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

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

София, 2017 г.

Използвани съкращения

ИЙЛ	Източник на йонизиращо лъчение
ЙЛ	Йонизиращо лъчение
НЦОЗА	Национален център по обществено здраве и анализи
НЦРРЗ	Национален център по радиобиология и радиационна защита
ООН	Организация на обединените нации
РЗ	Радиационна защита
РИК	Радиационно-индуцирана катаракта
ТЛ	Термолуминесцентен

AAPM	Американска асоциация на физиците в медицината (American Association of Physicists in Medicine)
ALARA	Основен принцип в радиационната защита (As Low As Reasonably Achievable)
BSF	Фактор на обратно разсейване (Back Scatter Factor)
CA	Коронарна артериография (Coronary Arteriography)
CC	Кортикална катаракта (Cortical cataract)
CRT	Имплантация 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);
NC	Ядрена катаракта (Nuclear Cataract)
NCRP	Национален съвет по радиационна защита, САЩ (National Council on Radiation Protection and Measurements, USA)
ORAMED	Европейски проект „Оптимизация на радиационната защита на медицинския персонал“ (Optimization of Radiation protection for Medical staff)
PCI	Перкутанна коронарна интервенция (Percutaneous Coronary Intervention)
PCNL	Перкутанна нефролитотрипсия (Percutaneous Nephrolithotripsy)
PDD	Процентна дълбока доза (Percentage Depth Dose)
PMMA	Полиметилметакрилат (плексиглас)
PSC	Задна субкапсуларна катаракта (Posterior Subcapsular Cataract)
RELID	Проект на IAEA „Ретроспективна оценка на увреждaнията на очната леща и дозата“ (Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose, IAEA)
RSNA	Асоциация по рентгенология на Северна Америка (Radiological Sosiety of North America)
SSDL	Вторична Стандартна Дозиметрична Лаборатория (Secondary Standard Dosimetry Laboratory)
T	Тъкан
UNSCEAR	Научнен комитет за действието на атомната радиация към Организацията на обединените нации (Unated Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation)
URS	Уретерореноскопия (Ureterorenoscopy)

Символи

Символ	Значение	Измер-вателна единица
α	Ъгъл на падане на лъчението	Градус
c_{g_0}	Коефициент на чувствителност за входната величина G_0	imp
c_g	Коефициент на чувствителност за входната величина G	imp
$c_{E,\alpha}$	Коефициент на чувствителност за входната величина $K_{E,\alpha}$	Sv
c_f	Коефициент на чувствителност за входната величина K_f	Sv
c_n	Коефициент на чувствителност за входната величина K_n	Sv
c_{k_v}	Коефициент на чувствителност за входната величина K_v	Sv
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 [2]	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 погълнатата доза от даден вид лъчение R в даден орган или тъкан T	Gy
ε_T	Предадена енергия в орган или тъкан	J
$\overline{E}$	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
$\overline{G_i}$	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 екивалент	Sv
$H_p(d)$	Персонален дозов еквивалент на дълбочина d	Sv
H_S	Измерена стойност на дозовия еквивалент	Sv
HVL_1	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	Коефиециент 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	Изходна величина	-
m_T	Маса в орган или тъкан от човешкото тяло	kg

M	Изходна 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“ 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. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР 12
1.1. Развитие на знанието за радиационно индуцираната катаракта 12
1.1.1. Структура на очната леща 12
1.1.2. Катаракта – дефиниция, видове и рискови фактори на възникване 13
1.1.3. Етапи на развитие и механизъм на възникване на катарактата 14
1.1.4. Последици от радиационно индуцираната катаракта 15
1.1.5. Историческо развитие на прага на дозата за възникване на катаракта 17
1.1.6. Стохастичен или детерминиран процес 17
1.2. Риск за радиационно индуцирана катаракта в интервенционалната рентгенология 19
1.2.1. Фактори за лъчевото натоварване в интервенционалната рентгенология 20
1.2.2. Средства за намаляване на облъчването на медицинските специалисти 21
1.2.3. Интервенционалната рентгенология в България 22
1.2.4. Изследвания на дозата на очната леща в България 23
1.2.5. Изследвания за оценка на риска за катаракта в интервенционалната рентгенология 23
1.2.6. Проучване RELID в България 24
1.2.7. Изводи от проучванията 25
1.3. Предизвикателства пред индивидуалната дозиметрия на очната леща 25
1.3.1. Необходимост и позициониране на дозиметъра за очна леща 26
1.3.2. Избор на дозиметър за оценка на дозата на очната леща 27
1.3.2.1. Активни дозиметри 27
1.3.2.2. Пасивни термолуминесцентни дозиметри 28
1.3.2.3. Термолуминесцентни дозиметрични системи 29
1.3.3. Калибриране 29
1.3.3.1. Избор на величина за калибриране 30
1.3.3.2. Избор на фантом за калибриране 30
1.4. Изводи от обзора на литературата 31
2. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ. 33
3. МЕТОДИ И МАТЕРИАЛИ 34
3.1. Монте Карло симулиране 34
3.2. SRS-30 34
3.3. XRAYImaging Simulator 34
3.3.1. Структура 34
3.3.2. Изчисляване на погълнатата доза и еквивалентната доза 36
3.3.3. Геометрия на облъчване 38

3.3.4. Фантоми ... 38
3.3.4.1. Око ... 39
3.3.4.2. Медицински специалист ... 40
3.3.4.3. Пациент ... 40
3.3.4.4. Пациентна маса ... 41
3.3.4.5. Анализ и визуализации ... 41
3.4. Индивидуален електронен дозиметър – EDD-30 (Unfors, Sweden) ... 41
3.5. Термолуминецентни дозиметрични системи ... 43
3.5.1. PCL3 Автоматичен TLD четец (Fimel) ... 43
3.5.2. RE-2000 TLD четец (Mirion) ... 44
3.5.2.1. Детектори ... 45
3.5.2.2. Пасивни дозиметри за оценка на дозата на очната леща ... 45
3.5.3. Типово тестване на дозиметрична система ... 46
3.5.3.1. Граници на неопределеност на резултата от измерването ... 46
3.5.3.2. Ниво на запис ... 47
3.5.3.3. Ниво на детектиране (LOD) ... 47
3.5.3.4. Нелинейност ... 48
3.5.3.5. Коефициент на вариация ... 49
3.5.3.6. Енергийна и ъглова зависимост (анизотропия) ... 50
3.5.3.7. Бюджет на неопределеност на измерването ... 52
3.5.3.8. Моделна функция и изчисляване на приписаната неопределеност на резултата от измерването ... 53
3.5.4. Геометрия на облъчването в лабораторни условия ... 54
3.5.5. Статистическа обработка на резултата от измерването ... 55
4. РЕЗУЛТАТИ ... 56
4.1. Проучване за оценка на дозата на очната леща на персонала при ретроградна холангиопанкреатография ... 56
4.1.1. Резултати от измерванията на дозата на очната леща ... 57
4.1.2. Изследване ефективността на защитен шлем ... 58
4.1.3. Дискусия ... 59
4.1.4. Препоръчани защитни мерки ... 60
4.1.5. Обобщени данни от предварителните проучвания при процедури под рентгеноскопичен контрол ... 61
4.2. Симулации по метода Монте Карло ... 62
4.2.1. Валидиране на резултатите от XRAYImaging Simulator ... 62
4.2.1.1. Геометрия на облъчване ... 62
4.2.1.2. Първичен спектър ... 64

4.2.1.3. Резултати от валидирането ... 64
4.2.2. Разсеяно лъчение и доза в окото при различни спектри на първичното рентгеново лъчение ... 66
4.2.3. Разсеяно лъчение при различни спектри на първичното рентгеново лъчение ... 68
4.2.3.1. Разпределение на дозата в окото ... 69
4.2.4. Дискусия ... 72
4.3. Калибриране на дозиметри за очна леща ... 73
4.3.1. Фантом за калибриране на дозиметри за очна леща ... 73
4.3.2. Конверсионни коефициенти за преминаване от въздушна керма към индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$ ... 73
4.3.2.1. Фактор на обратно разсейване ... 75
4.3.2.2. Процентна дълбока доза ... 75
4.3.2.3. Изчисляване на конверсионните коефициенти ... 76
4.3.3. Проверка на типа на дозиметричната система ... 77
4.3.3.1. Граници на неопределеност на резултата от измерването. ... 78
4.3.3.2. Нелинейност ... 79
4.3.3.3. Дозова зависимост при различни качества на лъчението ... 80
4.3.3.4. Коефициент на вариация ... 80
4.3.3.5. Ниво на детектиране ... 81
4.3.3.6. Енергийна зависимост ... 82
4.3.3.7. Ъглова зависимост ... 82
4.3.3.8. Обобщени резултати от оценката за ъглова и енергийна зависимост ... 84
4.3.3.9. Дискусия ... 85
4.3.4. Калибриране на дозиметрите за измерване във величината $H_p(3)$ ... 85
4.3.5. Бюджет на неопределеност на измерването на термолуминесценстната дозиметрична система, по отношение на величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$ ... 87
4.3.6. Участие в международно сравнение на EURADOS ... 89
4.4. Прилагане в практиката на разработената методика за измерване с дозиметър тип EYE-D™ ... 90
4.4.1. Резултати от проучването в две отделения по интервенционална кардиология .. 90
4.4.2. Резултати от проучването в две отделения, извършващи минимално-инвазивни ендоурологични процедури ... 97
4.4.3. Дискусия и изводи ... 102
4.5. Проектиране и изработване на нов дозиметър ... 103
4.5.1. Избор на материал на филтъра ... 103
4.5.2. Конструиране на новата дозиметрична касета „XRayM“ ... 105
4.5.3. Определяне на енергийната зависимост на дозиметър тип „XRayM“ ... 105

4.5.4. Измерване на величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$ 107
4.5.5. Дискусия 108
5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ 110
6. ПРИНОСИ НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД 111
6.1. Научно-теоретични приноси 111
6.2. Методични приноси 111
6.3. Научно-приложни приноси 112
6.4. Приноси с потвърдителен характер 113
7. ПУБЛИКАЦИИ ВЪВ ВРЪЗКА С ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД 114
8. СПРАВКА ЗА ОТКРИТИ ЦИТАТИ НА НАУЧНИ ПУБЛИКАЦИИ 115
9. НАУЧНИ СЪОБЩЕНИЯ ВЪВ ВРЪЗКА С ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД 116
9.1. Поканен доклад 116
9.2. Доклади 116
9.3. Постери. 117
10. ИЗСЛЕДОВАТЕЛСКИ ПРОЕКТИ 119
11. НАГРАДИ 119
12. ПРИЛОЖЕНИЯ 120
Приложение 1 120
Приложение 2 120
Приложение 3 122
Приложение 4 123
Приложение 5 125
Приложение 6 128
13. ТЕРМИНИ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ 129
14. БЛАГОДАРНОСТИ 134
15. ИЗПОЛЗВАНА ЛИТЕРАТУРА 136

1. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

Радиационно индуцираната катаракта (РИК) 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 й помътняване дават аргументи в полза на намаляването на прага на дозата за възникването й. В резултат на това, през 2011 г. Международната комисия по радиологична защита (ICRP), 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 (ИЙЛ) – от 150 mSv досега, на 20 mSv [96]. Тази нова граница беше включена през 2012 г. и в българското законодателство, чрез промяна в Наредба за основните норми за радиационна защита [12].

Драстичното намаляване на границата на дозата поставя много въпроси за уточняване или решаване. От една страна, е необходимо изясняване на механизма на развитието на РИК и нейната корелация с дозата. От друга страна, нараства необходимостта от проучване и идентифициране на групите професионално заети лица с риск за надвишаване на тази граница и въвеждане на точни методи за измерване и оценка на годишната еквивалентна доза на очната леща.

1.1. Развитие на знанието за радиационно индуцираната катаракта

1.1.1. Структура на очната леща

Нормалната очна леща е прозрачна двойно изпъкнала структура, чиято функция е да поддържа собствената й чистота (яснота), да пречупва светлината и да осигурява необходимата акомодация за нормално виждане. Структурата й е представена на Фигура 1.

Фигура 1. Структура на очната леща [70].

Тя е обвита с капсула, състояща се от глико-протеинов комплекс и е съставена от два типа клетки: епителни клетки, намиращи се на предната повърхност на лещата и лежащи под капсулата, и фиброзни клетки, които в посока към екватора се издължават и образуват лещени влакна, заемащи останалата част от лещата и съставляващи най-голямата част от нейната тъкан [29]. Те образуват лещената кора (кортекс) в периферните слоеве. По време на развитието си епителните клетки, намиращи се в периферията на окото, т.нар. герминативна зона, се делят и диференцират във фиброзни клетки в зрялото око [49]. Те непрекъснато се изтласкват от по-младите лещени влакна към центъра, за да образуват възрастовото лещено ядро. Тези силно специализирани клетки не съдържат ядра и силно зависят от надлежащия епителен слой за транспорт на хранителни вещества, производство на енергия и защита [49]. Лещата не притежава кръвоносни съдове и нерви, което предопределя нейната прозрачност [7]. В същото време тя е единственото образувание в организма, което непрекъснато расте през целия си живот, без да изхвърля старите клетки [110]. Лещата няма механизъм, чрез който да се освободи от поразените и нежизнеспособни структури и възстановителните й способности са незначителни [8, 54]. Прозрачността й зависи от правилното делене и диференциация на клетките от епителния слой [121]. Когато те се увредят, прозрачните й протеини денатурират и помътняват (стават непрозрачни).

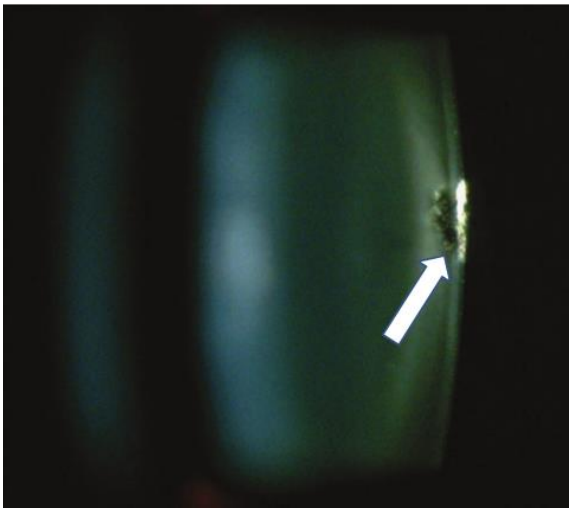
1.1.2. Катаракта – дефиниция, видове и рискови фактори на възникване

Катарактата е помътняване (опацификация) на очната леща, което възпрепятства виждането. Рисковите фактори са добре проучени, тъй като тя е една от водещите причини за тежки зрителни нарушения и слепота в света [20]. Те включват възраст, пол, наследственост, тютюнопушене, диабет, облъчване с инфрачервено и ултравиолетово лъчение тип B, употреба на кортикостероиди, различни видове инфекции, травми или хранителни проблеми [61, 174].

Йонизиращите лъчения (ЙЛ) са също доказан фактор за развитие на помътнявания и катаракта в очната леща.

Съществуват три преобладаващи вида катаракта, в зависимост от тяхното анатомично разположение в лещата [49]. Нуклеарна (ядрена) катаракта (NC), при която е засегната централната част на лещата, наречена ядро. Кортикална катаракта (CC), при която е засегната предимно периферната част на лещата, наречена кортекс (кора) и субкапсуларна – обхваща частта от лещата, непосредствено под капсулата. Тя може да бъде предна или задна. Задната субкапсуларна катаракта (PSC) (Фигура 2) се характеризира с много по-бърза прогресия от нуклеарната и кортикалната катаракта [141].

Доскоро се считаше, че PSC е основния вид катаракта, свързан с ЙЛ, но от наблюдения на кохортата на преживелите атомните бомбардировки, ликвидаторите в Чернобил, астронавтите и други облъчени групи лица се стига до заключението, че CC и NC също могат да се появят вследствие на облъчване с ЙЛ [53, 121].



Фигура 2. Задна субкаспуларна катаракта [169].

1.1.3. Етапи на развитие и механизъм на възникване на катарактата

При развитието на катаракта могат да бъда различени най-малко четири основни етапа, които да бъдат използвани за класифициране на тежестта на промените [126]. Честота на тези промени е силно зависима от погълнатата доза, а също и от възрастта на индивида. Въпреки че и други въздействия могат да доведат до формирането на PSC, ЙЛ се счита за основния фактор. Времето, за което катарактата ще се развие, е обратно пропорционално на дозата и на скоростта, с която се делят увредените епителни клетки [173]. От друга страна, съществуват доказателства за намаляване на относителния риск от възникването й с увеличаване

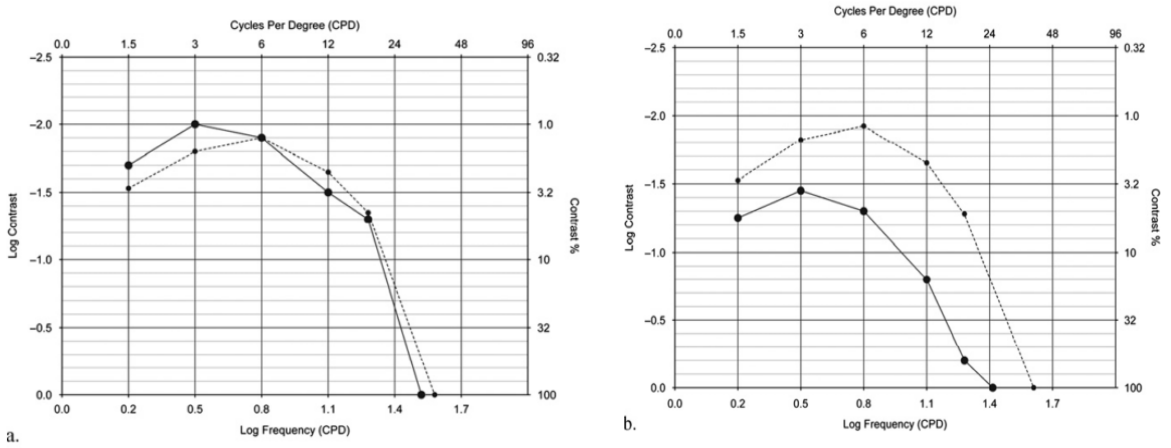
на възрастта на индивида при облъчването [60, 133].

Точният механизъм на възникване на увреждането не е добре изяснен. Приема се, че ЙЛ предизвикват ефекта на помътняване в епителa на лещата посредством геномно увреждане, което води до възникването на мутация и липса на възстановяване на клетките на епителa на лещата, а не вследствие на смърт на клетки. Първите промени след облъчването засягат делящите се клетки в герминативната зона, като известно време след облъчването, но доста преди да се прояви катарактата, се променя подредбата на клетките в епителния слой. Тъй като именно там започва образуването на лещените влакна в зрялата леща, тези промени водят до натрупването на необичайни изменения в задната част на лещата, зад задната капсула [49]. Поради тяхното разположение по оста на виждане на лещата, относително малки промени могат да имат голямо отражение върху нормалното виждане [142, 149]. Схематично представяне на механизма на натрупване на промените в лещата е представено на фигура 3.

Фигура 3. Механизъм на възникване на PSC [146].

1.1.4. Последици от радиационно индуцираната катаракта

Катарактата е изменение в очната леща, което в своето развитие може да намали остротата на виждане и да допринесе за появата на цветни нюанси при гледане. В повечето случаи това води до трудности при възприемането на контраста в яркостите и цветовете [131]. На фигура 4 е представено проучването на Vano и съавтори за оценка на намаляване на зрителната острота с промените в очната леща за група от медицински специалисти, провеждащи интервенционални процедури [169].



Фигура 4. (а) Крива контраст-чувствителност за индивид с нормална контрастна чувствителност. Кривата на участника (плътната линия) съвпада с кривата на теоретичното нормално виждане (пунктираната линия) (б) Крива контраст-чувствителност за индивид с чувствителна загуба на контрастна чувствителност. Кривата на този участник (пунктираната линия) се различава значително от кривата на нормално виждане (плътната линия) [169].

Недостатък на проучването е, че подобна оценка на кривата контраст-чувствителност за групи лица с PSC, асоциирана с ЙЛ, не е правена и изследвания за необлъчена контролна група няма, което не позволява резултатите да бъдат коректно тълкувани по отношение на влиянието на ЙЛ. Изследванията върху промените в контрастното виждане и тяхното влияние върху работата, особено по отношение на качеството на образите, трябва да бъдат продължени.

Възникналата катаракта може да бъде коригирана посредством хирургическо отстраняване и имплантиране на изкуствена вътреочна леща, изработена от подходящ материал. 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. [131, 158]. Смъртността вследствие на хирургично отстраняване на катаракта е ниска и от порядъка на 0,1 %, заболеваемостта, определена, както от офталмологична, така и от медицинска гледна точка, е много по-голяма [62]. В заключение може да се каже, че комбинираният риск от заболеваемост и смъртност при хирургично отстраняване на радиационно индуцирана катаракта (1 % и повече) и все още неоценененият 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 [111].

1.1.5. Историческо развитие на прага на дозата за възникване на катаракта

Знанията за развитието на РИК се базират на епидемиологични и радиобиологични изследвания при различни групи облъчени лица. В таблица 1 е представена извадка на проучванията с оценки за големината на прага за развитието на катаракта при облъчване с ЙЛ.

Таблица 1. Изследвания за оценка на прага на дозата за възникване на катаракта.

Източник	Праг за възникване	Обекти, брой	Вид катаракта	Години след облъчване
Случайни данни, преди1950	5-15 Gy	<100	-	-
Cogan and Dreisler (1953) [41]	6 Gy	40	-	7
Merriam and Focht (1957) [125]	2-5 Gy	276	-	Средно 8
Otake and Schull (1982) [138]	1,2 Gy	2125	-	18-19
Nakashima et al. (2006) [130]	0,6-0,7 Gy	873	CC: 0,6 Gy PSC: 0,7 Gy	55-57
Worgul et al. (2007) [172]	0,35 Gy	8607	Неядрена: 0,5 Gy Повърхностна кортикална: 0,34 Gy PSC: 0,35 Gy	14
Neriishi et al. (2007) [134]	0,1 Gy	3761		≤ 57
Neriishi et al. (2012) [133]	0,5 Gy		Всички типове	

Една от причините за високия първоначален праг (5 Gy-15 Gy) е, че по-ранните изследвания се основават на краткосрочни наблюдения, липса на достатъчно чувствителни методи за отчитане на ранни изменения в лещата, а и на относително малкия брой наблюдавани лица, облъчени с дози под няколко Gy [93].

1.1.6. Стохастичен или детерминиран процес

Вследствие на облъчване с ЙЛ възникват две групи биологични ефекти: стохастични (вероятностни) и детерминирани (тъканни реакции). Последните имат праг на дозата за възникването си. Те са предсказуеми по отношение на появата си и тежестта на ефекта нараства с дозата [93]. За стохастичните ефекти се приема линейно-безпраговата концепция за възникване, при която дори и една увредена клетка може да доведе до развитието на патологичен процес и вероятността за ефекта нараства линейно с дозата.

Съвременните препоръки относно РИК са съставени въз основа на предположението, че развитието й е детерминиран процес, изискващ праг на дозата

за помътняване на лещата. Някои учени изказват хипотезата, че РИК може да е стохастичен процес, но доказателствата за това все още не са убедителни. Във връзка с това, Научният комитет за действието на атомната радиация към Организацията на обединените нации (UNSCEAR) заключава, че има ефекти, които на базата на текущите знания не могат да бъдат класифицирани нито като стохастични, нито като детерминирани [162].

В таблица 2 е представена извадка за епидемиологичните проучвания, подкрепящи или не подкрепящи наличието на праг относно възникването на радиационно индуцирана катаракта.

Таблица 2. Епидемиологични проучвания по отношение на радиационно индуцираната катаракта [93].

1. Проучвания, подкрепящи по-нисък или нулев праг на възникване	
Диагностични процедури	Klein et al. (1993)
Лъчелечение	Albert et al (1968), Wilde, Sjostrand (1997), Hall et al. (1999)
Астронавти	Cucinotta et al. (2001), Restager et al. (2002), Chylack et al. (2009)
Преживели атомни бомбардировки	Minamoto et al. (2004), Nakashima et al. (2006), Nerishi et al. (2007)
Живущи в замърсени сгради	Chen et al. (2001b), Hsieg et al. (2010)
Работници в ядрени централи	Jacobson (2005)
Ликвидатори след Чернобилската авария	Day et al. (1995), Worgul et al. (2007)
Медицински специалисти	Worgul et al. (2004), Chodick et al. (2008), Kleiman et al. (2009), Vano et al. (2010)
2. Проучвания, поставящи под въпрос по-ниския или нулев праг	
Диагностични процедури	Hourihan et al. (1999)
Лъчелечение	Chemelevsky et al. (1988)
Работници в ядрени централи	Voelz (1967), Guskova (1999), Mikriukova et al. (2004), Okladnikova et al. (2007)

Някои експериментални данни и резултати от изследванията върху животни дават основание да се заключи, че помътняванията на очната леща, образували се вследствие на облъчване с ЙЛ, прогресират с времето. Към този момент въпросът остава спорен, както и ясната връзка между развитието на катаракта и облъчването. Един от най-важните и все още недобре дефинирани ефекти, свързани с въздействието на ЙЛ, е възникването на опацификации 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 по-точното определяне на границата на еквивалентната доза.

Чувствителността на окото по отношение на високите дози е добре известна, но съществуват неясноти по отношение на връзката „доза-ефект“. NCRP и ICRP поддържат тезата, че катарактата е детерминиран процес, с праг на възникване от 0,5 Gy. Въпреки това има проучвания, които съобщават за наличие на катаракта при популации, облъчени с по-ниски дози [134, 172]. Един от критичните моменти тук е дали откриването на ранни промени в очната леща са достатъчни за целите на стандартизирането и оценката на риска. Този подход 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.

Критерият на ICRP за определяне на праг за тъкънни реакции е количеството йонизиращо лъчение, необходимо, за да предизвика клиничен ефект в 1 % от облъчените индивиди. Ако увреждането на една клетка от лещения епител предизвика микропомътнявания, допринасящи за загуба на прозрачността й, ефектът трябва да бъде разглеждан като стохастичен. От друга страна, сливането на микро-помътняванията може да е резултат от групирането на увредените клетки, образувайки по-големи дефекти в лещата, които да прерастнат в клинично-значимо помътняване. Възможно е също да има праг за възникването на достатъчен брой увредени клетки, които евентуално да водят до клинично-значимо помътняване. В този случай ефектът трябва да се разглежда като детерминиран по произход [122]. Концепцията за съществуването на праг на дозата е от съществено значение за оценката на риска. Ако се окаже, че възникването на катаракта е стохастичен процес и не съществува праг на дозата, то тогава ще е необходимо преразглеждане на нормите за радиационна защита (РЗ).

1.2. Риск за радиационно индуцирана катаракта в интервенционалната рентгенология

Международната агенция за атомна енергия (IAEA) формулира три категории професионално облъчени лица с риск за получаване на значителни дози на очната леща: (1) работещи в относително нехомогенни радиационни полета; (2) работещи в силно нехомогенни полета, при което очната леща може да се окаже често облъчвана

и (3) работещи в условия на слабо-проникващи лъчения, като бета лъчения и фотонни лъчения с ниски енергии (под 15 keV), които допринасят към дозата на очната леща, но не допринасят към ефективната доза [79]. За първата категория, при наличие на защити за тялото, е необходимо да бъде преразгледана и обмислена възможността за защита на главата, включително и дозиметричен контрол на дозата на очната леща. Това важи и за втората категория лица, като включва всички, които нямат необходимата защита за главата, когато тя се намира в голяма близост до източник със силно проникващо лъчение или тези, които работят с източници на бета лъчения. В действителност тези групи се препокриват значително, но пък добре описват ситуациите, в които трябва да се обърне специално внимание на индивидуалната еквивалентна доза за очната леща. До намаляването на годишната граница на дозата, мониторинг на очната леща почти не е извършван, но в условията на новите изисквания е необходимо специфициране на тези групи. IAEA включва към тях работещи в медицината, работещи в ядрени централи и дефектоскописти. Настоящото изследване е съсредоточено върху първата група специалисти.

1.2.1. Фактори за лъчевото натоварване в интервенционалната рентгенология

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. Тези процедури са извършвани от лекари с различна специалност – рентгенология, кардиология, съдова хирургия, гастроентерология, урология, травматология и др. Инвазивната диагностика включва методите, при които диагностичната информация се постига чрез въвеждане в човешкото тяло на игли, катетри и други приспособления с или без въвеждане на контрастно средство [10]. Инвазивните методи, при които диагностичната информация се добива чрез въвеждане на контрастни средства в кръвоносните съдове чрез директна пункция или въвеждане на катетър в техния лумен, се обединяват под названието ангиография [10]. Интервенционалната рентгенология включва инвазивните процедури, при които се осъществяват и манипулации с лечебна цел. Общото между всички описани диагностични и терапевтични процедури е, че те се извършват под рентгенов скопичен контрол.

Според UNSCEAR, интервенционалните процедури, извършвани под

рентгенов контрол, са най-големият източник на професионално облъчване в медицината [162]. 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. По време на провеждане на изследванията лекарят и помощният персонал се намират в близост до пациента. Лъчевото натоварване на персонала в основната му част се състои от разсеяното лъчение от пациента [70, 119, 123]. Голямо влияние върху дозата на пациента и персонала има типът и възможностите на рентгеновата скопична уредба. Например, използването на уредба с рентгенова тръба, разположена над масата, води до над четири пъти по-високи дози на очната леща за лекаря, което е причина за описани от някои автори случаи на РИК [30, 40, 44, 114]. Други важни фактори за лъчевото натоварване на персонала са: (1) вида процедура, нейната сложност и начинът на провеждането й, (2) времето на скопия и броя на записаните образи, (3) използваните физико-технически параметри за скопия и графия; (4) използваните лъчезащитни средства – според Асоциацията по рентгенология на Северна Америка (RSNA), употребата на защитни екрани би могла да намали дозата на очната леща на персонала до 10 пъти, а употребата на защитни очила – до 25 пъти [148], (5) опита и лъчевата култура на персонала [1]. Комбинацията от големи мощности на дозата и голямо работно натоварване води до значително облъчване на откритите части на тялото на медицинските специалисти [42]. 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 [20, 94].

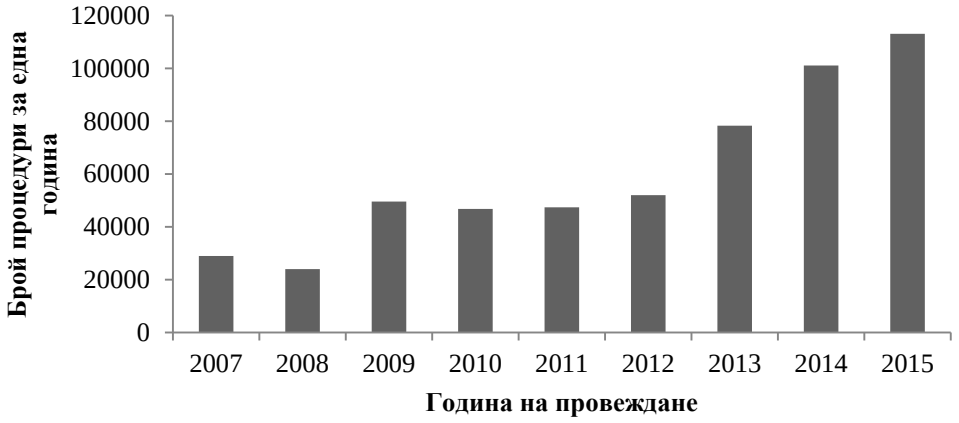
1.2.2. Средства за намаляване на облъчването на медицинските специалисти

Отслабването на разсеяното лъчение, достигащо до откритите части на тялото по време на интервенционални процедури, се постига с различни защитни средства: оловно-гумени престилки и защитни яки, екрани, завеси с оловен еквивалент, защитни очила, различни видове защитни шлемове, мобилни защитни екрани и др. От тях, за защита на очната леща служат очилата, екраните и шлемовете. Факторът на ефективност на тези средства зависи от тяхната конструкция и материал, като варира от 1,3 до 33 пъти [55, 112, 124, 163, 167]. Допълнителни фактори, влияещи на

ефективността им са: разстоянието до източника, позицията на медицинския специалист спрямо пациента; колимирането на снопа; разстоянието от фокуса на рентгеновата тръба до пациента; височината на оператора (определяща височината на масата), разстоянието от преобразувателя на образа до пациента; използваните работни характеристики на рентгеновия апарат и др. [37, 106]. Въпреки доказаната ефективност на повечето защитни средства, често те не се използват, като проучването показва, че защитни очила се използват от не повече от 30 % от медицинските специалисти [19, 166]. Причината е в липсата на достатъчни знания или пренебрегването на риска, а понякога и липсата на такива средства. Съществуват и данни, че защитните средства могат да създадат фалшиво усещане за защита, в случаите, в които лъчението се разпространява под ъгъл и реалната им ефективност е малка [115].

1.2.3. Интервенционалната рентгенология в България

В последните години в България се наблюдава значително нарастване на интервенционалните процедури, извършвани под рентгенов контрол. На фигура 5 е представено нарастването на интервенционалните процедури за периода от 2007 г. до 2015 г. вкл., изготвено по данни на Национален център по обществено здраве и анализи и Годишен отчет за извършена дейност на НЦРРЗ [14].



Фигура 5. Изменение на броя на интервенционалните процедури за периода от 2007 г. до 2015 г.

Честотата на интервенционалните процедури нараства през годините, като от 0,7 % през 2007 г. достига до 2,6 % през 2015 г. от общия брой рентгенови изследвания, но приносът им в колективната доза е нарастнал значително за

последните четири години: от 13,8 % през 2012 г. до 25,5 % през 2015 г., с тенденция за непрекъснато увеличаване.

1.2.4. Изследвания на дозата на очната леща в България

Публикувани са резултатите от две изследвания в България за оценка на дозата на очната леща [65, 150]. Тя е измервана с електронен дозиметър EDD-30 (Unfors, Sweden), калибриран в оперативната величина индивидуален дозов еквивалент $H_p(0,07)$ и проследим до Вторична стандартна дозиметрична лаборатория SSDL, София, България (SSDL) [104]. Детекторът е поставян на нивото на очите, от страната, разположена по-близо до рентгеновата тръба. И в двете отделения рутинно се използват защитни оловно-гумени престилки и яки, а защитни екрани не са налични. Христова-Попова и съавтори изследват натоварването на очната леща в отделение по минамално-инвазивна урология, като оценяват дозата на очната леща на основния оператор от 29 mSv до 40 mSv за една година, в зависимост от изполвания метод [65]. В това отделение рентгеновата тръба е разположена над масата, което е предпоставка за по-голямо облъчване. В изследването на Романова и съавтори в отделение по ортопедия, оценената доза за основния оператор е 16,2 mSv за една година [150]. Оценената доза е под годишната граница, но е над 15 mSv, което според препоръките на Директива 59/2013/Евратом на Съвета на Европа изисква извършването на регулярен контрол на дозата на очната леща [48]. Въпреки някои ограничения в методологията на тези проучвания, се вижда, че съществува риск от надвишаване на годишната граница на дозата за очна леща от 20 mSv, особено при неизползване на индивидуални защитни средства.

1.2.5. Изследвания за оценка на риска за катаракта в интервенционалната рентгенология

Проучването RELID (Retrospective Evaluation of Lens Injuries and Dose) на IAEA и някои други подобни проучвания са установили значително нарастване на честотата на изменение на очната леща сред интервенционалните кардиолози и асистиращия медицински персонал, като тази честота сред интервенционалните кардиолози е поне два пъти по-голяма в сравнение с групата необлъчени лица [20, 39, 107, 127, 168]. В таблица 3 са представени резултати от тези проучвания, в различните професионални групи и в контролната група, честотата на откритите помътнявания и катаракти в тези групи и вида (локализацията) на регистрираните

изменения.

Таблица 3. Клинични изследвания за оценка на риска за развитие на катаракта сред интервенционални специалисти.

Проучване, година	Брой	Професия	Регистрирани промени	Вид катаракта	Конт-рола	Регистрирани промени, %
Северна Америка, 2004 [20]	59		37,3 % помътнявания 8 катаракти		няма	-
Богота, Колумбия и Монтевидео, Унгария [168]	54	Кардиолози	50 % помътнявания	PSC	91	10 %
Богота, Колумбия и Монтевидео, Унгария [168]	69	Сестри	41 %	PSC		
Сърбия, 2009 [127]	1560		7,5 %		1680	1,5 %
Малайзия 2010 [39]	56	Кардиолози	52 %	PSC	22	9 %
Малайзия 2010 [39]	11	Сестри	45 %	PSC		
Франция, O'CLOC study [156]	106		60 % 23 % 17 %	NC CC PSC	99	69 % 29 % 5 %

Авторите считат, че вероятно има връзка между тежестта на промените и прогнозната кумулативна доза, въпреки че при оценката на тази връзка има твърде много влияещи фактори. Наблюдавана е нередовна употреба на защитни средства и дозиметри, което внася неопределеност при ретроспективната оценката на кумулативната доза.

1.2.6. Проучване RELID в България

Проучването по проекта RELID на IAEA за България е проведено през 2009 година, с участието на експерти от IAEA и от НЦРРЗ, Секция „Радиационна защита при медицинско облъчване“ и експерти-офталмолози. Изследвани са 18 интервенционални кардиолози, 24 медицински сестри, работещи в инвазивна кардиология, и контролна група от 20 души, неработещи с ЙЛ. Помътнявания на очната леща са открити при 22 % от кардиолозите, 42 % от медицинските сестри и при 8 % в контролната група. Важен момент в това проучване е не само изследването на състоянието на очната леща, но и съпътстващата анкета относно трудовия стаж в среда на йонизиращи лъчения, естеството на работа, и използването на лъчезащитни средства от всякакъв вид. Изследването показва, че защитни очила и

екрани се използват нередовно или не се използват, особено от медицинските сестри, а непрекъснат дозиметричен контрол на практика не се извършва [170].

1.2.7. Изводи от проучванията

На базата на обобщената към момента информация за ефектите от ЙЛ върху очната леща, авторите на повечето проучвания се обединяват около следните основни направления за бъдеща работа:

1. Продължаване на изследванията на механизма на възникване на катаракта вследствие на облъчване с ЙЛ;
2. Прецизиране на методите за оценка на дозата на очната леща, което ще допълни последващите епидемиологични проучвания;
3. Подобряване на РЗ на медицинските специалисти и повишаване на тяхната информираност, и редовно носене на индивидуалните дозиметри;
4. Регулярни прегледи на състоянието на очната леща.

Изследванията се обединяват и около факта, че когато облъчването с лъчения с ниско линейно предаване на енергията е фракционирано или се случва в продължителен период от време, латентният период за развитие на катаракта се увеличава и прогресията на заболяването се забавя [131].

1.3. Предизвикателства пред индивидуалната дозиметрия на очната леща

Десетократното намаляване на прага на дозата за възникване на катаракта има силно отражение за медицинските специалисти, работещи в интервенционалната рентгенология и кардиология. Дозате на очната леща за тях може да е съществена, особено при неизползването на лъчезащитни средства, като в рамките на нормалната продължителност на трудовия стаж е възможно да бъде достигната кумулативна доза, равна на новия праг от 0,5 Sv [79, 106, 167, 169]. Необходимо е да бъдат предприети адекватни защитни мерки за ненадвишаване на годишната граница на дозата, както и правилна и точна дозиметрия за определяне на групите засегнати лица [79, 102, 106].

Анализът на вероятността за надвишаване на нормативните граници изисква добро познаване на процедурите, включващи рентгеноскопичен контрол, а също и работните навици и организацията на работа при тяхното провеждане.

Интервенционалните медицински специалисти работят в нехомогенно поле на разсеяно рентгеново лъчение със средна енергия до около 80 keV. Тялото

обикновено е частично защитено от защитни средства. Това означава, че оценката на дозата силно ще зависи от разположението на персоналния дозиметър. За специалисти, използващи защитна оловно-гумена престилка, основният дозиметър се намира под нея. При това измерване дозата на откритите части на тялото ще бъде силно подценена.

Още преди промяната в границата на дозата за очна леща, ICRP препоръчва прилагането на т.нар. „двойна дозиметрия“ при специалистите, работещи в интервенционалната рентгенология. При нея, единият (основният) дозиметър се носи под защитната оловно-гумена престилката, а вторият (допълнителен) се поставя над нея, обикновено на нивото на яката [89, 94]. Вторият дозиметър служи за по-точна оценка на дозите, получавани от откритите части на тялото. Предлага се и алгоритъм за оценка на ефективната доза чрез претеглено сумиране на дозите от двата дозиметъра [108]. Дозиметърът на яката, съчетан с информация за практиките на работа и работното натоварване, позволява да се прецени и необходимостта от регулярен по-точен мониторинг на дозата на очната леща.

Директива 2013/59/Евратом на Съвета на Европа, която трябва да бъде въведена в националните законодателства до 2018 г., изисква за всички членове на персонала с потенциален риск да получат годишна доза на очната леща над 15 mSv, да бъде осигурен персонален мониторинг на очната леща [48]. Въпреки този кратък срок, все още няма консенсус по алгоритъма за оценка на индивидуалната доза (ефективна доза за цялото тяло и еквивалентна доза за отделните органи), както и по отношение на броя на дозиметрите и позиционирането им. Няма консенсус и по величината за калибриране на дозиметрите за измерване на дозата на очната леща.

1.3.1. Необходимост и позициониране на дозиметъра за очна леща

При хомогенно облъчване, дозиметър, носен на нивото на гърдите, осигурява достатъчно добра оценка на еквивалентната доза на очната леща. В случай на нехомогенно облъчване, каквото се наблюдава при използването на оловно-гумена престилка, се изискват различен подход. В този случай основният дозиметър, носен обикновено под престилката, няма да осигурява реална оценка на дозата на очната леща. Затова е необходим втори дозиметър, разположен над защитното облекло. Колкото по-близо до окото се намира този дозиметър, толкова по-точна е оценката [106]. Поставянето на дозиметъра на разстояние от окото, например върху оловно-гумената защитна яка, води до подценяване на дозата до 45% [56].

Въвеждането на двойна дозиметрия има сериозен икономически ефект, затова се препоръчва да се направи внимателна оценка за това кои професионално облъчени лица имат необходимост от такава. Публикация на ICRP от 2013 г. предлага алгоритъм за такава оценка [94].

Решението за позиционирането на дозиметъра трябва да се основава на измервания и оценки, съобразени с вида на дозиметрите и тяхното калибриране. За избягването на допълнителни грешки при извършване на оценките е необходимо изготвянето на ясни и точни инструкции.

1.3.2. Избор на дозиметър за оценка на дозата на очната леща

Дозиметрите, предназначени за оценка на дозата на очната леща трябва да бъдат калибрирани в подходящата за целта величина и да осигуряват измервания с минимална неопределеност при различни ъгли на облъчване и енергии на лъчението. Те трябва да бъдат с достатъчно малки размери, да позволяват здраво закрепване, като в същото време осигуряват комфорт при носене и не пречат на работата на медицинските специалисти.

За оценка на дозата могат да бъдат използвани два типа дозиметри – активни и пасивни.

1.3.2.1. Активни дозиметри

Активните дозиметри, или т.нар. електронни дозиметри, осигуряват директно отчитане на дозата. Това са дозиметри с електрическо захранване и с придружаващ софтуер, позволяващи директното отчитане на дозата [50]. Те притежават и допълнителни функции, като звукова сигнализация при зададени нива на дозата и мощността на дозата, възможност за натрупване и запазване на информацията. Електронните дозиметри имат ниско ниво на детектиране – обикновено около 1 μSv, което е поне десет пъти по-ниско от това на пасивните дозиметри. При ниски мощности на дозата точността на измерването може да е по-ниска, но достатъчна за целите, като честото отчитане позволява да се направи анализ на дозата в различни части на процедурата и приноса й към общата доза. Този анализ помага да се направи последваща оптимизация на работата и намаляване на облъчването [78]. Електронните дозиметри не се използват за целите на рутинния мониторинг, а като допълващи, в случаи на високи мощности на дозата и/или нехомогенни полета.

В интервенционалната рентгенология активните дозиметри се използват

сравнително рядко. Причината е, че твърде малко електронни дозиметри са подходящи за измерване на фотонни лъчения с ниски енергии и в условията на импулсни полета [164]. Наблюдава се повишен интерес към електронните дозиметри, поради възможността специалистите да имат информация за дозата и мощността на дозата в реално време [129, 152]. До този момент няма комерсиален активен дозиметър, калибриран за измерване на дозата на очната леща.

1.3.2.2. Пасивни термолуминесцентни дозиметри

Използват се различни видове твърдотелни детектори, като термолуминесцентни, филмови, фотолуминесцентни и др. Общото между тези детектори е, че те не позволяват директно отчитане, а оценката на акумулираната доза при облъчването се получава посредством последващо измерване и допълнителни пресмятания. В тази работа под термина „пасивни дозиметри“ ще се разбират дозиметри с термолуминесцентни детектори.

Термолуминесценцията се дефинира като излъчването на светлина при нагряването на твърдотелен образец (изолатор или полупроводник), предварително възбуден чрез йонизиращи лъчения [139]. Материалите, представляващи интерес в качеството си на термолуминофори, са различни видове изолатори – вещества с прост състав и кристална структура. Термолуминесцентната дозиметрия се основава на възбуждането на електроните, вследвствие на облъчване с ЙЛ, последващото им захващане в т.нар „капани“ и освобождаването на акумулираната енергия, чрез нагряване. В резултат на нагряването се излъчва светлина, количеството на която е пропорционално на погълнатата доза. Тази връзка се околичествява посредством калибрирането на дозиметрите [78].

Зависимостта на количеството светлина, излъчена по време на процеса на термолуминесценция, от температурата на нагрев се нарича „крива на термоизсветване“. Спектърът на термолуминесцентната емисия зависи от вида на примеса, добавен в кристала. Характерно за термолуминесценцията е, че в процеса на измерване центровете, създадени от ЙЛ, се разрушават и детекторът губи акумулираната информация. С подходящ избор на кристала и добавените примеси се осигурява: подходящ спектър на термолуминесценцията, линейна зависимост между дозата и ТЛ сигнала в максимално широк диапазон; намаляване на фединга (загубата на сигнал във времето между облъчването и измерването); намаляване на зависимостта от мощността на дозата. Цели се и постигне на по-ниска цена,

позволяваща масовата употреба на дозиметъра.

Процедурата по измерване на ТЛД се свежда до нагряване на облъчения детектор в определени температурни граници, като в процеса на нагряване се измерва интензивността на луминесценцията. Пълната светосума, отделяща се в процеса на нагряване, е мярка за погълнатата доза [6].

Най-често използвани за индивидуална дозиметрия в медицината са ТЛ детектори от LiF, които са тъканно еквивалентни и имат ниска енергийна зависимост (максимум + 30%) и широк обхват по доза (0,2 - 10 Gy). Федингът, след прилагане на специална процедура по отгряване, също е пренебрежим. Високите дози предизвикват увреждане на детекторите, което се изразява в намаляване на чувствителността им [161].

Дозиметърът за оценка на персоналния дозов еквивалент се състои от един или няколко пасивни детектора, поставени в държач. Правилният избор на дозиметър играе важна роля в оценката на дозата. За установяване дали дозиметърът е подходящ за поставените цели, преди въвеждането му в употреба е необходимо той да бъде щателно изследван с подходящите качества на лъчението, близки до условията, в които ще бъде използван.

1.3.2.3. Термолуминесцентни дозиметрични системи

Термолуминесцентните дозиметрични системи се състоят от: а) пасивни дозиметри с индивидуална идентификация, съдържащи един или повече ТЛ детектори; б) четец (анализатор), в който детекторите се нагряват след облъчването и се измерва количеството излъчена светлина; в) компютър с подходящ софтуер за контрол на четеца, изчисляване, съхраняване и оценка на дозите; г) допълнителни технически средства за работа с дозиметрите. Необходимо е да има и процедури и методики за начина на измерване на детекторите и за оценка на дозата [2].

1.3.3. Калибриране

Всеки дозиметър трябва да бъде първоначално калибриран и рекалибриран периодично съгласно международно признати практики и да удовлетворява изискванията на съответните международни стандарти [23].

Калибрирането е действие за предаване на измерваната величина от еталона към средството за измерване. То се извършва при определени условия в два етапа: на първия етап се установява зависимост между стойностите на величината с техните

неопределености на измерване, получени чрез еталоните, а на втория етап тази информация се използва за установяване на зависимостта между сигнала на калибрираното средство за измерване и измерваната величина [3].

Калибрирането на индивидуалните дозиметри за очна леща включва: избор на дозиметричната величина, проследимостта й до национален еталон, избор на фантом за калибриране и избор на дозиметър за калибриране.

1.3.3.1. Избор на величина за калибриране

За оценка на дозата на очната леща Публикации 47 и 51 на ICRP дефинират величината индивидуален дозов еквивалент на дълбочина 3 mm, $H_p(3)$, но тя дълго остава невъведена в практиката [84, 86]. Причината е в липсата на необходимост за практическо измерване, поради високата до скоро граница на дозата за очната леща от 150 mSv a^{-1}.

Намалената годишна граница направи темата актуална, но все още има малко специални дозиметри за очна леща [31, 57, 143]. Една от причините за това е липсата на международен стандарт за калибриране във величината $H_p(3)$, включително подходящ фантом и съответните конверсионни коефициенти. Специално разработен за целта дозиметър е предложен по проекта ORAMED [31]. По този проект е предложен и нов цилиндричен фантом за целите на калибрирането.

Някои автори считат, че дозиметрите, калибрирани във величината $H_p(0,07)$, дават достатъчно добра оценка на дозата на очната леща при облъчване с фотонни лъчения [26]. Szumska и съавтори показват, че дозата на очната леща може да се оцени с дозиметър, калибриран във величината $H_p(0,07)$ и носен на нивото на яката, въпреки че неопределеността на измерването е относително висока [160].

Точната оценка на дозата на очната леща е един от най-важните аспекти при търсенето на корелация между дозата и наблюдаваните помътнявания в очната леща сред медицинските специалисти. Счита се, че най-добра, макар и консервативна оценка без прекомерно надценяване, ще осигурява дозиметър, калибриран във величината $H_p(3)$ с използването на подходящ за целта фантом, представящ човешката глава [58].

1.3.3.2. Избор на фантом за калибриране

Изборът на фантом за калибриране зависи от поставената задача и от избора на величина за калибриране. За калибриране на индивидуални дозиметри са

стандартизирани два фантома: плосък фантом (SLAB), имитиращ торакс на човек, с размери 30x30x15 cm^3, изработен от PMMA и пълен с вода, и цилиндричен фантом-пръчка (ROD), имитиращ пръст, с диаметър 1,9 cm и дължина 30 cm.

Повечето дозиметри за $H_p(0,07)$ са калибрирани на ROD фантома, тъй като тази величина представя най-добре дозата на повърхностно разположени органи (например кожата) и затова тези дозиметри се носят най-често на пръст или ръка.

Някои автори считат, че дозиметър, калибриран във величината $H_p(0,07)$, но при използването на SLAB фантом, би дал достатъчно добра оценка на дозата на очната леща в поле на фотонни лъчения [26]. Това се обяснява с размера на главата, която се апроксимира по-добре с плоския фантом, отколкото с ROD фантома. Дозиметрите за $H_p(0,07)$, калибрирани на SLAB или ROD фантом, ще имат различно показание, поради различното обратно разсейване [28]. Това води до увеличаване на общата неопределеност на резултата от измерването [37].

Международният стандарт ISO 4037-3 препоръчва фантомът за калибриране да възпроизвежда възможно най-добре поглъщането и разсейването на частта от тялото, на която ще се носи съответния дозиметър [104]. Това определя необходимостта от въвеждането и стандартизирането на фантом за целите на дозиметрията на очната леща, който да бъде близък по форма и маса с човешка глава. Още през 2007 г. Ferrari и съавтори предлагат плосък фантом с редуцирани размери, 15x20x20 cm^3, като доказват, че той дава по-добри резултати при оценка на дозата на очната леща, в сравнение със стандартния плосък фантом с размери 15x30x30 cm^3 [52]. Gualdrini и съавтори предлагат цилиндричен фантом, пълен с вода, с височина 20 cm, диаметър 20 cm и дебелина на стената 0,5 cm [59]. Размерите му са малко по-големи от стандартните размери на главата, за да отчита наличието на черепа. Друго предимство на този фантом е лесната му изработка и намаляването на ъгловата зависимост на калибрираните дозиметри в сравнение с калибрирането им върху плосък фантом.

1.4. Изводи от обзора на литературата

Проучването на състоянието на проблема показа 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 [175]. 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) [74]. 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.

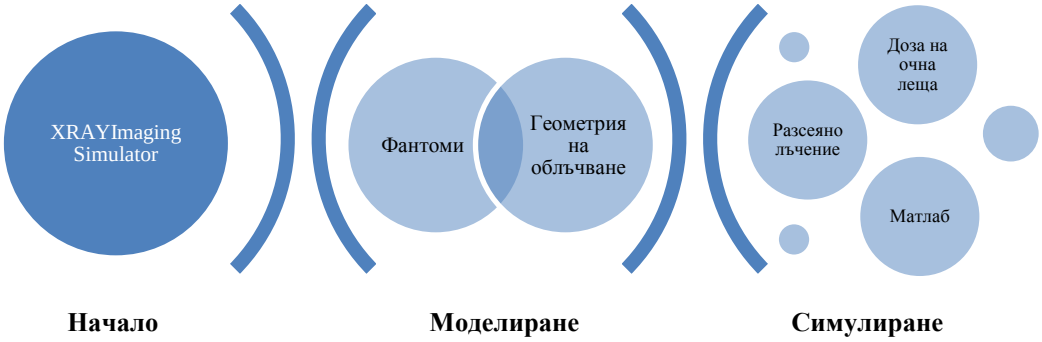
В представените в дисертационния труд задачи бяха използвани различни напрежения и филтърни комбинации. За прегледност те са описани допълнително към всяка от задачите.

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 [118].

3.3.1. Структура

Схематично представяне на структурата на XRAYImaging Simulator и последователността при работа е представено на фигура 6.



Фигура 6. Схематично представяне на организацията на работа 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 могат 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 [73]; (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) [117].

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 [91, 155]. 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 [116].

3.3.2. Изчисляване на погълнатата доза и еквивалентната доза

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

$$D_{\mathrm{T}} = \frac{\varepsilon_{\mathrm{T}}}{m_{\mathrm{T}}}\ [\mathrm{Gy}], \tag{1}$$

където:

m_{T} е масата на тъканта или органа, kg;

ε_{T} е предадената енергия в този орган или тъкан, J [91].

Еквивалентна доза в орган или тъкан е:

$$H_{\mathrm{T}} = \sum_{\mathrm{T}} w_R\, D_{\mathrm{T,R}}\ [\mathrm{Sv}], \tag{2}$$

където:

$D_{\mathrm{T,R}}$ 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 Sv = $J.kg^{-1}$. Числената стойност на радиационния тегловен фактор за фотонни лъчения е w_R=1 и органната доза за единица керма във въздух ($Gy.Gy^{-1}$) е числено равна на органната еквивалентна доза за единица керма във въздух ($Sv.Gy^{-1}$) [91], т.е. в разглежданата ситуация, погълнатата доза в окото ще бъде числено равна на еквивалентната доза:

$$H_T\ [\mathrm{mSv}] = D\ [\mathrm{mGy}]\ [91]. \qquad (3)$$

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 0,1x0,1x0,1 mm^3, като броят воксели се определя по формулата [33]:

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

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:

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

където:

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

dm е масата на воксела, kg.

Масата на воксела се изчислява по формулата:

$$m = \rho.V\ [\mathrm{kg}], \qquad (6)$$

където:

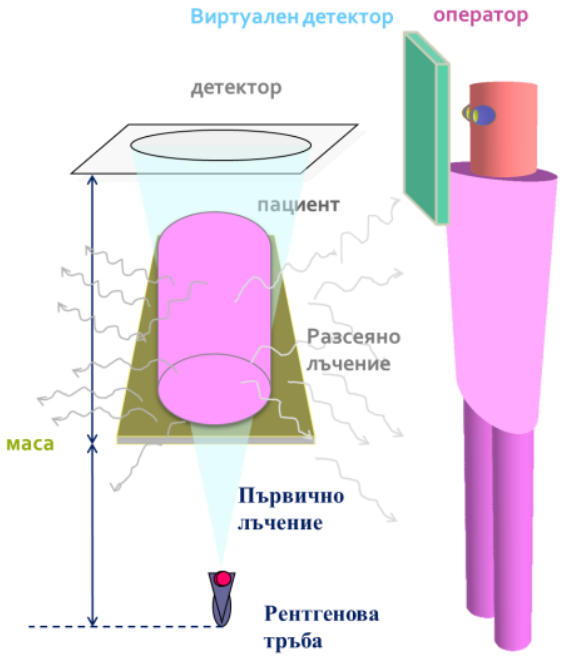
ρ е плътността на воксела, $kg.m^{-3}$;

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 7. Всички размери и разстояния „източник–детектор“, „детектор–пациент“ се избират от потребителя. За ясност, разстоянията и геометриите на облъчване ще бъдат описвани към всяка решена задача.



Фигура 7. 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 геомерични форми: куб, паралелепипед, прав кръгов цилиндър, елиптичен цилиндър, сфера, елипсоид. Фигура 7 представя нагледно фантомите, използвани в проучването. В таблица 4 са описани формата, геометричните размери и състава на моделираните обекти, като са включени всички видове фантоми, използвани за решаване на поставените задачи.

Таблица 4. 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 cm, r = 8 cm	Вода
Торс	Елиптичен цилиндър	h = 70 cm, a = 40 cm, b = 20 cm	Вода
Крака	Прав кръгов цилиндър	h = 80 cm, r = 5 cm	Вода
Око			
Леща	Елипсоид	0,5 x 0,5 x 0,21 cm^3	Око
Роговица	Сфера	d = 15,5 cm	Око
Склера	Сфера	d = 24,2 cm	Око
Пациент	Елиптичен цилиндър	h = 70 cm, a = 40 cm, b = 20 cm	Вода
	Прав кръгов цилиндър	h = 15 cm, r = 20 cm	Тъкан на ICRU
Пациентна маса	Паралелепипед	h = 1,0 cm, a = 100 cm, b = 60 cm	Алуминий

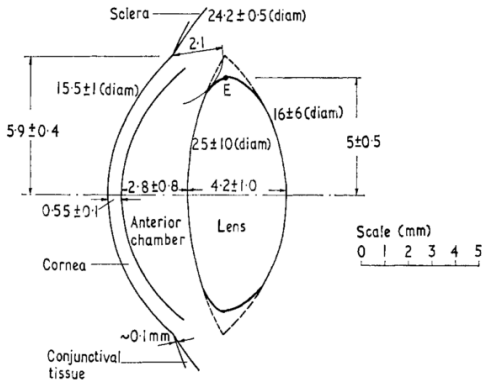
Елементният състав на тъканите, като процент от масата на органа, е представен в таблица 5 [87, 88].

Таблица 5. Елементен 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 [88]									
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 [87]	11,1			88,9					1,00
4 елементна тъкан на ICRU [87]									
	10,1	11,1	02,6	76,2					1,00

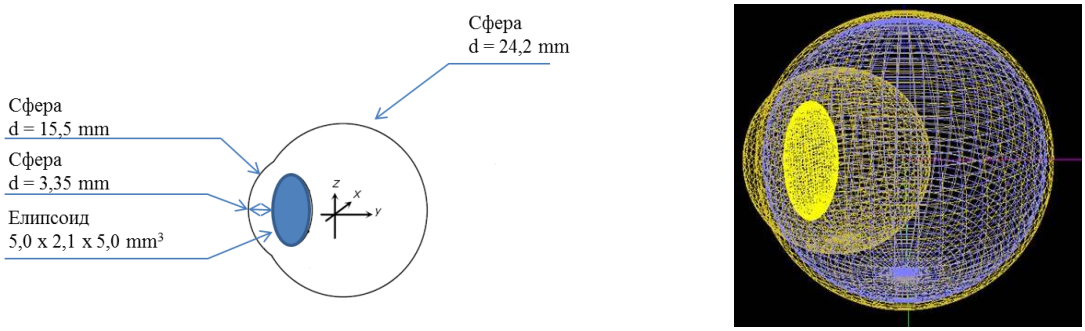
3.3.4.1. Око

Окото на оператора бе представено чрез комбинация от сфери. Плътността и елементният им състав са показани в таблица 5, като са използвани средни стойности между елементния състав на окото за мъж и жена [88]. За целите на моделирането и транспорта на фотоните бе използван средният елементен състав на цялото око, предложен от Публикация 110 на ICRP [88]. Размерите и формата на всеки компонент на окото (фигура 8) са взаимствани от Charles and Brown [38].



Фигура 8. Средни размери на неакомодирано око. Посочените вариации показват размерите при нормална възрастна популация (22-65 г.) [38].

Според този модел на окото, за нормална възрастна популация очната леща е разположена на минимална дълбочина 2,3 ± 0,4 mm. Положението ѝ е определено от разстоянието между предната повърхност на лещата и роговицата, което е 3,35 mm за неакомодирано око [38, 90]. Моделът, използван в симулациите, е представен на фигура 9.



Фигура 9. 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 [90]. Височината на „главата" съответства на математическия MIRD модел на човек, а радиусът бе избран да съответства на 95-ия персентил от антропоморфните размери на човешка глава [69]. 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 математичния модел на MIRD фантома [128]. Краката и главата на пациента не са

моделирани, тъй като техният принос към разсеяното лъчение е пренебрежим по отношение на изследваната геометрия на облъчване [155].

3.3.4.4. Пациентна маса

Пациентната маса е с размери 0,1x60x100 cm^3. Размерите и елементният състав бяха избрани да съответстват на масите в съвременните ангиографски уредби, изработвани от материал на базата на въглеродни влакна [32, 66, 145]. Масата, изработена от слоеве въглеродни влакна, е с Al еквивалент от 0,7 mm до 1,4 mm [32, 145, 154].

3.3.4.5. Анализ и визуализации

Обработката на получените резултати и визуализациите бяха направени с Matlab 8.1 [18]. 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 [132]. 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 7.10^6 и 4.10^7.

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 окото бе използван електронен дозиметър EDD-30 (Unfors, Sweden), представен на фигура 10. Детекторът представлява малък силициев диод, закрепен на дълъг кабел, позволяващ измерване на дозата на специфични части от тялото – ръце, крака, очи и др. [67].

Фигура 10. 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 отговорът на дозиметъра е в съответствие с изискванията на стандарт IEC 61526 [97, 164]. Техническите му параметри са представени в таблица 6 [67]. Дозиметърът е подходящ за измерване на дозата в разсеяно рентгеново лъчение на импулсни полета [159].

Таблица 6. Технически параметри на EDD-30 (Unfors)[66].

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

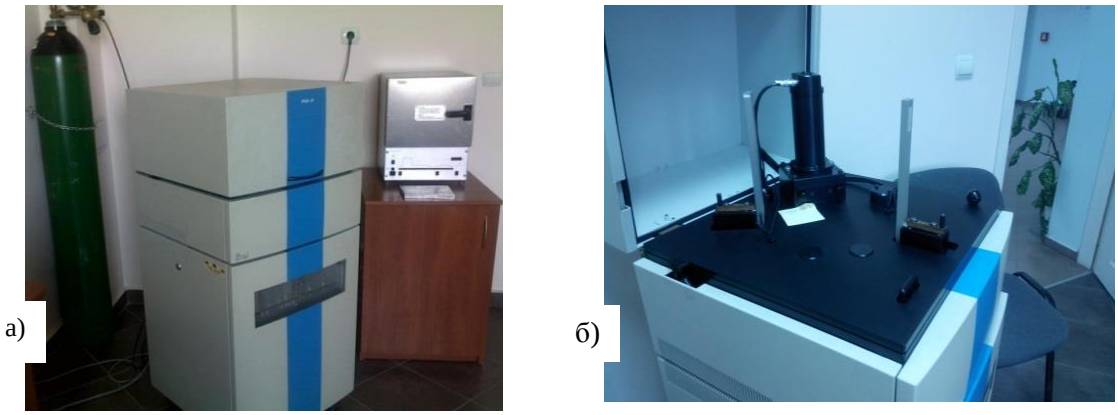
За измерване на дозата на очната леща дозиметърът бе калибриран във величината индивидуален дозов еквивалент на дълбочина 0,07 mm, $H_p(0,07)$ в mSv, с „тесен спектър“ на рентгеновото лъчение N80 и проследим до SSDL [104]. Дозиметърът бе поставян в максимална близост до окото на оператора, намиращо се от страната на рентгеновата уредба (фигура 11). Поради спецификата на измерванията, показанията на дозиметъра не бяха коригирани за ъглова зависимост.

Фигура 11. EDD-30 (Unfors), начин на закрепване.

3.5. Термолуминецентни дозиметрични системи

За отчитане на детекторите бяха използвани два термолуминесцентни анализатора (четци). Дозиметричните системи отговорят на изискванията на БДС EN 62387-1 [2].

3.5.1. PCL3 Автоматичен TLD четец (Fimel)



Фигура 12. а) PCL 3, цялостен изглед, б) PCL 3, изглед на блок за зареждане, измерване и разтоварване на детекторите.

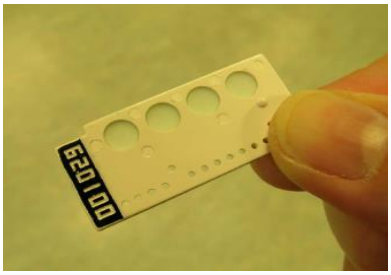
Термолуминесцентният анализатор PCL3, показан на фигура 12, е автоматизирана система за измерване на ТЛ детектори. Детекторите се поставят в пълнител за зареждане, придвижват се последователно до нагревателите за контактно нагряване и автоматично се прехвърлят към пълнител за разтоварване. По време на 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 13 е представена системата за измерване на термолуминесцентни детектори RE-2000 TLD четец (Mirion).

Фигура 13. 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 14 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 14. 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 7.

Таблица 7. 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 8.

Таблица 8. 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 [2], с коефициент на вариация v < 4 %. За сепарирането, детекторите бяха облъчени с рентгеново лъчение с качество S-Cs (^{137}Cs) и стойност на величината $H_p(3) = 1,0 \pm 0,02$ 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 15.

Фигура 15. Термолуминесцентен дозиметър тип EYE-D™ [68].

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 й 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 [2]. 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 [92] ICRP препоръчва две нива при оценката на неопределеността. Първото е в близост до съответните дозови граници, където се допуска неопределеност до ± 50 %. Второто е в областта на нивото на запис, където неопределеността може да достигне до ± 100 %. С приетата неопределеност се изчислява „тромпетната 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 [92].

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 [78].

3.5.3.3. Ниво на детектиране (LOD)

Нивото на детектиране (LOD) се дефинира като най-ниската доза, измервана при отнапред зададен доверителен интервал [63]. 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 [140]. След това LOD се определя по формулата:

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

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_1 е средния индивидуален дозов еквивалент на групата детектори, облъчени с доза значително по-голяма от фоновата;

s_1 е относителното стандартно отклонение на извадката от дозиметри,

облъчени с индивидуален дозов еквивалент H_1;

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 [2]. 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:

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

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 [2]:

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

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 флуктуира поради статистически причини. Следователно коефициентът на вариация *v* на измерената величина е важен параметър при оценката на качеството и неопределеността на резултата от измерванията [35]. Статистическите флуктуации на изчислената величина за една ТЛД система по отношение на величината $H_p(3)$ трябва да изпълняват следните изисквания [2]:

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

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 [25]. Относителната енергийна зависимост се представя като отношение на показанието $G(Q)$ на дозиметрите за всяко качество на рентгеновото лъчението към показанието $G(^{137}Cs)$ за гама-лъчението на ^{137}Cs (E_γ = 662 keV). Аналитичният израз е:

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

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, $m^2.kg^{-1}$.

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

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

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, $m^2.kg^{-1}$;

d е дебелината на детекторите, m;

ρ е плътността на детекторите, $kg.m^{-3}$[25].

Масовите коефициенти на предаване на енергията се вземат от NIST [132], 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 [2, 104]. Тестът се счита за успешно извършен, ако за всяко качество на лъчението е изпълнено неравенството 17:

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

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 [50]. 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 [51, 136].

Стандартната неопределеност може да бъде два типа: „тип А“, и „тип В“ [16].

Източниците на неопределеност от „тип А“ обикновено са нехомогенност (неоднородност) 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 [46, 80].

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 B“ 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. [64].

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:

$$\mathrm{U}_m = \sqrt{\mathrm{U}_\mathrm{A}^2 + \mathrm{U}_\mathrm{B}^2}$$ [99]. (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) [51, 99]. 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:

$$u_i\left(h_p(3)\right) = |c_i|s_i, \tag{23}$$

където:

i е съответната входна величина.

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

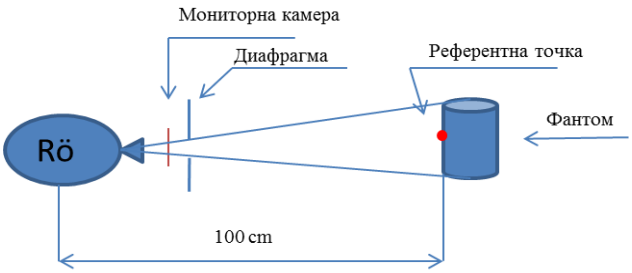
$$u_c\left(h_p(3)\right) = \sqrt{u_i^2(h_p(3))} \tag{24}$$

Където:

i *е* съответната входна величина

Разширена неопределеност на измерването $U = k.u_c\left(h_p(3)\right)$, където k = 2 е фактор на покриване, при ниво на достоверност P = 95 % [16].

3.5.4. Геометрия на облъчването в лабораторни условия



Фигура 16. 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 [77, 104]. За последните са публикувани конверсионни коефициенти към оперативната величина $H_p(3)$, определени за цилиндричен фантом с височина 20 cm и диаметър 20 cm [34]. 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 9.

Таблица 9. Референтни лъчения, използвани в описаните задачи [75-77, 151].

		U, kV	**Филтрация**			$\bar{E}$, **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 mmAl
	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 Спиърман, приложим в случаите, когато не са изпълнени изискванията на корелация по метода на Пиърсън и когато липсва нормално разпределение на данните или броят им не е достатъчен за извършване на теста на Пиърсън [45, 157].

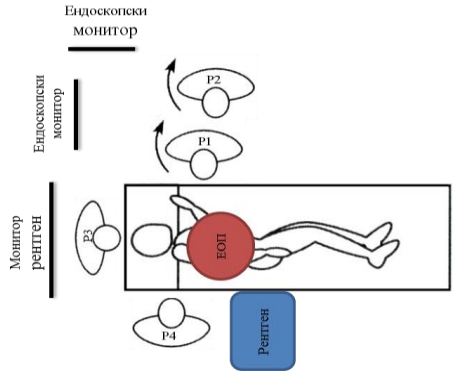
За установяване на съгласие между два метода е използван Бланд-Олтман анализ. Най-често той се използва за оценка на относителното съгласие между два аналитични метода [4].

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 едно от най-натоварените отделения по гастроентерология в България, извършващо около 800 процедури ретроградна холангиопанкреатография (ERCP) годишно. ERCP е изследване за диагностициране или терапия на жлъчката и/или панкреаса, извършвано под рентгеноскопичен контрол [36].

ERCP процедурите обикновено се извършват от 4-членен екип, включващ един или двама гастроентеролози, една или две медицински сестри и анестезиолог, които са в непосредствена близост до пациента. Мястото на основния оператор се определя от дължината на дуоденоскопа. Операторът е обърнат с лявото си рамо към пациента, с лице към мониторите за наблюдение, в резултат на което лявото му око е по-облъчвано от дясното. На фигура 17 е представено типично разположение на медицинските специалисти, а в таблица 10 са показани типичните разстояния по време на работа за всяка позиция.



Фигура 17. Разположение на пациента и екипа: гастроентеролог (P1), асистент-гастроентеролог или медицинска сестра (P2), медицинска сестра (P3), анестезиолог (P4).

От записите в отделението бе определено цялостното работно натоварване, което е 800 процедури за 200 работни дни. Тези данни бяха използвани за оценка на годишната доза на очната леща. Всички процедури се извършват от двама гастроентеролози (един основен и едни асистиращ). Оценката на работното натоварване показа, че анестезиологът и гастроентерологът участват средно в две процедури ERCP дневно, а асистиращият персонал (асистент-оператор и медицински сестри) – в средно по една процедура дневно.

В отделението са налични защитни престилки и яки за всеки член от екипа, един чифт защитни очила с оловен еквивалент от 0,75 mm без странична защита и два защитни шлема с оловен еквивалент 0,1 mm. Един от основните оператори използва редовно защитни очила, а един от асистентите – защитен шлем. Измерванията за оценката на дозата на очната леща са направени над защитните средства.

4.1.1. Резултати от измерванията на дозата на очната леща

Измерванията бяха извършени през април и август 2014 г. 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 ERCP процедури. Поради наличието само на един електронен дозиметър, измерванията в различните позиции бяха проведени при различни процедури – при 15 за основния оператор – гастроентеролог, намиращ се по време на процедурата в позиция P1; 14 за анестезиолога, намиращ се в позиция P4; 13 за медицинска сестра, работеща в позиция P3 и 7 за асистент-оператора в позиция P2. 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 10. За всяка величина са показани средната стойност, в скобите - минималната и максималната стойности, и стандартното отклонение.

Таблица 10. Резултати от измерванията в различните позиции на медицинския персонал. В таблицата са показани средната стойност, в скобите минималната и максималната стойност и стандартното отклонение.

Медицин-ски специалист	**$H_p(0.07)$/про-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), **14,5**	**838,2** (264,7-1264,0), **304,5**	**2,6** (0,6-6,0), **1,7**	**3,8** (1,0-11,1), **2,6**	**50-80**
Асистент **(P2)**	**6,7** (0,5-17,5), **6,6**	**456,6** (187,3-1068,0), **288,6**	**0,2** (0-0,7), **0,2**	**3,4** (1,2-28,8), **3,4**	**80-100**
Медицинска сестра **(P3)**	**26,1** (2,6-111,5), **29,7**	**699,2** (327,7-1384,0), **298,1**	**5,9** (0,8-14,0), **7,2**	**7,9** (1,3-10,3), **8,8**	**65-80**
Анестезиолог **(P4)**	**20,4** (7,8-47,5), **12,0**	**1220,0** (659,5-2906,0), **565,5**	**2,1** (0,9-5,6), **1,3**	**2,3** (1,0-5,7), **1,3**	**30-40**

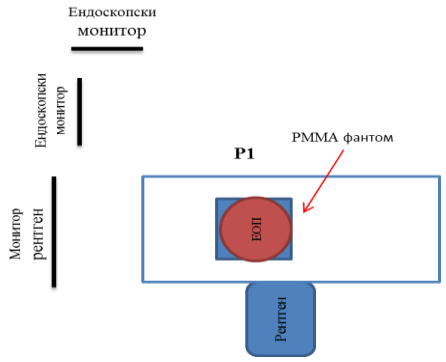
Времето на скопия варира от 1,0 min до 28,8 min, със средна стойност 4,6 min. Времето за облъчване на медицинските специалисти, оценено с EDD-30, варира от 0,0 min до 14,0 min, със средна стойност от 3,5 min. Изчислената средна доза за една процедура ERCP и оценената годишна доза за всеки член на екипа са представени в таблица 11. Средната годишна доза за една процедура бе оценена чрез умножаване на средната мощност на дозата във всяка позиция по средното време на скопия и средното време на облъчване, съответно. Годишната доза бе изчислена чрез умножаване на съответната средна доза за очна леща за една процедура по типичното работно натоварване. За основния оператор и анестезиолога то е 400 процедури годишно, за асистиращия персонал и медицинските сестри - 200 процедури годишно.

Таблица 11. 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

4.1.2. Изследване ефективността на защитен шлем

Оценката на ефективността на защитния шлем бе извършена чрез фантомно измерване. На мястото на пациента бе поставен PMMA фантом с размери 20x20x20 cm^3, имитиращ стандартен пациент. В позиция P1, на статив с височина 160 cm бе поставен наличният защитен шлем (фигура 18).



Фигура 18. Разположение на фантом и EDD-30 (Unfors), при фантомното измерване.

Измерването бе извършено в наличните два режима на скопия: непрекъсната скопия, най-често използвана при процедурите, и импулсна скопия със скорост 8 fps. Резултатите са показани в Таблица 12.

Таблица 12. 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
Непрекъсната	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 непрекъсната скопия и до нивото на фона при импулсна скопия.

4.1.3. Дискусия

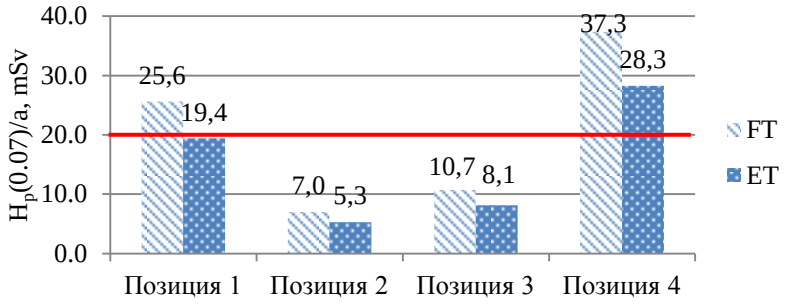
Разликите между FT и ET (винаги FT > ET) могат да бъдат обяснени с факта, че ET бе измервана с детектора, разположен на главата на медицинското лице, което е на разстояние от източника на рентгеново лъчение. Поради това, при по-големи разстояния, мощността на разсеяното лъчение, достигащо до детектора, 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 Спиърман). Това се обяснява с малкото разстояние между анестезиолога и пациента.

Най-голямата средна доза за процедура (26,1 μSv) е получена за медицинската сестра в позиция P3, а най-ниска (6,7 μSv) - за асистента в позиция P2 (таблица 10). Поради различното средно време на скопия при съответните измервания, средната доза на очната леща беше нормирана към времето на скопия. В резултат, най-висока е дозата на анестезиолога (P4), следвана от тази на основния оператор (P1), медицинската сестра (P3) и асистента (P2), съответно 8,9 $\mu Sv.min^{-1}$; 4,1 $\mu Sv.min^{-1}$; 3,3 $\mu Sv.min^{-1}$ и 2,0 $\mu Sv.min^{-1}$. Това съответства на съотношението на измерените средни стойности на мощността на дозата в съответните позиции (таблица 10). Обяснението е, че анестезиологът и гастроентерологът се намират най-близо до пациента и рентгеновата тръба, докато асистент-операторът се намира далеч от пациента и зад гастроентеролога.

Изчислената доза за една процедура за различните позиции е представена в таблица 11. При използване за изчислението на FT, тя се изменя от 34,9 μSv до

93,3 μSv в зависимост от позицията, а при използване на ET варира от 26,4 μSv до 70,6 μSv.

Оценката на годишното лъчево натоварване бе извършена на базата на средната стойност на FT/ET от всички процедури и средната мощност на дозата за всяка позиция. Оцененият годишен дозов еквивалент е представен на фигура 19.



Фигура 19. Екстраполация до годишни нива на дозата на очната леща в различните позиции и сравняване с годишната граница от 20 mSv.

Най-голяма стойност на индивидуалния дозов еквивалент е оценена за анестезиолога – 37,3 mSv и 28,3 mSv, в зависимост от метода за изчисляване. Тази доза надвишава годишната граница 1,8 - 1,4 пъти. За позицията на основния оператор тази оценка е близо или над годишната граница. За медицинската сестра, работеща в позиция P3, оценената годишна доза е от 1,9 - 2,5 пъти по-ниска от годишната граница, а за асистент-оператора тя е 2,9 - 3,8 пъти по-ниска. Тези резултати се обясняват както с разположението на персонала по време на процедурите, така и с различното работно натоварване за всеки от тях.

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 [137, 166]. Използването на FT за оценката е консервативен подход и води до надценяване на реално получаваните дози [47]. 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.

4.1.4. Препоръчани защитни мерки

В резултат на проведеното проучване, бе препоръчано постоянно използване на защитни очила или шлемове от всички членове на екипа. Допълнителна защита може да бъде осигурена с монтиране на окачени на тавана подвижни екрани както за

основния оператор, така и от страната на медицинската сестра и анестезиолога [147, 153]. Препоръчано бе използването на импулсна скопия във всички случаи, когато диагностичният процес го позволява. Използването на тези мерки ще намали облъчването на очната леща, както и на другите открити части на тялото.

4.1.5. Обобщени данни от предварителните проучвания при процедури под рентгеноскопичен контрол

В таблица 13 са представени обобщените резултати от представеното тук проучване при гастроентерологични процедури и от предишни изследвания по същия метод в отделения по ендоурология и ортопедия на същото лечебно заведение [65, 150]. Анализът показва, че има реален риск за превишаване на границата на индивидуалната еквивалентна доза за очната леща за един или повече членове на екипа. В изследването на Романова и съавтори, в отделение по ортопедия, оценената доза е под годишната граница, но е над 15 mSv [150]. И в трите отделения защитни екрани не са налични, а защитни очила почти не се използват.

Таблица 13. Обобщени резултати от измерванията в реално време в различни медицински отделения.

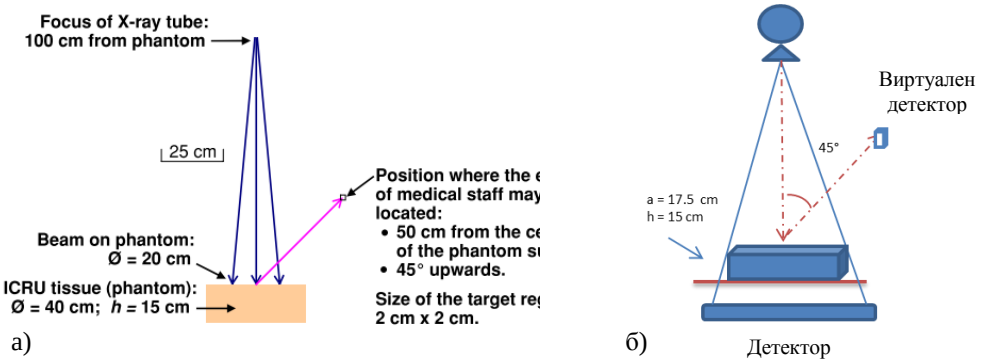
	Процедура	Индивидуална еквивалентна доза на очна леща/процедура, µSv	Оценена годишна доза за очна леща, mSv	Източник
УРОЛО-ГИЯ	**Уретерореноскопия (URS)** Оператор **Перкутанна нефролитотрипсия (PCNL)** Оператор	42,7 214,2	**40**	Ю. Христова-Попова и съавтори [65]
ГАСТРО ЕНТЕРОЛО-ГИЯ	**ERCP** Гастроентеролог Асистиращ персонал Медицинска сестра Анестезиолог	- - - -	**25,6/19,4** 7/5,3 10,7/8,1 **37,3/28,3**	Това проучване
ОРТОПЕДИЯ	**Фрактура Феморис** Уредба Mobile Biplanar 500 **Fractura cruris** Уредба Mobile Biplanar 500 **Fractura cruris** Уредба Fluorostar 7900 C-arm	47,2 2,1 0,28	16,2	К. Романова и съавтори [150]

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 [48].

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 [26]. За целта бе възпроизведена геометрията на облъчване от тази публикация, като данните от първичния и разсеяния рентгенови спектри бяха предоставени за използване от автора. На фигура 20 е представена геометрията на облъчване, възпроизведена в това проучване, сравнена с тази на Behrens и сътрудници.



Фигура 20. Геометрия на облъчването, представена от R. Behrens и съавтори [26] и възпроизведена с XRAYImaging simulator [33].

4.2.1.1. Геометрия на облъчване

Размерите, формата и състава на фантомите в двете проучвания са представени в таблица 14.

Таблица 14. 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	-

Използваната от Behrens и съавтори геометрия на облъчване (фигура 20 а) е: разстояние фокус-фантом 100 cm, разстояние от повърхността на фантома до целевия обект, в който се записват разсеяните фотони 50 cm, като ъгълът спрямо нормалата към фантома е 45°. Целевият обект е с размери 2x2 cm^2. Пациентът е симулиран чрез прав кръгов цилиндър с размери, представени в таблица 14. За изчисленията е използван пакет за извършване на транспорта на частиците FLURZnrc, който е част от EGSnrc, version V4-r2-2-5 [109]. Проследяването и записването на фотоните се осъществява до енергия 1 keV. Максималната относителна енергийна загуба за електрони е 25 %. Рентгеновият източник е симулиран като точков.

Използваната геометрия на облъчване в модула за моделиране на геометрията (Geometry Modelling Module / XRAYImaging Simulator) е представена на фигура 20 б. Размерите, формата и състава на фантомите са описани в таблица 14. За начало на координатната система е избран геометричният център на фантома, изобразяващ пациент. Всички разстояния са преизчислени по отношение на началото на координатната система и спрямо геометричните центрове на фантомите, както следва: разстояние фокус-детектор 120 cm, разстояние „фокус – начало на координатната система“ 107,5 cm. За осигуряване на еднакви условия на облъчване и разсейване, полето във формата на окръжност бе преизчислено в еквивалентен квадрат със същата площ по формулата:

$$a^2 = \pi r^2, \qquad (25)$$

където a е страната на квадрата, mm, а r е радиусът на окръжността, mm (Таблица 14).

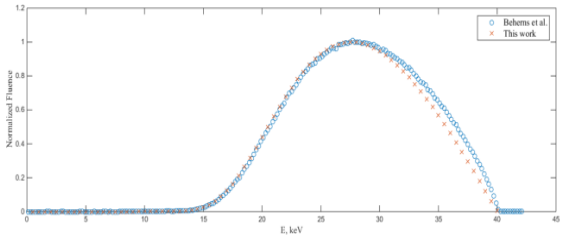
В този случай a = 17,7 cm и размерът на полето върху детектора е 20x20 cm^2. Спектърът на първичното лъчение също бе преизчислен за разстояние 120 cm [81]. Целта на детектора с формата на квадрат, разположен под “пациента”, е да симулира преобразувателя на образа, който регистрира преминалото след „пациента“ лъчение. Целта на „виртуалния детектор“ (или детектор на разсеяно лъчение) е да записва фотоните, достигнали до него. Той е еквивалент на целевия обект в работата на Behrens и сътрудници [26]. Този детектор е с геометричен център, разположен в геометричния център на целевия обект.

4.2.1.2. 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 [43]. Първичният спектър, използван от Behrens и съавтори е взет от [24]. Сравнението между двата спектъра е представено в таблица 15 и фигура 21.

Таблица 15. Сравнение на първичните спектри, използвани в двете проучвания.

	U, kV	Пълна филтрация, mm Al	$\bar{E}$, keV	E_{max}, keV	HVL_1, mm Al
RQR2 Behrens и съавтори [24]	40	2,50	28,4	28,3	1,36
RQR2 тази работа [76]	40	2,42	27,9	28,0	1,37

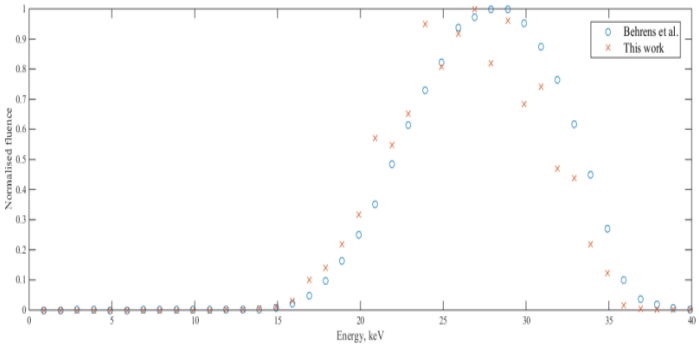


Фигура 21. Сравнение на първичните спектри, използвани в двете проучвания, всички данни са нормирани към енергията с максимален брой фотони, което позволява единно представяне.

Дефиницията на RQR качествата се променя през годините, основно поради техническото развитие и подобряване на рентгеновите уредби. Намаляването на степента на пулсации на анодното напрежение променя и разпределението по енергии на рентгеновия спектър [24]. По тази причина през последните 20 г. необходимата филтрация за постигане на желания спектър е променена от 2,5 mm Al на 2,42 mm Al. 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 %.

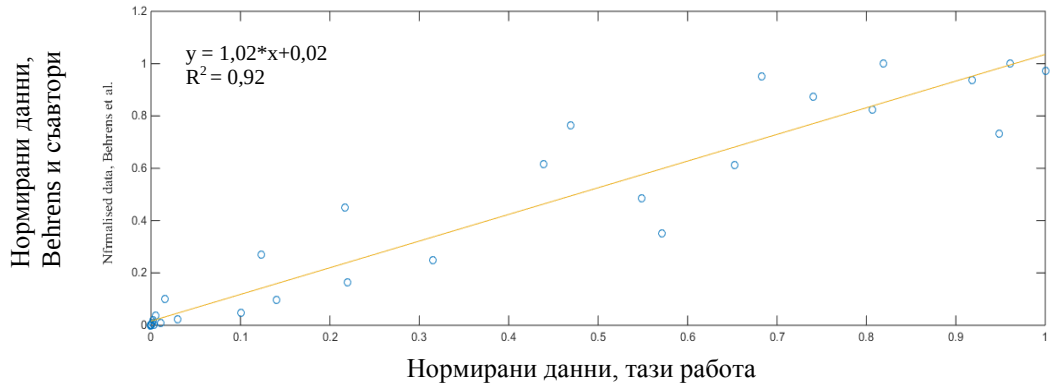
4.2.1.3. Резултати от валидирането

Резултатите от симулацията в това проучване и предоставените от Behrens и съавтори бяха нормирани към преноса на фотоните в максимума в спектъра, позволяващо тяхното сравняване. Нормираните спектри са представени на фигура 22. Обработването на данните и визуализирането им бяха направени в Matlab 8.1 [18]. Средната статистическа неопределеност е под 1 %.



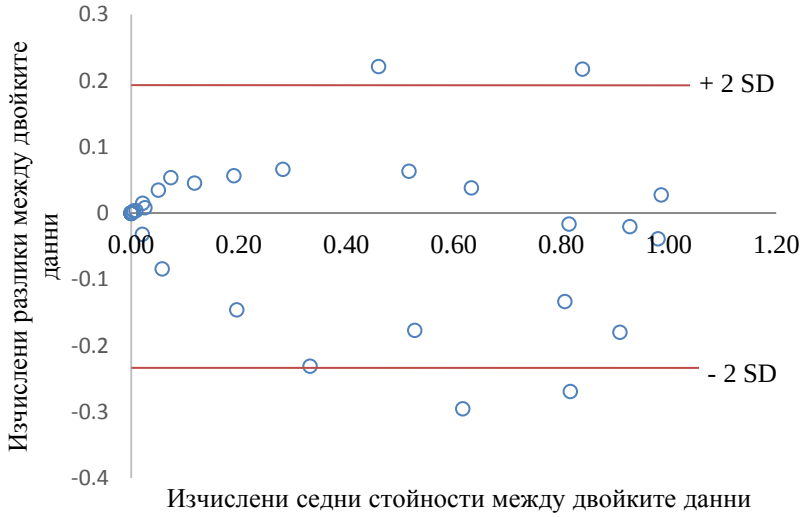
Фигура 22. Сравнение на разсеяното лъчение в двете проучвания.

На фигура 23 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 [26]. Коефициентът на детерминация при линейна интерполация на данните е $R^2 = 0,92$.



Фигура 23. Корелация между данните, получени в тази работа и публикуваните от Behrens и съавтори.

За сравняването на резулатите от двата метода бе използван и анализът на Бланд-Олтман [22]. Анализът използва средната стойност и стандартното отклонение между резултатите от двата различни метода, които подлежат на сравняване. Сравняването на резултатите от симулациите в тази работа и литературните данни е представено на фигура 24. Разликите са разпределени симетрично около нулата, което показва липса на систематична грешка. Средната стойност между изчислените разлики е 0,19, което също е близо до нула.



Фигура 24. Сравнение на разсеяното лъчение в двете проучвания.

Средната енергия и енергията в максимума на спектъра на разсеяното лъчение, както и относителната стойност **Δ**, в %, на преноса фотони в спектъра на разсеяното лъчение спрямо този в първичния спектър са представени в таблица 16.

Таблица 16. Изчислени средна енергия, енергия с максимален брой фотони и отношение на първичен спектър и разсеяно лъчение.

	$\bar{E}$, keV	E_{max}, keV	Δ, %
Разсеяно лъчение: Behrens и съавтори	27,1	28,9	0,4
Разсеяно лъчение: тази работа	25,9	26,9	0,5

Разликата между двете 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

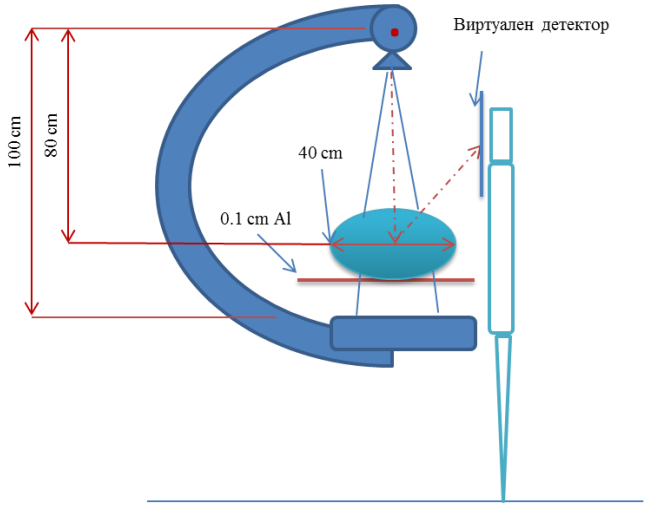
Съвременните ренгенови уредби разполагат с възможност за избор на допълнителния филтър на рентгеновата тръба, с цел получаване на оптимално качество на образа при минимално облъчване на пациента. Обикновено това са филтри от мед с дебелина от 0,1 до 0,9 mm, които променят спектъра на първичното

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).

С помощта на XRAYImaging Simulator бе оценено разсеяното лъчение в позицията, в която е разположен „виртуалният детектор“, след което бе изчислена предадената енергия в окото.

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 25.



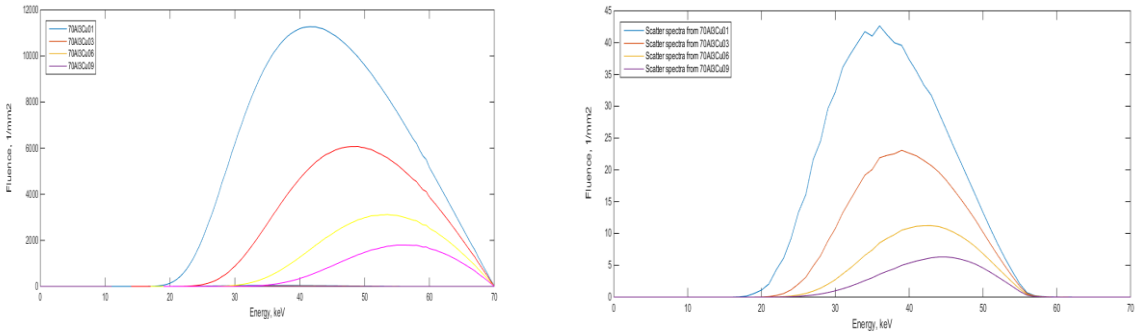
Фигура 25. Геометрия на облъчване в XRAYImaging Simulator.

Преобразувателят на образа е с площ 400 cm^2 (20x20 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 30x30 cm^2. Той регистрира разсеяните фотони по енергия, посока на разпространение и място на взаимодействие.

Размерите на използваните фантоми са представени в таблица 14. „Пациентът“ бе възпроизведен чрез елиптичен цилиндър, идентичен с частта от математичния MIRD фантом, имитиращ торакс. „Операторът“ бе моделиран с височината на „стандартен“ човек – 176 cm, размерите на главата, краката и торакса, на който са описани в таблица 14. „Окото“ бе моделирано в съответствие с описанието в т. 3.3.4.1. 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 [38]. Това на практика представя целият диапазон от дълбочини на разположение на лещата.

4.2.3. Разсеяно лъчение при различни спектри на първичното рентгеново лъчение

Фигура 26 представя спектрите на първичното и на регистрираното разсеяно лъчение за изследваните филтрации на рентгеновата тръба.



Фигура 26. Спектър на първичното и разсеяното лъчение при различна обща филтрация на рентгеновата тръба.

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 17.

Таблица 17. Резултати за HVL_1 и $\bar{E}$, за първичното и разсеяното лъчение.

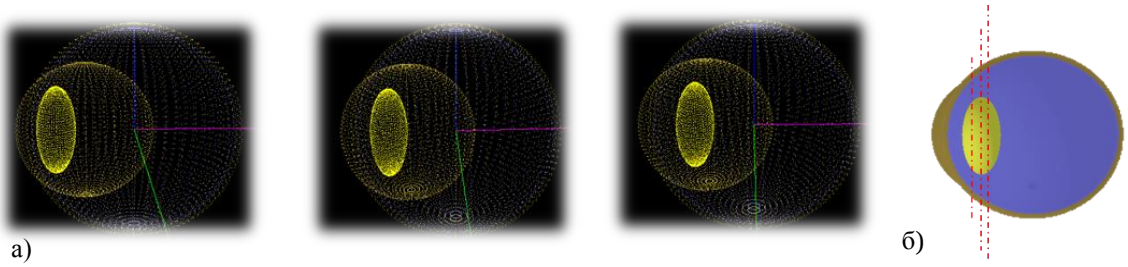
Анодно напрежение, kV	**Филтрация**		**Първичен спектър, SRS**		**Разсеяно лъчение, XRAYImaging Simulator**	
	Al, mm	Cu, mm	HVL_1, mm Al	$\bar{E}$, keV	HVL_1, mm Al,	$\bar{E}$, keV
70	3	0,1	4,04	45	2,33	38
	3	0,3	5,56	49	2,53	40
	3	0,6	6,79	52	2,74	42
	3	0,9	7,51	55	2,74	43

Средната енергия на първичния спектър варира от 45 keV до 55 keV, а слоят на полуотслабване - от 4,04 mm Al до 7,51 mm Al, в зависимост от общата филтрация на рентгеновата тръба. За симулираната позиция на оператора, средната енергия на разсеяното лъчение за изследваните спектри варира от 38 keV до 43 keV, а слоят на полуотслабване - от 2,33 mm Al до 2,74 mm Al.

4.2.3.1. Разпределение на дозата в окото

Симулирането на предаването на енергия и изчисляване на дозата в окото и очната леща беше направено съгласно описанието в т. 3.3. XRAYImaging Simulator.

На фигура 27 а е представен изглед на модела на окото в XRAYImaging Simulator с трите разположения на лещата в него, съответно 2,3 mm, 3,3 mm и 4,3 mm, измерено от предната повърхност.



а) б)

Фигура 27. Модел на окото: а) Модел на окото с различно разположение на лещата в него; б) Сегментиране на лещата с цел математическа обработка на данните.

След математическа обработка на резултатите от XRAYImaging Simulator, посредством Matlab®, бяха изчислени поотделно дозата в окото и дозата в очната леща. Съотношението на погълнатата доза в лещата към погълнатата доза в окото за рентгеновите спектри, получени при различни филтрации на рентгеновата тръба, е представено в таблица 18.

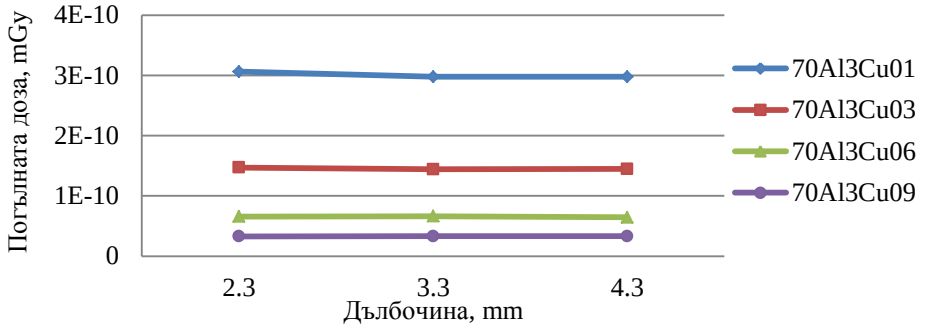
Таблица 18. Изменение на отношението погълнатата доза в очна леща към погълнатата доза в окото.

Филтрация	**2,3 mm**	**3,3 mm**	**4,4 mm**	**$\Delta_{\text{око очна леща}}$ %**
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 18 представя изменението в предадената енергия в очната леща, като процент от предадената енергия в цялото око, в зависимост от разположението на лещата в дълбочина. С нарастване на филтрацията на рентгеновата тръба, без промяна на другите работни характеристики, предадената

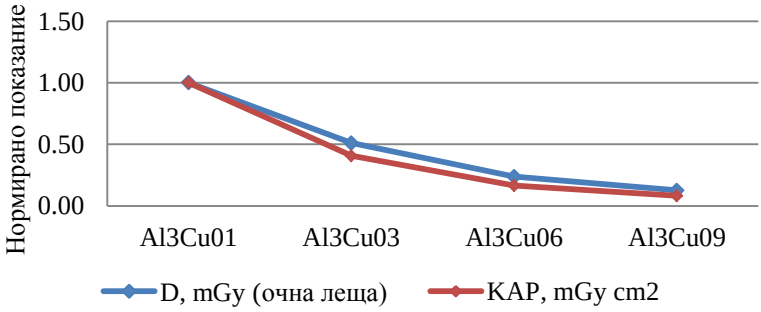
енергия в очната леща като част от тази в цялото око се изменя слабо – от 18,7 % до 19,5 %, като изменението е между 0,3 % и 2,9 %, в зависимост от филтърната комбинация и дълбочината на лещата.

На фигура 28 е представена погълнатата доза в лещата в зависимост от разположението ѝ в модела на окото.



Фигура 28. Погълнатата доза в лещата в зависимост от разположението ѝ в модела на окото.

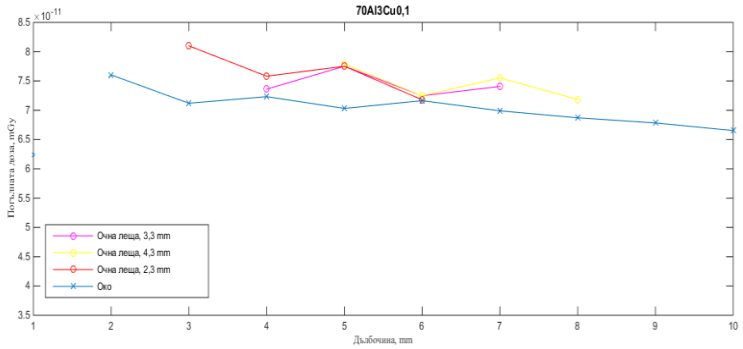
Средната погълната доза намалява незначително с промяната на разположението на очната леща в дълбочина, но се изменя с промяна на общата филтрация, като остава пропорционално на промяната на величината произведение керма-площ, което е показано на фигура 29.



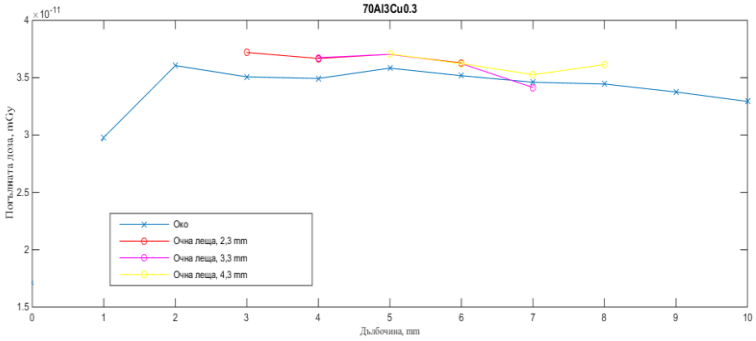
Фигура 29. Зависимост на предадената енергия в очната леща с промяната на величината произведение керма площ. Данните в таблицата са нормирани спрямо показанието при филтърна комбинация 70Al3Cu01.

За по-добро представяне и анализ на резултатите, очната леща и окото бяха разделени на срезове, перпендикулярни на оста на окото, всеки с дебелина от 1 mm (фигура 27 б). Предадената енергия във всеки срез бе изчислена с Matlab®. Общата неопределеност на резултата от симулациите за изчисляване на погълнатата доза е до 4 %. Резултатите са представени на фигура 30 а, б, в, г.

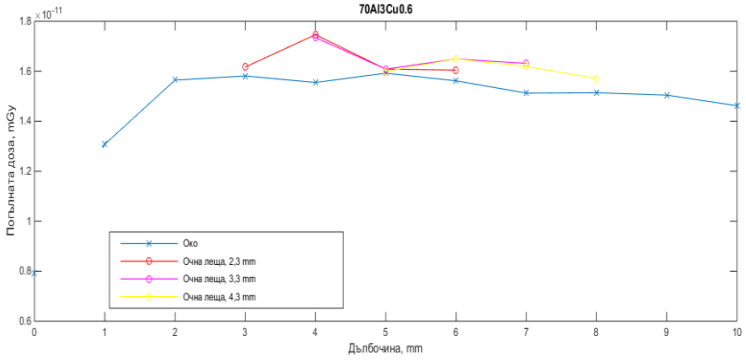
а)



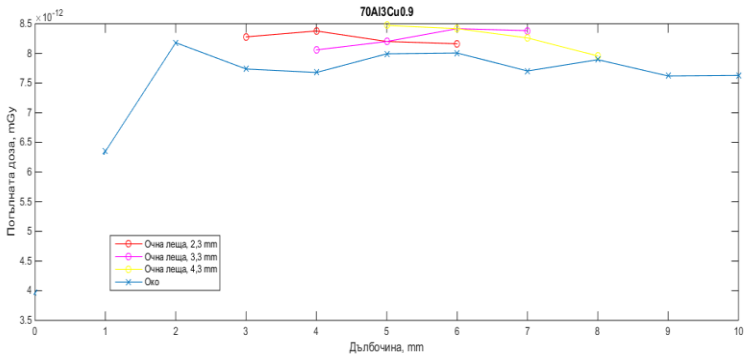
б)



в)



г)



Фигура 30. Разпределение на погълнатата доза по срезове. Отделните резултати са характеризирани посредством филтрацията на рентгеновата тръба а) 70Al3Cu0,1 б) 70Al3Cu0,3 в) 70Al3Cu 0,6 г) 70Al3Cu0,9.

Обобщените резултати показват, че максимумът на предадената енергия е на дълбочина в окото между 2 и 5 mm, където се намира и очната леща. Ако разгледаме само лещата, количеството предадена енергия в нея зависи от нейното разположение.

4.2.4. Дискусия

Формата и характеристиките на спектъра на разсеяното лъчение зависят от първичното лъчение, което от своя страна се определя от приложената върхова стойност на анодно напрежение (kVp), пулсациите на анодното напрежение (вида на високоволтовия генератор), наклона на анодната мишена и общата филтрация на рентгеновата тръба. Допълнителни фактори са геометрията на облъчване и мястото на измерване.

Фотоните предават енергията си на тъканите, през които преминават, в два етапа. На първия етап се раждат вторични заредени частици, които на втория етап предават енергията си на веществото, като е възможно част от индиректно йонизиращите частици да преминат през слой от веществото без да претърпят взаимодействие. Както бе споменато по-горе, основните взаимодействия в разглежданата тук геометрия на облъчване и спектри са фотоелектричният ефект и комптъновото разсейване, като те имат почти еднаква вероятност за биологични тъкани при енергия на лъчението около 30 keV. С нарастване на енергията, вероятността за комптъново разсейване нараства. Ъгловото разпределение на разсеяните фотони зависи от енергията на първичните, като при ниски енергии голяма част от разсеяните фотони се разпространяват встрани и назад. В разглежданите от нас случаи средната енергия на разсеяното лъчение се изменя от 38 keVдо 43 keV, т.е преобладаващото взаимодействие на падащите фотони с окото и очната леща е Комтъновият ефект. С нарастване на дълбочината в окото, освен невзаимодействалите първични фотони, енергията си предават и разсеяните фотони, на порции до пълното й предаване, което е причината за наблюдаваната по-голяма доза при по-дълбоко разположена очната леща.

Според Charles и Brown, съществува разлика в чувствителността на клетките в различните части на очната леща по отношение на развитието на радиационно индуцирана катаракта. Когато разпределението на дозата в органа е нехомогенно, средната доза, получена в него, не е достатъчен критерий за потенциалното увреждане на органа по отношение на неговото нормално функциониране като цяло. Затова е необходимо да бъдат диференцирани тези обеми в органа, в които погълнатата доза е от най-голямо значение [95]. За очната леща това е регионът, в който се намират клетъчните ядра, т.е. зоната, в която те се делят и образуват (germinative zone). Тя се намира в предната част на очната леща, непосредствено под обвивката на лещата [91]. Това дава основание моделът, разработен за оценка

дълбочината на предаване на енергията, да бъде доразвит в бъдеще за по-детайлни проучвания, които излизат извън целите на тази работа.

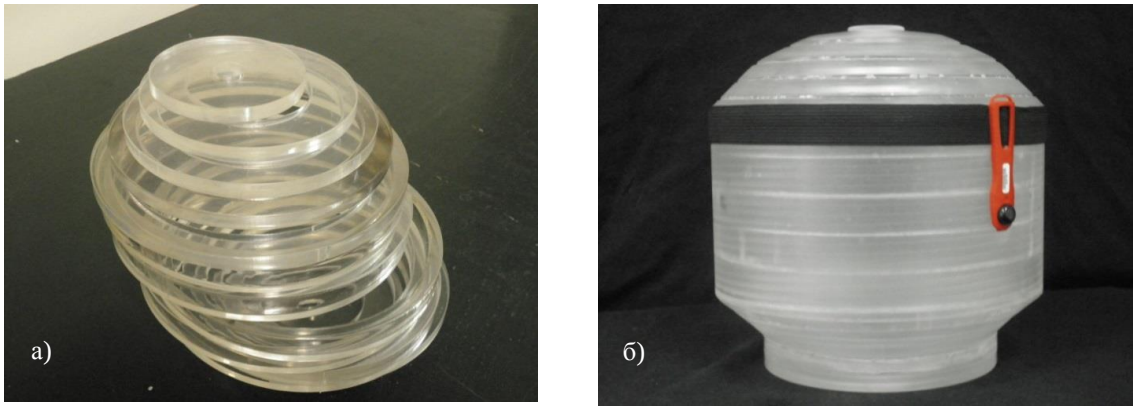
Резултатите дотук убедително потвърждават, че най-подходящата величина за целите на практическата дозиметрия на очната леща за фотонни лъчения с ниска енергия е величината индивидуален дозов еквивалент за дълбочина 3 mm, $H_p(3)$.

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 – $\rho = 1{,}18\ g.cm^{-3}$) с дебелина 1 cm и кух отвътре (фигура 31). За постигане на сходство с реалния разсейващ обект, фантомът се пълни с вода.

За постигане на желаните форми бяха използвани PMMA плоскости с дебелини 1 cm и 2 cm, от които с лазер бяха изрязани пръстени с различен диаметър. След залепването им и механичната обработка, бе изработен кухият фантом (фигура 31). За краткост, по-нататък в работата той ще бъде наричан само цилиндричен фантом.



Фигура 31. 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, както бе показано в т. 1.3.3.3, бяха направени изследвания за получаването на конверсионенни 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) (Таблица 9). От една страна, това позволява резултатите да бъдат сравнени с тези от други автори, а от друга, това би допълнило изследванията на типа.

Конверсионните коефициенти за преминаване от величината въздушна керма в индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$ за RQR сериите и цилиндричен фантом се дефинират като отношението:

$$h_{pK}(3, RQR, \alpha)_{cyl} = \frac{H_p(3)}{K_a}, Sv.Gy^{-1} \quad (26)$$

където:

$h_{pK}(3, RQR, \alpha)_{cyl}$ е конверсионен коефициент за преминаване от въздушна керма към индивидуален дозов еквивалент на дълбочина 3 mm за качествата на лъчението от RQR серията, при определен ъгъл на падане на лъчението α = 0°;

$H_p(3)$ е индивидуален дозов еквивалент на дълбочина 3 mm, mSv;

K_a е въздушна керма, Gy.

Тяхната стойност зависи от енергията и посоката на разпространение на лъчението, а също и от вида на използвания за калибрирането фантом.

Приложен бе подходът, предложен от Will и съавтори за изчисляване на конверсионни коефициенти за преминаване от въздушна керма в $H_p(10)$ за плоския фантом (SLAB) фантом [171]. Използван бе изработения от нас цилиндричен фантом за калибриране, а коефициентите бяха изчислени по формулата:

$$h_{p,K}(3, RQR, 0)_{cyl} = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{ICRU\ tissue} . BSF . PDD, Sv.\ Gy^{-1}, \quad (27)$$

където:

$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{\text{ICRU tissue}}$ е отношението между е масовите коефициенти на предаване на енергията за четириелементната тъкан на ICRU и за сух въздух. Масовите коефициенти за ICRU тъканта и за сух въздух са взети от базата данни на NIST [72];

BSF е фактор на обратно разсейване;

PDD е процентна дълбока доза, %.

4.3.2.1. Фактор на обратно разсейване

Факторът на обратно разсейване беше изчислен аналитично за качествата RQR2 до RQR10 посредством математична интерполация на данни от Протокол 76 на AAPM [120]. Използвани бяха кръгло поле с диаметър 20 cm и разстоянието източник - повърхност, SSD = 75 cm. Стойностите за BSF като функция от първия слой на полуотслабване HVL_1 са представени в таблица 19. Чрез линейна интерполация бяха изчислени стойностите на BSF за HVL_1, съответстващи на качествата RQR. Резултатите са показани в Таблица 21, колона "BSF (AAPM)".

Таблица 19. Фактор на обратно разсейване BSF за различни стойности на първия слой на полуотслабване HVL_1.

HVL_1, mm Al	**1**	**1,5**	**2**	**3**	**4**	**6**	**8**
BSF(SSD, d)	1,172	1,226	1,278	1,375	1,419	1,480	1,508

Верифицирането на този аналитичен модел беше направено чрез измерване. Използвани бяха ТЛ детектори тип MTS-N (LiF:Mn, Ti) и постановката от фигура 16. Облъчването се проведе с две от RQR качествата (RQR4 и RQR7), възпроизведени в SSDL, като за всяко бяха облъчвани по 4 детектора, поставени свободно във въздуха и върху повърхността на цилиндричния фантом. BSF бе определен по формулата:

$$\mathrm{BSF} = \frac{\mathrm{K_{air}}(0)}{\mathrm{K_{air}}} \tag{28}$$

където $K_{air}(0)$ е измерената въздушна керма на повърхността на фантома, Gy, а K_{air} е въздушната керма, свободно във въздух, Gy. Всички пресмятания са нормирани към "точка на калибриране" на разстояние 100 cm от източника и поле с диаметър 20 cm.

Резултатите за BSF, определени по този метод, са показани в таблица 21, колона "BSF измерени". Разходимостта на BSF, получени аналитично и измерени, е 8,5 % за RQR 4 и 4,2 % за RQR 8.

4.3.2.2. Процентна дълбока доза

Процентната дълбока доза (PDD) е отношението на въздушната керма $K_{air}(d)$ на определена дълбочина в мека тъкан, към въздушната керма $K_{air}(0)$ на повърхността на изследваното тяло в референтната точка по централния лъч: [9, 81].

$$PDD = \frac{K_{air}(d)}{K_{air}(0)}, \tag{29}$$

PDD е сложна функция от спектъра на лъчението, дълбочината *d* в тъканта, площта и формата на облъчваното поле и разстоянието „източник–повърхност“.

За лъчения с енергия до 400 keV, които са от интерес в случая, максималната доза се получава на повърхността на фантома. При увеличаване на облъчваното поле се увеличава разсеяното лъчение, което пък допринася за получаването на по-голяма доза в дълбочина.

Използвани бяха таблични данни за PDD от публикацията *„Depth dose tables for use in radiotherapy“,* представени в таблица 20 [21].

Таблица 20. Стойности на процентна дълбока доза, съгласно „Depth dose tables for use in radiotherapy“ [21].

	Таблични данни [21]		**Изчислени данни**		
HVL_1 mm Al	PDD (30,20,0,5), %	PDD (100,20,1), %	PDD (100,20,0,3), %	PDD (100,20,0,5), %	PDD (100,20,1), %
1	83,0	68,4	91,0	84,5	71,6
2	91,6	83,5	96,2	93,7	87,4
3	94,5	87,8	98,0	96,7	91,9
4	95,5	90,3	98,6	97,7	94,5
8	98,0	95,0	100,2	100,3	99,4

където PDD (r,S,d), %, е процентна дълбока доза на дълбочина *d* при разстояние от източника до референтната точка *r* и диаметър на полето *S*.

След линейна екстраполация процентната дълбока доза бе преизчислена за разстояние „източник - повърхност“ 100 cm, за кръгло поле с диаметър 20 cm и дълбочина 0,3 cm. От получените данни за PDD на дълбочина 3 mm бе изчислена процентната дълбока доза за RQR качества на лъчението. Резултатите са представени в Таблица 21.

4.3.2.3. Изчисляване на конверсионните коефициенти

Определените дотук стойности на $\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_{\text{air}}^{\text{ICRU tissue}}$, PDD и BSF при качествата на лъчението RQR2 - RQR10, необходими за пресмятане на конверсионните коефициенти, са представени в таблица 21. 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 21. 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_1, mm Al [76]	$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{ICRU\ tissue}$	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 22 са представени конверсионните коефициенти, изчислени по формула 27 за качества на лъченията RQR при α=0°. В същата таблица са показани и данните, публикувани от Principi и съавтори [144].

Таблица 22. 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 [77, 144].

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 [144]. Корелацията между изчислените от нас коефициенти и тези от публикацията е много добра ($R^2 = 0,99$). Не бяха открити публикувани данни за $h_{p,K}(3,RQR10,0^{\circ})$.

4.3.3. Проверка на типа на дозиметричната система

Характеристиките на ТЛД системата с индивидуални дозиметри за очна леща EYE-D™ са представени в таблица 23.

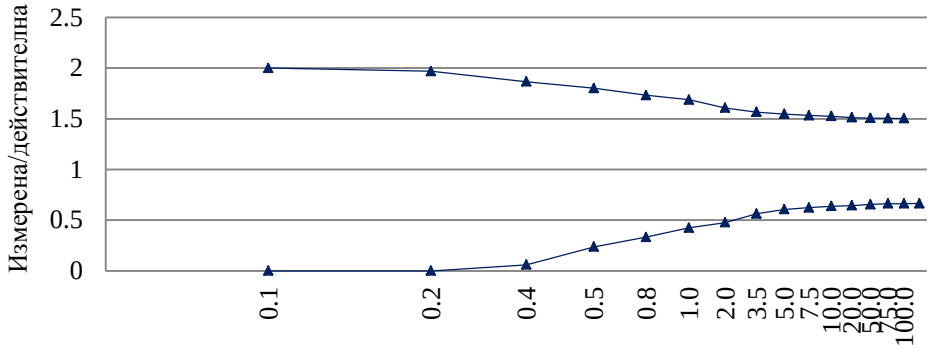
Таблица 23. Характеристики на дозиметричната система.

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	± 40 % ($\alpha \leq 60^o$)
Анализатор на импулси (Четец)	RADOS 2000R
Индивидуални дозиметри за очна леща	EYE-D™
ТЛ детектори	MCP-N

Предварително бе подбрана група от 200 ТЛ детектори, отговарящи на условието $v < 5$ %, при облъчване с $H_p(3) = (1{,}00 \pm 0{,}02)$ mSv в лъчевото поле на ^{137}Cs (662 keV). За осигуряване на електронно равновесие, на детекторите бе поставен филтър от PMMA с дебелина 2 mm.

4.3.3.1. Граници на неопределеност на резултата от измерването.

Изчислените допустими нива на неопределеност на резултата от измерването на $H_p(3)$ при ежемесечен контрол и $L = 2$ mSv, $H_0 = 0{,}17$ mSv, са представени на фигура 32.



Фигура 32. Приемливи горна и долна граница за отношението „измерена доза/действителна стойност на величината“, за месечно ниво на запис H_0=0,17.

В някои страни-членки на Европейския съюз е прието резултатите от типовото тестване на дозиметричните системи, а също и от междулабораторните сравнения, да бъдат представяни с тази „тромпетна крива“, а изискванията за индивидуалните дозиметри, участващи в междулабораторни сравнения, са включени в стандарта ISO 14146 [105]. В техническите препоръки на Европейската комисия, по отношение на индивидуалния мониторинг на професионално заетите лица, се препоръчва неопределеността на резултатите от рутинния индивидуален дозиметричен контрол да бъде ± 30 % [50].

Основните изисквания за работа и типово тестване на дозиметричните системи са описани в БДС EN/62367-1:2016 и включват тестване на различните им

физико-технически характеристики. В частност това е определянето на основните източници на неопределеност на резултата от измерването: калибровъчните коефициенти, енергийната и ъгловата (анизотропията) зависимост на дозиметрите, линейността в измервателния обхват, минималната и максималната измерима доза, федингът и други.

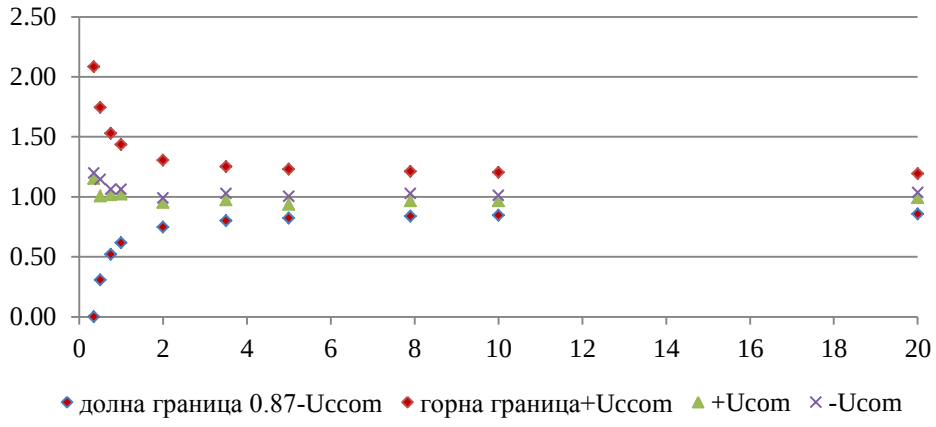
4.3.3.2. Нелинейност

Действителните стойностите на $H_p(3)$, измерените стойности на величината $\overline{H_p(3)_m}$, разширената неопределеност и изчисленото относително показание по отношение на енергията на ^{137}Cs (662 keV) са представени в таблица 24.

Таблица 24. Оценка на нелинейност.

$H_p(3)$, mSv	$\overline{H_p(3)m}$, mSv	0,87-U C,com	$\frac{\overline{G_i}}{C_{r,0}} \pm U_{com}$	$\frac{\overline{G_i}}{C_{r,0}} \pm U_{com}$	1,18+U C,com
0,35	0,39	0,00	1,15	1,20	2,08
0,50	0,52	0,31	1,01	1,14	1,74
0,75	0,75	0,52	1,02	1,06	1,53
1,0	1,00	0,62	1,02	1,06	1,43
2,0	1,86	0,75	0,95	0,99	1,30
3,5	3,36	0,80	0,97	1,03	1,25
5,0	4,66	0,82	0,94	1,00	1,23
7,9	7,55	0,84	0,97	1,03	1,21
10	9,50	0,85	0,97	1,01	1,20
20	19,45	0,86	0,99	1,04	1,19

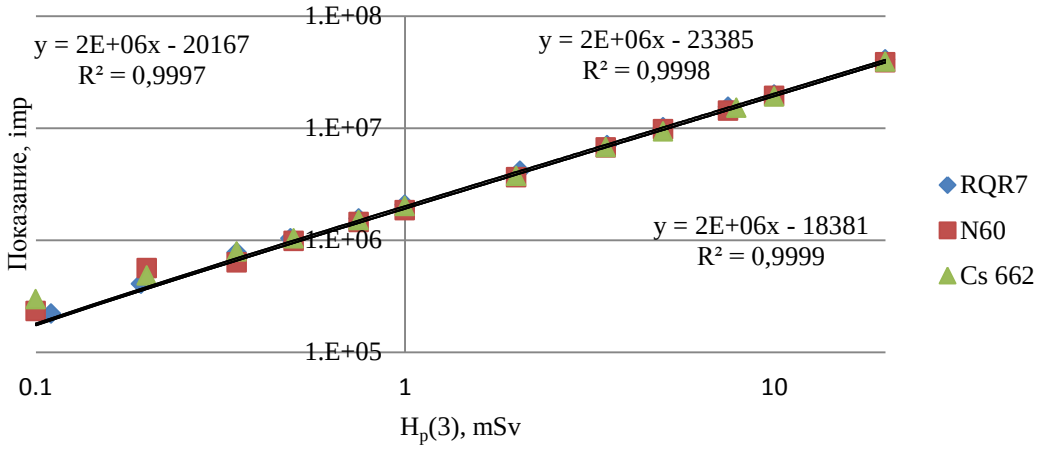
В таблицата 0,87-$U_{C,com}$ и 1,18+$U_{C,com}$ са допустимите долна и горна граница на интервала за успешно преминаване на теста за линейност, съгласно условието от формула (11) [2]. Резултатите са представени и в графичен вид на фигура 33, от която се вижда, че всички групи удовлетворяват изискването на теста за линейност.



Фигура 33. Графично представяне на теста за линейност.

4.3.3.3. Дозова зависимост при различни качества на лъчението

След теста за нелинейност бе построена дозовата зависимост на дозиметрите по отношение на качеството на рентгеновото лъчението с тесен спектър N60 (48 keV), качеството RQR7 (45 keV) и по отношение на гама-лъчението на ^{137}Cs (662 keV). За всяко качество, ТЛ дозиметрите бяха облъчени с десет различни стойности на $H_p(3)$ в интервала от 0,10 mSv до 20 mSv. Графиката и аналитичните изрази на дозова зависимост по отношение на трите качества е показана на фигура 34. Коефициентът на детерминация и в трите случая е над 0,99.



Фигура 34. Зависимост на измерения сигнал на дозиметрите от $H_p(3)$ за качествата ^{137}Cs, N60 и RQR7.За всяка от зависимостите е изведена функционална зависимост и коефициента на детерминация. Горе в ляво, за ^{137}Cs, горе вдясно за RQR7, долу вдясно за N60.

Относителната чувствителност на детекторите R за всяка стойност на индивидуалния дозов еквивалент $H_p(3)$ бе изчислена по формулата:

$$R = \frac{G_i}{H_p(3)_i}, \text{ imp.mSv}^{-1}, \qquad (30)$$

където G_i, imp, е измереният сигнал от дозиметър, облъчен с действителна стойност на $H_p(3)$, mSv.

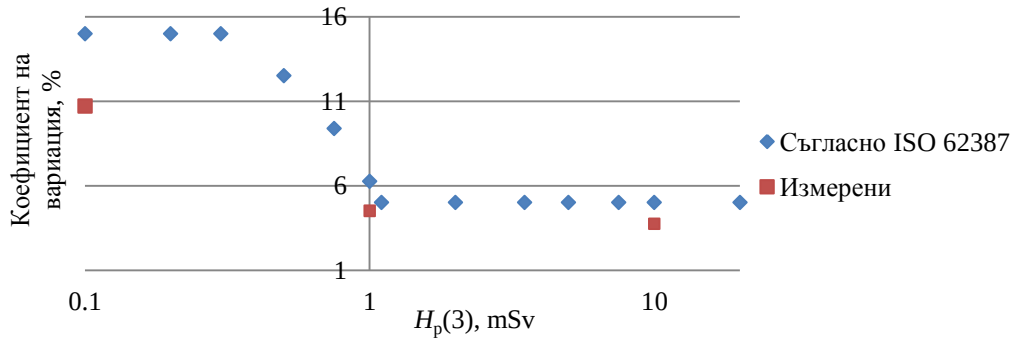
4.3.3.4. Коефициент на вариация

За всяка група бяха изчислени средната стойност на $H_p(3)$ и стандартното отклонение. Резултатите, заедно с изчислената горна граница за коефициентите на вариация по формула (14), са представени в таблица 25 [2].

Таблица 25. Коефициети на вариация според изискванията на БДС EN 62387-1:2016 и резултати от тестовете за различни интервали от обхвата на дозиметичната система.

$H_p(3)$, *mSv*	Изискване, % [БДС EN 62387:2016]	$\overline{H_p(3)_m}$, mSv	$\pm s_i$	*v*, %
0,10	15	0,15	0,02	10,7
0,20	15			
0,30	15			
0,50	12,5			
0,75	9,4			
1,00	6,3	1,01	0,05	4,5
1,10	5			
5,00	5			
10,0	5	10,0	0,37	3,8
20,00	5			

Същите данни са онагледени на фигура 35.



Фигура 35. Коефициенти на вариация в различни точки от работния обхват, в сравнение с изискванията заложени в БДС EN 62387-1:2016.

Цилиндричният фантом и дозиметрите EYE-D™ (MCP-N) изпълняват изискванията на БДС EN 62387-1:2016 [2] по отношение на коефициента на вариация.

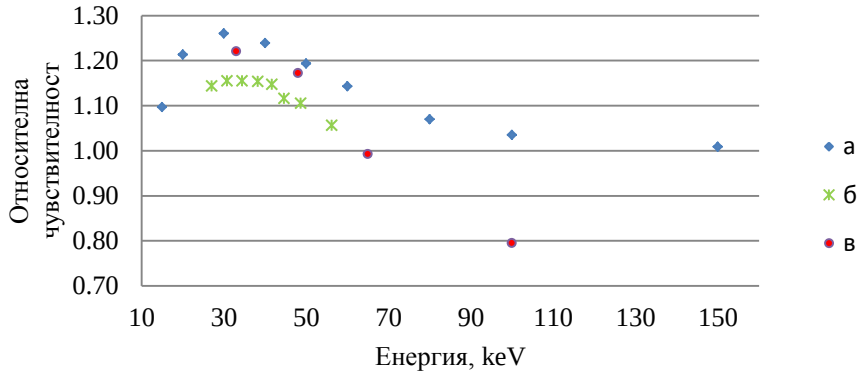
4.3.3.5. Ниво на детектиране

За изчисляване на нивото на детектиране бяха използвани две групи от по десет детектора: едната от необлъчени дозиметри, а другата - с дозиметри, облъчени с действителна стойност $H_p(3) = 1,0 \pm 0,02$ mSv. Дозиметрите бяха съхранявани 45 дни след облъчването, отговарящо на стандартен контролен период от 30 дни при индивидуалния мониторинг, плюс 15 дни за транспорт на дозиметрите. Изчислени бяха средната стойност на измерения сигнал и относителното стандартно отклонение. По формула (9) беше определено ниво на детектиране от 0,07 mSv.

4.3.3.6. Енергийна зависимост

За оценката на енергийната зависимост бяха използвани следните качества на лъченията: четири от „N“ сериите с тесен спектър и три от RQR-сериите (Таблица 9). За RQR сериите бяха приложени изчислените в тази работа конверсионни коефициенти за $H_p(3)$. За всяко качество на лъчението бяха облъчвани по два дозиметъра с $H_p(3)$ = 1,0 ± 0,3 mSv. Геометрията на облъчването бе в съответствие с фигура 16.

На фигура 36 е представена получената зависимост на дозиметрите по отношение на величината $H_p(3)$ от средната енергия на рентгеновото лъчение, нормирана към енергията на ^{137}Cs. Показана е и аналитично изчислената енергийна зависимост на материала LiF (фигура 36 а).



Фигура 36. Относителна енергийна зависимост на чувствителността на дозиметрите: а) теоретично изведена енергийна зависимост на LiF; б) енергийна зависимост на дозиметър EYE-D™ (MCP-N) за качества на лъчението от RQR-серия, с изчислени коефициенти; в) енергийна зависимост на дозиметър EYE-D™ (MCP-N) за качества на лъчението от N-серия. Всички стойности са нормирани към 662 keV (^{137}Cs).

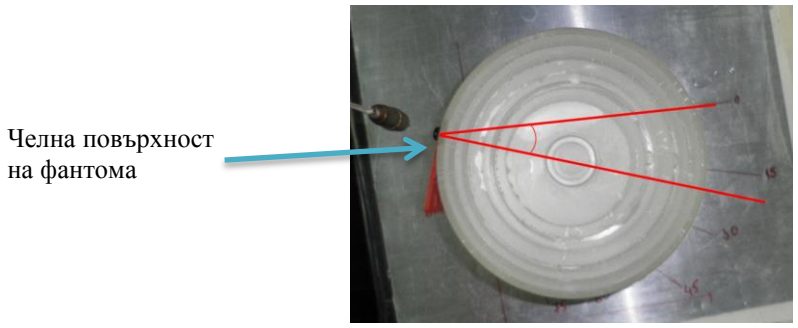
За RQR качествата, оценката бе направена в диапазона от 27 keV до 56 keV и вариациите в показанието на детекторите е от 1,1 до 1,0, т.е. енергийната зависимост е 15 %. За N-серията оценката бе извършена в енергийния диапазон от 33 keV до 100 keV, вариациите са от 1,2 до 0,8, т.е. енергийната зависимост е ± 25 %.

Качествата от RQR серията предлагат достатъчен за интервенционалната рентгенология обхват от енергии на рентгеновото лъчение. Калибрирането с тези качества осигурява по-малка неопределеност на измерването в реални условия.

4.3.3.7. Ъглова зависимост

Ъгловата зависимост на показанията на дозиметъра бе оценена за качества на рентгеновото лъчение N80, за сравняване с изискванията на стандарт БДС

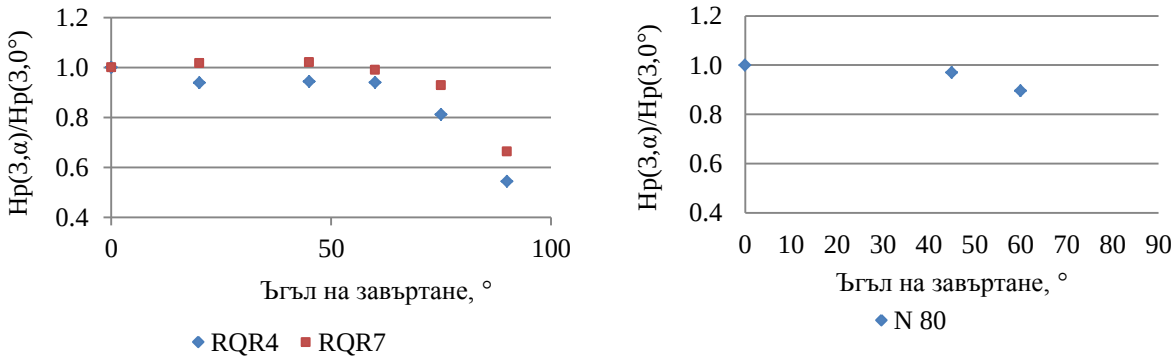
EN62387:2016, и с RQR-7 и RQR4 за изследване на поведението на дозиметрите в условия, близки до реалните. За N80 показанието на дозиметрите бе изследвано за ъглите 45° и 60° [2]. Ъгловата зависимост бе определена за ъгли в една посока α = 0°, 20° , 45° , 60° , 75° и 90° с качествата RQR7 и RQR4. Дозиметрите бяха поставяни на челната повърхност на фантома по отношение на посоката на разпространение на рентгеновото лъчение (фигура 37). За преминаване във величината $H_p(3)$ в mSv бяха използвани стойностите на коефициентите $h_{pK}(3,RQR,\alpha)$, публикувани в [2, 34].



Фигура 37. Ъгъл на завъртане на челната повърхнина на фантома, спрямо референтната равнина за оценяваната величина $H_p(3, E_Q,\alpha=0^o)$.

Облъчването бе направено чрез завъртане на фантома около оста, преминаваща през точката на калибриране в едната посока, за да бъде избегнато влиянието на Heel ефекта, поради хоризонталното разположение на направлението „катод-анод“ на рентгеновата тръба. За тестването на дозиметрите по този параметър бяха избрани качества на лъчението RQR7 и N80, по-близки до спектъра на разсеяното лъчение в интервенционалната рентгенология. За всеки изследван ъгъл бяха поставяни по 4 дозиметъра. Дозиметрите бяха облъчвани с $H_p(3)$ = 1,0 ± 0,03 mSv.

Резултатите са представени на фигура 38. Хоризонталната ос съответства на ъглите на облъчване, а вертикалната – на чувствителността на дозиметрите по отношение на $H_p(3)$, нормирана към ъгъл на облъчване α = 0°.



Фигура 38. Ъглова зависимост на цилиндричен фантом за дозиметри тип EYE-D™ с детектори MCP-N за качество на лъчението: а) RQR4 и RQR7 б) N80.

Резултатите по отношение на 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 °.

4.3.3.8. Обобщени резултати от оценката за ъглова и енергийна зависимост

Обобщени резултати, според изискванията на БДС EN62387-1:2016, по отношение на ъгловата и енергийната зависимост на дозиметрите, облъчвани във величината $H_p(3)$ върху цилиндричен фантом, са представени, в таблица 26.

Таблица 26. Обобщени резултати за относителното показание на дозиметрите по отношение на ъгловата и енергийната зависимост.

N	Качество на лъчението	E, keV	r_{min}	r_{max}	r_E	r_α
1	N40, 0°	33	0,71	1,67	1,22	
2	N60, 0°	48	0,71	1,67	1,17	
3	N80, 0°	65	0,71	1,67	0,99	1,00
4	N80, 45°					0,97
5	N80, 60°					0,91
6	N100, 0°	83	0,71	1,67	0,79	
7	RQR 4, 0°	34,4	0,71	1,67	1,07	1,00
8	RQR 4, 20°					0,94
9	RQR 4, 45°					0,94
10	RQR 4, 60°					0,94
11	RQR 4, 75°					0,81
12	RQR 4, 90°					0,54
13	RQR 7, 0°	44,6	0,71	1,67	1,06	1,00
14	RQR 7, 20°					1,02
15	RQR 7, 45°					1,02
16	RQR 7, 60°					0,99
17	RQR 7, 75°					0,93
18	RQR 7, 90°					0,66
19	RQR 9, 0°	56,2	0,71	1,67	1,03	

Където:

r_{min} и r_{max} са минималната и максималната граница на относителното показание на дозиметрите, съгласно БДС EN62387-1:2016.

r_E и r_α са съответно относителните показания на дозиметрите по отношение на енергията на лъчението и на ъгъла на разпространение на лъчението.

Изискването на БДС EN 62387:2016 за успешно преминат тест е относителното показание на дозиметрите за изследвания обхват да бъде от 0,71 до 1,67, като за ъгловата зависимост това трябва да е валидно за ъгли от 0° до ± 60°. По

отношение на този параметър цилиндричният фантом и дозиметрите EYE-D^{TM} (MCP-N) изпълняват изискванията на БДС EN 62387-1:2016.

4.3.3.9. Дискусия

Препоръчваните 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 ≈ 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.

Тестовете относно енергийната зависимост и анизотропията на изпитваните уреди показаха, че конфигурацията от държател EYE-D^{TM} 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.

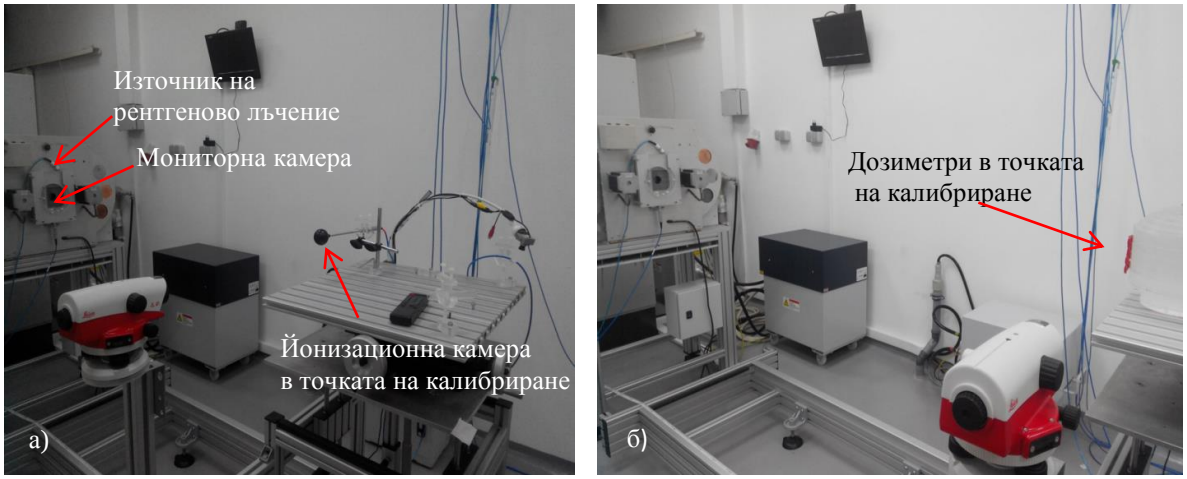
За целите на рутинния индивидуален дозиметричен контрол на очната леща, дозиметрите EYE-D^{TM}, калибрирани с енергията на ^{137}Cs (662 keV) и цилиндричен фантом, осигуряват достатъчно консервативна оценка на дозата, без да надценяват прекомерно действителните стойности на индивидуалния дозов еквивалент,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

4.3.4. 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 23 бе проведено в SSDL-София.

Геометричната постановка на облъчване за калибриране е представена на фигура 16. 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 [15]. 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 мониторната камера (фигура 39 а).



Фигура 39. Предаване на размера на единицата посредством вторичен еталон на SSDL – София: а) Йонизационна камера, поставена в точката на калибриране; б) Индивидуални дозиметри за очна леща EYE-D™ в точката на калибриране, поставени върху челната повърхност на фантом на глава и в равнината на атестираното сечение.

В следващия етап, в същата точка бе поставяно средството за измерване, подлежащо на калибриране (Фигура 39 б). 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. 4.3.3.9, дозиметрите бяха калибрирани с гама-лъченията на ^{137}Cs (662 keV). Индивидуалният дозов еквивалент бе оценяван по формулата:

$$H_p(3) = \frac{G-G_0}{R_Q}, \text{ mSv}, \qquad (31)$$

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}.

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

Калибрираната ТЛД система от таблица 23 за измерване на $H_p(3)$ има следните функционални характеристики:

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

Енергия на фотоните: 20 keV < E < 200 keV

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

Температура: -10 °C - + 40° 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:

$$H_p(3)=\frac{G-G_0}{R_Q}K_v K_{E,\alpha} K_f K_n, \quad (32)$$

В таблица 27 са представени използваните означения.

Таблица 27. Входни величини в моделната функция, за оценка на неопределеността на измерването.

Параметър	Означение	Най-добра оценка	Стандартна неопределеност	Коефициент на чувствителност	Принос на стандартната неопределеност
Измервана величина	M	m			
Показание на облъчения дозиметър, imp	G	g	u(g)	c_g	$u_g(h_p(3))$= u(g) $\lvert c_g \rvert$
Показание на фоновия дозиметър, imp	G_0	g_0	$u(g_0)$	c_{g_0}	$u_{g_0}(h_p(3))$= u(g_0)$\lvert c_{g_0} \rvert$
Коефициент на чувствителност, на работната партида детектори, спрямо референтно качество на лъчението	R_Q	r_Q	$u(r_Q)$	c_{r_Q}	$u_{r_Q}(h_p(3))$
Коефициент на вариация	K_v	k_v	$u(k_v)$	c_v	$u_{k_v}(h_p(3))$
Корекционен фактор за ъгловата и енергийната зависимост на детекторите	$K_{E,\alpha}$	$k_{E,\alpha}$	$u(k_{E,\alpha})$	$c_{E,\alpha}$	$u_{k_{E,\alpha}}(h_p(3))$
Корекционен фактор за феднинг на детекторите	K_f	k_f	$u(k_f)$	c_f	$u_f(h_p(3))$
Корекционен фактор за нелинейността	K_n	K_n	$u(k_n)$	c_n	$u_n(h_p(3))$

Следвайки процедурата, описана в т. 1.5.3.8, коефициентите на чувствителност за входните величини бяха изчислени както следва:

$$c_g = \frac{\partial h_p(3)}{\partial g} = \frac{\partial H_p(3)}{\partial G} \quad \Big| \; G=g,\ G_0=g_0,\ K_v=k_v,\ K_{E,\alpha}=k_{E,\alpha},\ K_f=k_f,\ K_n=k_n \tag{33}$$

$$c_g = \frac{1}{k_v}$$

$$c_{g_0} = -\frac{1}{k_v} \tag{34}$$

$$c_{r_Q} = -\frac{g-g_0}{{r_Q}^2} k_v k_{E,\alpha} k_f k_n \tag{35}$$

$$c_{k_v} = \frac{g-g_0}{r_Q} k_{E,\alpha} k_f k_n \tag{36}$$

$$c_{k_{E,\alpha}} = \frac{g-g_0}{r_Q} k_v k_f k_n \tag{37}$$

$$c_{k_f} = \frac{g-g_0}{r_Q} k_v k_{E,\alpha} k_n \tag{38}$$

$$c_{k_n} = \frac{g-g_0}{r_Q} k_v k_{E,\alpha} k_f \tag{39}$$

Параметрите на бюджета на неопределеност са представени в таблица 28.

Таблица 28. 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 партида детектори, спрямо референтно качество на лъчението	R_Q	imp/mSv	B	4 %
Коефициент на вариация **$H_p(3)$ < 0,3 mSv** **0,3 mSv < $H_p(3)$ < 1,1 mSv** **0,3 mSv < $H_p(3)$ < 1,1 mSv**	K_v	%	B	15 % $18{,}7 - \frac{Hp(3)}{0{,}08}$ % 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:

$$u_c\left(h_p(3)\right) = \\ = \sqrt{u_g^2\left(h_p(3)\right) + u_{g_0}^2\left(h_p(3)\right) + u_{r_Q}^2\left(h_p(3)\right) + u_v^2\left(h_p(3)\right) + u_{E,\alpha}^2\left(h_p(3)\right) + u_f^2\left(h_p(3)\right) + u_l^2\left(h_p(3)\right)} \quad (40)$$

Разширената неопределеност на измерването е:

$$U = k.u_c(h_p(3)) \text{ [16].} \quad (41)$$

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 %.

В приложения 1–3 са представени бюджетите на неопределеност на измерването с измерени дози 0,28 mSv, 0,73 mSv и 10,93 mSv, съответстващи на действително зададена стойност на величината $H_p(3)$ от 0,20 mSv, 0,75 mSv и 10,0 mSv.

4.3.6. Участие в международно сравнение на EURADOS

European Radiation Dosimetry Group (EURADOS) е организация на повече от 50 европейски институции и 250 водещи изследователи. От много години тя организира и координира провеждането на международни сравнения в областта на индивидуалния мониторинг. Тези сравнения дават възможност на участниците да сравнят своите резултати с другите участващи и на базата на собствените си постижения да предприемат мерки за подобряване на работата на дозиметричните им системи. През 2016 г. EURADOS организира за втори път международно сравнение за оценка на дозата на очна леща във величината $H_p(3)$ (IC2016 eye).

Сравнението бе организирано по метода „сляпа проба“. Единствената известна информация бе, че дозиметрите ще бъдат облъчвани в полета на фотонни и бета източници. Изискваше се всеки участник да подготви група от индивидуални дозиметри съгласно своите нормални практики на работа и идентифицирани с кодове за дозиметрите и за участника. След това групата дозиметри бе изпратена на организатора на сравнението, който облъчи дозиметрите с неизвестни за участниците качества на лъчението и дози. След връщането на дозиметрите, всеки участник трябва да ги измери и да докладва резултата за изчислената доза със съответната й неопределеност.

НЦРРЗ участва в това сравняване с представената тук методика за оценка на дозата на очната леща с дозиметри тип EYE-D™ и за калибриране на дозиметрите с

разработения цилиндричен фантом. Дозиметрите бяха калибрирани във величината $H_p(3)$ за енергията на гама лъчението на ^{137}Cs (662 keV).

Резултатите от сравнението по фотонни лъчения са представени в Приложение 4. За всички качества на лъчението, разликата между собствените резултати и тези от референтната лаборатория са в границите на допусканите по стандарта ISO 14146 [105].

Резултатите 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™

Предварителните ни проучвания показаха, че медицинските специалисти, провеждащи интервенционални процедури в урологията и кардиологията, са с риск за надвишаване на новата годишна граница на дозата за очна леща. Затова и прилагането на новата методика за измерване на дозата на очната леща бе направено в две отделения по инвазивна кардиология и две отделения, провеждащи минимално-инвазивни урологични интервенции.

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. Калибрирането и оценката бяха извършени с описаната тук методиката. Дозиметрите бяха носени, съхранявани и транспортирани съгласно разработена „Инструкция за транспортиране, съхраняване и носене на персоналните дозиметри“ (Приложение 5).

Във всяко от тези отделения, успоредно с измерването на дозата на очната леща, бе проведено проучване и на дозите на пациентите, с цел търсене на корелация между тях. Бе проведено и проучване на ефективността на наличните защитни очила от различен вид.

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

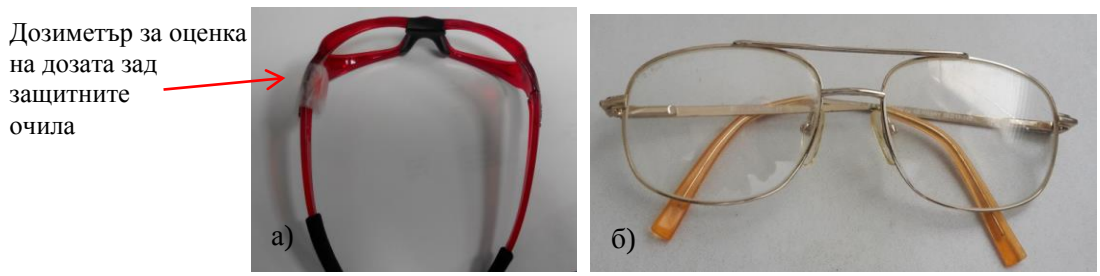
Innova 520 (GE Healthcare), а второто – с две еднакви уредби Artis zee (Siemens), разположени в две зали (А и Б).

В първото отделение, измерванията бяха извършени в периода от 08.02.2016 г. до 12.05.2016 г., а във второто – от 10.02.2016 г. до 16.06.2016 г. За всяка от извършените кардиологични процедури бяха регистрирани стойностите на времето на скопия (FT), произведение керма-площ (P_{KA}), и кумулативна доза (CD).

В изследването взеха участие девет медицински специалисти, съответно двама лекари и две медицински сестри в първото отделение, и двама лекари и три медицински сестри във второто. Дозиметрите бяха носени по време на всички процедури, провеждани в съответния период. Отчитането на дозиметрите бе правено в края на всеки месец.

Дозиметърът бе поставян върху операционната шапка (от страната на лявото око), извън страничната защита на оловните очила, максимално близо до окото, за да се оцени облъчването на незащитеното око (фигура 15). Двата екипа рутинно използват защитни екрани, престилки и яки.

В първото отделение са налични защитни очила, като някои от тях са без странична защита. В това изследване оценка за ефективността бе направена на чифт защитни очила без странична защита (фигура 40 а). Във второто отделение са налични защитни очила без странична защита (фигура 40 б). Оценката на тяхната ефективност бе направена посредством допълнителен дозиметър, поставен от вътрешната страна на рамката на защитните очила, за по един от кардиолозите в двата екипа. На фигура 40 са представени изследваните очила и начина на закрепване на дозиметъра.



Фигура 40. Закрепване на дозиметър за оценка на ефективността на защитни очила. а) Изследвани защитни очила в отделение 1 б) изследвани защитни очила в отделение 2.

В таблици 29 и 30 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 29. 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	-	-
Медицинска сестра 1	0,52 ± 0,15	0,32 ± 0,13	0,71 ± 0,24	1,55	**4,07**
Медицинска 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 30. Оценени индивидуални еквивалентни дози за очна леща 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 еквивалентна 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.

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

Измерването на дозата под и извън защитните очила в двете отделения показа, 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.

Резултатите показват, че при работа без защитни очила или използване на такива без странична защита, двамата кардиолози в първото отделение са с риск за

надвишаване на годишната граница на дозата за очна леща от 20 mSv, а тази на единия от кардиолозите във второто отделение е около 15 mSv.

Дозата на очната леща за медицинските сестри е няколко пъти по-ниска от граничната, което се обяснява с по-голямото разстояние от пациента и частичното им екраниране от основния оператор. Дозите на медицинските сестри във второто отделение са относително по-ниски от тези в първото, което корелира добре със съответните дози на кардиолозите.

За обяснение на установените разлики в дозите между двете отделения, бе направено сравнение и на дозите на пациентите (във величината P_{KA}) и времето на скопия (FT) при перкутанна коронарна интервенция (PCI) и коронарна ангиография (CA). Резултатите от това сравнение са показани съответно в Таблици 31 и 32.

Таблица 31. Обобщени резултати за дозата на пациентите в P_{KA} и времето на скопия за PCI и CA, провеждани с двете уредби в първото отделение.

Процедура	**Брой процедури**	P_{KA} **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)

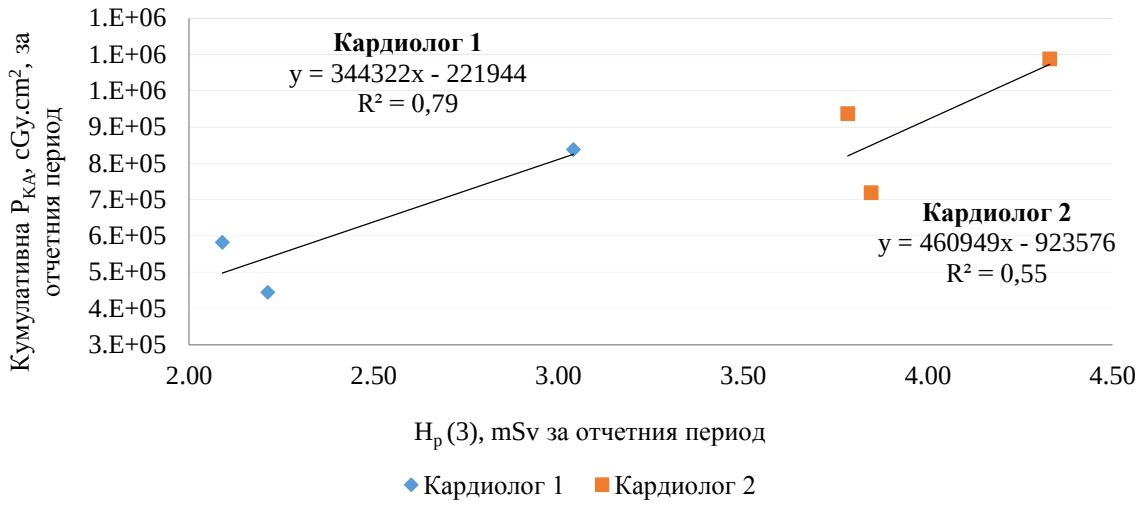
Таблица 32. Обобщени резултати за дозата на пациентите в P_{KA} и времето на скопия за PCI и CA, провеждани с двете уредби във второто отделение.

Процедура	**Брой процедури**	P_{KA} **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)

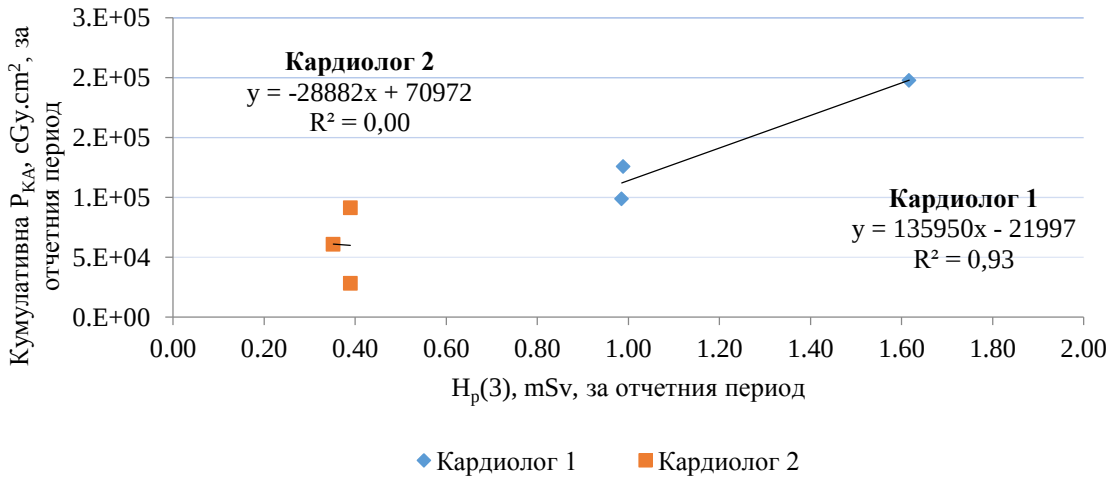
Резултатите от таблица 31 и 32 показват, че FT и P_{KA} в първото кардиологично отделение са с по-големи вариации между минималната и максималната стойност, и имат по-високи медиани. Обяснението би могло да е в разликата в клиничната сложност на извършваните процедури и в различната практика за тяхното 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.

Фигури 40 и 41 представят 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.



Фигура 41. Зависимост P_{KA}, cGycm^2-$H_p(3)$, mSv за Кардиолог 1 и Кардиолог 2 от първото кардиологично отделение.



Фигура 42. Зависимост P_{KA}, cGycm^2-$H_p(3)$, mSv за Кардиолог 1 и Кардиолог 2 от второто кардиологично отделение.

Въпреки че е налице известно нарастване на $H_p(3)$ с нарастване на P_{KA}, 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 Koukorava и

съавтори, отношението между P_{KA} и дозата на очната леща може да се променя до 5 пъти в зависимост от използваната проекция [113].

Изследвана бе причината за разликата в дозите на очната леща за двамата кардиолози във второто отделение (Таблица 30) – тези за кардиолог 1 са 3 до 4 пъти по-високи, в зависимост от разглеждания период на измерване. Обобщените данни по отчетни периоди за P_{KA}, CD и FT за процедурите, провеждани от двамата, са представени в Таблица 33. За целия период на изследването, двамата са участвали в приблизително еднакъв брой процедури, съответно 87 за кардиолог 1 и 84 за кардиолог 2, но дозите на пациентите за процедурите, проведени от първия кардиолог, са няколко пъти по-високи, например за P_{KA} - около 2 до 7 пъти.

Таблица 33. Данни за сумарни P_{KA}, CD и FT за разглежданите периоди за Кардиолог 1 и Кардиолог 2.

	P_{KA}, µGy.m²			**CD, mGy**			**FT, min**		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Кардиолог 1 (87 процедури)	98691	125783	197702	12738	21549	39365	114	392	607
Кардиолог 2 (84 процедури)	60813	91381	28077	6925	14818	4052	146	210	94

Анализът показа, 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.

Таблици 34 и 35 представят индивидуалните еквивалентни дози за цяло тяло за двата екипа, на базата на извадка от протоколите за регулярния индивидуален дозиметричен контрол. Този мониторинг, съгласно нормативните изисквания, се провежда с дозиметри, носени под защитната оловно-гумена престилката.

Таблица 34. Оценени индивидуални еквивалентни дози $H_p(10)$ по протокол от дозиметричната лаборатория за първото кардиологично отделение.

Медицински специалист	**$H_p(10)$, mSv февруари**	**$H_p(10)$, mSv март**	**$H_p(10)$, mSv април**	**$H_p(10)$, mSv май**	**$H_p(10)$, mSv юни**
Кардиолог 1	< 0,10	< 0,10	< 0,10	< 0,10	< 0,10
Кардиолог 2	1,31	1,61	0,62	1,90	0,99
Мед. Сестра 1	< 0,10	< 0,10	0,28	< 0,10	0,13
Мед. Сестра 2	< 0,10	0,17	< 0,10	< 0,10	0,15

Таблица 35. Оценени индивидуални еквивалентни дози $H_p(10)$ по протокол от дозиметричната лаборатория за второто кардиологично отделение.

Медицински специалист	$H_p(10)$, mSv февруари	$H_p(10)$, mSv март	$H_p(10)$, mSv април	$H_p(10)$, mSv май
Кардиолог 1	< 0,10	0,70	*	0,15
Кардиолог 2	< 0,10	0,55	*	< 0,10
Мед. сестра 1	< 0,10	< 0,10	*	< 0,10
Мед. сестра 2	< 0,10	0,55	*	< 0,10
Мед. сестра 3	< 0,10	< 0,10	*	< 0,10

*****За посочения период дозиметрите за индивидуалния дозиметричен контрол не са изпратени за обработка и оценка.

Сравнението на резултатите от таблици 34 и 35 за $H_p(10)$ на цяло тяло и тези от таблици 29 и 30 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 кардиолочни 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 ендоурологични 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.

Второто отделение бе същото, в което Hristova-Popova и съавтори провеждат пилотното проучване, описано в т. 4.1.5

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.

Използвана бе методологията, описана в т. 4.4.1 за изследването в интервенционалната кардиология. 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.

Измерванията в първото отделение обхванаха периода от 02.11.2015 г. до 28.02.2016 г., разделени в четири ежемесечни отчетни периода, а във второто – от 01.09.2015 г. до 28.02.2016 г., разделени в шест ежемесечни отчетни периода.

В таблица 36 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 36. 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.

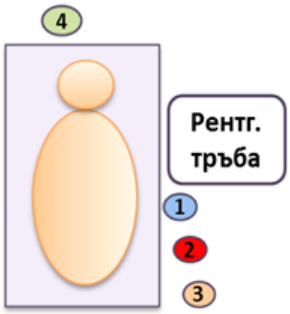
Резултатите от ежемесечните измервания на дозите за всички членове на екипа във второто отделение са представени в таблица 37, както и оценените сумарни дози за периода и оценените годишни дози за очна леща. Регулярният дозиметричен контрол за цяло тяло, съгласно протоколите за индивидуален дозиметричен контрол в отделението, показва нулеви стойности на величината Hp(10) за всички членове на екипа.

Таблица 37. Резултати от ежемесечен контрол на дозата на очната леща, в разглежданото отделение по урология.

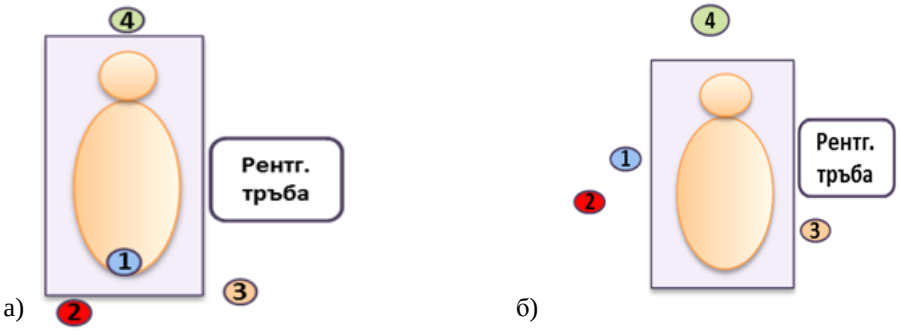
Медицински специалист	IX 2015 mSv	X 2015 mSv	XI 2015 mSv	XII 2015 mSv	I 2016 mSv	II 2016 mSv	$H_p(3)$, mSv *	$H_p(3)$, mSv Оценено за 1 год.
Основен оператор	0,40 ± 0,12	0,92 ± 0,27	1,28 ± 0,37	0,22 ± 0,06	0,66 ± 0,16	0,64 ± 0,18	4,1	8,2
Асистент оператор	0,12 ± 0,03	0,23 ± 0,07	0,28 ± 0,08	0	0,13 ±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

Най-голяма индивидуална еквивалентна доза на очна леща за година от 8,2 mSv бе оценена за основния оператор, следвана от тази за асистент-оператора от 2,9 mSv. Дозите за всички останали членове на екипа са значително по-ниски. Причината за това е, че по време на урологичната интервенция операторът и неговият асистент се намират в близост до пациента. Фигури 43 и 44 а и б, показват характерното разположение на медицинските специалисти при най-често провежданите процедури перкутанна нефролитотрипсия (PCNL) и уретерореноскопия (URS). 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.



Фигура 43. Разположение на медицинския персонал за извършване на процедура URS – ляв бъбрек: 1-лекар (оператор), 2-асистент, 3-операционна сестра, 4-операционен санитар.



Фигура 44. Разположение на медицинския персонал в зависимост от процедурата: 1-лекар (оператор), 2-асистент, 3-операционна сестра, 4-операционен санитар
а) PCNL -лечение на десен бъбрек; б) PCNL – лечение на ляв бъбрек.

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. [65]. 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 38 и 39.

Таблица 38. Данни за дозовото натоварване на пациента по време на URS. В таблицата са представени медиана (минимална стойност – максимална стойност).

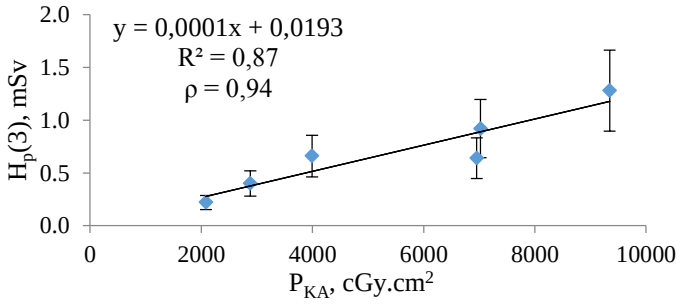
	Брой пациенти	P_{KA}, cGy.cm^2	FT, min	Брой образи
Hristova-Popova и съавтори [65]	15	228 (22-1393)	0,6 (0,1-3,6)	1 (0-10)
Романова и съавтори [17]	30	167 (10-649)	0,4 (0,03-1,2)	2 (0-6)
Това проучване 2015/2016	140	39 (0,4-2139)	0,3 (0,01-6,2)	1 (0-5)

Таблица 39. Данни за дозовото натоварване на пациента по време на PCNL. В таблицата са представени медиана (минимална стойност – максимална стойност).

	Брой пациенти	P_{KA}, cGy.cm^2	FT, min	Брой образи
Hristova-Popova et al. [65]	16	664 (196-4267)	4,1 (0,9-12,9)	5 (1-19)
Романова и съавтори [17]	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 P_{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 P_{KA} [65]. Това дава основание за търсене на корелация между измерената месечна доза за очна леща на основния оператор и сумата от P_{KA}. Обобщените резултати от изпълнението на тази задача са представени на фигура 45.



Фигура 45. Връзка между величината произведение керма-площ, за оценка на дозата на пациента и величината индивидуален дозов еквивалент на дълбочина 3 mm, за оценка на дозата на очната леща на основния оператор.

По абсцисата е нанесена величината произведение керма-площ, даваща информация за дозата на пациента, а по ордината е представена дозата на очната леща за основния оператор. Налице е силна зависимост между дозата на пациента и тази, получавана от основния оператор (R^2 = 0,87). Тестът по метода на Спиърман

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 окото на оператора.

Причина за регистрираното намаляване на дозите могат да бъдат флуктуации 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, резултатите от които са представени в таблица 40.

Таблица 40. Приложени методи за намаляване облъчването в интервенционалната рентгенология.

Препоръчана промяна в работата след проучването от 2014 г [65]	**Приложена ли е в отделението**
Колимиране на снопа	Да
Извеждане от процедурното помещение на всички медицински специалисти, които не се налага да присъстват по време на скопия	Да
Минимално използване на увеличителни режими	Да
Запис на последния скопичен образ, вместо графия	Да
Подобряване на практиките на работа посредством периодично обучение и натрупване на опит	Да

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} $cGy.cm^2.mSv^{-1}$.

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 ендоурологичните процедури, в сравнение с тези в интервенционалната кардиология. В ендоурологията 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.

Подходите за намаляване на дозите на пациента могат да се обобщят в следното:

- Ограничаване на рентгеновия сноп по областта на интерес;
- Използване на възможно най-ниската скорост на скопия, при която диагностичното качество на образите е приемливо;
- Използване на увеличителни режими само при необходимост;
- Намаляване на броя записани кадри и кино серии до приемливо клинично ниво и използване на последния скопичен образ, когато е възможно.

В допълнение към това, дозата на оператора се намалява чрез следните мерки:

- Позициониране по време на работа на максималното възможно разстояние от пациента, който е източникът на облъчване на екипа**;**
- Използване на подвижни лъчезащитни екрани;
- Осигуряване за всеки член от екипа на защитни очила с минимален оловен еквивалент 0,5 mm фронтално и 0,35 mm странично [13]**.**

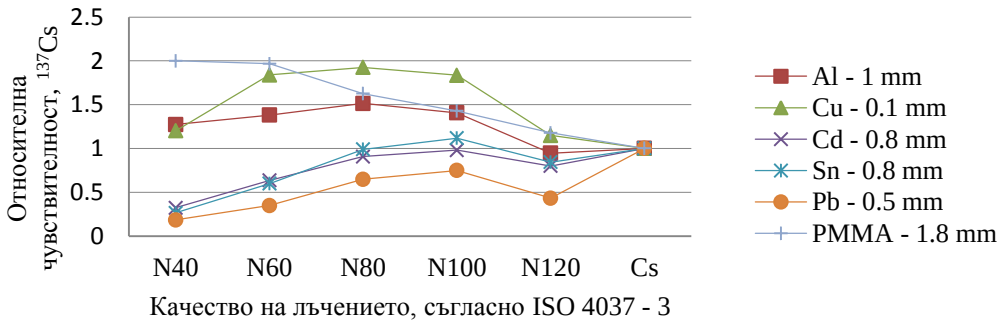
4.5. Проектиране и изработване на нов дозиметър

Изследваният и въведен за употреба дозиметър тип EYE-D^{TM} показа добри резултати в процеса на типово тестване и при работа в клинични условия, описани в т. 4.3 и 4.4. Недостатък на този дозиметър е използването при него само на един детектор, което не позволява да бъде направена корекция на показанието за различната енергия на фотоните. С цел повишаване на точността на измерването на $H_p(3)$, беше поставена задача за проектиране на нов дозиметър с поне два детектора и два различни типа модифициращи филтри, които да позволяват анализ на енергиите на фотоните и корекция на показанията на детекторите.

4.5.1. Избор на материал на филтъра

Използвани бяха ТЛ детектори тип MTS-N (LiF:Mg, Ti), отчитани с автоматичен четец PCL3 Automatic TLD Reader (FIMEL). За тестовете бяха използвани шест вида филтърни материали: полиметил-метакрилат (PMMA) с дебелина 1,8 mm, 1,0 mm алуминий (Al), 0,1 mm мед (Cu) , 0,1 mm кадмий (Cd), 0,8 mm калай (Sn) и 0,5 mm олово (Pb). За определяне на енергийната зависимост на детекторите, поставени зад различните филтри, различните комбинации от филтър с детектори бяха облъчени в SSDL, София. Приложени бяха фотонни лъчения от серията тесен спектър "N", и гама лъчение на ^{137}Cs (662 keV) [104]. Дозиметрите бяха облъчени върху плосък фантом с размери 30x30x15 cm^3. За всяко качество на лъчението зад съответните филтри бяха поставяни по четири ТЛ детектора.

Показанието на детекторите зад всеки филтър, нормиран към този за ^{137}Cs, е представен на Фигура 46. По абсцисата е нанесена средната енергия на използваното качество на лъчението, а по ординатата е представен относителният отговор на детекторите по отношение на ^{137}Cs.

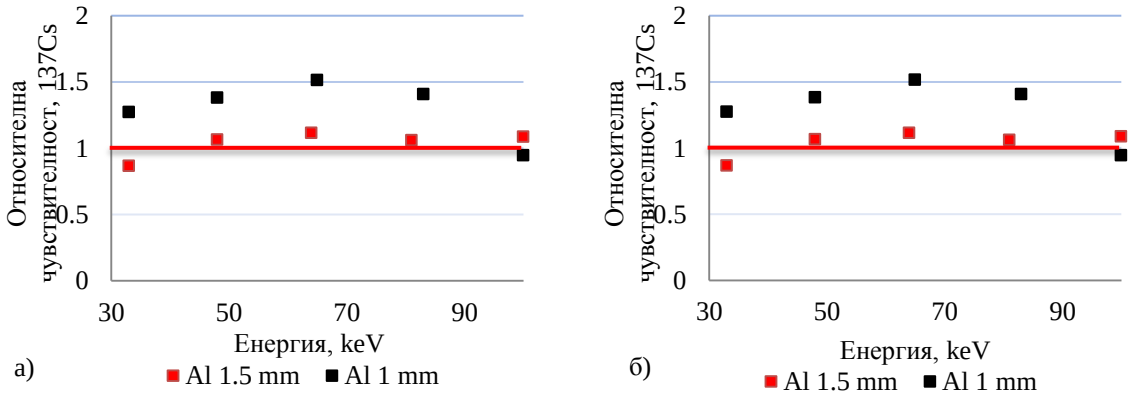


Фигура 46. Относително показание на ТЛ детекторите зад различни филтърни материали: 1,8 mm полиметил-метакрилат, 1,0 mm алуминий, 0,1 mm мед, 0,1 mm кадмий, 0,8 mm калай и 0,5 mm олово, като функция на средната енергия на фотонното лъчение.

Резултатите за Pb, Sn, Cd филтри показват подценяване на дозата до - 90 % при ниски енергии в сериите N40 ($\overline{E} = 33$ keV) и N60 ($\overline{E} = 48$ keV) и надценяване до два пъти при N40 ($\overline{E} = 33$ keV) и N60 ($\overline{E} = 48\ keV$) зад PMMA филтъра. Зад медния филтър се наблюдава надценяване за спектрите между N60 ($\overline{E} = 48$ keV) и N100 ($\overline{E} = 83$ keV), и от 30 % до 50 % за Al филтър при N40 ($\overline{E} = 33$ keV) до N100 ($\overline{E} = 83$ keV) сериите. Анализирайки тези данни и отчитайки изискването за пластичност на материала, достъпност и приемлива цена, бе решено тестовете да бъдат продължени с по-тънък меден филтър и по-дебел алуминиев филтър, при същите условия на облъчване.

Целта бе да се направи по-прецизен избор на дебелина на филтъра, за допълнително изглаждане на енергийната зависимост на ТЛ детекторите. Бяха използвани Al и Cu филтри с висока чистота на материала (>99 %).

С цел осигуряване независимост на показанието на ТЛ детекторите в случай на облъчване на дозиметъра откъм гърба, бяха използвани симетрични комбинации филтри от всеки от материалите, с поставени между тях ТЛ детектори. Относителното показание на детекторите зад Al филтър е представено на Фигура 47 а, а зад Cu филтър - на Фигура 47 б.



Фигура 47. а) Относително показание на ТЛ детекторите зад Al филтри с дебелини 1,5 mm и 1,0 mm б) Относитено показание на ТЛ детекторите зад Cu филтри с дебелини 1,5 mm и 1,0 mm.

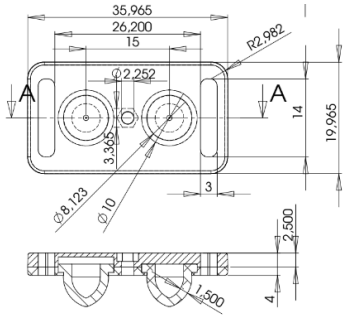
Относителното показание за енергии от 30 keV до 100 kV, нормирано към показанието за гама-лъчението на ^{137}Cs, варира от - 10 % до + 20 % за Al филтър с дебелина 1,5 mm и от - 5 % до + 60 % за филтър с дебелина 1,0 mm. За медния филтър с дебелина 0,5 mm показанието на детекторите е почти нула за N40 ($\overline{E} = 33$ keV) и достига до -20 % за N120 ($\overline{E} = 100$ keV).

В резултат на това изследване, изборът се спря на Al филтър с дебелина 1,5 mm.

4.5.2. Конструиране на новата дозиметрична касета „XRayM“

Основните изисквания при разработването и конструирането на новата дозиметрична касета „XRayM“ 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 48.

а)



б)

Фигура 48. а) Конструктивна форма и размери на касетата за ТЛ детектори „XRayM“; б) Краен вид на продукта.

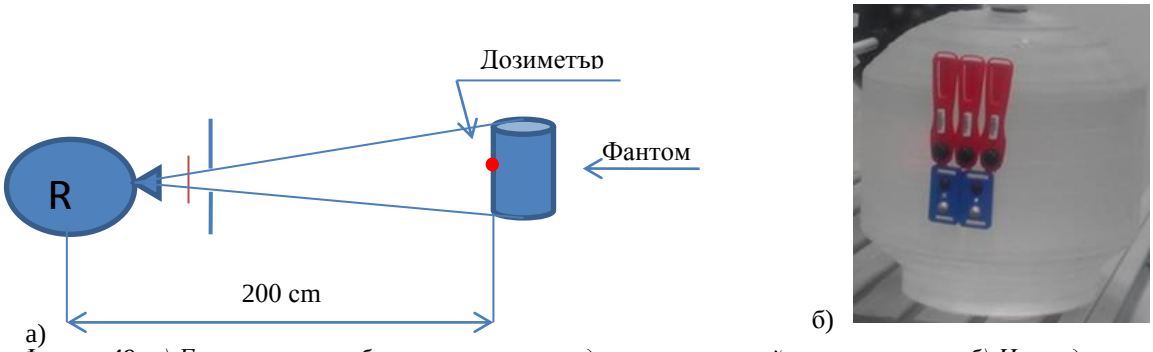
Двата полусферични филтъра са вградени в предната част на държателя, като единият е изработен от PMMA с дебелина 1,0 mm, а другият – от Al с дебелина 1,2 mm. Алуминиевият филтър бе изработен от лесно откриваема на българския пазар Al сплав, с което се постига сериозна редукция на цената на крайния продукт. 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 cm^3.

4.5.3. 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 ^{137}Cs. За калибриране във величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$ бе използван цилиндричния фантом, описан в т. 4.3.1. За преминаване от въздушна керма във величината $H_p(3)$ бяха използвани конверсионните коефициенти от публикация на

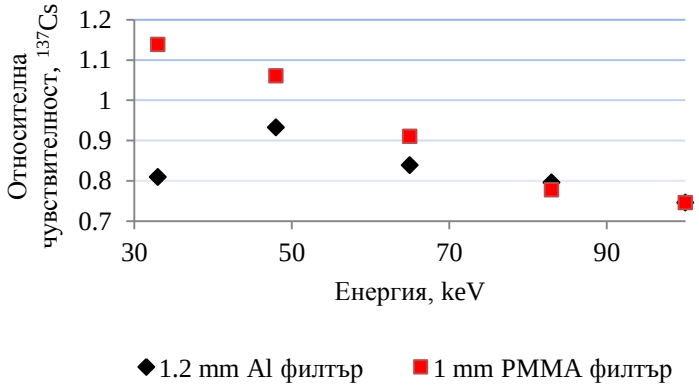
Behrens и съавтори [27].

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^{TM} (Фигура 48). Облъчването бе направено с доза $H_p(3)$ = 1,0 ± 0,03 mSv.



Фигура 49. а) Геометрия на облъчването за определяне на енергийна зависимост; б) Цилиндричен фантом с дозиметри тип XRayM и EYE-D^{TM}.

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 ^{137}Cs, са представени на Фигура 50.



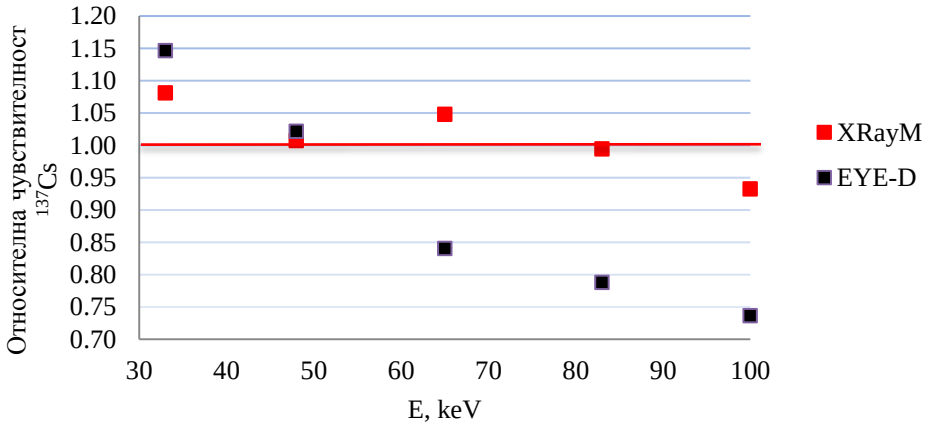
Фигура 50. Относително показание по отношение на величината $H_p(3, 0°)$ като функция на средната енергия на рентгеновото лъчение.

Относителото 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 PMMA 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 41.

Таблица 41. 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 „XRayM“ след корекция на показанието с изведения корекционен фактор, сравнена с енергийната зависимост на комерсиалния дозиметър EYE-D^{TM}, е представена на фигура 51.



Фигура 51. Енергийна зависимост на „XRayM“, сравнен с EYE-D^{TM}.

Относителната енергийна зависимост на „XRayM“ е в рамките на ± 10 %, докато за EYE-D^{TM} тя е между -25 % и +15 %.

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

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

$$H_p(3)=k\frac{G_{PMMA}}{(R_{PMMA})_{Cs,0}}, Sv, \quad (42)$$

където:

G_{PMMA} е показанието на ТЛ детекторите зад PMMA 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 41).

Получените по този начин резултати от измерванията на дозиметрите, облъчени с различни качества, са представени в таблица 42, като ± U е разширената неопределеност на измерването с фактор на покриване k = 2, при доверителна вероятност 95 %.

Таблица 42. Изчислена доза във величината индивидуален дозов еквивалент $H_p(3)$, mSv за „XRayM“ и EYE-D™.

N серии	$\bar{E}$, keV	SSDL, Sofia $H_p(3) \pm U$, mSv	XRayM $H_p(3) \pm U$,mSv	EYE-D™ $H_p(3) \pm U$, 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

4.5.5. Дискусия

Показанието на детекторите зад всеки филтър зависи от материала на филтъра, формата и дебелината му, вида на ТЛ 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 относителния отговор 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 [135].

Предложеният метод подобрява точността на оценката на дозата. Новият дозиметър „XRayM“ 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 ± 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, „XRayM“ 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. На 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 и ефективността на използваните защитни средства. Предимство е при това едновременно да се изследват и на 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 окото 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 PMMA 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 PMMA 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 ± 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^{TM} (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. Katzarov. Eye lens exposure to medical staff during endoscopic retrograde cholangiopancreatography, Physica Medica. 2015, 31, 781-784.

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. Katzarov. 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

А. 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, **А. 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

А. 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 interventionl 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.

А. 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. Buchacliev, 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“.

А. 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

A. Zagorska, K. 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.

5. **European Congress of Radiology (ECR 2017),** March 1–5, 2017, Vienna, Austria.

D. Kostova-Lefterova, D. Ivanova, F. Simeonov, **A. Zagorska**, K. Genova, V. Groudeva, P. Spasova, Unnecessary exposure as consequence of the bad practice of warming-up the CT X-ray tube in the presence of patient, digital poster

D. Kostova-Lefterova, H. Mateev, A. Aleksandrov, I. Bogov, K. Genova, N. I. Traykova, D. Ivanova, **A. Zagorska**, Implementation of system for follow-up of patients undergoing high dose interventional procedures, digital poster.

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“ (Приложение 6).

12.ПРИЛОЖЕНИЯ

Приложение 1

Бюджет на неопределеност на измерването. Действително зададена стойност на величината $H_p(3)$ = 0,20 mSv.

Параметри	Озна-чение	Мерни единици	Тип оцека	Най-добра оценка	Стандартно отклонение	Относителна неопределеност на отделното измерване SD %	Брой измервания	Средноквадра-тично отклонение на средноаритметичната стойност u(xi)	Разпределение	Коефициент на чувствителност	Принос на неопределеността към изходната величина
Брой импулси фонов детектор	G_0	imp	A	229572	3864	5 %	8	0.02	нормално	5,74E-07	68
Брой импулси облъчен детектор	G	imp	A	711924	24381	3,4 %	4	0.02	нормално	-5,74E-07	417
Коефициент на вариация	k_v	%	B	1.00		15 %		0.05	нормално	2,77E-01	0,01
Коефициент на чувствителност на работна партида	r_Q	imp mSv^{-1}	B	1743255		4 %		0.01	нормално	-1,59E-07	0,00
Енергийна и ъглова зависимост	$k_{E,\alpha}$	%	B	1		40 %		0.13	нормално	2,77E-01	0,04
Фединг	k_f	%	B	1		5 %		0.03	правоъгълно	2,77E-01	0,01
Нелинейност	k_l	%	B	1		10%		0.06	правоъгълно	2,77E-01	0,02
$H_p(3)$	**0,28**	**±**	**0,09**	mSv							

Докладваната разширена неопределеност е стандартната неопределеност на измерването, умножена с фактор на покриване k = 2, при ниво на достоверност 95%.

Приложение 2

Бюджет на неопределеност на измерването. Действително зададена стойност на величината $H_p(3)$ = 0,75 mSv.

Параметри	Означение	Мерни единици	Тип оцека	Най-добра оценка	Стандартно отклонение	Относителна неопределеност на отделното измерване SD %	Брой измервания	Средноквадра-тично отклонение на средноаритметичната стойност u(xi)	Разпределение	Коефициент на чувствителност	Принос на неопределеността към изходната величина
Брой импулси фонов детектор	G_0	imp	A	229572	3864	5 %	8	0.02	нормално	5,74E-07	68
Брой импулси облъчен детектор	G	imp	A	1500708	15307	0,9 %	4	0.00	нормално	-5,74E-07	68
Коефициент на вариация	k_v	%	B	1.00		9,6 %		0.03	нормално	7,29E-01	0,02
Коефициент на чувствителност на работна партида	r_Q	imp mSv^{-1}	B	1743255		4 %		0.01	нормално	-4,18E-07	0,00
Енергийна и ъглова зависимост	$k_{E,\alpha}$	%	B	1		40 %		0.13	нормално	7,29E-01	0,10
Фединг	k_f	%	B	1		5 %		0.03	правоъгълно	7,29E-01	0,02
Нелинейност	k_l	%	B	1		10 %		0.06	правоъгълно	7,29E-01	0,04
$H_p(3)$	**0,73**	**±**	**0,22**	mSv							

Докладваната разширена неопределеност е стандартната неопределеност на измерването, умножена с фактор на покриване k = 2, при ниво на достоверност 95 %.

Приложение 3

Бюджет на неопределеност на измерването. Действително зададена стойност на величината $H_p(3)$ = 10,0 mSv.

Параметри	Озна-чение	Мерни единици	Тип оцека	Най-добра оценка	Стандарт-но отклонение	Относителна неопределеност на отделното измерване SD %	Брой измервания	Средноквадра-тично отклонение на средноаритметичната стойност u(xi)	Разпределение	Коефициент на чувствителност	Принос на неопределеността към изходната величина
Брой импулси фонов детектор	M_0	imp	A	229572	3864	5 %	8	0.02	нормално	5,74E-07	68
Брой импулси облъчен детектор	M	imp	A	19278234	217968	1.1 %	4	0.01	нормално	-5,74E-07	1232
Коефициент на вариация	k_v	%	B	1.00		5 %		0.02	нормално	1,09E+01	
Коефициент на чувствителност на работна партида	r_Q	imp/mSv	B	1743255		4 %		0.01	нормално	-6,27E-06	0,00
Енергийна и ъглова зависимост	$k_{E,\alpha}$	%	B	1		40 %		0.13	нормално	1,09E+01	1,46
Фединг	k_f	%	B	1		5 %		0.03	правоъгълно	1,09E+01	0,32
Нелинейност	k_l	%	B	1		10 %		0.06	правоъгълно	1,09E+01	0,63
$H_p(3)$	**10,93**	**±**	**3,26**	mSv							

Докладваната разширена неопределеност измерването е стандартната неопределеност на измерването, умножена с фактор на покриване k = 2, при ниво на достоверност 95 %.

Приложение 4

Сертификат за участие в международното сравнение IC2016eye (Извадка).

EURADOS European Radiation Dosimetry Group

Eye lens dosemeter intercomparison IC2016$_{eye}$

CERTIFICATE OF PARTICIPATION

EURADOS Intercomparison 2016 for eye lens dosemeters (IC2016$_{eye}$)

Certificate number	**EURADOS- IC2016$_{eye}$-004**
Number of pages	5
Date of issue	May 2017
Participating institute	**AAD**
Dosimetry system	Eye lens dosemeter
Intercomparison procedure	The EURADOS Intercomparison 2016 for eye lens dosemeters was managed and coordinated on behalf of EURADOS by the WG12 Intercomparison Organization Group (OG). This intercomparison was designed to be a blind test for all participants who reported their results without knowing the beam qualities and the reference dose values. The only information they had was that the irradiations were performed in photon radiation fields representative of medical workplaces and S-Cs, as well as beta radiation fields (Kr-85, Sr-90/Y-90 and Ru-106/Rh-106). The OG established the irradiation plan and announced the intercomparison in February 2016. After completing the application procedures the participants sent their dosemeters, in accordance with the instructions, to the OG in June 2016. The laboratories irradiated the dosemeters according to the irradiation plan in July and August 2016. The dosemeters were sent back to the participants in September 2016. Each participant was instructed to follow normal routine procedures as far as possible. The participants sent the results of the dosemeter readings to the OG coordinator in October 2016. The final individual results were sent to each participant in May 2017.
Number of participants/systems	22 (1 system per participant)
Irradiation conditions	See details in page 2.
Participant results	See tables and figures in pages 3 and 4.
Global results	See figures in page 5.

On behalf of the Intercomparison Organization Group

Isabelle Clairand
Coordinator

On behalf of EURADOS

Werner Rühm
Chairperson

PARTICIPANT RESULTS – photon qualities

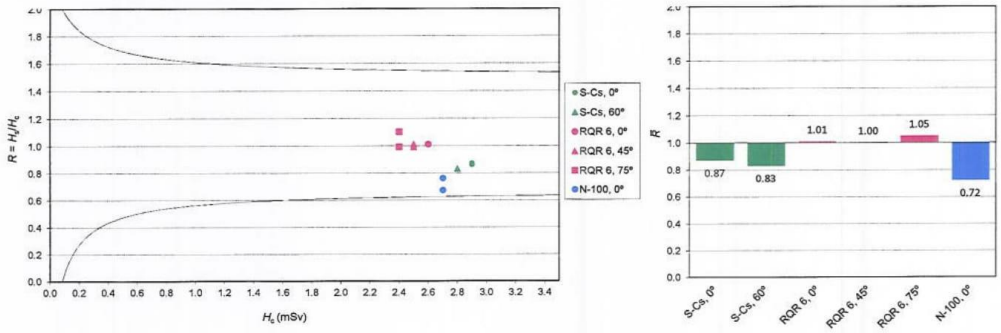
PARTICIPANT AAD - Reference quantity $H_p(3)$ - Photon qualities									
Radiation Quality	Dosimeter id	Conventional quantity value ± uncertainty (k=2) $H_p(3)_c$ (mSv)	Reported by participant		Response		Mean results per set-up		
			H_r * (mSv)	H_s ** (mSv)	$R = \frac{H_s}{H_p(3)_c}$	ISO 14146 Criteria	$\overline{H_s}$ (mSv)	$\overline{R}$	CV (R) (%)
S-Cs, 0°	AAD_9	2.900 ± 0.088	2.509	2.509	0.87	YES	2.505	0.87	0.8
	AAD_10	2.900 ± 0.088	2.500	2.500	0.86	YES			
S-Cs, 60°	AAD_11	2.800 ± 0.084	2.330	2.330	0.83	YES	2.326	0.83	0.0
	AAD_12	2.800 ± 0.084	2.321	2.321	0.83	YES			
RQR 6, 0°	AAD_17	2.600 ± 0.130	2.641	2.632	1.01	YES	2.633	1.01	0.0
	AAD_18	2.600 ± 0.130	2.643	2.634	1.01	YES			
RQR 6, 45°	AAD_19	2.500 ± 0.126	2.473	2.464	0.99	YES	2.490	1.00	1.4
	AAD_20	2.500 ± 0.126	2.525	2.516	1.01	YES			
RQR 6, 75°	AAD_21	2.400 ± 0.120	2.374	2.365	0.99	YES	2.508	1.05	7.4
	AAD_22	2.400 ± 0.120	2.659	2.650	1.10	YES			
N-100, 0°	AAD_23	2.700 ± 0.136	1.817	1.808	0.67	YES	1.930	0.72	8.8
	AAD_24	2.700 ± 0.136	2.061	2.052	0.76	YES			

** H_r : Participant reported value (corrected for background according to the routine protocol of the participant)*

*** H_s : Participant reported value corrected for transit. $H_s = H_r - \overline{H_t}$*

Correction for transit for S-Cs: $\overline{H_t}$ = 0.000 mSv

Correction for transit for other photon qualities: $\overline{H_t}$ = 0.009 mSv



Приложение 5

Инструкция за транспортиране, съхраняване и носене на персоналните дозиметри

1. Изпращане на дозиметрите

Дозиметрите за оценка на дозата на очната леща и/или на цялото тяло ще бъдат изпращани по пощата или по куриер, като всяка отделна пратка съдържа поне едни контролен дозиметър. Всички дозиметри са идентифицирани с персонален идентификационен код. Всеки дозиметър за очна леща (тип EYE-D^{TM}) е окомплектован с лента за закрепване на глава.

1.1. Инструкция за съхраняване на контролните дозиметри

Контролният дозиметър, придружаващ всяка една пратка, служи за корекция на резултата за естествен радиационен фон по време на транспортирането на дозиметрите и използването им през контролния период. Дозата измерена от контролния дозиметър ще бъде извадена от показанието на персоналните дозиметри. Контролният дозиметър не трябва да се използва за други цели.

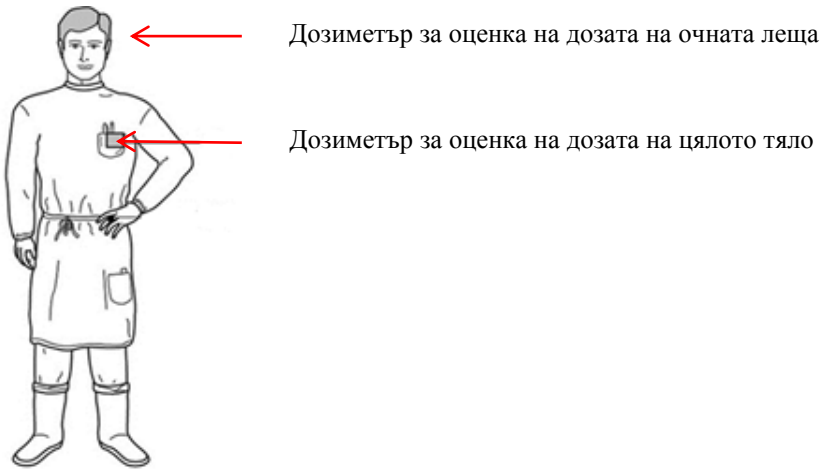
• Съхранявайте контролния дозиметър далеч от източника на йонизиращо лъчение, заедно с персоналните дозиметри, които не се използват в момента, в помещение извън процедурното помещение, т.е. помещение с нормален естествен радиационен фон.

• Контролният дозиметър трябва да бъде върнат заедно с персоналните дозиметри, с които е получен.

2. Носене на дозиметрите и работа с тях

2.1. Как и къде да бъдат поставяни дозиметрите

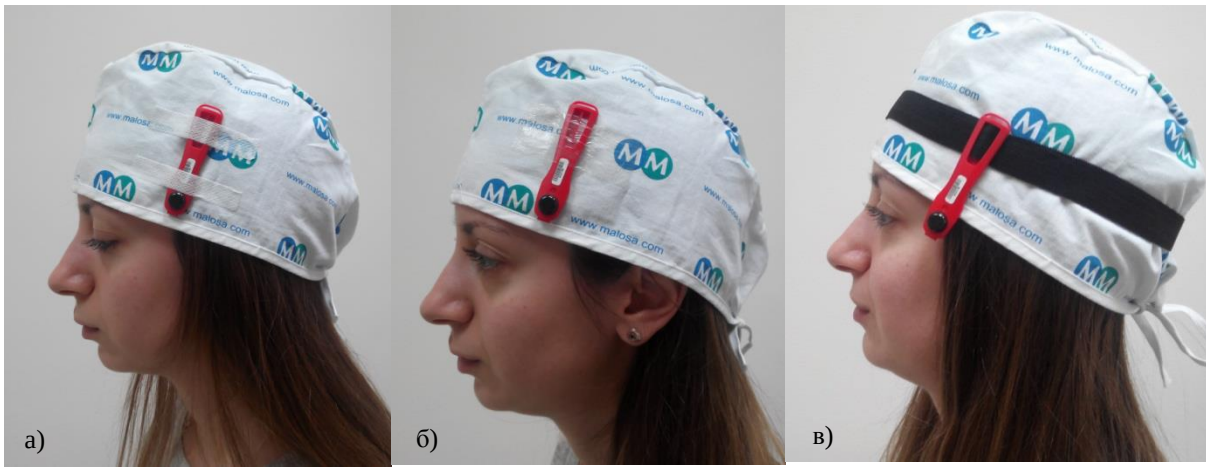
Начинът, по който се носи дозиметъра, зависи от неговото приложение. Правилното позициониране на дозиметъра за оценка на дозата за цяло тяло и за очна леща е представено на фигура 52.



Фигура 52. Правилно позициониране на дозиметрите, в зависимост от тяхната употреба.

Дозиметърът за оценка на дозата на цялото тяло трябва да бъде поставян на нивото на гърдите, под защитната оловно-гумена престилка.

Дозиметърът за оценка на дозата на очната леща трябва да бъде разположен на главата в максимална близост до окото, което по време на работа е по-близо до източника на рентгеново лъчение. Възможните начини за закрепване по време на работа са показани на фигура 53.



Фигура 53. Позициониране на дозиметър за очна леща.

Той може да бъде захванат за медицинската шапка с лейкопласт (Фигура 53 а, б) или да бъде използвана специалната лента за глава (Фигура 53 в).

Важно е:

- Дозиметърът да бъде носен по време на всички работни ангажименти в процедурното помещение;
- Не използвайте дозиметър предназначен за друго лице и не отстъпвайте дозиметър предназначен за Вас на друг човек.

2.2. Боравене и съхранение на дозиметрите

Въпреки че дозиметрите са изработени от подходящи и достатъчно здрави материали, повреждането им може да попречи на правилната оценка на дозата. Моля, всеки член на екипа да се грижи за правилното съхраняване на личния си дозиметър.

Когато дозиметърът не се носи, той трябва да бъде съхраняван извън процедурното помещение, за предпочитане в специално предназначено за тях място, далеч от директна слънчева светлина, източници на топлина и на йонизиращи лъчения.

3. Връщане на дозиметрите в дозиметричната лаборатория

Дозиметрите трябва да бъдат върнати по пощата, след приключване на контролния период. Те задължително трябва да бъдат придружени от попълнено „Сведение за лицата и използваните дозиметри“.

Приложение 6

karoll
CORPORATE UNIVERSITY

KAROLL CORPORATE UNIVERSITY

KAROLL PH.D. FELLOWSHIP PROGRAM

certificate

of recognition

№ 00340

This acknowledges that

ANNA ZAGORSKA

Ph.D. student of Department of Medical Physics and Biophysics, Medical University - Sofia

Has been recognized and awarded as the 2017 Karoll Ph.D. Fellowship Program winner

It is an honor to be supporting this scientist who has made outstanding contributions by Ph.D. research in the field of ***Eye lens dosimetry to the staff working in interventional radiology and cardiology.***

Sofia
22.12.2016

Stanimir Karolev
Founder and Chairman of the BoD
Karoll JSC

13. ТЕРМИНИ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ

Бюджет на неопределеност – формулиране на неопределеността на измерване, на компонентите на тази неопределеност и на тяхното изчисляване и комбиниране [3].

Дозиметър – уред за измерване на погълнатата или еквивалентната доза [2]. (Персонален дозиметър - състои се от един или няколко пасивни детектора, поставени в държач, за оценка на персоналната еквивалентна доза [101]).

Дозиметрична система – дозиметър, четец и свързаното с тях оборудване и процедури, необходими за оценка на действителната стойност на величината [2].

Измерена стойност на величина – стойност на величина, която представлява резултат от измерване [3].

Изходна величина на модел на измерване, M – изходна величина, чиято стойност се изчислява, като се използват стойностите на входните величини на модела на измерване [2, 3].

Индивидуален дозов еквивалент, $H_p(d)$ е дозовият еквивалент в меки тъкани на подходяща дълбочина d под една определена точка на човешкото тяло. Специалното име на единицата за персонален дозов еквивалент е сиверт (Sv) [12]

Калибриране – Съвкупност от действия, които при определени условия установяват зависимостта между стойността на величината, показана от измервателния уред и съответните стойности реализирани от еталона.

Керма (kerma) (от Kinetic Energy Released in Matter), *K,* е отношението на dE_{tr} към *dm*, където dE_{tr} е сумата от началните кинетични енергии на заредените частици, създадени от индиректно йонизиращите частици в елементарен обем от веществото, а *dm* е масата на веществото в този обем:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \text{[Gy]} \qquad (43)$$

Измерителната единица е $J.kg^{-1}$, със специалното название грей, Gy. Въздушната керма K_{air} се използва за целите на измерванията в радиационната защита [83].

Комбинирана (стандартна) средноквадратична неопределеност, средноквадратична неопределеност на резултат от измерване, когато този резултат е получен от стойности на известен брой други величини, равна на положителния квадратен корен от сума от членове. Тези членове са дисперсиите и ковариациите на тези други величини, претеглени в зависимост от това как резултата от измерването се променя с промените на тези величини [51].

Коефициент на вариация v– е отношението на стандартното отклонение s и средноаритметичната стойност на набор от n измерени стойности G_j [2]:

$$v = \frac{s}{\bar{G}} = \frac{1}{\bar{G}} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^{n} (G_j - \bar{G})^2} \quad (44)$$

Кумулативна доза (CD): Дозата, измерена във въздух на 15 cm от изоцентъра на С-рамото, в посока към фокуса на рентгеновата тръба (т. нар. референтна точка в интервенционалната рентгенология). Тази величина носи информация за дозата, погълната от кожата на пациента, т.е. тя характеризира риска от детерминирани ефекти на кожата [77].

Линеен коефициент на отслабване (linear attenuation coefficient), μ, зависещ от енергията на частиците и нуклидния състав и плътността на веществото. μ се дефинира като отношението на *dN/N* към *dl*, където *dN/N* е относителната част от индиректно йонизиращите частици, претърпели взаимодействие при преминаване на разстояние *dl* във веществото [83]:

$$\mu = \frac{1}{dl} \frac{dN}{N}, [\text{m}^{-1}] \quad (45)$$

Масов коефициент на отслабване (mass attenuation coefficient), μ/ρ *:* на едно вещество спрямо индиректно йонизиращи частици е отношението:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dN}{N}, [\text{m}^2.\text{kg}^{-1}] \quad (46)$$

където dN/N е частта от частиците, които са претърпели взаимодействие при преминаване на разстояние *dl* във веществото с плътност ρ [83].

Масов коефициент на поглъщане на енергия (mass energy absorption coefficient), μ_{en}/ρ, е произведение на масовия коефициент на предаване на енергията и (1-g), където g е частта от началната енергия на вторичните заредени частици, освободени при взаимодействието на индиректно йонизиращите частици с веществото, която те трансформират в енергия на фотони спирачно лъчение :

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho}(1 - g), [\text{m}^2.\text{kg}^{-1}] \text{ [83]} \quad (47)$$

Масов коефициент на предаване на енергия (mass energy-transfer coefficient), μ_{tr}/ρ, на едно вещество спрямо индиректно йонизиращи частици, е отношението на dE_{tr}/EN към *dl*, където *E* е енергията на отделната йонизираща частица, *N* е броят на тези частици, а dE_{tr} е сумата от началните кинетични енергии на вторичните заредени частици, създадени от индиректно йонизиращите частици при преминаване на разстояние *dl* във вещество с плътност ρ:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho dx}\frac{dE_{tr}}{EN}, [m^2.kg^{-1}] \quad (48)$$

Метрологична проследимост – Свойство на резултата от измерване, съгласно което резултатът може да бъде свързан с референтен елемент, чрез документирана непрекъсната верига от калибрирания, всяка от които внася принос към неопределеността на измерване [3].

Национални референтни диагностични нива са препоръчителни нива на доза на пациента при рентгенови диагностични изследвания, за типични изследвания за групи от пациенти със стандартни размери, или за стандартни фантоми, които се отнасят за широко разпространени типове радиологични уредби. Очаква се тези нива да не бъдат превишавани при прилагане на добра радиологична практика [11].

Неопределеност на измерване – неотрицателен параметър, който характеризира дисперсията на стойностите, приписани на измерваната величина, на основата на използваната информация [3].

Нивото на детектиране (LOD) е най-ниската доза, измервана при отнапред зададен доверителен интервал [11].

Ниво на обследване – стойност на величината, над която е необходимо да бъде проведено обследване [82].

Ниво на запис - стойността, над която се изисква записване на дозите.

Ниво за проследяване: стойности на измеримите параметри, предложени за сепариране на пациенти с повишен риск за радиационно индуцирани кожни ефекти.

Таблица 43. Нива за проследяване на пациенти с повишен риск за радиационно индуцирани кожни ефекти [71].

Величина	**Критерий за проследяване**
Време на скопия	> 60 min
P_{KA} (произведение керма-площ)	> 500 Gy.cm^2 или 50000 cGy.cm^2 или 50000 Gy.m^2 или 500000 mGy.cm^2
$K_{a,r}$ (кумулативна доза)	> 5000 mGy
Брой записани серии и образи	> 20
Събития	
Няколко процедури проведени в една година	

Оптимизация – Когато се говори за професионално облъчване, терминът ALARA се използва като еквивалент или вместо термина оптимизация. Когато става дума за медицинско облъчване терминът означава, че погълнатата доза ЙЛ от пациента е достатъчна за медицинските цели и лъчението, което не е клинично необходимо и не носи информация се избягва.

Оценяване „тип А“ на неопределеност на измерване – оценяване на компонент на неопределеността на измерване, чрез статистически анализ на измерените стойности на величината, получени при определени условия на измерване [3]

Оценяване „тип В“ на неопределеност на измерване – оценяване на компонент на неопределеността на измерване, определена по начин, различен от оценяване тип А на неопределеност на измерване [3].

Погълнатата доза - D отношението на $\overline{d\varepsilon}$ към dm, където $\overline{d\varepsilon}$ е средната предадена енергия от ЙЛ на вещество с маса dm, Gy [83, 100]

$$D = \frac{\overline{d\varepsilon}}{dm}, \text{ [Gy]} \quad (49)$$

Персонален дозов еквивалент, $H_p(d)$ е дозовият еквивалент в меки тъкани на подходяща дълбочина d под една определена точка на човешкото тяло. Специалното име на единицата за персонален дозов еквивалент е сиверт (Sv) [12].

Произведение керма-площ е интеграл от кермата във въздух, по площта на лъчевото поле, в равнина перпендикулярна на разпространението на лъчението [84].

$$P_{KA} \int_A K_a(A)\, dA, \text{ [J(kg m}^2\text{)}^{-1} \text{ или Gy.cm}^2\text{]} \quad (50)$$

Процедура за измерване – подробно описание на измерване, в съответствие с един или повече измервателни принципи и метод за измерване на основата на модел на измерване, включително всички изчисления за получаване на резултата от измерване [3].

Процентна дълбока доза (PDD) – се дефинира както следва:

$$PDD = 100\frac{D_d}{D_0} = 100\frac{\dot{D_d}}{\dot{D_0}}, \% \quad (51)$$

PDD в облъчваното вещество е отношението на погълнатата доза D_d (или мощност на доза) на определена дълбочина в изследвания материал d, погълнатата доза D_0 (или мощтност на доза) в определена точка по централния лъч. Тази точка обикновено се избира там където се получава максималната доза във веществото. За енергии до 400 keV, това е повърхността на материала [5, 81].

Разширена неопределеност – величина, определяща интервал около резултата от измерване, за който може да се очаква, че обхваща голяма част от разпределението на стойностите, които биха могли разумно да се припишат на измерваната величина. Произведение на комбинираната стандартна неопределеност на измерване и множител по-голям от числото едно [3]

Разширена неопределеност на комбинирана величина - тази неопределеност е еквивалентна на полуширината на доверителния интервал за комбинирана величина с ниво на доверителност 95 % [2].

Средноквадратична неопределеност на измерване – неопределеността на измерване изразена като средноквадратично отклонение.

Средноквадратично отклонение – положителен корен квадратен от дисперсията на случайна променлива.

Термолуминесцентен детектор – точно определено количество термолуминесцентен материал, определен по маса, форма и размери.

Термолуминесцентен дозиметър – пасивно устройство съдържащо един или повече термолуминесцентни детектори, поставени в държател (подходящ за съответното приложение)

Типична диагностична доза е стойност на дозата на пациента за определен вид рентгеново изследване, проведено с конкретна рентгенова уредба, определена за пациенти със стандартни размери или за стандартен фантом по методика, позволяваща сравняване с националните референтни диагностични нива [11].

Тъканна реакция – увреждане на популация от клетки, характеризиращо се с праг на дозата и нарастване на тежестта на реакцията с нарастване на дозата. Тъканните рекации също се наричат детерминирани ефекти [94].

Фактор на обратно разсейване – (за рентгеново лъчение, генерирано при 400 kV или по-малко) фактор на разсейване, при който точката на измерване лежи по оста на разпространение на лъчението на повърхността на воден фантом [21].

Фантом – средство, конструирано, така че при облъчване с ЙЛ да симулира обратното разсейване от човешкото тяло или части от човешкото тяло (крайници). [103].

14. БЛАГОДАРНОСТИ

На **проф. Женя Начкова Василева**, научния ми ръководител, за безрезервната й подкрепа, за вдъхновението, за споделените знания и умения в необятната област на медицинската физика, които и до днес продължава да споделя.

На **акад. проф. Борис Гоцев Тенчов**, моя консултант, за това, че ме подкрепи в труден момент и сподели с мен знания и умения за работа с научни проекти.

На медицински физик-експерт **Здравко Бучаклиев** за това, че през тези години бе мой ментор в областта на метрологията на йонизиращите лъчения и за критичния му поглед върху всяка идея и проект по време на работата.

На **доц. Кристина Близнакова** от Технически университет – Варна, за това, че сподели с мен авангардните си разработки в областта на Монте Карло моделирането, без които симулациите по метода Монте Карло биха били невъзможни.

На **Национален център по радиобилогия и радиационна защита** за предоставената апаратура и дозиметри за измерване и за неограничения достъп до SSDL, София. Също на **Орлин Стоянов, Цветелин Цръначев, Стефан Петров, Васил Искренов** от НЦРРЗ**.**

На **Oblak.bg** и по-специално на **Димо Симеонов, Рангел Попов** и **Таня Дилковска-Петрова**, за безвъзмездно предоставената инфраструктура за извършване на симулациите.

На **проф. Илия Салтиров** и **д-р Кремена Петкова** от Клиника по „Ендоурология и екстракорпорална литотрипсия“, Катедра Урология и нефрология във ВМА, **проф. Крум Кацаров и д-р Александър Кацаров** от Клиника по гастроентерология във ВМА**, д-р Валери Гелев** и **д-р Ива Желева** от Клиника по кардиология в Аджибадем Сити Клиник - Болница Токуда, **д-р Николай Стоянов, д-р Калустян** и **д-р Низар Рифаи** от Клиника по кардиология в УМБАЛ „Света Анна“ АД и **д-р Добриков** от Клиника по обрзна диагностика, Уроентерологичен кабинет в УМБАЛСМ „Н. И. Пирогов“, както и на членовете на екипите в тези отделения, за възможността да опозная работата им отблизо и за активното им участие и постоянство по време на измерванията за прилагане в практиката на разработената методика за измерване с дозиметър тип EYE-D^{TM}.

На **Десислава Иванова, Юлия Христова-Попова, Десислава Костова-Лефтерова, Симона Аврамова-Чолакова, Филип Симеонов, Илия Дяков, Полина Арсова, Рада Борисова, Любомир Трайков, Диана Петкова, Благовест Бечев, Надя Христова-Авакумова** за тяхното приятелство и безрезервна помощ в различни етапи от тази работа.

На **Методи Гелев** от Лаборатории Протекта ООД за ползотворните обсъждания на различни проблеми в областта на практическата индивидуална дозиметрия.

На моя съпруг **Иван Загорски** и на децата ми **Лазар и Йоанна Загорски**, които ме зареждаха с обич и търпеливо изчакаха завършването на работата.

На моята сестра **Ирина Тодорова**, която изслуша всички проблеми и сподели всички успехи, съпътстващи работата.

На моите родители **Татяна и Румен Попови** без чиято насока и настойчивост нямаше да бъде стартирана тази дисертация.

На всички, които по някакъв начин са допринесли за завършването на тази дисертация и не са споменати тук.

15. ДЕКЛАРАЦИЯ ЗА ОРИГИНАЛНОСТ

ДЕКЛАРАЦИЯ

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

Декларирам, че преставената дисертация „Дозиметрия на очна леща на персонала в интервенционалната рентгенология и кардиология“, във връзка с провеждането на процедура да придобиване на образователна и научна степен „доктор“ в Медицински Университет - София е мой труд и труд в колектив с научния ми ръководител и моя консултант, 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.

16. ИЗПОЛЗВАНА ЛИТЕРАТУРА

1. *Борисова, Р., Ж. Василева.* Национално проучване на лъчевото натоварване в интервенционалната рентгенология – първи резултати. Рентг. и радиол. 2008, 4, 274-286.

2. *Български институт по стандартизация*. Апаратура за радиационна защита. Вградени пасивни дозиметрични системи за мониторинг на околната среда и на индивидите, по отношение на излъчване на фотони и бета излъчване. БДС EN62387-1:2016, 2016.

3. *Български институт по стандартизация*. СД Ръководство 99:2014 на ISO/IEC. Международен речник по метрология, основни и общи понятия и свързани термини, ТК-28, София 2014 г., 1-118.

4. *Ганева, З.* Да преоткрием статистиката с IBM SPSS Statistics, ЕЛЕСТРА ЕООД, ISBN 978-619-7292-01-5, София, 2016 г.

5. *Добрев, Д., В. Пенчев, Р. Попиц*. Радиологична техника и лъчецащита, София, 1968, Изд. „Техника“.

6. *Иванов, В.* И. Курс Дозиметрии. Москва Атомиздат, 1978.

7. *Маждракова-Чалманова, И., Чилова-Атанасова Б., Балабанов Ч., и съавтори*. Учебник по очни болести, София, ИК „Кастилия“, 1999 г.

8. *Марков, Ц. и колектив.* Лъчеви увреждания на очите. Медицина и физклутра, София, 1990.

9. *Митров, Г., Д. Добрев, В. Пенчев, Р. Попиц.* Радиологична техника и лъчезащита, изд. Техника. 1968.

10. Наредба № 27 от 30 юни 2010 г. за утвърждаване на медицински стандарт „Образна диагностика”, ДВ, 2016, 37.

11. Наредба № 30 от 31 октомври 2005 г. за условията и реда за осигуряване защита на лицата при медицинско облъчване. – ДВ, 2005, 91, 29-62.

12. Наредба за основните норми за радиационна защита, ДВ, 76, 2012 г.;

13. Наредба 13 от 16 Декември 2016 г. за осигуряване на радиационна защита при работа с рентгенови уредби за медицински цели, ДВ, 103, 2016.

14. *Национален център по радиобилогия*. Годишен отчет 2015 г, Февруари 2016 г.

15. *Радев Х.,* Метрология и измервателна техника – книга справочник в три тома, том 3, издателство Софттрейд София, 2012; 485-670.

16. *Радев, Х., В. Богоев*. Неопределеност на резултата от измерването, „Софттрейд“, 2011.

17. Романова, К., Ю. Христова-Попова, А. Згорска и съавтори. Лъчево натоварване на пациентите и медицинския персонал при перкутанна нефролитотрипсия и уретерореноскопия. 2014. LXVI 3-4, 19-23.

18. Academic MATLAB ® license No. 980068.

19. *Ainsbury, E. A., S. Bouffler, M. Cocker et al.* Public health England survey of eye lens doses in the UK medical sector. J Radiol Prot. 2014, 34, 15–29.

20. *Ainsbury, E. A., S. D. Bouffler, W. Dörr et al*. Radiation cataractogenesis: a review of recent studies. Radiat Res. 2009, 172 (1), 1-9.

21. *Aird, E. G. A.*, British Institute of Radiology, Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology et al "Central axis depth dose data for use in radiotherapy 1996: a survey of depth doses and related data measured in water or equivalent media, BJR, Supplement 25, 1996.

22. *Altman, D. G., J. M. Bland*, Measurement in Medicine: The Analysis of Method Comparison Studies. Journal of the Royal Statistical Society. Series D (The Statistician) 1983, 32, (3), 307-317.

23. *Ambrosi, P., R. Behrens, J. Böhm, et al.* Calibration and Proficiency Testing of Dosemeters - Recent Developments in ISO and IEC Standards. < https://www.ipen.br/biblioteca/cd/irpa/2004/files/3b5.pdf

24. *Ankerhold, U.* Catalogue of X-ray spectra and their characteristic data -ISO and DIN radiation qualities, therapy and diagnostic radiation qualities, unfiltered X-ray spectra-PTB report: PTB-Dos-34 (2000), ISBN: 3-89701-513-517.

25. *Avila, O., E. Ramírez-Barbosa E., Gamboa-deBuen I.* Energy dependence of TLD-900 dosimeters exposed to low energy X-rays, Radiation Measurements. 2014, 71, 127-132.

26. *Behrens R., G. Dietze*, Monitoring the eye lens: which dose quantity is adequate?, Phys.Med. Biol. 2015, 5, 4047–4062.

27. *Behrens R.,* Air kerma to Hp(3)conversion coefficients for a new cylinder phantom for photon reference radiation qualities, Radiation Protection Dosimetry 2012; 151(3), 450-455.

28. *Behrens, R., J. Engelhardt, M. Figel et al.* Hp(0.07) Photon dosimeters for eye lens dosimetry: calibration on ROD vs. a SLAB phantom, Radiation Protection Dosimetry 2012, 148 (2) 139-142.

29. *Berman, E.,* Biochemistry of the eye, 1991 Springer Science+Business Media New York, Originally published, by Plenum Press, New York in 1991, Softcover reprint of the hardcover I st edition 1991.

30. *Beth, S*. Personnel Protection During Fluoroscopic Procedures, AAPM, 45 Annual meeting 2003, San Diego, USA, August 10-14. https://www.aapm.org/meetings/03am/pdf/9790-14134.pdf

31. *Bilski, P., J. Bordy, J.* Daureset al. The new EYE-D™ dosemeter for measurements of HP(3) for medical staff. Radiat. Meas. 2011, 46 (11), 1239-1242.

32. *Biodex*, Surgical C-arm table. http://www.biodex.com/medical-imaging/products/c-arm-tables/surgical-c-arm-table-846.

33. *Bliznakova K, Kolitsi Z, Pallikarakis N*, A Monte Carlo based software tool for radiotherapy investigations Nucl. Instr. Meth. 2004, 222 445-461.

34. *Bordy J, Daures J, Denozière M et al*. Proposals for the type tests criteria and calibration conditions of passive eye lens dosemeters to be used in interventional cardiology and radiology workplaces, Radiation Measurements 2011, 46, 1235-1238.

35. *Brunzendorf, J., R. Behrens.* How to type test the coefficient of variation of an indication. Radiation Protection Dosimetry. 2007, 123 (1), 21–31.

36. *Buls, N., J. Pages, F. Mana, M. Osteaux*, Patient and staff exposure during endoscopic retrograde cholangiopancreatography, Br J Radiol, 75 (2002), pp. 435–443

37. *Carinou E., P. Ferrari, O. Ciraj Bjelac*, Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosemeters, calibration and practical aspects of H p (3) monitoring. A 2015 review, J. Radiol. Prot. 2015, 35, 17–34.

38. *Charles, M. W., N. Brown*. Dimensions of the human eye relevant to radiation protection. Phis. Med. Biol., 1975, 20 (2), 202-218.

39. *Ciraj-Bjelac, O., Rehani M. et al*. Risk for radiation induced cataract for staff in interventional cardiology: Is there reason for concern? Catheter Cardiovasc Interv. 2010, 76 (6), 826-834.

40. *Ciraj-Bjelac, O., M. Rehani.* Eye dosimetry in interventional radiology and cardiology: current challenges and practical considerations. Radiat Prot Dosimetry. 2014, 162 (3), 329-337.

41. *Cogan D. G., Dreisler K.K.* Minimal amount of x-ray exposure causing lens opacities in the human eye. AMA Arch Ophthalmol. 1953, 50 (1), 30–34.

42. *Covens, P., D. Berus, N. Buls et al*. Personal Dose Monitoring In Hospitals: Global Assessment, Critical Applications And Future Needs. Radiat Prot Dosimetry. 2007, 124 (3), 250-259.

43. *Cranley K. et al,* 1997 IPEM Report 78: Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data (cd-rom ed.) The Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM), York, UK.

44. *Domienik, J., A. Bissinger et M. Zmyślony.* The impact of x-ray tube configuration on the eye lens and extremity doses received by cardiologists in electrophysiology room. J. Radiol. Prot. 2014, 34, 73–79.

45. *Elliott, A., Woodward W.,* Statistical analysis Quick reference guide book with SPSS examples, SAGE Publications ins, London, 2007.

46. *European accreditation*. Expression of the uncertainty of measurement in calibration EA-4/02, European cooperation for accreditation, 2013.

47. *European Commission*. Technical recommendations for monitoring individuals occupationally exposed to external radiation, Radiat. Prot. 160, 2009.

48. *European Commission*. Council Directive 2013/59/EURATOM of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom. OJ of the EU, 2014, L 13/1.

49. *European Commission*. Radiation Protection 145, EU Scientific Seminar 2006 "New Insights in Radiation Risk and Basic Safety Standards", Luxembourg, EC, 2007.

50. *European Commission.* Radiation Protection 160, " Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation", Luxembourg, EC, 2009.

51. Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement, JCGM 100:2008.

52. *Ferrari, P., G. Gualdrini, R. Bedogni, et al*., Personal dosimetry in terms of Hp(3): Monte Carlo and experimental studies, Radiation Protection Dosimetry. 2007, 125, 1–4, 145–148.

53. *Ferrufino-Ponce, Z. et B. Henderson*. Radiotherapy and Cataract Formation, Seminars in Ophthalmology, 2006, 21, 171–180.

54. *Foundation of the American Academy of Ophthalmology*. Lens and cataract: Basic and cliunical science course, Sect. 11. 2000-2001 . - 2000 . - XIV, 258 p.: ill.

55. *Galster, M., C. Guhl, M. Uder*. Exposition of the operator's eye lens and efficacy of radiation shielding in fluoroscopically guided interventions. RöFo, 2013, 185, 474–481.

56. *Geber, T., M. Gunnarsson, S. Mattsson.* Eye lens dosimetry for interventional procedures - Relation between the absorbed dose to the lens and dose at measurement positions, Radiation Measurements. 2011, 46 (11), 1248–1251.

57. *Gilvin, P.J., S. T. Baker, N. J. Gibbens et al*. Type testing of a head band dosemeter for measuring eye lens dose in terms of $H_P(3)$. Radiat. Prot. Dosim. 2013, 157 (3), 430-436

58. *Gualdrini,* G., J. M. Bordy, J. Daures, et al. Air Kerma to $H_P(3)$ conversion coefficients for photons from 10 keV to 10 MeV, calculated in cylindrical phantom. Radiation Protection Dosimetry 2013, 154 (4) 517–521.

59. *Gualdrini, G., F. Mariotti, S. Wach, P. Bilski, M. et al,* A new cylindrical phantom for eye lens dosimetry development, Radiation Measurements. 2011, 46, 1231-1234.

60. *Hall, P., Granath F., Lundell M. et al.* Lenticular opacities in individuals exposed to ionizing radiation in infancy. Radiat Res. 1999, 152, 190–195.

61. *Hammer, G., U. Scheidemann-Wesp, F. Samkange-Zeeb et al*. Occupational exposure to low doses of ionizing radiation and cataract development: a systematic literature review and perspectives on future studies, Radiat Environ Biophys, 2013, 52, 303–319.

62. *Health Physics society*. Comments on ANPR, 10 CFR 20 November 10, 2014 Docket ID No. NRC-2009-0279.
<http://hps.org/documents/hps_nrc_response_to_anpr_10cfr20_15-05-20.pdf>.

63. *Hirning, C. R.* Detection and determination limits for thermoluminescence dosimetry. Health Phys. 1992, 62 (3), 223-227.

64. *Hosseini Pooya, S. M., Orouji T*. Evaluation of Effective sources in uncertainty Measurements of personal dosimetry by a Harshaw TLD System. J Biomed phys Eng. 2014, 4 (2) 43-48.

65. *Hristova-Popova , J., A. Zagorska, I. Saltirov et al.* Risk of radiation exposure to medical staff involved in interventional Endourology, Radiat Prot Dosimetry, 2015, 165 (1-4), 268-271.

66. http://www.alpha-imaging.com/files/document%20library/shimadzu/shimadzu%20brochures/pd505-009a_ks-70.pdf.

67. http://www.nor-dax.no/documents/Leaflet_EDD_5101021-C.pdf

68. http://www.radcard.pl/Ulotka.pdf.

69. https://en.wikipedia.org/wiki/Human_head.

70. https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/4_InterventionalRadiology/fluoroscopy-operating-theatres/fluoroscopy-staff-protection.htm

71. https://rpop.iaea.org/Safrad/Resources/SAFRAD-triggers.pdf

72. *Hubbell J., S. Seltzer*. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>Substances of Dosimetric Interest

73. *Hubbell, J. H.* "Photon mass attenuation and energy absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV," Int. J. Appl. Radiat. Isotopes, vol. 33, p. 1269, 1982.

74. *Institute of Physics and Engineering in Medicine*, Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra & Other Data, Publication report 78, York, England, www.ipem.ac.uk.

75. *International Atomic Energy Agency*. Calibration of radiation protection monitoring instruments, Safety report series. 2000, No. 16. http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/P074_scr.pdf.

76. *International Atomic Energy Agency*. Calibration system for kilovoltage X ray dosimetry at the SSDL level. Calibration system for kilovoltage X ray dosimetry at the SSDL level, COS9008 - X ray calibration system for SSDLs. 2015.

77. *International Atomic Energy Agency.* Dosimetry in Diagnostic Radiology: An Internationa Code of Practice IAEA, Technical Report Series No. 457, Vienna 2007.

78. *International Atomic Energy Agency*. IAEA Safety Standards Series No. GSG (DS453) Occupational radiation protection, Vienna, 2016.

79. *International Atomic Energy Agency.* Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye. IAEA-TECDOC No. 1731. IAEA, 2013, Vienna, Austria.

80. *International Atomic Energy Agency*. Measurement uncertainty a practical guide for SSDL, IAEA-TECDOC No. 1585. 2008, Vienna, Austria.

81. *International Atomic Energy Agency*. Radiation oncology physiscs: a handbook for teachers and students, IAEA, Venna, 2005. <http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf>

82. *International Atomic Energy Agency*. Safety Standards, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, General Safety Requirements Part 3

83. *International Commission on Radiation Units & Measurements*. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (ICRU Report 85a-Revised),Journal of the ICRU 2011, 1 (1), Oxford University Press.

84. *International Commission on Radiation Units & Measurements*. Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations. ICRU Report 47, Bethesda, 1992.

85. *International Commission on Radiation Units & Measurements*. Patient dosimetry for X Rays used in medical imaging, ICRU 74, Journal of the ICRU, 2005, 5 (2) Report 74, Oxford University Press.

86. *International Commission on Radiation Units & Measurements*. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. ICRU Report 51, Bethesda, 1993a.

87. *International Commission on Radiation Units & Measurements*. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, ICRU Report 44, Bethesda, MD, 1989. http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab2.html.

88. *International Commission on Radiological Protection*. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110, Ann. ICRP 39 (2), 2009, Elsevier.

89. *International Commission on Radiological Protection*. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85. 2000. Ann. ICRP 30(2).

90. *International Commission on Radiological Protection.* Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values Ann ICRP, 89 (2002), pp. 1–277.

91. *International Commission on Radiological Protection*. Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures. ICRP Publication, Ann. ICRP, 116 (2010), Elsevier, 1–257

92. *International Commission on Radiological Protection*. General Principles for the Radiation Protection of Workers. ICRP Publication 75, Ann. ICRP 27 (1), Oxford, Pergamon Press 1997.

93. *International Commission on Radiological Protection.* Publication 118: ICRP Statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs: threshold doses for tissue reactions and other non-cancer effects of radiation in a radiation protection context. Annals of ICRP. 2012, 41: 1–322.

94. *International commission on radiological protection.* Radiological protection in cardiology, ICRP Publication 120, Ann. ICRP, 42(1), 2013, Elsevier.

95. *International Commission on Radiological Protection*. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP, Br. J.Radiol. 1955; 28 (Suppl. 6), 1–92.

96. *International Commission on Radiological Protection*. Statement on Tissue Reactions Approved by the Commission on April 21. 2011;

97. *International Commission on Radiological Protection*. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103. Ann ICRP, 37(2-4), Oxford, Pergamon Press, 2007.

98. *International Electrotechnical Commission*. IEC 61526 Radiation protection instrumentation - measurement of personal dose equivalents Hp(10) and Hp(0,07) for X, gamma, neutron and beta radiations - direct reading personal dose equivalent meters (2010).

99. *International Electrotechnical Commission*. Radiation protection instrumentation - Determination of uncertainty in measurement.IEC TR 62461:2015, TC 45/SC 45B.

100. *International Organization for Standardization*. Quantities and units -- Part 10: Atomic and nuclear physics ISO 80000-10. 2009.

101. *International Organization for Standardization*. Radiation protection — Criteria and performance limits for the periodic evaluation of processors of personal dosemeters for X and gamma radiation ISO 14146. 2000

102. *International Organization for Standardization*. Radiological protection – Procedures for monitoring the dose to the lens of the eye, the skin and the extremities. ISO 15382. 2015.

103. *International Organization for Standardization*. Reference radiation fields for radition protection – defintions and fundamental concepts. ISO 29661. 2012.

104. *International Organization for Standardization*. X and gamma reference radiation for calibrating dosemeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. Calibration of area and personal dosemeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. ISO 4037-3. 1999.

105. *International Organization for Standardization.* Radiation protection, Criteria and performance limits for the periodic evaluation of processors of personal dosemeters for X and gamma radiation, ISO 14146. 2000.

106. *International Radiation Protection Association*. IRPA guideline protocol for eye dose monitoring and eye protection of workers. 2017.

<http://www.irpa.net/members/54696/%7B922B536A-2F1D-468B-9A9E-61655828DBE6%7D/IRPA%20guideline%20protocol%20for%20eye%20dose%20monitoring%20%20and%20eye%20protection%20of%20workers.pdf>.

107. *Jacob, S. , L. Donadille , O. Bar et al.* Risk of radiation-induced cataract for interventional cardiologists: results of the O'CLOC study, IRPA 2012.

108. Järvinen, H., N. Buls, P. Clerinx et al. Comparison of double dosimetry algorithms for estimating the effective dose in occupational dosimetry of interventional radiology staff. Radiat Prot Dosimetry. 2008, 131(1), 80-86.

109. *Kawrakow, I. and D. W. Rogers* The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport NRCC Report PIRS-701 2006 http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/documentation/pirs701/index.html

110. *Kleiman, N.J. and Worgul, B.V.* Lens. In Duane's Foundations of Clinical Ophthalmology, 1994, (W. Tasman and E.A. Jaeger, eds.) vol. 1, ch. 15, pp. 1-39, J.P. Lippincott & Co., Philadelphia.

111. *Kliman, N*. Scientific and epidemiological background for radiation risk of the lens of the eye. International Conference on Occupational Radiation Protection: Enhancing the Protection of Workers – Gaps, Challenges and Developments, 1 - 5 December 2014, Vienna, Austria, CN-223.

112. *Koukorava , C., J. Farah, L. Struelens*. Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses J. Radiol. Prot. 2014, 34, 509 – 528.

113. *Koukorava C., E. Carinou, P. Ferrari et al*. Study of the parameters affecting operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations Radiation Measurements 46 (2011) 1216e1222 Contents

114. *Koukorava, C., E. Carinou, P. Ferrari et al.* Study of the parameters affecting operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations. Radiat. Meas. 2011, 46, 1216–1223.

115. *Koukorava, C., J. Farah, L. Struelens et al.* Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses J. Radiol. Prot. 2014, 34, 509 – 528.

116. *Lazos D, Bliznakova K, Kolitsi Z, Pallikarakis N.* An integrated research tool for X-ray imaging simulation. Comput Methods Programs Biomed. 2003, 70 (3) : 241-251.

117. *Lazos, D, K. Bliznakova, Z. Kolitsi, N. Pallikarakis,* Comput. Methods Programs Biomed. 2003, 70 241.

118. *Lazos, D., Z. Kolitsi, N. Pallikarakis*, A software data generator for radiographic imaging investigations, IEEE T. Inf. Technol. 2000, B (4) 76–79.

119. *Le Herona, J., R. Padovani, I.* Smith. Radiation protection of medical staff. European Journal of Radiology. 2010, 76, 20–23.

120. *Ma, C. M., C. W. Coffey, L. A. DeWerd, et al*. American Association of Physicists in Medicine. AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. Med Phys. 2001, 28 (6), 868-893.

121. *Mark, P.* A Review of Non-Cancer Effects, Especially Circulatory and Ocular Diseases, Radiat Environ Biophys. 2013, 52(4), 435–449.

122. *Martin, C. J.*, A 20 mSv dose limit for the eye: sense or no sense? J. Radiol. Prot. 2011, 31, 385–387.

123. *Martin, C*. Radiation shielding for diagnostic radiology. Radiat Prot Dosimetry. 2015, 165(1-4),376-381.

124. *McVey, S., A. Sandison A. et al*. An assessment of lead eyewear in interventional radiology J. Radiol. Prot. 2013, 33, 647–659.

125. *Merriam G. R., E. F. Focht.* A clinical study of radiation cataracts and the relationship to dose. Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med. 1957, 77 (5), 759-785.

126. *Merriam, G. R., E. F. Focht.* A clinical and experimental study of the effect of single divided doses of radiation on cataract production. Trans. Am. Ophthalmol. Soc. 1962, 60, 35-52.

127. *Milacic, S.* Risk of occupational radiation-induced cataract in medical workers. Med Lav. 2009, 100, 178–186.

128. *MIRD* Pamphlet № 5, 1978 Society of nuclear medicine.

129. *Müller, M. C., K. Welle, A. Strauss et al.* Real-time dosimetry reduces radiation exposure of orthopaedic surgeons. Orthop Traumatol Surg Res. 2014, 100 (8), 947-51.

130. *Nakashima E, Neriishi K, Minamoto A*. A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000- 2002: a threshold analysis. Health. Phys. 2006, 90, 154-160.

131. *National Concil on Radiation Protection and Measurements*. Guidance on Radiation Dose Limits for the Lens of the Eye. NCRP Commentary No. 26, Bethesda, NCRP, 2016.

132. *National Institute of Standards and Technology*, 2012 ⟨http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl⟩.

133. *Neriishi, K., E. Nakashima , M. Akahoshi , et al.* Radiation dose and cataract surgery incidence in atomic bomb survivors, 1986-2005. Radiology. 2012, 265 (1), 167-174.

134. *Neriishi, K., E. Nakashima,* A. Minamoto et al. Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold. Radiat Res. 2007, 168, 4, 404-408.

135. *Nil, K., M. Cakir and N. Isitman,* Mass attenuation coefficients, effective atomic numbers and effective electron densities for some polimers, Radiation Protection Dosimetry 2013; 153 (1), 127– 134.

136. NPL Report CIRM 29 Guidelines for the Calibration of Routine Dosimetry Systems for use in Radiation Processing Peter Sharpe and Arne Miller SEPTEMBER 2009.

137. *O'Connor, U., A. Gallagher, L. Malone et al.* Occupational radiation dose to eyes from endoscopic retrograde cholangiopancreatography procedures in light of the revised eye lens dose limit from the International Commission on RadiologicalProtection. Br J Radiol. 2013, 86, 1022.

138. *Otake, M., W.J. Schull.* The relationship of gamma and neutron radiation to posterior lenticular opacities among atomic bomb survivors in Hiroshima and Nagasaki. Radiat Res. 1982, 92 (3), 574-595.

139. *Pagonis, V., George K., Claudio F.,* Numerical and Practical Exercises in Thermoluminescence, Springer, ISBN-10: 0-387-26063-3.

140. *Patterson, J. Dose* Algorithm Determination for the Los Alamos National Laboratory Personnel Dosimetry System.
http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/30/012/30012195.pdf.

141. Pharmacy bg. 2017. http://www.pharmacy-bg.com/zabolyavaniya-a-ya/katarakta/.

142. *Picano, E., E. Vano, L.* Domenici. Cancer and non-cancer brain and eye effects of chronic low-dose ionizing radiation exposure. BMC Cancer, 2012, 12:157

143. *Pirchio, R., H. Sánchez, W. Domazet.* Dosimetric studies of the eye lens using a new dosemeter – Surveys in interventional radiology departments, Radiation Measurements. 2014, 63, 12–17.

144. *Principi, S. C. Guardiola, M.A. Duch et al.,* Air kerma to $H_P(3)$ conversion coefficients for IEC 61267 RQR X-Ray radiation qualities: application to dose monitoring of the lens of the eye in medical diagnostics, Radiat Prot Dosimetry. 2016, 170 (1-4) 45-48.

145. *Rad Speed,* Shimadzu, http://www.alpha-imaging.com/files/document%20library/shimadzu/shimadzu%20brochures/radspeed%20auto%20product%20data.pdf

146. *Radiation effect research foundation*. 2017. <http://www.xn--p3tz2kmrs.jp/radefx/early_e/cataract.html>

147. *Radiological Protection Institute of Ireland*. The design of diagnostic medical facilities where ionising radiation is used, 2009.

148. *Radiological Society of North America*. 2017. Cataract risk points to need for better safety measures <http://www.rsna.org/NewsDetail.aspx?id=1707>

149. *Rehani, M., E. Vano E,O. Ciraj-Bjelac et al*. Radiation and cataract. Radiat Prot Dosimetry. 2011, 147 (1-2) 300-304.

150. *Romanova, K., J. Vassileva, M. Alyakov*. Radiation exposure to the eye lens of orthopaedic surgeons during various orthopaedic procedures, Radiat Prot Dosimetry, 2015,165 (1-4) 310-313.

151. *Rosado, P. G., M. Nogueira, P. Squair et al.* Determination of the main energy for the attenuated and un attenuated IEC diagnostic X-Ray beams. International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2007 Santos, SP, Brazil, September 29 to October 5, 2007 ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENERGIA NUCLEAR - ABEN

152. *Sanchez, R., E. Vano, M. Fernandez et al.* Staff radiation doses in a real-time display inside the angiography room. Cardiovasc Intervent Radiol. 2010, 33(6), 1210-1214.

153. *Scheler, B.*, Operators shielding: how and why. tech vasc Interv Rad, 13 (2010), pp. 167–171.

154. *Shimadzu Product Data,* http://www.alpha-imaging.com/files/document%20library/shimadzu/shimadzu%20brochures/pd505-009a_ks-70.pdf

155. *Siiskonen T, Tapiovaara M et al* Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology, The British Journal of Radiology, 2007, 80 460-468.

156. *Sophie, J., L. Donadille , O. Bar, et al.* Interventional cardiologists and risk of radiation-induced cataract: Results of a French multicenter observational study. International Journal of Cardiology. 2013, 167 (5), 1843–1847.

157. *Statistics Solutions*, Conduct and Interpret a Spearman Rank Correlation. 2017 www.statisticssolutions.com/spearman-rank-correlation.

158. Stein, J. Serious Adverse Events After Cataract Surgery. Curr Opin Ophthalmol. 2012; 23(3), 219–225.

159. *Struelens, L., E. Carinou, I. Clairand et al.,* Use of active personal dosemeters in interventional radiology and cardiology: Tests in hospitals e ORAMED project, Radiation Measurements 46 (2011) 1258e1261 Contents.

160. *Szumska, A., M. Budzanowski, R. Kopeć*. Test of ring, eye lens and whole body dosemeters for the dose quantity Hp(3) to be used in interventional radiology, Radiation Physics and Chemistry, Available online 28 January 2017.

161. *Trousil, J., F. Sprun,* Passive dosemeter characteristics and new developments., XA0053414.
<http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/31/003/31003478.pdf>

162. *UNSCEAR*. Sources, effects and risks of ionizing radiation, Annex A Attributing health effects to ionizing radiation exposure and inferring risks, UNSCEAR 2008 Report, New York, United Nations Publications, 2011.

163. *Van Rooijen, B., M. de Haan, M. Das et al.* Efficacy of radiation safety glasses in interventional radiology Cardiovasc. Intervent. Radiol. 2014, 37, 1149–1155.

164. *Vanhavere, F., Carinou E.,* Gualdrini G. EURADOS Report 2012-02 Braunschweig, April 2012.

165. *Vanhavere, F., E. Carinou, G. Gualdrini, I. Clairand, M.* Sans Merce, M. Ginjaume, et al. ORAMED: optimization of radiation protection of medical staff EURADOS Report (2012-02)

166. *Vanhavere, F., E. Carinou, J. Domienik et al.* Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: final results of the ORAMED project. Radiat Meas. 2011, 46, 1243–1247.

167. *Vano, E., L. Gonzalez, M. Fernández et al.* Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted Radiology. 2008, 248, 945–953.

168. *Vano, E., N. J. Kleiman, A. Duran et al.* Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel. Radiation research. 2010, 174(4), 490-495

169. *Vano, E., N. J. Kleiman, A. Duran et al*. Radiation-associated Lens Opacities in Catheterization Personnel: Results of a Survey and Direct Assessments. J Vasc Interv Radiol 2013; 24, 197–204.

170. *Vassileva, J., I. Stankova, R. Borisova*. Radiation eye injuries in medical staff working with fluoroskopy guided procedures in Bulgaria, 2010 ECR, digital poster.

171. *Will W.*, Measurements of conversion coefficients for calibrating individual dosemeters with respect to the operational dose quantities on the PMMA slab phantom RPD 1991;37-2,79-84.

172. *Worgul, B. V., Y. I. Kundiyev, N. M. Sergiyenko et al.*, Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implicationsregarding permissible eye exposures. Radiat Res. 2007, 167, 2, 233-243.

173. *Worgul, B.V. at Rothstein, H*. Radiation cataract and mitosis. Ophthalmic Res. 1975, 7, 21-32.

174. *World Health Organization*. 2017.,
http://www.who.int/blindness/causes/priority/en/index1.html.

175. *Zubal, I. G., C.R. Harrell, E. O. Smith et al.* Two dedicated software, voxel-based, anthropomorphic (torso and head) phantoms, In: Proceedings of an International Workshop on 9 Voxel Phantom Development held at the National Radiological Protection Board, Chilton, UK, 6-7 July, 1995.