	2,33	38
	3	0,3	5,56	49	2,53	40
	3	0,6	6,79	52	2,74	42
	3	0,9	7,51	55	2,74	43

4.2.4. Разпределение на дозата в окото

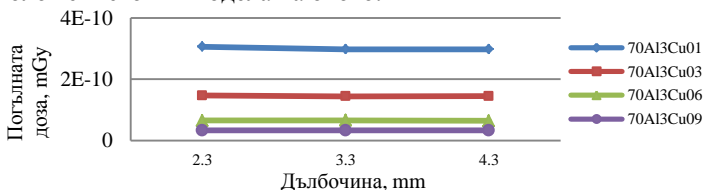
След математическа обработка на резултатите от XRAYImaging Simulator, посредством Matlab[®], бяха изчислени поотделно дозата в окото и дозата в очната леща. Съотношението на погълната доза в лещата към погълнатата доза в окото за рентгеновите спектри, получени при различни филтрации на рентгеновата тръба, е представено в таблица 12.

Таблица 12. Изменение на отношението погълната доза в очна леща към погълната доза в окото.

Филтрация	2,3 mm	3,3 mm	4,4 mm	Δ око очна леща %
Al3Cu0,1	19,2%	18,7%	18,7%	2,8
Al3Cu0,3	19,4%	19,0%	19,1%	2,1
Al3Cu0,6	19,4%	19,5%	19,0%	2,9
Al3Cu0,9	19,0%	19,1%	19,1%	0,3

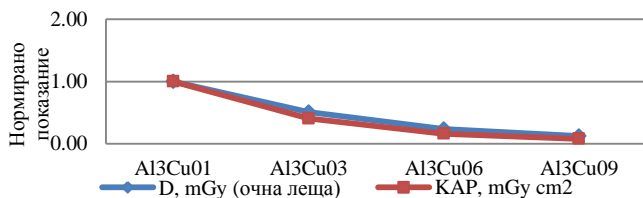
Последната колона в таблица 12 представя изменението в предадената енергия в очната леща, като процент от предадената енергия в цялото око, в зависимост от разположението на лещата в дълбочина.

На фигура 23 е представена погълнатата доза в лещата в зависимост от разположението ѝ в модела на окото.



Фигура 16. Погълната доза в лещата в зависимост от разположението ѝ в модела на окото.

Средната погълната доза намалява незначително с промяната на разположението на очната леща в дълбочина, но се изменя с промяна на общата филтрация, като остава пропорционално на промяната на величината произведение керма-площ, което е показано на фигура 17.



Фигура 17. Зависимост на предадената енергия в очната леща с промяната на величината произведение керма площ. Данните в таблицата са нормирани спрямо показанието при филтърна комбинация 70Al3Cu01.

Общата неопределеност на резултата от симулациите за изчисляване на погълнатата доза е до 4%. Обобщените резултати показват, че максимумът на предадената енергия е на дълбочина в окоето между 2 и 5 mm, където се намира и очната леща. Ако разгледаме само лещата, количеството предадена енергия в нея зависи от нейното разположение.

4.2.5. Дискусия

В разглежданите от нас случаи средната енергия на разсеяното лъчение се изменя от 38 keV до 43 keV, т.е. преобладаващото взаимодействие на падащите фотони с окоето и очната леща е Комтънвият ефект. С нарастване на дълбочината в окоето, освен невзаимодействащите първични фотони, енергията си предават и разсеяните фотони, на порции до пълното ѝ предаване, което е причината за наблюдаваната по-голяма доза при по-дълбоко разположена очната леща.

Резултатите дотук убедително потвърждават, че най-подходящата величина за целите на практическата дозиметрия на очната леща за фотонни лъчения с ниска енергия е величината индивидуален дозов еквивалент за дълбочина 3 mm, $H_p(3)$.

4.3. Калибриране на дозиметри за очна леща

4.3.1. Фантом за калибриране на дозиметри за очна леща

На базата на анализа, представен в т. 1.3.3.2, се спряхме на изработката на фантом от три части, представящ реалистично човешка глава с врат: цилиндрична средна част с диаметър 20 cm и височина 20 cm, горна част с формата на част от сфероид, и къса цилиндрична долна част с по-малък диаметър. Стените на фантома бяха изработени от полиметилметакрилат (плексиглас, PMMA – $\rho = 1,18 \text{ g cm}^{-3}$) с дебелина 1 cm и кух отвътре (фигура 18). За постигане на сходство с реалния разсейващ обект, фантомът се пълни с вода.



Фигура 18. Фантом за калибриране: цилиндър със сферичен сегмент: а) първи етап от работа за конструиране на фантоми за калибриране; б) изработен фантом на глава.

4.3.2. Конверсионни коефициенти за преминаване от въздушна керма към индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$

Следваща стъпка след изработването на фантома бе изборът на методика за калибриране на дозиметрите в оперативната величина индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$, Sv. Поради липсата на такъв международен стандарт за калибриране в $H_p(3)$ с цилиндричен фантом за глава, бяха направени изследвания за получаването на конверсионни коефициенти за преминаване от измеримата величина въздушна керма, K_a , Gy, към оперативната величина индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$, Sv, за новия цилиндричен фантом. Изборът ни се спря върху качествата на рентгеновото лъчение от серията RQR (RQR2 - RQR10). От една страна, това позволява резултатите да бъдат сравнени с тези от други автори, а от друга, това би допълнило изследванията на типа на дозиметричната система.

4.3.2.1. Изчисляване на конверсионните коефициенти

Определените стойности на $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{ICRU\ tissue}$, PDD и BSF при качествата на лъчението RQR2 - RQR10, необходими за пресмятане на конверсионните коефициенти, са представени в таблица 13. Основната неопределеност при аналитичното определяне на $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{ICRU\ tissue}$, PDD и BSF се дължи на интерполацията и/или екстраполацията на табличните данни от различни източници.

Таблица 13. Изчислени данни за $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{ICRU\ tissue}$, PDD, BSF. В последната колона са представени разликите между изчислените и измерените стойности на BSF.

Качество на рентгеновото лъчение	HVL _i , mm Al	$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{ICRU\ tissue}$	PDD (100,20,3) %	BSF (AAPM)	BSF Измерени	Δ, %
RQR2	1,42	0,938	94,2	1,22		
RQR3	1,78	0,936	95,7	1,26		
RQR4	2,19	0,939	96,8	1,30	1,41 ± 0,05	8,5
RQR5	2,58	0,943	97,4	1,33		
RQR6	3,01	0,948	97,9	1,36		
RQR7	3,48	0,956	98,4	1,39		
RQR8	3,57	0,968	98,7	1,42	1,48 ± 0,07	4,2
RQR9	5,00	0,990	99,1	1,45		
RQR10	6,57	1,016	99,6	1,48		

В таблица 14 са представени конверсионните коефициенти, изчислени в тази работа, за качества на лъченията RQR при $\alpha=0^\circ$. В същата таблица са показани и данните, публикувани от Principi и съавтори.

Таблица 14. Конверсионни коефициенти за преминаване от въздушна керма K_a в индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$, за качествата на лъченията RQR, дефинирани в TRS 457 и сравнени с публикуваните от Principi и съавтори.

Качество на рентгеновото лъчение	$h_{p,K}(3), \frac{Sv}{Gy}$ Тази работа	Δ ₁ , %	$h_{p,K}(3), \frac{Sv}{Gy}$ Тази работа	Δ ₂ , %	$h_{p,K}(3), \frac{Sv}{Gy}$ Principi et al.
RQR2	1,08 ± 0,02	-2,4			1,106
RQR3	1,13 ± 0,02	-4,1			1,178
RQR4	1,18 ± 0,03	-4,2	1,28 ± 0,07	3,9	1,232
RQR5	1,22 ± 0,03	-3,9			1,270
RQR6	1,27 ± 0,03	-4,9			1,336
RQR7	1,31 ± 0,03	-4,2			1,368
RQR8	1,35 ± 0,03	-3,2	1,37 ± 0,09	-1,7	1,394
RQR9	1,42 ± 0,03	-2,5			1,456
RQR10	1,50 ± 0,03				

Стойностите на $h_{p,K}(3)$, определени с аналитично изчислените BSF, се отличават до 5 %, а тези с измерените BSF – до 4 % от предложените от Principi и съавтори. Корелацията между изчислените от нас коефициенти и тези от публикацията е много добра ($R^2 = 0,99$). Не бяха открити публикувани данни за $h_{p,K}(3, RQR10, 0^\circ)$.

4.3.2.2. Проверка на типа на дозиметричната система

Характеристиките на ТЛД системата с индивидуални дозиметри за очна леща EYE-D™ са представени в таблица 15.

Таблица 15. Характеристики на дозиметричната система.

Измервана величина	$H_p(3), Sv$
Измервателен обхват	100 μSv до 1 Sv
Енергиен обхват	От 30 keV до 200 keV
Енергийна и ъглова зависимост	$\pm 40\%$ ($\alpha \leq 60^\circ$)
Анализатор на импулси (Четец)	RADOS 2000R
Индивидуални дозиметри за очна леща	EYE-D TM
ТЛ детектори	MCP-N

Проведеното изпитване на основните характеристики на дозиметричната система показва, че тя изпълнява изискванията на стандарт БДС EN 62387-1:2016. Резултатите по отношение на енергийната зависимост за RQR качествата в изследвания енергиен диапазон е 15 %. За N-серията е $\pm 25\%$. Ъгловата зависимост при изследваната комбинация фантом и индивидуални дозиметри се изменят в рамките на 10 % за ъгли на облъчване до 60° , за качеството на лъчението RQR7 и до 75° .

4.3.2.3. Дискусия

Препоръчаните в ISO 4037-3 N-серии с тесен спектър се прилагат за рутинно калибриране в стандартните метрологични лаборатории (SSDL). Тези серии са с висока степен на хомогенност на лъчението ($H \approx 0,90$) и следователно с качества на лъчението, различни от използваните в интервенционалната рентгенология. Облъчването на медицинския персонал се дължи основно на разсеяното лъчение от пациента, което е с широки енергийни спектри и пространствени ъгли на взаимодействие. Поради това, описаните тестове бяха извършени с лъчения, генерирани, освен със стандартизираните N-серии, и с RQR-серии, по-близки до реално използваните в рентгеновата диагностика.

Тестовите относно енергийната зависимост и анизотропията на изпитваните уреди показаха, че конфигурацията от държател EYE-DTM с детектори тип MCP-N удовлетворява изискванията на международния стандарт БДС EN 62387-1:2016. Относителното показание на дозиметрите за лъченията от RQR - серията са с по-добри резултати по отношение на ъгловата и енергийната зависимост спрямо тези за N-серията. Калибрирането с качества на лъчението от RQR серията осигурява по-малка неопределеност на резултата от измерването.

За целите на рутинния индивидуален дозиметричен контрол на очната леща, дозиметрите EYE-DTM, калибрирани с енергията на ^{137}Cs (662 keV) и цилиндричен фантом, осигуряват достатъчно консервативна оценка на дозата, без да надценяват прекомерно действителните стойности на индивидуалния дозов еквивалент, получен при облъчване с качества на лъчението от N серията или RQR серията.

4.3.2.4. Калибриране на дозиметрите за измерване във величината $H_p(3)$

Калибрирането на работните дозиметри, използвани за рутинно измерване, трябва да бъде проследимо до национален еталон. Калибрирането на дозиметричната система от таблица 15 бе проведено в SSDL-София. Предаването на размера на единицата за величината „мощност на кермата във въздуха“ (или за „керма във въздуха“) от еталона към средствата за измерване бе извършено с йонизационна камера. В определената за калибрирането точка от градуировъчната линия бе измервана мощността на въздушната керма при определено качество на лъчението за установяване на връзка между еталона и мониторинговата камера. В следващия етап, в същата точка бе поставяно средството за измерване, подлежащо на калибриране. Преминаването от измерваната величина към оперативната величина бе извършено посредством определените по-горе конверсионни коефициенти.

Оценката на индивидуалния дозов еквивалент $H_p(3)$ се основава на показанието на работните, контролните и необлъчените детектори. Контролните детектори се облъчват с избрано качество на лъчението и служат за проверка и потвърждаване на партидната чувствителност. Съгласно заключенията от т. 4.3.2.3, дозиметрите бяха калибрирани с гама-лъченията на ^{137}Cs (662 keV). Индивидуалният дозов еквивалент бе оценяван по формулата:

$$H_p(3) = \frac{G - G_0}{R_Q}, \text{ mSv}, \quad (25)$$

където:

G е некоригирано показание на неизвестен дозиметър, imp;

G_0 – показание на фонов дозиметър, imp;

R_Q – чувствителност на работната партида дозиметри, imp mSv⁻¹.

4.3.3. Бюджет на неопределеност на измерването на термолуминесцентната дозиметрична система, по отношение на величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$

Калибрираната ТЛД система от таблица 18 за измерване на $H_p(3)$ има следните функционални характеристики:

Обхват на измерваната величина: $0,1 \text{ mSv} < H_p(3) < 1 \text{ Sv}$

Енергия на фотоните: $20 \text{ keV} < E < 200 \text{ keV}$

Ъгъл на падане на лъчението: от 0° до 90°

Температура: $-10^\circ\text{C} - +40^\circ\text{C}$,

След оценка на входните величини, при измерването бе съставена моделната функция, използвана за изчисляване на бюджета на

неопределеност на резултата от измерването на дозата от външно фотонно лъчение:

$$H_p(3) = \frac{G-G_0}{R_Q} K_v K_{E,\alpha} K_f K_n, \quad (26)$$

Параметрите на бюджета на неопределеност са представени в таблица 16.

Таблица 16. Формиране бюджета на неопределеност на измерването на величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$, mSv, от фотонни лъчения, за оценка на дозата на очната леща в интервенционалната рентгенология.

Параметри	Озна- чение	Мерни единици	Тип	Относителна неопределеност на отделното измерване, %
Измервана величина	$H_p(3)$	mSv		
Брой импулси фонов детектор	G_0	imp	A	4 %
Брой импулси облъчен детектор	G	imp	A	4 %
Коефициент на чувствителност, на работната партия детектори, спрямо референтно качество на лъчението	R_Q	imp/mSv	B	4 %
Коефициент на вариация $H_p(3) < 0,3$ mSv	K_v	%	B	15 %
$0,3$ mSv < $H_p(3) < 1,1$ mSv				$18,7 - \frac{H_p(3)}{0,08}$ %
$0,3$ mSv < $H_p(3) < 1,1$ mSv				5 %
Енергийна и ъглова зависимост	$K_{E,\alpha}$	%	B	40 %
Фединг	K_f	%	B	5 %
Нелинейност	K_n	%	B	10 %

Оценката на общата неопределеност се представя във вида:

$$u_c(h_p(3)) = \sqrt{u_g^2(h_p(3)) + u_{G_0}^2(h_p(3)) + u_{R_Q}^2(h_p(3)) + u_f^2(h_p(3)) + u_{E,\alpha}^2(h_p(3)) + u_n^2(h_p(3)) + u_i^2(h_p(3))} \quad (27)$$

Разширената неопределеност на измерването е:

$$U = k \cdot u_c(h_p(3)). \quad (28)$$

Докладваната разширена неопределеност на измерването е стандартната неопределеност на измерването, умножена с фактор на покриване $k = 2$, който за нормално разпределение отговаря на доверителна вероятност от 95 %.

С представената тук методика за оценка на дозата на очната леща с дозиметри тип EYE-DTM и за калибриране на дозиметрите с разработения цилиндричен фантом НЦРРЗ участва в международно сравнение на EURADOS. Резултатите от него убедително доказват съответствието на калибрираните дозиметри с международните стандарти и готовността им за рутинно използване за мониторинг на дозата на очната леща за медицинските специалисти в интервенционалната рентгенология.

4.4. Прилагане в практиката на разработената методика за измерване с дозиметър тип EYE-D™

Измерването бе извършено с пасивни термолуминесцентни дозиметри тип EYE-D™, с детектори MCP-N (LiF: Mg,Cu,P), калибрирани във величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$, mSv. Дозиметрите бяха носени, съхранявани и транспортирани съгласно разработена „Инструкция за транспортиране, съхраняване и носене на персоналните дозиметри“.

4.4.1. Резултати от проучването в две отделения по интервенционална кардиология.

Проучването бе проведено в две отделения по инвазивна кардиология. Първото бе оборудвано с ангиографски уредби модел Innova 3100 (GE Healthcare) и Innova 520 (GE Healthcare), а второто – с две еднакви уредби Artis zee (Siemens), разположени в две зали (А и Б). За всяка от извършените кардиологични процедури бяха регистрирани стойностите на времето на скопия (FT), произведение керма-площ (P_{KA}), и кумулативна доза (CD). Дозиметърът бе поставян върху операционната шапка (от страната на лявото око), извън страничната защита на оловните очила, максимално близо до окоето, за да се оцени облъчването на незащитеното око. Двата екипа рутинно използват защитни екрани, престилки и яки. Оценката на ефективността на защитните очила бе направена посредством допълнителен дозиметър, поставен от вътрешната страна на рамката на защитните очила, за по един от кардиолозите в двата екипа.

В таблици 17 и 18 са представени измерените дози на очната леща през различните периоди на отчитане и сумарната доза за целия период, съответно за екипите в двете отделения. За кардиолог 2, съответно в двете отделения, са показани и измерените стойности под защитните очила за по един от отчетните периоди. Таблиците включват и годишната индивидуална доза за очната леща, екстраполирана към 11 работни месеца.

Таблица 17. Оценени индивидуални еквивалентни дози за очна леща в първото кардиологично отделение.

Медицински специалист	$H_p(3)$, mSv I период	$H_p(3)$, mSv II период	$H_p(3)$, mSv III период	Сума, mSv	Оценена годишна еквивалентна доза, mSv
Кардиолог 1	2,09 ± 0,60	3,04 ± 0,88	2,21 ± 0,64	7,34	19,27
Кардиолог 2 (над защитни очила)	3,78 ± 1,09	4,33 ± 1,25	3,85 ± 1,11	11,96	31,39
Кардиолог 2 (под защитни очила)	-	-	3,40 ± 0,98	-	-
Мед. сестра 1	0,52 ± 0,15	0,32 ± 0,13	0,71 ± 0,24	1,55	4,07
Мед. сестра 2	Изгубен детектор	0,44 ± 0,09	0,83 ± 0,21	1,28	4,46

Забележка: Представените резултати са с корекция за естествен радиационен фон.

Таблица 18. Оценени индивидуални еквивалентни дози за очна леца във второто кардиологично отделение.

Медицински специалист	$H_p(3)$, mSv I период	$H_p(3)$, mSv II период	$H_p(3)$, mSv III период	$H_p(3)$, mSv IV период	Сума, mSv	Оценена годишна еквивалент на доза, mSv
Кардиолог 1	0,99 ± 0,29	0,99 ± 0,29	1,62 ± 0,47	-	3,59	15,08
Кардиолог 2 (над защитни очила)	0,25 ± 0,07	0,35 ± 0,10	0,39 ± 0,11	0,30 ± 0,09	1,29	3,22
Кардиолог 2 (под защитни очила)	-	-	-	0,29 ± 0,09	-	-
Мед. сестра 1	0,23 ± 0,07	0,10 ± 0,03	< 0,10*	-	0,33	1,74
Мед. сестра 2	0,43 ± 0,12	< 0,10*	< 0,10*	-	0,43	4,29
Мед. сестра 3	0,19 ± 0,06	< 0,10*	< 0,10*	-	0,19	1,92

* Дозиметърът не е бил носен през съответния период.

Измерването на дозата под и извън защитните очила в двете отделения показва, че използваните очила без странична защита не осигуряват необходимото отслабване на рентгеновото лъчение. Поради спецификата на провежданите процедури в кардиологията, лявото око на оператора е облъчвано най-вече странично, затова е препоръчително използването на очила със странична защита.

За обяснение на установените разлики в дозите между двете отделения, бе направено сравнение и на дозите на пациентите (във величината $P_{КА}$) и времето на скопия (FT) при перкутанна коронарна интервенция (PCI) и коронарна ангиография (CA). Резултатите от това сравнение са показани съответно в Таблицы 19 и 20.

Таблица 19. Обобщени резултати за дозата на пациентите в $P_{КА}$ и времето на скопия за PCI и CA, провеждани с двете уредби в първото отделение.

Процедура	Брой процедури	$P_{КА}$ Медиана, (Мин - Макс), cGy.cm ²	FT Медиана, (Мин - Макс), min
PCI (Innova 3100)	31	14163, (1268-64833)	16,5, (6,2 - 99,0)
PCI (Innova IGS 520)	37	14986, (372-52570)	15,5, (5,2 - 62,8)
CA (Innova 3100)	55	3775, (582-33080)	6,4, (1,4 - 45,5)
CA (Innova IGS 520)	54	3701, (635-16029)	5,4 (1,16 - 28,2)

Таблица 20. Обобщени резултати за дозата на пациентите в $P_{КА}$ и времето на скопия за PCI и CA, провеждани с двете уредби във второто отделение.

Процедура	Брой процедури	$P_{КА}$ Медиана, (Мин - Макс), cGy.cm ²	FT Медиана, (Мин - Макс), min
PCI (зала А)	39	6174, (1352-30180)	12,7, (3,7-51,2)
PCI (зала Б)	38	4962, (437-89275)	8,7, (3,3-45,0)
CA (зала А)	58	1495, (38-10316)	3,5, (1,0-27,4)
CA (зала Б)	57	2125, (55-13457)	3,6, (0,8-37,0)

Обяснението на тези резултати би могло да е в разликата в клиничната сложност на извършваните процедури и в различната практика за тяхното провеждане. За разглеждания период, в първото отделение са регистрирани общо 535 процедури, а във второто – общо 208 процедури. В първото отделение са регистрирани 9 PCI процедури средно за месец (общо 36 за периода на измерването), при които сложността на процедурата е довела до превишаване на препоръчвания критерий за проследяване на пациента за кожна еритема, срещу само един такъв случай във второто отделение за целия период. Това потвърждава, че една от причините за по-високите дози на очната леща на персонала в първото отделение е в извършваните терапевтични процедури с относително по-висока степен на сложност.

Анализът на зависимостта между измерената доза на очната леща в $H_p(3)$ за кардиолозите, провеждащи процедурите в двете отделения, и сумарната доза на пациентите в P_{KA} за съответните периоди на измерване показва известно нарастване на $H_p(3)$ с нарастване на P_{KA} , но липсва добра корелация. Това може да се обясни с честата промяна на използваните проекции при кардиологичните процедури, които променят и характера и геометрията на разсеяното лъчение, достигащо до оператора. Според Koukougava и съавтори, отношението между P_{KA} и дозата на очната леща може да се променя до 5 пъти в зависимост от използваната проекция.

Изследвана бе причината за разликата в дозите на очната леща за двамата кардиолози във второто отделение – тези за кардиолог 2 са 3 до четири пъти по-високи, в зависимост от разглеждания период на измерване. Анализът показва, че 49 % от извършените от кардиолог 1 процедури са терапевтични, а за кардиолог 2 този процент е 23 %. Друг фактор е, че кардиолог 1 извършва и лъченатоварващата процедура имплантация на системи за ресинхронизираща терапия (CRT), при която е позициониран от срещуположната страна на пациента, където липсва лъчезащитен екран.

Сравнението на резултатите за $H_p(10)$ на цяло тяло и тези за $H_p(3)$ за очна леща показват, че кардиолог 2 от първото отделение има относително по-високи стойности и на двете величини. Не се установява обаче ясна връзка между дозата на очната леща и дозата на тялото. Това потвърждава изводите и на други автори, че дозите от регулярния дозиметричен контрол, измерени под защитната престилка, не са представителни за оценка на дозата на откритите части на тялото. Това е убедителен аргумент за необходимостта от втори дозиметър за оценка на дозата на очната леща, особено за основния оператор, който е най-близо до пациента по време на процедурите.

От проведеното измерване на дозата на очната леща в двете кардиоложни отделения, едновременно с проучване на практиката на провеждане на кардиологични интервенции, могат да се направят следните обобщени изводи:

- При работа без защитни очила или използване на такива без странична защита, в натоварено отделение по интервенционална кардиология е налице риск за надвишаване на годишната граница на дозата за очна леща за основния оператор;
- Дозите от регулярния дозиметричен контрол, измерени под защитната престилка, не са представителни за оценка на дозата на откритите части на тялото, затова за интервенционалните кардиолози е необходим отделен мониторинг за очната леща;
- Дозата на очната леща зависи от работното натоварване и клиничната сложност на провежданите процедури, както и от използването на лъчезащитни екрани и очила;
- Преценката за необходимостта от рутинен дозиметричен мониторинг на очната леща и лицата, които ще обхваща този мониторинг, трябва да се прави след задълбочено проучване на практиката.

4.4.2. Резултати от проучването в две отделения, извършващи минимално-инвазивни ендурологични процедури

Изследването бе проведено в две отделения по урология в различни лечебни заведения. В първото отделение се използва стационарна рентгенова уредба за графия и скопия DAR 3000B (Shimadzu) с тръба, разположена над масата. Липсва дозиметър за измерване на дозата на пациента.

Екипите в двете отделения използват рутинно защитни престилки и яки. В първото отделение, операторът (рентгенолог) използва защитни очила с оловен еквивалент 0,75 mm и със странична защита, а във второто не се използват очила. И в двете отделения липсват лъчезащитни екрани за защита на горната част на тялото на оператора.

В допълнение, измерването на дозата на оператора, използващ очила, в първото отделение, бе направено едновременно с два дозиметъра, закрепени симетрично съответно от лявата и дясната страна на рамката на очилата. За същия оператор, в част от периода бе направено едновременно измерване посредством два допълнителни дозиметъра, поставени от вътрешната страна на рамката на защитните очила от лявата и от дясната страна. В таблица 21 са представени измерените дози на очната леща на основния оператор-рентгенолог в първото отделение през четирите периода на наблюдение, както и сумарната доза за цялото изследване и оценената годишна индивидуална доза за очна леща. За целия период на

изследването, индивидуалната еквивалентна доза $H_p(10)$ от регулярния индивидуален дозиметричен контрол на този специалист е била под нивото на запис ($< 0,10$ mSv). Както и в интервенционалната кардиология, дозите от този мониторинг не са представителни за оценка на дозата на откритите части на тялото.

Таблица 21. Резултати от ежемесечен контрол на дозата на очната леща, за рентгенолога в първото отделение по урология.

	I месец, mSv	II месец, mSv	III месец, mSv	IV месец, mSv	$H_p(3)$, mSv сума	$H_p(3)$, mSv Оценено за 1 год.
Рентгенолог (над очила) - ляво	0,90 ± 0,26	0,73 ± 0,21	1,33 ± 0,38	0,93 ± 0,27	3,9	9,7
Рентгенолог (над очила) - дясно	3,55 ± 1,23	2,12 ± 0,61	3,44 ± 0,99	1,53 ± 0,44	10,6	26,8
Рентгенолог (под очила) - ляво	-		0,44 ± 0,13	0,23 ± 0,07	0,7	3,4
Рентгенолог (под очила) - дясно	-		1,24 ± 0,36	0,38 ± 0,11	1,6	8,3

Дясното око на оператора е три пъти по-облъчвано от лявото, поради разположението на мониторите за наблюдение на образа в това отделение отляво на рентгеновата тръба. Изследваните очила със странична защита отслабват рентгеновото лъчение над три пъти, което води до оценена годишна доза 8,3 mSv за по-облъченото дясно око при използване на защитни очила. Без очила, това око би получило доза над годишната граница. Резултатите от ежемесечните измервания на дозите за всички членове на екипа във второто отделение са представени в таблица 37, както и оценените сумарни дози за периода и оценените годишни дози за очна леща. Регулярният дозиметричен контрол за цяло тяло, съгласно протоколите за индивидуален дозиметричен контрол в отделението, показва нулеви стойности на величината $H_p(10)$ за всички членове на екипа.

Таблица 22. Резултати от ежемесечен контрол на дозата на очната леща, в разглежданото отделение по урология.

Медицински специалист	IX 2015 mSv	X 2015 mSv	XI 2015 mSv	XII 2015 mSv	I 2016 mSv	II 2016 mSv	$H_p(3)$, mSv *	$H_p(3)$, mSv Оценено за 1 год.
Основен оператор	0,40 ± 0,12	0,92 ± 0,27	1,28 ± 0,37	0,22 ± 0,06	0,66 ± 0,16	0,64 ± 0,18	4,1	8,2
Асистент оператор	0,12 ± 0,03	0,23 ± 0,07	0,28 ± 0,08	0	0,13 ± 0,04	0,17 ± 0,05	1,4	2,9
Анестезиолог	0	0	0	0	0	0	0	0
Анестезиолог	0	0	0	0	0,16 ± 0,05	0	0,2	0,3
Мед. сестра	0	0	0	0	0	0	0	0
Мед. сестра	0	0	0	0	0	0	0	0
Мед. сестра	0	0	-	0	0	0	0	0
Мед. сестра	0	0	0	0	0	0	0	0
Мед. сестра	0	0	0	0	0	0	0	0
Санитар	0	0	0	0	0,11 ± 0,03	0	0,1	0,2
Санитар	0	0	0	0	0	0	0	0

* Период на измерване: 6 месеца

Разстоянията до централния лъч на рентгеновия сноп варират от 35 cm до 110 cm, в зависимост от процедурата и ролята в екипа на медицинския специалист.

Оценената годишна доза за основния оператор е около 5 пъти по-ниска от оценката, направена при измерването с електронен дозиметър EDD-30 (Unfors) при предишно измерване в същото отделение през 2014 г. За обясняване на тази драстична разлика бе направено сравнение на дозите на пациентите от това и предишни проучвания в отделението при най-често провежданите процедури URS и PCNL, представени в таблици 23 и 24.

Таблица 23. Данни за дозовото натоварване на пациента по време на URS. В таблицата са представени медиана (минимална стойност – максимална стойност).

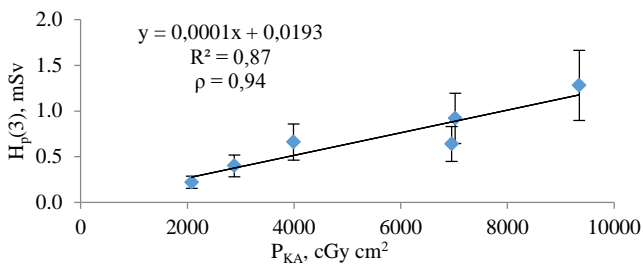
	Брой пациенти	R_{KA} , cGy cm ²	FT, min	Брой образи
Hristova-Popova et al.	15	228 (22-1393)	0,6 (0,1-3,6)	1 (0-10)
Романова и съавтори	30	167 (10-649)	0,4 (0,03-1,2)	2 (0-6)
Това проучване 2015/2016	140	39 (0,4-2139)	0,3 (0,01-6,2)	1 (0-5)

Таблица 24. Данни за дозовото натоварване на пациента по време на PCNL. В таблицата са представени медиана (минимална стойност – максимална стойност).

	Брой пациенти	R_{KA} , cGy cm ²	FT, min	Брой образи
Hristova-Popova и съавтори.	16	664 (196-4267)	4,1 (0,9-12,9)	5 (1-19)
Романова и съавтори	13	408 (94-826)	3,0 (1,5-11,5)	4 (2-11)
Това проучване 2015/2016	58	132 (20-756)	2,3 (0,3-9,0)	2 (0-5)

Анализът на резултатите от таблици 38 и 39 показва, че R_{KA} намалява над 5 пъти за URS и 5 пъти за PCNL в сравнение с предишна най-висока оценка, а времето на скопия за URS и PCNL – приблизително 2 пъти. Наблюдава се и намаляване на броя записвани образи за сметка на функцията „Last image hold“.

Първото проучване на работата в това отделение показва зависимост между индивидуалния дозов еквивалент $H_p(0,07)$ и дозата на пациента, измерена в R_{KA} . Това дава основание за търсене на корелация между измерената месечна доза за очна леща на основния оператор и сумата от R_{KA} .



Фигура 19. Връзка между величината произведение керма-площ, за оценка на дозата на пациента и величината индивидуален дозов еквивалент на дълбочина 3 m, за оценка на дозата на очната леща на основния оператор.

Налице е силна зависимост между дозата на пациента и тази, получавана от основния оператор ($R^2 = 0,87$). Тестът по метода на Спийрман потвърди наличието на корелация между P_{KA} и дозата на оператора $H_p(3)$, $\rho = 0,94$, $p < 0,05$ (0,01). Тези резултати могат да се обяснят с използването само на вертикална проекция, за разлика от кардиологичните процедури. Освен това, в този случай рентгеновата тръба е над масата, определяща по-високата интензивност на разсеяното лъчение, достигащо до окоето на оператора.

Причина за регистрираното намаляване на дозите могат да бъдат флукутации в извадките от пациенти, промяна във физико-техническите параметри на апаратурата и/или промяна в начина на работа на медицинските специалисти. Данните от периодичния контрол на качеството на уредбата показват стабилност на физико-техническите параметри. Следващата стъпка бе извършване на анкета в отделението за установяване на промени в начина на работа. Сравнението на данните от това проучване с предишни в същото отделение показа, че използвайки оптималните режими на работа на рентгеновата уредба, намаляването на времето на скопия, ограничаването на броя на рентгенографиите чрез запазване на последен образ от скопия, колимиране и минимална употреба на увеличителни режими, са довели до намаляване както на дозите на пациентите, така и на дозите на откритите части на тялото на медицинските специалисти. В резултат, дозата на очната леща на основния оператор е намалена до нива, три пъти по-ниски от границата на дозата.

Поради установената строга корелация между дозата на очната леща и P_{KA} при урологични процедури, сумарната стойност на P_{KA} може да се използва за оценка на дозата на очната леща на оператора, без необходимост от непрекъснат мониторинг на дозата чрез измерване. За

тази цел бе изчислен експериментален конверсионен коефициент от $8090^{-1} \text{ cGy.cm}^2.\text{mSv}^{-1}$.

4.4.3. Дискусия и изводи

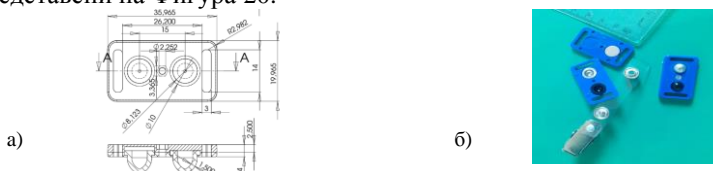
Прилагането на разработената методика за измерване на величината персонален дозов еквивалент $H_p(3)$ с ТЛД дозиметър и екстраполациите от това измерване потвърдиха тезата, че при интервенционални процедури в кардиологията и урологията има риск за надвишаване на годишната граница на очната леща само за основния оператор, който работи в най-голяма близост до пациента.

Корелацията между дозите на очната леща на оператора и дозите на пациентите е по-добра при ендouroлогичните процедури, в сравнение с тези в интервенционалната кардиология. В ендouroлогията би било достатъчно провеждането на първоначално измерване в определен период от време и последващ мониторинг на дозите само на пациентите. В интервенционалната кардиология е желателно провеждането на постоянен мониторинг на дозата на очната леща на оператора чрез измерване.

Измерването и оценката на дозата е само един елемент в процеса за осигуряване ненадвишаването на годишните граници на дозата. Спазването на добри практики за защита на пациента и персонала води до намаляване на дозите и на двете групи облъчвани лица. Съвместната работа между медицинския физик и медицинските специалисти води до подобряването на радиационно-защитните мерки и до намаляването на дозите на пациента и персонала.

4.5. Проектиране и изработване на нов дозиметър

Основните изисквания при разработването и конструирането на новата дозиметрична касета „XRaуM“ бяха да осигурява: 1) ниска енергийна зависимост на дозиметъра в зададения обхват на измерване; 2) малки размери и ергономичен дизайн; 3) независимост на резултатите от посоката на облъчване на дозиметъра. Новата касета съдържа две отделни пластмасови части, които се прикрепват една към друга посредством болт, и два филтъра с форма на полусфера. Формата и размерите на касетата са представени на Фигура 20.



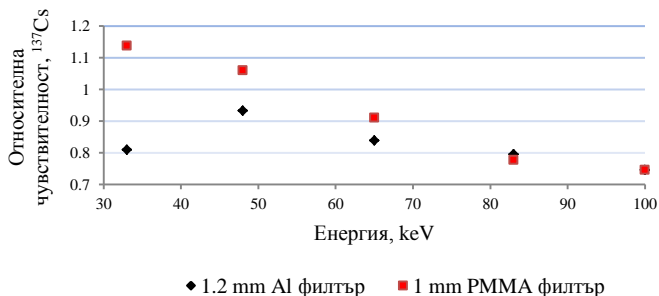
Фигура 20. а) Конструктивна форма и размери на касетата за ТЛД детектори „XRaуM“; б) Краен вид на продукта.

Двата полусферични филтъра са вградени в предната част на държателя, като единият е изработен от PMMA с дебелина 1,0 mm, а другият – от Al с дебелина 1,2 mm. Алуминиевият филтър бе изработен от лесно откриваема на българския пазар Al сплав, с което се постига сериозна редукция на цената на крайния продукт. Задната част на дозиметъра съдържа плосък Al филтър с дебелина 1,2 mm, за осигуряване на симетричност на отговора на детекторите по отношение на облъчване откъм гърба на дозиметъра. Габаритите на касетата „XRayM“ са 4x2x0,4 cm³.

4.5.1. Определяне на енергийната зависимост на дозиметър тип „XRayM“

В новата касета тип „XRayM“ бяха вложени два ТЛ детектора тип MCP-N (LiF:Mg,Cu,P), отчитани с автоматичен четец RE-2000 TLD Reader (MIRION). Новият дозиметър беше тестван в SSDL, София. Бяха използвани пет референтни качества на рентгеновото лъчение от N-серията и гама-лъчението на ¹³⁷Cs. За калибриране във величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$ бе използван цилиндричният фантом, описан в т. 4.3.1. За преминаване от въздушна керма във величината $H_p(3)$ бяха използвани конверсионните коефициенти от публикация на Behrens и съавтори.

За всяко качество на рентгеновото лъчение, върху цилиндричния фантом, разположен на 200 cm от източника, бяха поставяни по два дозиметъра „XRayM“ и три EYE-D™. Облъчването бе направено с доза $H_p(3) = 1,0 \pm 0,03$ mSv. Показанията на ТЛ детекторите зад двата филтъра (1,0 mm PMMA и 1,2 mm Al), като функция на средната енергия на лъчението, нормирани към ¹³⁷Cs, са представени на Фигура 21.



Фигура 21. Относително показание по отношение на величината $H_p(3, 0^\circ)$ като функция на средната енергия на рентгеновото лъчение.

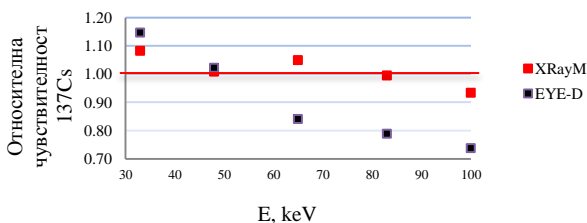
Относителното показание на ТЛ детекторите зад PMMA филтъра е между -25 % и +15 %, а за Al филтър - между -25 % и -5 %. За всяко

качество на лъчението бе изчислено отношението на относителния отговор зад РММА филтъра и зад Al филтър: $N = R_{PMMA}/R_{Al}$. За подобряване на енергийната зависимост, бе използван филтърен анализ и емпирично бе изведен корекционен фактор. Резултатът е представен в Таблица 25.

Таблица 25. Емпирично изведени корекционни фактори за "изглаждане" на енергийната зависимост на дозиметъра.

$N = R_{PMMA}/R_{Al}$	k
$N \geq 1,1$	0,95
$N < 1,1$	1,25

Енергийната зависимост на новия дозиметър „XRaуM“ след корекция на показанието с изведения корекционен фактор, сравнена с енергийната зависимост на комерсиалния дозиметър EYE-D™, е представена на фигура 22.



Фигура 22. Енергийна зависимост на „XRaуM“, сравнен с EYE-D™.

Относителната енергийна зависимост на „XRaуM“ е в рамките на $\pm 10\%$, докато за EYE-D™ тя е между -25% и $+15\%$.

4.5.2. Измерване на величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$

Показанието на дозиметъра във величината $H_p(3)$ бе определено по следната формула:

$$H_p(3) = k \frac{G_{PMMA}}{(R_{PMMA})_{Cs,0}}, Sv, \quad (29)$$

където:

G_{PMMA} е показанието на ТЛ детекторите зад РММА филтъра, imp;

$(R_{PMMA})_{Cs}$ е относителна чувствителност на ТЛ детекторите по отношение на величината $H_p(3)$, нормиран към ^{137}Cs , imp Sv^{-1} ;

k е емпирично получен корекционен фактор за енергийна зависимост (Таблица 25).

Получените по този начин резултати от измерванията на дозиметрите, облъчени с различни качества, са представени в таблица 26, като $\pm U$ е разширената неопределеност на измерването с фактор на покриване $k = 2$, при доверителна вероятност 95% .

Таблица 26. Изчислена доза във величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$, mSv за „XRaуM“ и EYE-D™.

N серии	\bar{E} , keV	SSDL, Sofia	XRaуM	EYE-D™
		$H_p(3) \pm U$, mSv	$H_p(3) \pm U$, mSv	$H_p(3) \pm U$, mSv
N 40	33	1,00 ± 0,01	1,09 ± 0,13	1,15 ± 0,08
N 60	42	1,00 ± 0,01	0,95 ± 0,11	0,97 ± 0,07
N 80	65	1,00 ± 0,01	1,04 ± 0,12	0,84 ± 0,06
N100	83	1,00 ± 0,01	0,99 ± 0,13	0,79 ± 0,06
N120	100	1,00 ± 0,01	0,93 ± 0,10	0,74 ± 0,05

4.5.3. Дискусия

Показанието на детекторите зад всеки филтър зависи от материала на филтъра, формата и дебелината му, вида на ГЛ детектора и от качеството на използваното лъчение. За филтрите в новата касета бе избрана полусферична геометрия, с цел минимизиране зависимостта на показанието от ъгъла на облъчване. Материалът и дебелината на филтъра – 1,5 mm алуминий, бяха избрани в резултат на тестове с шест вида материали с различна дебелина. Дебелината от 1,2 mm на крайния продукт бе избрана като приемлив компромис между чистотата на Al, цената и относителното показание на дозиметъра.

За разглеждания енергиен диапазон, основните взаимодействия на фотоните с алуминий са фотоелектричното поглъщане, доминиращо до 60 keV, и комтъновото разсейване, вероятността за което нараства с енергията. За PMMA, ефективният атомен номер Z_{eff} в същия енергиен диапазон, варира от 2,7 до 3,5, в зависимост от енергията на лъчението, с доминиращо комптъново разсейване.

Предложеният метод подобрява точността на оценката на дозата. Новият дозиметър „XRaуM“ има по-ниска енергийна зависимост в сравнение с комерсиалния продукт EYE-D™. Посредством прилагането на емпиричен корекционен фактор, основан на филтърен анализ на резултатите от изследванията, тази зависимост бе допълнително намалена до $\pm 10\%$.

Други предимства на новия дозиметър са по-ниската му цена, лесно производство, малки размери и различни начини за закрепване, което го прави подходящ за въвеждане за рутинен дозиметричен мониторинг на очната леща в България.

Поради малкия размер и удобството при закрепването, „XRaуM“ изглежда подходящ и за дозиметрия на крайници. За целта е необходимо да бъде изследвано показанието му във величината индивидуален дозов еквивалент на дълбочина 0,07 mm, $H_p(0,07)$, използвана за оценка на дозата на повърхностни органи. Това изследване обаче излиза извън целите на тази работа.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Необходимостта от рутинен мониторинг на очната леща все още се дискутира, както от изследователите, така и от регулаторните органи, от които зависи неговото законодателно въвеждане. От една страна, такъв мониторинг дава обективна информация за риска за надвишаване на годишната граница на дозата за очна леща. От друга страна, обаче, той изисква финансови инвестиции и организационни мерки, което създава трудности пред масовото му рутинно прилагане.

В резултат на проведените изследвания в настоящата работа, може да се предложи следният прагматичен алгоритъм в два етапа. В първия етап, във всяко отделение, провеждащо интервенционални процедури под рентгенов контрол, да се проведе измерване за поне 3 месеца за оценка на дозите на медицинските специалисти, с едновременно обследване на начина на работа, ефективността на използваните защитни средства, дозите на пациентите и корелацията им с дозите на персонала. В резултат на такова изследване, ще се подберат специалистите с реален риск за получаване на годишни дози над приетите локални нива за обследване, за които да продължи провеждането на рутинен мониторинг за очната леща. Тези локални нива трябва да са по-ниски от годишната граница на дозата.

Провеждането на дозиметричен контрол на дозата на очната леща трябва да се извършва с дозиметри, специално разработени за целта, поставени максимално близо до окото, от страната, която се намира в по-голяма близост до рентгеновата тръба и калибрирани във величината $H_p(3)$. В случай на използване на защитни очила, трябва да се прилага фактор за корекция.

Дозиметричният мониторинг с подходящо калибрирани средства за измерване е необходима стъпка за осигуряване на информация и контрол на дозата, но още по-важна е системната работа за оптимизиране на практиката на работа на интервенционалните специалисти и регулярната употреба на защитни средства. Довеждането на информацията от провежданите измервания на дозата до знанието на медицинските специалисти и тясното сътрудничество с медицинския физик служат за повишаване на информираността и културата за безопасна работа. В резултат се намалява риска от облъчването както за персонала, така и за пациентите, и се повишава съотношението полза-риск от прилаганите методи с йонизиращи лъчения.

6. ПРИНОСИ НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

6.1. Научно-теоретични приноси

1. Извършени са симулации по метода Монте-Карло за определяне на спектъра на разсеяното рентгеново лъчение в позицията на основния оператор при интервенционални процедури, посредством разработен нов модул към платформата XRAYImagingSimulator. Определени са спектрите на разсеяното лъчение при често използвани работни характеристики на рентгеновата тръба и характерна позиция на медицински специалист в интервенционалната рентгенология.
2. Изследвано е предаването на енергия в окоето и очната леща, необходимо за избор на оперативната величина за калибриране на дозиметрите за очна леща, потвърждаващо, че най-подходяща величина за целите на практическата дозиметрия на очната леща за фотонни лъчения с ниска енергия е величината „индивидуален дозов еквивалент, $H_p(3)$ “.
3. Изчислени са конверсионни коефициенти за преминаване от „керма във въздух“ към оперативната величина „индивидуален дозов еквивалент, $H_p(3)$ “ на дълбочина 3 mm в тъкан за нормираните качества RQR на диагностичното рентгеново лъчение с изработения нов цилиндричен фантом.

6.2. Методични приноси

1. Разработена е методика за калибриране и за измерване на индивидуални термолуминесцентни дозиметри за оценка на погълнатата доза в очната леща във величината „индивидуален дозов еквивалент, $H_p(3)$ “.
2. Предложен е алгоритъм за определяне на лицата от персонала, за които е необходим рутинен мониторинг на очната леща, включващ минимален тримесечен период на измерване на дозата с едновременно обследване на практиката им и ефективността на използваните защитни средства.
3. Разработена е „Инструкция за транспортиране, съхраняване и носене на персоналните дозиметри“ за осигуряване на точността на измерванията при използване на индивидуалните дозиметри за оценка на дозата на очната леща в практиката.

6.3. Научно-приложни приноси

1. Извършени са първите в страната измервания на дозата на очната леща за продължителен период с пасивни индивидуални дозиметри при медицински екипи, провеждащи интервенционални процедури в кардиологията и урологията, и е потвърдено наличието на риск за надвишаване на годишната граница на очната леща за основния оператор.

2. Установена е корелация между сумарната стойност на величината „произведение керма-площ“ при урологични процедури, извършвани със стационарна рентгенова уредба с тръба разположена над пациентната маса и дозата на очната леща на основния оператор.
3. Установена е необходимост от непрекъснат дозиметричен контрол на дозата на очната леща за основния оператор при кардиологични процедури.
4. Подготвени са протоколи за обратна връзка с препоръки за намаляване на облъчването на пациентите и на медицинските екипи, които могат да послужат като типови анализи и протоколи при оценка на групите лица, за които е необходим регулярен дозиметричен контрол на дозата на очната леща.
5. Проектиран, конструиран и изработен е РММА хомогенен фантом с форма, близка до тази на главата, предназначен за целите на калибрирането в SSDL – Sofia на средства за измерване на дозата на очната леща в страната.
6. Проектирана и конструирана е нова ергономична дозиметрична касета „XRayM“ с два термолуминесцентни детектора и полусферични филтри от РММА и от алуминий, и е изработена първоначална серия от 50 броя касети за приложение в медицинската радиологична практика.
7. Предложен е аналитичен метод с прилагане на филтърен анализ за оценка на дозата на очната леща с разработената дозиметрична касета „XRayM“ и е постигната енергийна зависимост от $\pm 10\%$ на показанието на дозиметрите, в сравнение с $+25\%$ до -15% на подобен търговски продукт, с което се намалява неопределеността на измерването и се повишава точността при определянето на $H_p(3)$.
8. Постигната е значително по-ниска себестойност на предложената дозиметрична касета „XRayM“ в сравнение с използвания у нас вносен индивидуален дозиметър за оценка на дозата на очната леща.

6.4. Приноси с потвърдителен характер

1. Извършени са тестове за изпитване на типа на дозиметрична система Rados RE2000R с пасивни дозиметри EYE-D™ (LiF:Mg,Cu,P), във величината $H_p(3)$, съгласно БДС/EN ISO 62387:2016, с което е верифицирана методиката за измерване и оценка на дозата на очната леща.

7. ПУБЛИКАЦИИ ВЪВ ВРЪЗКА С ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

1. **Zagorska A.**, K. Romanova, J. Hristova-Popova, J. Vassileva, K. Katarov. Eye lens exposure to medical staff during endoscopic retrograde cholangiopancreatography, *Physica Medica*. 2015, 31, 781-784, (IF – 1,990)
2. **Загорска А.**, З. Бучаклиев, К. Близнакова. Симулиране на разсеяното лъчение в интервенционалната рентгенология и калибриране на индивидуални дозиметри за очна леща, Колоквиум „Физиката в опазването на човека и околната му среда“, Светлината в медицината, под редакцията на акад. Б. Тенчов и гл. ас. Л. Трайков, издателство ТЕМТО 2015 г. стр. 347-364.
3. **Zagorska A.**, Ts. Tsrunchev, Z. Buchacliev, P. Arsova, J. Vassileva. Development of a new TLD holder for eye lens dosimetry in interventional radiology, National Medical Physics and Biomedical Engineering Conference – NMPEC 2016, Sofia, Bulgaria 3-5.11.2016; ISBN:978-954-91589-4-6, 18-29.

8. СПРАВКА ЗА ОТКРИТИ ЦИТАТИ НА НАУЧНИ ПУБЛИКАЦИИ

Zagorska A., Romanova K., Hristova-Popova J. J. Vassileva, K. Katarov. Eye lens exposure to medical staff during endoscopic retrograde cholangiopancreatography, *Physica Medica* 31 (2015) 781-784.

1. Tsapaki V., B. Richard, Medical Physics: Forming and testing solutions to clinical problems *Physica Medica*. 2015, 31, 738-740.
2. Stephen G. R., B. S. Barnard, A. E. Ainsbury et al., Radiation protection of the eye lens in medical workers – basis and impact of the ICRP recommendations, *BJR*, 2016, 89, 1060.
3. Vaes, B., K. Van Keer, L. Struelens et al. , Eye lens dosimetry in anesthesiology: a prospective study, *Clin Monit Comput*. 2016, 1–6.

Справката е към дата: 23.10.2017 г.

9. НАУЧНИ СЪОБЩЕНИЯ ВЪВ ВРЪЗКА С ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

9.1. Поканен доклад

„Towards research solutions using Monte Carlo simulations“, в Модул 5 “The use of physical and virtual anthropomorphic phantoms for image quality and patient dose optimisation“ 7-13.09.2015 г. гр. Варна, България, проведен по проект EUTEMPE-RX, Модул: „Антропоморфни фантоми“

9.2. Доклади

1. **8th European Conference on Medical Physics (ECMP 2014)**, September 11th – 13th, 2014, Athens, Greece

A. Zagorska, K. Romanova, J. Hristova-Popova, J. Vassileva, Eye-lens exposure to medical staff during ERCP

2. **Колоквиум: Физиката в опазването на човека и околната му среда** –5-6 юни 2015 г. гр. София

A. Загорска, З. Бучаклиев, К. Близнакова, Симулиране на разсеяното лъчение в интервенционалната рентгенология и калибриране на индивидуални дозиметри за очна леща

3. **XVI Конгрес на Българска асоциация по радиология**, 24-27.09.2015 г. гр. Пловдив.

С. Аврамова-Чолакова, Ю. Христова-Попова, A. Загорска, Дози на пациентите и персонала и взаимовръзката между тях, при процедури под рентгенов контрол

4. **Колоквиум: Физиката в опазването на човека и околната му среда** – 17-19.06.2016 г. гр. Пловдив

A. Загорска, Д. Иванова, З. Бучаклиев, Ж. Василева, Радиационно индуцирана катаракта: историческо развитие на научните знания и нормите за радиационна защита. Изследвания в България

5. **European Congress of Medical Physics (ECMP 2016)**, September 1th – 4th, 2016, Athens, Greece

A. Zagorska, K. Bliznakova, J. Vassileva, A MC study on the eye lens dose distribution for medical staff in interventional radiology – first results

A. Zagorska, Z. Buchakliev, J. Vassileva, Determination of conversion coefficients between air kerma and personal dose equivalent for RQR spectra to be used in eye lens monitoring in interventional radiology

D. Ivanova, A. Zagorska, S. Avramova-Cholakova, K. Bliznakova, Ts. Deyanova, R. Dobrikov, J. Hristova-Popova, D. Kostova-Lefterova, Staff doses in fluoroscopically guided invasive diagnostic and interventional urology procedures

6. Трети национален конгрес по физически науки, 29 септември - 2 октомври 2016, София, България.

A. Загорска, Ю. Христова-Попова, И. Салтиров, К. Петкова, Д. Иванова, Оценка на дозата на очната леща на екип в отделение по ендоурология, посредством термолуминесцентни дозиметри.

7. XII-та Национална конференция по медицинска физика и биомедицинско инженерство, с международно участие, 3-5 Ноември 2016, София, България.

A. Zagorska, Ts. Tsrunchev, Z. Buchakliev, P. Arsova, J. Vassileva, Development of a new TLD holder for eye lens dosimetry in interventional radiology

8. Колоквиум: Физиката в опазването на човека и околната му среда – 16-18.06.2017 г. Местност Гьолечица, х-л „Дивите Петли“.

A. Загорска, Ю. Христова-Попова, И. Салтиров, К. Петкова, Ж. Василева, Дозиметрията на очната леща като средство за подобряване на радиационната защита в едно урологично отделение“

9.3. Постери.

1. Международна конференция – Радиационна защита в медицината – Варна 30.05.2014 – 02.06.2014 г.

J. Hristova-Popova, A. Zagorska, I. Saltirov and J. Vassileva, Risk Of Radiation Exposure To Medical Staff Involved In Interventional Endourology

2. Шести симпозиум "Ендоурология и минимално инвазивна хирургия" – София 23-24.04.2015 г.

Ю. Христова-Попова, А. Загорска, И. Салтиров, К. Петкова, С. Аврамова-Чолакова, Лъчево натоварване на персонала в реално време при перкутанна нефролитотрипсия и уретерореноскопия с интралуминална литотрипсия.

3. Conference on Bio-Medical Instrumentation and related Engineering and Physical Sciences (BIOMEP 2015), June 18-20, 2015, Athens, Greece

А. Zagorska, К. Bliznakova, Z. Buchakliev, Estimation of the scattered energy spectra reaching the eye lens of the medical staff during interventional radiology: A Monte Carlo simulation study.

4. XVI Конгрес на Българска асоциация по радиология, 24-27.09.2015 г. гр. Пловдив.

А. Загорска, Ю. Христова-Попова, С. Аврамова-Чолакова, К. Кацаров, А. Кацаров, К. Романова, Дозиметрия в реално време и оценка на дозата на очната леща в гастроентерологията.

10. ИЗСЛЕДОВАТЕЛСКИ ПРОЕКТИ

1. Млад изследовател 2014 г.

Тема на изследователския проект: „Моделиране на взаимодействието на йонизиращото лъчение с очната леща и разработване на методика за калибриране на индивидуални дозиметри за оценка на дозата на очната леща на персонала, работещ в интервенционалната рентгенология и кардиология“, вх № 344/16.01.2014 г., Договор № 23Д/2015 г.

2. Млад изследовател 2015 г.

Тема на изследователския проект: “Разработване на индивидуален дозиметър за измерване на дозата на очната леща в интервенционалната рентгенология и кардиология” вх. №334/15.01.2015 г., Договор № 19Д/2016 г.

11. НАГРАДИ

Награда от Финансова група „Карол“ за перспективна научна работа с практическо приложение за докторантурата на тема „Дозиметрия на очна леща на персонала в интервенционалната рентгенология и кардиология“.

12. ДЕКЛАРАЦИЯ ЗА ОРИГИНАЛНОСТ

ДЕКЛАРАЦИЯ

от Анна Руменова Загорска
редовен докторант в Медицински Университет – София
Катедра „Медицинска физика и биофизика“

Декларирам, че представената дисертация „Дозиметрия на очна леща на персонала в интервенционалната рентгенология и кардиология“, във връзка с провеждането на процедура за придобиване на образователна и научна степен „доктор“ в Медицински Университет - София е мой труд и в нейното разработване не са използвани чужди публикации и разработки в нарушение на авторските им права. Цитиранията на всички източници на информация - текст, илюстрации, таблици, изображения и други, са обозначени според стандартите. Резултатите и приносите на проведеното дисертационно изследване са оригинални и не са заимствани от изследвания и публикации, в които нямам участие.

13. SUMMARY

Eye lens dosimetry in interventional radiology and cardiology

The aim of this work was to develop a method for accurate assessment of the personal dose equivalent for the lens of the eye of medical staff working in interventional radiology, and to suggest a realistic algorithm for identifying the staff members at risk of exceeding the annual eye dose limit of 20 mSv.

A mathematical model was created and a Monte Carlo simulation of the dose distribution within the physician's eye and the eye lens was performed. The results showed that the personal dose equivalent $H_p(3)$ will provide the best estimation of the eye lens dose.

For the dosimeters calibration a cylinder PMMA phantom with a spherical segment was created. Conversion coefficients from air kerma to $H_p(3)$ and angle of 0° of radiation incidence were proposed for RQR2 to RQR10 X-ray diagnostic spectra.

In vivo measurements with EYE-DTM were performed for staff in interventional cardiology and urology which showed that the main operator is at risk of exceeding the dose limit especially if protective shieldings are not used. Double dosimetry in the interventional cardiology was strongly recommended. A strong correlation was found between the patient dose and the eye dose of the main operator in endourology, and no correlation between the eye dose and the whole body dose.

A TLD holder „XRyM“ for eye lens dosimetry with two TL detectors under semi-spheres, made of Al and PMMA was designed, manufactured, tested and calibrated in $H_p(3)$. The energy dependence of the “XRyM” is $\pm 10\%$ in the useful energy range 30 – 100 keV that is better than the available commercial dosimeters.