

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ

Предраг М. Божовић

ПРОЦЕНА ДОЗЕ ЗА ОЧНО СОЧИВО У
ИНТЕРВЕНТНИМ ПРОЦЕДУРАМА НА
ОСНОВУ ДОЗИМЕТРА ЗА ЦЕЛО ТЕЛО
ПРИМЕНОМ МЕТОДА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНЕ
И РАЧУНАРСКЕ ДОЗИМЕТРИЈЕ

докторска дисертација

Београд, 2020. година

UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

Predrag M. Božović

ESTIMATION OF THE EYE LENS DOSE
BASED ON THE WHOLE BODY DOSEMETER
IN INTERVENTIONAL PROCEDURES USING
EXPERIMENTAL AND COMPUTATIONAL
DOSIMETRY

Doctoral dissertation

Belgrade, 2020

Чланови комисије:

др Оливера Цирај-Бјелац, ментор
редовни професор
Универзитет у Београду, Електротехнички факултет

Датум одбране:

Захвалница

Желим да искажем захвалност мом ментору, проф. др Оливери Цирај-Бјелац, на пренетом знању и свој помоћи, саветима и сарадњи коју ми је пружила. Била је уз мене као студента од првих поена на Електротехничком факултету до одбране ове дисертације и као колеге од првог радног дана и одласка на терен. Увек ће имати моје поштовање и надам се да наше пријатељство никад неће престати.

Велику улогу у мом академском одрастању имали су и моји драги професори Предраг Осмокровић, Предраг Маринковић, Ковиљка Станковић и Милош Вујисић са Катедре за физичку електронику ЕТФ-а, а потом и моје колеге из Лабораторије „Заштита“ пок. М. Ковачевић, Д. Аранђић, Ј. Станковић Петровић, М. Давидовић, Р. Покорни и С. Станишић, који су ме научили колегијалности, одговорности према послу и како да растем као човек.

Све ово је бодрењем пропратили моја породица, родбина и пријатељи уз чију љубав је било лакше започети сваки дан.

Хвала вам на свему, а ја ћу се потрудити да стечено знање и указану пажњу пренесем следећој генерацији.

Предраг М. Божовић

ПРОЦЕНА ДОЗЕ ЗА ОЧНО СОЧИВО У ИНТЕРВЕНТНИМ ПРОЦЕДУРАМА НА ОСНОВУ ДОЗИМЕТРА ЗА ЦЕЛО ТЕЛО ПРИМЕНОМ МЕТОДА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНЕ И РАЧУНАРСКЕ ДОЗИМЕТРИЈЕ

Резиме

Примена X-зрачења у интервентним процедурама у значајном је порасту у погледу броја процедура и у погледу њихове комплексности, што има за последицу и повећање дозе за пацијенте и особља. Међународна комисија за заштиту од зрачења (ICRP) смањила је годишњу граничну вредност дозе за очно сочиво са 150 mSv на 20 mSv што је довело у истраживачки фокус област дозиметрије за очно сочиво и поставила низ изазова, укључујући и развоје нових метода за мониторинг очног сочива, адекватних за имплементацију у клиничком окружењу.

Циљ овог рада је унапређење ефикасности индивидуалног мониторинга у интервентним процедурама путем одређвања оптималне позиција дозиметра за цело тело. Истраживање је базирано на претпоставци да се резултат мерења дозе путем дозиметра за цело тело који је позициониран преко заштитне кецеље, за све комбинације личних и колективних заштитних средстава може довести у вез са дозом за очно сочиво.

Монте Карло симулације коришћење су за израчунавање конверзионих коефицијената, чиме су одређене корелације дозе за очно сочиво у оперативној величини $H_p(3)$ са дозом за цело тело исказаној у оперативној дозиметријској величини $H_p(10)$. Вредности конверзионих фактора верификоване су компарацијом са резултатима експерименталне дозиметрије у клиничким условима. Одређени конверзиони коефицијенти који повезују $H_p(3)$ и $H_p(10)$ за лево/десно око износе 1.03 /0.83, 1.28 /1.06 и 1.36 /1.06, за позиције лекара, инструментарке и рендген техничара, респективно. Одговарајући фактори смањења дозе за очно сочиво за различите комбинације заштитних средстава износе 178, 5 и 6. Најбоља процена дозе за очно сочиво добија позиционирањем дозиметра за цело тело централно, у висини штитасте жлезде а резултати дају практично решење за процену дозе за очно сочиво.

Кључне речи: доза за очно сочиво, интервентне процедуре, Монте Карло симулације

Научна област: Електротехника

Ужа научна област: Нуклеарна техника

УДК број:

ESTIMATION OF THE EYE LENS DOSE BASED ON THE WHOLE BODY DOSEMETER IN INTERVENTIONAL PROCEDURES USING EXPERIMENTAL AND COMPUTATIONAL DOSIMETRY

Abstract

The use of X-rays for interventional procedures has increased in recent years, both in terms of number of procedures and their complexity, which contributed to the increased exposure to staff and patients. The fact that International Commission on Radiological Protection (ICRP) decreased the annual dose limit for the eye lens from 150 mSv to 20 mSv caused an increased interest in eye lens dosimetry challenging the scientific committee for the development of new calibration procedures, eye lens dosimeters and eye lens monitoring procedures in order to implement them in real-life workplace situations.

The purpose of this work is to enhance efficiency of individual monitoring in interventional procedures by determination of optimal position of the whole body dosimeter, assuming that dose measured using the whole body dosimeter located above the protective tools is related to the dose to the lens the eye, for all possible combinations of protective tools and all staff members.

Monte Carlo simulations were used to calculate conversion factors from operational quantity $Hp(10)$ to $Hp(3)$ in order to correlate eye lens doses with whole body and thyroid doses during fluoroscopically guided interventional procedures. The conversion factors from $Hp(10)$ to $Hp(3)$ for left/right eye were: 1.03/0.83, 1.28/1.06 and 1.36/1.06 for positions of the first operator, nurse and radiographer, respectively. The corresponding eye lens dose reduction factors for different combinations of protective tools were 178, 5 and 6. The optimal position of the whole body dosimeter on the operator's body is central, at the level of collar. The present study presents a practical way to estimate the eye lens dose from the whole body dosimeters positioned above the protective tools.

Keywords: eye lens dosimetry, interventional procedures, Monte Carlo simulations

Scientific field: Electrical Engineering

Scientific topic: Nuclear Engineering

UDC No:

Садржај

Увод.....	1
Циљ и методе истраживања	2
Садржај и облик дисертације	3
1. Дозиметријске величине у заштити од зрачења	5
1.1 Опште физичке величине	5
1.2 Дозиметријске величине у заштити од зрачења	7
1.3 Оперативне дозиметријске величине	9
1.4. Дозиметријске величине за карактеризацију дозе за пацијенте	12
1.5 Корелација индикатора пацијенте доза са опретаивним дозиметријским величинама	15
2. Основни принципи заштите од зрачења и професионална излагања у медицини.....	17
2.1 Основни принципи заштите од зрачења	17
2.2 Индивидуални мониторинг изложених радника	19
2.3 Термолуминисцентни дозиметри	20
2.4 Мониторинг радне средине	22
2.5 Јонизационе коморе	23
3. Интервентна кардиологија и радиологија.....	27
3.1 Рендген-апарат за интервентне процедуре	27
3.2 Процедуре у интервентној кардиологији и радиологији	29
3.3 Заштита од зрачења у интервентним процедурама	31
4. Актуелно стање у дозиметрији за очно сочиво у интервентним процедурама.....	35
4.1.Анатомија људског ока	35
4.2 Катаркта и јонизујућа зрачења у медицини	35
4.3 Методе за процену дозе за очно сочиво у клиничкој пракси	36
4.4 Актуелни подаци о нивоима доза за очно сочиво	37
4.5 Методе рачунарска дозиметрија за одређивање дозе за очно сочиво	38
5. Примена Монте Карло метода у дозиметрији	41
5.1 Основе Монте Карло метода	41
5.2 Комерцијални Монте Карло програмски пакети	48
5.3 Примена Монте Карло метода у дозиметрији и заштити од зрачења	49
6. Процена дозе за очно сочиво на основу дозиметра за цело тело применом Монте Карло симулација	51
6.1 Корелације дозе за цело тело и дозе за очно сочиво	51
6.2 Ефикасност заштитиних средстава	56
6.3 Утицај позиционирања плафонске заштите	57
6.4 Валидација Монте Карло симулација	58
6.5 Прорачун дозе за очно сочиво	59
6.6 Резултати симулација	60

7. Дискусија	65
Закључак.....	69
Литература	71
Прилог 1 Програмски код за Монте Карло симулације.....	81
Биографија	87

Списак слика

Слика 1.1 – Подела физичких величина које се користе у дозиметрији јонизујућег зрачења ...	5
Слика 1.2 – Опис поља зрачења у тачки Р.....	6
Слика 1.3 – ICRU сфера за еталонирање дозиметара за потребе амбијенталног и индивидуалног мониторинга	10
Слика 1.4 – Лични дозни еквивалент за различите дубине ткива[34]	10
Слика 1.5 – Проширено (лево) и оријентисано (десно) поље зрачења[34]	11
Слика 1.6 – Сразмерност површине озраченог поља и растојања од извора.....	13
Слика 1.7 – Јонизациона комора за мерење производа керме и површине	14
Слика 1.8 – Схема рендхен-апарата са С-луком са индикацијом положаја интервентне референтне тачке (IRP).....	14
Слика 3.1. а) шематски приказ јонизационе коморе, б) струјно-напонска карактеристика типичне јонизационе коморе[73].....	24
Слика 3.1 – Рендген апарат за интервентне процедуре.....	27
Слика 3.2 – Топлорни капацитет и провођење топлоте рендгенске цеви [38]	28
Слика 3.3 – Индиректни и директни дигитални детектори [80].....	29
Слика 3.4 – Слика добијена дигиталном суптракционом ангиографијом [38].....	30
Слика 3.5 – Лична заштитна средства (заштитне наочаре, штитник за врат и заштитна кецеља).....	33
Слика 5.1 – Функција густине вероватноће $f(x)$ и кумулативна функција густине вероватноће $F(x)$ [140]	43
Слика 5.2 – Узорковање из расподеле $f(x)$ уз помоћ метода одбацивања [140]	45
Слика 5.3 – Праћење честице кроз нехомогени простор [140].....	46
Слика 5.4 – Генерисање случајне путање честице [140].....	47
Слика 6.1 – Спектар фотона X-зрачења.....	52
Слика 6.2 – Геометрија за Монте Карло симулације.....	55
Слика 6.3 – Запис резултата.....	56
Слика 6.4 – Приказ различитих пројекција рендгенске цеви	56
Слика 6.5 - Ангулација плафонског заштитног екрана.....	57
Слика 6.6 – Мерења јачине амбијенталног дозног еквивалента за потребе валидације Монте Карло симулација.....	58
Слика 6.7 - Резултати валидације Монте Карло симулација поређењем резултат добијених симулацијом и експерименталним мерењима.....	59
Слика 6.8 – Модел ока за Монте Карло симулације.....	59
Слика 6.9 – Однос доза за очно сочиво срачунатих у моделу ока и доза за очно сочиво срачунатих симулираним талијама ТЛ дозиметара.....	64

Списак табела

Табела 1.1 – Препоручене вредности радијационог тежинског фактора [9]	8
Табела 1.2 – Препоручене вредности ткивног тежинског фактора [10].....	9
Табела 2.1 - Границе доза за професионално изложена лица и становништво услед планираних излагања јонизујућем зрачењу.	19
Табела 3.1 Ефикасност заштитних средстава [103]	32
Табела 4.1. Типичне вредности дозе за очно сочиво нромиране на вредност производа керме и површине у интервентној радиологији и кардиологији (прилагођено из публикације Цирај-Бјелац и сардници [24]).	37
Табела 4.2 – Типичне измерене вредности доза за очно сочиво у интервентим процедурама (прилагођено из публикације Цирај-Бјелац и сардници [24]).....	38
Табела 6.1 Конверзиони коефицијенти за процену дозе за очно сочиво на основу дозиметра за цело тело за позицију лекара (за различите пројекције рендгенске цеви и напоне).....	61
Табела 6.2 Конверзиони коефицијенти за процену дозе за очно сочиво на основу дозиметра за цело тело за позицију инструментарке (за различите пројекције рендгенске цеви и напоне)	61
Табела 6.3 Конверзиони коефицијенти за процену дозе за очно сочиво на основу дозиметра за цело тело за позицију рендген техничара (за различите пројекције рендгенске цеви и напоне)	62
Табела 6.4. Ефикасност заштитних средстава за позицију лекара за лево и десно око при различитим напонима рендгенске цеви и оријентације снопа	62
Табела 6.5 Ефикасност заштитних средстава за позицију инструментарке за лево и десно око при различитим напонима рендгенске цеви и оријентације снопа	63
Табела 6.6 Ефикасност заштитних средстава за позицију радиолошког техничара за лево и десно око при различитим напонима рендгенске цеви и оријентације снопа	63
Табела 6.7 Утицај ангулације плафонског заштитног екрана на смањење дозе за оператере .	64

Увод

Дијагностички и терапијски модалитети на бази примене јонизујућих зрачења чине веома значајан сегмент модерне медицине [1-7]. Уравнотеженост користи од примене ових модалитета и штетних ефеката јонизујућих зрачења представља централно питање заштите од зрачења, генерално као и централно питање заштите од зрачења у медицини.

Међународни систем заштите од зрачења базира се на три фундаментална принципа: 1) принцип оправданости, 2) принцип оптимизације заштите и 3) ограничавање индивидуалних доза и ризика, као што је наведено у Публикацији 26 Међународне комисије за заштиту од зрачења (ICRP) [8]. У Публикацији 60, ICRP је ревидирала своје препоруке и проширила концепт радиолошке заштите задржавајући основне принципе заштите од зрачења [9]. Најновија ревизија међународног система заштите од зрачења садржана је у ICRP Публикацији 103, од 2007. године [10, 11]. Ове препоруке пружају упутство о примени одговарајуће заштите од зрачења у вези са различитим видовима излагања јонизујућем зрачењу. Принципи заштите од зрачења кључни су за сва нормална и потенцијална излагања јонизујућим зрачењима а обухватају излагања пацијената, професионално изложених лица (изложених радника) и становништва.

Примена јонизујућег зрачења у медицини представља највећи допринос годишњој дози зрачења појединца од вештачких извора зрачења. Према тренутним анализама, свету се приближно обави 3.6 милијарде дијагностичких прегледа уз примену X-зрачења [1]. Важно је истаћи и континуирани пораст у примени зрачења у медицини у виду броја прегледа, сложености процедура, колективне дозе и дозе по становнику [1 – 3]. Током последњих неколико деценија, у неким нискодозним модалитетима сликања, као што је радиографија, напредак у технологији је довео до смањења дозе. Међутим, ово није био случај код високодозних модалитета као што су компјутеризована томографија и интервентне радиолошке и кардиолошке процедуре [1, 4 – 7].

Интервентне процедуре у кардиологији и радиологији представљају скуп процедура заснованих на примени флуороскопије, као што су коронарна ангиографија, перкутана транслуминална коронарна ангиопластија и електрофизиолошке процедуре. Њихов број и разноврсност расте и сходно томе, постале су рутинска пракса у већини болница и клиника. У протеклих неколико деценија, интервентне процедуре су се развиле како у технолошком погледу тако и у погледу техникама за приступ најудаљенијим деловима тела [10, 11]. Са порастом броја интервентних процедура и повећањем њихове комплексности, дошло је и до повећања излагања јонизујућем зрачењу у медицини [12, 13]. Интервентне процедуре су повезане са високим пацијентним дозама. Ове дозе зависе од комплексности процедуре и примењене технике (продужено време флуороскопије), карактеристика пацијента (године, величина и пол), ефикасности примене радиолошке опреме и искуства оператора, као и других фактора. Постоје бројни докази који говоре о повредама пацијената у виду кожных лезија па чак и у неким случајевима некрозе након интервентних процедура у којима је дошло до прекорачења граница за настанак детерминистичких ефеката [14, 15]. Поред пораста пацијентне дозе, развој интервентних процедура прати и драматични пораст дозе за медицинско особље (операторе, инструментарке и радиолошке техничаре) што је довело увећаног ризика за настанак радијационих повреда [16 -19].

Потреба за проценом дозе и ризика од зрачења довела је до развоја нових дозиметара, дозиметријских метода, техника и поступака еталонирања. Имајући у виду високе дозе за пацијенте и професионално изложена лица у интервентним радиолошким и кардиолошким процедурама, дозиметрија за пацијенте и за професионално изложена лица прилагођена овим модалитетима налази се у фокусу истраживачког интереса у заштити од зрачења у медицини, са позиције ефективне дозе за цело тело и еквиваленте дозе за поједине органе и ткива.

Очно сочиво се убраја у радиосензитивнија ткива у људском телу [10, 11]. Бројне епидемиолошке студије спроведене у протеклој деценији указале су да радијационе повреде

ока могу настати на нивоима доза далеко нижим у односу на раније утврђен праг за ткивне реакције [13], посебно у случају хроничних излагања малим дозама као што је случај код професионално изложених лица у медицини [14 – 17]. До недавно, настанак катаракте је сматран типичном ткивном реакцијом са прагом дозе од 5 Sv у случају хроничних излагања и 2 Sv у случају акутних излагања [10, 13]. Међутим, на основу нових епидемиолошких доказа, ICRP је смањила праг дозе за ефекте јонизујућих зрачења на очно сочиву на 0.5 Gy, имајући у виду латентни период и чињеницу да катаракта може настати на далеко нижим дозама од раније утврђеног прага, посебно у случају хроничних излагања релативном малим дозама. Нови праг дозе за ткивне реакције имао је за последицу и смањење годишње границе дозе за очно сочиво са 150 mSv на 20 mSv [18]. Показано је да за одређене категорије професионално изложених лица у медицини, праг дозе може бити прекорачен уколико се не користе одговарајућа лична и колективна заштитна средства или уколико примена ових заштитних средстава није адекватна [19].

Имајући у виду нову границу излагања, дозиметрија за очно сочиво постала је једна од најзначајнијих истраживачких тема у области заштите од зрачења [20 – 24]. Дозиметрија за очно сочиво значајна је из више разлога: за одређивање нивоа излагања очног сочива за потребе епидемиолошке анализе ефеката јонизујућих зрачења, за проверу усаглашености са регулаторним лимитима и за оптимизацију заштите од зрачења. У новије време, покренуто је неколико важних иницијатива за развој дозиметара за очно сочиво еталонираних у величини лични дозни еквивалент Hp(3) који омогућавају директно мерење ове величине. Међутим, уколико овакав дозиметар није доступан, Hp(3) се може одредити индиректно, помоћу дозиметара еталонираних у оперативним величинама Hp(10) и Hp(0.07) и одговарајућих конверзионих фактора или, проспективно или ретроспективно на основу индикатора нивоа изложености пацијената [24].

Поред метода експерименталне дозиметрије, Монте Карло методе се широко користе у дозиметрији и заштити од зрачења, као комплементарне или алтернативне дозиметријске методе. Историјски гледано, Монте Карло метод има дугу традицију у области медицинске физике, посебно када физичка мерења или аналитички прорачуни нису могући или практични [25].

Монте Карло метода праћења фотона заснива се на пробабилистичким представама свих релевантних процеса везаних за сваки појединачни фотон у симулираном пољу зрачења. Захваљујући утемељености на математичкој теорији вероватноће, Монте Карло симулације су веран одраз стохастичке природе интеракције фотона са материјом. Поред наведеног, Монте Карло технике транспорта зрачења дају драгоцен допринос прецизном одређивању апсорбованих доза у органима пацијената, процени доза за медицинско особље, унапређењу квалитета уређаја за медицинско сликање и персонализованом планирању терапије зрачењем [25]. Методе рачунарске дозиметрије тренутно заузимају значајно место у индивидуалној дозиметрији, посебно у случају излазања хетерогеним пољима јонизујућих зрачења и одређивању дозе за различите органе и ткива када физичка дозиметрија није могућа или није практична.

Циљ и методе истраживања

Полазећи од хипотеза да је примена X-зрачења у интервентним процедурама је значајно порасла последњих деценија, а са повећањем сложености процедура и продуженим временом експозиције, да је дошло је и до пораста доза за медицинско особље, смањење годишње границе за дозу за очно сочиво са 150 mSv на 20 mSv као и да постоји потребом за развојем нових дозиметара и ефикасних дозиметријских метода за мониторинг очног сочива, циљ овог истраживања јесте развој за мониторинг дозе за очно сочиво користећи оптимални броја дозиметара које медицинско особље у циљу верификације усаглашености са регулаторним нивоима дозе у комплексном радном окружењу.

У овом раду, доза за очно сочиво биће одређена применом метода рачунарске дозиметрије, користећи симулације Монте Карло методом а којима су обухваћени сви елементи рутински интервентни процедура: рендген-апарат за интервентне процедуре са С-луком, носач пацијента, фантом који представља пацијента, колективна заштитна средства, фантоме којима је моделовано медицинско особље укључено у интервентне процедуре и њихова лична заштитна средства. За потребе симулација формиран је реалан геометријски модел а резултати симулација су исказани у релевантним оперативним дозиметријским величинама $H_p(3)$ и $H_p(10)$.

Верификација резултата симулација спроведена је мерењима амбијенталног дозног еквивалента у реалним условима, а на основу потврђених резултата симулација одређени су конверзиони коефицијенти за процену дозе за очно сочиво користећи дозиметар за цело тело.

Као потврда успешно реализованог истраживања, резултати из ове дисертације публиковани су у следећим научним радовима:

1. **Božovic P**, Ciraj-Bjelac O, Petrovic JS. Occupational eye lens dose estimated using whole-body dosimeter in interventional cardiology and radiology: a Monte Carlo study. *Radiat Prot Dosimetry*. 2019 Jan 9. doi: 10.1093/rpd/ncy283 [26].
2. **Božovic P**, Ciraj-Bjelac O, Petrovic JS, Arandić D, ceklić, S. Utilizing Monte Carlo simulations in estimation of occupational eye lens dose based on whole body dosimeter in interventional cardiology and radiology. *Nuclear Technology and Radiation Protection* 2018 Volume 33, Issue 4, Pages: 375-379 <https://doi.org/10.2298/NTRP180730005B> [27].

Садржај и облик дисертације

Докторска дисертација подељена је, поред уводног, у седам поглавља.

У првом поглављу дат је опис величина које се користе у дозиметрији јонизујућег зрачења (основне, заштитне и оперативне величине). Поред дефинисања ових величина, описане су и дозиметријске величине које служе за карактеризацију дозе за пацијенте, као и корелација индикатора пацијенте доза са оперативним дозиметријским величинама. На крају, дат је преглед нових оперативних дозиметријских величина са циљем да се превазиђу одређена ограничења постојећих величина.

Поглавље 2 описује међународни систем заштите од зрачења, заснован на три основна принципа дефинисана од стране Међународне комисије за заштиту од зрачења (оправданост праксе, оптимизација заштите и ограничавање индивидуалних доза и ризика). С обзиром да примена зрачења у медицини спада у планирана излагања и као таква мора бити подвргнута регулаторној контроли, објашњене су и потребе за увођењем и начином спровођења индивидуалног мониторинга и мониторинга радне средине.

Интервента кардиологија и радиологија описана је у Поглављу 3. Дат је преглед историјског развоја интервентних процедура и уређаја којим се ове процедуре обављају. Описане су и мере заштите од зрачења као и преглед доступних заштитних средстава и њихових особина у смањењу доза зрачења.

Поглавље 4 даје приказ актуелног стања у пракси који се односи излагања особља у интервентним процедурама, укључујући нивое излагања, методе мониторинга индивидуалног излагања и факторе који утичу на излагање особља.

Поглавље 5 описује математичке основе Монте Карло метода (описивањем функције расподеле вероватноће, расподеле домета честице, избора случајног правца кретања честице из тачкастог извора и праћења честице). Дат је и преглед доступних комерцијалних Монте Карло програма као и осврт на примену Монте Карло метода у истраживању у области дозиметрије и заштите од зрачења.

Експеримент спроведен у оквиру ове дисертације приказан је у Поглављу 6. Дат је опис поставке Монте Карло симулација за потребе одређивања конверзионих коефицијената за процену дозе за очно сочиво на основу дозиметра за цело тело. Поред овога, приказани су

и испитивање заштитних особина заштитних средстава која се користе у интервенитм процедурама. Описан је поступак валидације Монте Карло симулација.

У последњем, седмом поглављу, дискутовани су резултати добијени у току истраживања за потребе ове дисертације.

На крају, у Закључку, дат је осврт на комплетан експеримент и његов практични значај као и приказ могућег наставка овог истраживања.

1. Дозиметријске величине у заштити од зрачења

Без обзира на област примене, свако мерење захтева постојање разумљивих и прецизно дефинисаних физичких величина и одговарајућих јединица. Када су у питању величине и јединице из области дозиметрије и заштите од зрачења, значајну улогу имају Међународна комисија за радијационе јединице и мере (ICRU) која се бави физичким аспектима дозиметрије [12, 28, 29] и Међународна комисија за заштиту од зрачења (ICRP) оријентисана ка процени и квантификацији биолошких ефеката зрачења и фирмирању препорука из области заштите од јонизујућег зрачења на темељу интернационалног концензуса [9 – 11, 30, 31].



Слика 1.1 – Подела физичких величина које се користе у дозиметрији јонизујућег зрачења

Величине које се користе у дозиметрији јонизујућег зрачења су подељене на основне величине којима се физички описује поље зрачења и његова интеракција са материјом [28] и заштитне и оперативне дозиметријске величине. Величине, како је приказано на Слици 1.1 [10, 12, 28, 29].

1.1 Опште физичке величине

Флуенс и флуенс енергије

Спектрална густина броја честица N_E описује енергетску расподелу честица које сачињавају поље зрачења према изразу:

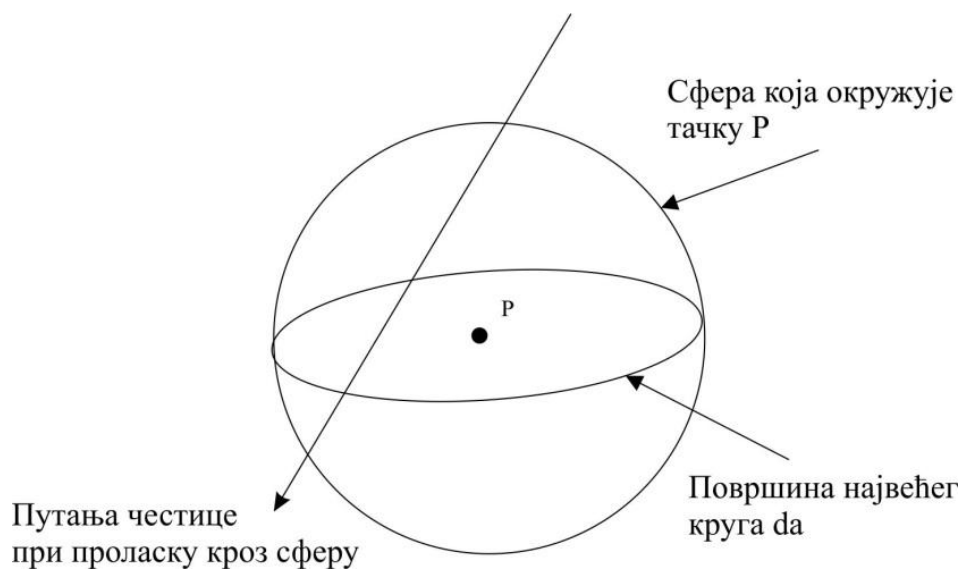
$$N_E(E) = \frac{dN(E)}{dE} \quad (1.1)$$

где је $dN(E)$ средњи број честица које имају енергију из интервала $(E, E+dE)$. Одавде се, интегралећи по свим вредностима енергија честица у пољу, може одредити укупан број честица у пољу зрачења као:

$$N = \int_E N_E(E) dE \quad (1.2)$$

док је укупна енергија поља зрачења (без енергије мировања) описана са

$$R = \int_E EN_E(E) dE \quad (1.3)$$



Слика 1.2 – Опис поља зрачења у тачки Р

Уколико сада замишљену сферу која окружује неку тачку у простору, кроз коју у току неког временског интервала пролази средњи број честица N , смањујемо ка инфинитезималним димензијама, тако да највећа површина попречног пресека постане da , средњи број честица који пролази кроз тај попречни пресек постаје dN и тада можемо дефинисати флуенс као:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (1.4)$$

Јединица за флуенс је m^{-2} , мада се у пракси често користи и cm^{-2} , док се за јачину флуенса користи јединица $m^{-2}s^{-1}$.

На исти начин можемо дефинисати и флуенс енергије као:

$$\psi = \frac{dR}{da} \quad (1.5)$$

где је dR средња вредност енергије зрачења која пада на бесконачно малу сферу око неке тачке у простору, као на Слици 1.2. За флуенс енергије користи се јединица J/m^2 .

Флуенс и флуенс енергије налазе своју примену у ситуацијама када интеракције зрачења нису зависне од правца упадне честице. У случајевима када је потребно урачунати диференцијални просторни угао погодније је користити величине као што су зрачност и зрачност енергије.

Керма и јачина керме

Керма се дефинише искључиво за поља индиректно јонизујућег зрачења (фотоне и неутроне). Има улогу да направи разлику између две фазе које карактеришу интеракцију индиректно јонизујућег зрачења: пренос енергије са фотона или неутрона на секундарну наелектрисану честицу и пренос енергије наелектрисане честице на материјал.

Керма представља кинетичку енергију свих наелектрисаних честица које је примарна ненаелектрисана честица ослободила у средини масе dm према изразу:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.6)$$

Јединица за керму је J/kg али носи специјални назив греј (Gy), а за јачину керме јединица је J/(kg*s) односно Gy/s.

Када су у питању моноенергетске ненаелектрисане честице керма се може исказати преко флуенса енергије уз помоћ масеног коефицијента за пренос енергије материјала:

$$K = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \psi \quad (1.7)$$

Код примене X-зрачења за медицинско сликање керма се обично исказује као керма у ваздуху, у ком случају су керма у ваздуху и флуенс енергије повезани масеним енергетским коефицијентом за ваздух:

$$K = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_a \psi \quad (1.8)$$

С обзиром да је спектар рендгенског зрачења полиенергетски, мора се корситити средња вредност масеног енергетског коефицијента примењујући одговарајуће тежинске факторе према енергетској расподели флуенса енергије.

Апсорбована доза

Апсорбована доза се дефинише за све врсте зрачења у произвољном материјалу и представља однос средње вредности предате енергије у елементарној запремини материјала и масе унутар те елементарне запремине:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.9)$$

Јединица за апсорбовану дозу је греј (1 Gy = 1 J/kg), а за јачину апсорбоване дозе Gy/s

Апсорбована доза је величина која је дефинисана у тачки, међутим физички процеси који је одређују не дозвољавају да маса dm буде инфинитезимална са математичког становишта. Користећи адекватну опрему, апсорбована доза се може мерити апсолутно или релативно, међутим то није практично изводљиво у свакодневном раду у области заштите од зрачења.

Применом масених енергетских коефицијената, апсорбована доза се може изразити преко керме у ваздуху:

$$D_{mat} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{mat}}{\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air}} K_{air} \quad (1.10)$$

Ова веза је јако битна јер омогућава интерпретирање одзива детектора керме у ваздуху и дозиметара као вредност апсорбоване дозе у жељеном материјалу (као на пример ткивно еквивалентном материјалу и води). Уколико је успостављена равнотежа наелектрисаних честица или уколико нема губитака закочним зрачењем, керма је нумерички једнака апсорбованој дози.

1.2 Дозиметријске величине у заштити од зрачења

Примена апсорбоване дозе у заштити од зрачења није најпрактичнија јер не узима у обзир утицај врсте зрачења на оштећење ткива или органа. Због тога се уводе величине које узимају у обзир не само физичке већ и биолошке ефекте које у ткивима и органима ствара

јонизујуће зрачење. У заштитне величине се убрајају апсорбована доза у ткиву или органу, еквивалентна доза и ефективна доза.

Апсорбована доза у ткиву или органу

Апсорбована доза у ткиву или органу се користи како би се проценило излагање човека јонизујућем зрачењу и направила корелација са потенцијалним ризиком. Дефинише се као:

$$D_T = \frac{d\bar{\varepsilon}_T}{dm_T} \quad (1.11)$$

где је ε_T средња укупна предата енергија у ткиву или органу T , а m_T маса ткива или органа.

Јединица за апсорбовану дозу у ткиву је J/kg и носи специјални назив греј (Gy).

Еквивалентна доза

Биолошка штета коју јонизујуће зрачење може начинити у ткиву или органу зависи од расподеле дозе која је одређена енергијом и врстом зрачења. Ова зависност последица је линеарног преноса енергије (Linear Energy Transfer - LET) честице. LET описује губитак енергије зрачења по јединици дужине пута које честице прођу кроз материјал. Са становишта LET-а зрачење се дели на зрачење описано високим LET-ом (као што су алфа честице или неутрони), које је знатно деструктивније за биолошко ткиво при истој апсорбованој дози и зрачење описано ниским LET-ом (као што су X и гама зрачење и електрони) које при истој апсорбованој дози производи знатно мању вероватноћу за неповратним оштећењем хромозома или ткива.

На основу вредности линеарног преноса енергије, дефинисан је радијациони тежински фактор w_R који описује релативну биолошку ефикасност зрачења у индуковању стохастичког ефекта при ниским дозама. Препоручене вредности w_R дате су у Табели 1.1 и прилагођавају се актуелним сазнањима [9].

Табела 1.1 – Препоручене вредности радијационог тежинског фактора [9]

Врста зрачења	Радијациони тежински фактор, w_R (жене)	Радијациони тежински фактор, w_R (мушкарци)
Фотони, електрони	све енергије	1
Неутрони	< 10 keV	5
	10 – 100 keV	10
	100 – 2000 keV	20
	2 – 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
Протони	> 2 MeV	5
Алфа честице, фисиони фрагменти, тешка језгра	-	20

Сада се еквивалентна доза у ткиву T , на основу апсорбоване дозе у ткиву и радијационог тежинског фактора дефинише као:

$$H_T = w_R D_{T,R} \quad (1.12)$$

а уколико је ткиво изложено утицају више врста различитих зрачења еквивалентна доза се добија на основу израза:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (1.13)$$

Јединица за еквивалентну дозу је J/kg, а носи специјални назив сиверт (Sv).

Ефективна доза

Вероватноћа за настанак стохастичког ефекта, поред врсте зрачења, зависи и од органа или ткива које бива озрачено. Како би се ова зависност узела у обзир дефинисан је ткивни тежински коефицијент w_T . Овај коефицијент описује релативни допринос појединачног ткива или органа укупном штетном ефекту насталом приликом излагања јонизујућем зрачењу. Вредности ткивног тежинског фактора зависе од пола и старости особе, али су за потребе заштите од зрачења препоручене константе вредности које су применљиве за просечну популацију и дате су у Табели 1.2 [10].

Табела 1.2 – Препоручене вредности ткивног тежинског фактора [10]

Ткиво	Ткивни тежински фактор, w_T	Σw_T
Коштана срж (црвена), дебело црево, плућа, стомак, дојке, остала ткива	0,12	0,72
Гонаде	0,08	0,08
Бешика, јетра, штитна жлезда, једњак	0,04	0,16
Мозак, кожа, кости, пљувачне жлезде	0,01	0,04
	Укупно	1,00

Сума еквивалентних доза у ткивима помножених са одговарајућим ткивним тежинским факторима представља ефективну дозу:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (1.14)$$

при чему важи

$$\sum w_T = 1 \quad (1.15)$$

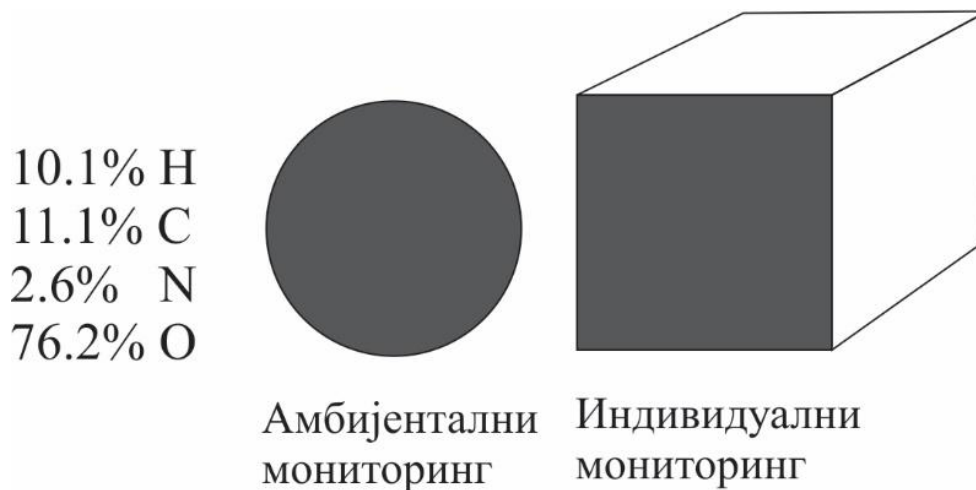
Јединица за еквивалентну дозу је J/kg, а носи специјални назив сиверт (Sv).

Радијациони и ткивни тежински фактори су међусобно независни па важи однос:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_R w_R \sum_T w_T D_{T,R} \quad (1.16)$$

1.3 Оперативне дозиметријске величине

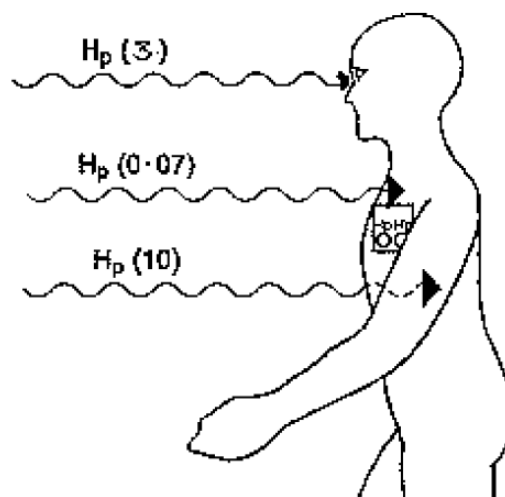
Дозиметријске величине које се у заштити од зрачења користе за квантификацију ризика и дефинисање граница излагања (еквивалентна и ефективна доза) нису директно мерљиве. Како би овај практични проблем био превазиђен, ICRU је увела и дефинисала оперативне величине, које су мерљиве и које имају за циљ пружање разумне процене вредности еквивалентне и ефективне доза [12, 32, 33]. Ове величине по дефиницији имају за циљ да дају конзервативну процену вредности заштитних величина. Оперативне величине су засноване на дозама у одређеним тачкама стандардних фантома, као што је ICRU-сфера [12]. Дефинисана је као сфера пречника 30 cm и густине од 1 g/cm³, а састоји се од кисеоника (76,2%), угљеника (11,1%), водоника (10,1%) и азота (2,6%). За потребе еталонирања, из практичних разлога, ICRU-сфера се може заменити квадратним блоком истог материјалног састава и димензија (30x30x15) cm³.



Слика 1.3 – ICRU сфера за еталонирање дозиметара за потребе амбијенталног и индивидуалног мониторинга

Лични дозни еквивалент

Лични дозни еквивалент, $H_p(d)$, је оперативна величина која се користи за мониторинг професионално изложених лица. Описује еквивалентну дозу у меком ткиву (ICRU-сфера) на одређеној позицији на телу и на одговарајућој дубини d . Дубина d је изражена у милиметрима, при чему је спецификација дубине d саставни део сваког извешата о индивидуалној дози. За унутрашње органе и процену ефективне дозе често се користи дубина од 10 mm у ознаци $H_p(10)$. За површинске органе, на приме кожу, користе се дубине од 0.07 mm за кожу и 3 mm за очно сочиво у ознаци $H_p(0.07)$ и $H_p(3)$, респективно (Слика 1.4). Јединица за лични дозни еквивалент је сиверт (Sv).



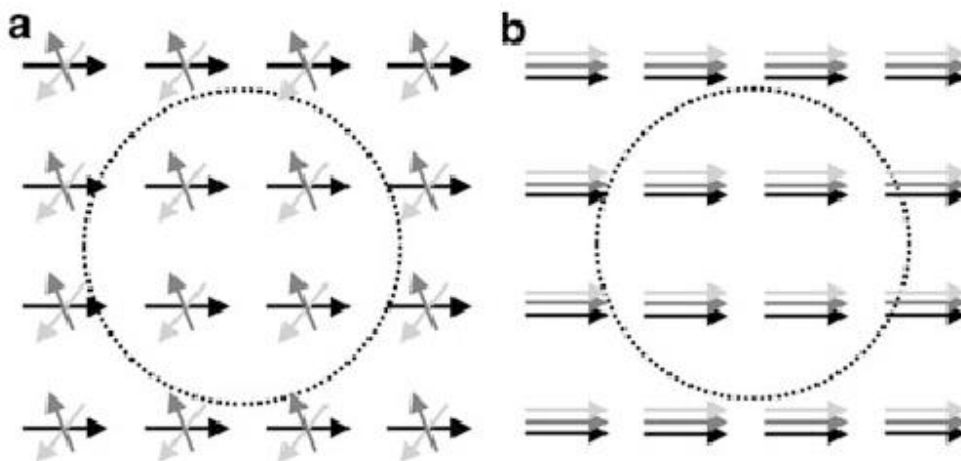
Слика 1.4 – Лични дозни еквивалент за различите дубине ткива[34]

Амбијентални дозни еквивалент

Амбијентални дозни еквивалент, $H^*(10)$ је оперативна величина намењена за мониторинг радне средине. То је дозни еквивалент у тачки поља зрачења коју би произвело одговарајуће проширено и оријентисано поље у ткивно еквивалентној сфери пречника 30 cm (ICRU-сфера) на дубини од 10 mm на вектору супротном правцу поравнатог поља [34]. Проширено поље је оно поље код којег су флуенс и његова угаона и енергетска расподела исти у целој области од интереса као и у тачки од интереса (Слика 1.5), док се под

проширеним и оријентисаним пољем подразумева да за флуенс и енергетску зависност важе услови проширеног поља уз додатак да је флуенс истог правца у свим тачкама. При мерењу амбијенталног дозног еквивалента, поље зрачења мора бити униформно у активној запремини инструмента и инструмент треба да има изотропни одзив.

Јединица за амбијентални дозни еквивалент је сиверт (Sv), а за јачину амбијенталног дозног еквивалента сиверт по часу (Sv/h).



Слика 1.5 – Проширено (лево) и оријентисано (десно) поље зрачења[34]

Нове оперативне величине

Како је раније опсано, оперативне дозиметријске величине $H_p(10)$ и $H_p(0,07)$ рутински се користе у личној дозиметрији као конзервативна оцена ефективне и еквивалентне дозе. Међутим, овај концепт повазан је са одређеним ограничењима, услед чега су ICRP и ICRU заједнички предложили сет нових-алтернативних оперативних дозиметријских величина са циљем да се превазиђе следеће [35, 36]:

- Оперативне величине нису увек адекватна процена заштитних дозиметријских величина, посебно за ниске и високе енергије зрачења. За фотоне ниских енергија који се користе у дијагностичкој и интервентној радиологији, доза може бити значајно прецењена, док је у случају високоенергетског зрачења космичког порекла она подцењена;
- Фундаментални проблем потиче од тренутне дефиниције ICRU ткива будући да овакав фантом не може бити произведен, а поред тога постоје и извесни строго метролошки проблеми;
- Слично, сходно тренутној дефиницији еквивалента дозе, исти не може бити експериментално одређен, већ једино израчунат на основу познавања особина поља зрачења;
- Тренутне вредности конверзионих коефицијента у Публикацији ICRP 74 и Публикацији ICRU 57 израчунати уз помоћ различитих претпоставки. У неким ситуацијама претпостављена је е равнотежа секундарних наелектрисаних честица (керма априксимација) где то није применљиво
- ICRP је у својим документима препоручила смањење граничне вредности дозе за очно сочива, иако још увек постоји потреба за развојем практичних метода за одржавање оперативне величине $H_p(3)$ и бољим моделовањем људског ока [37].

За потребе превазилажења горе наведеног, предлођен је нов концепт оперативних дозиметријских величина који се базира на примени [35]:

- Амбијенталне дозе (H^*) и личне дозе (H_p) за потребе контроле ефективне дозе;

- Дирекционе апсорбоване дозе у очном сочиву ($D'_{lens}(\Omega)$) и личне апсорбоване дозе у очном сочиву ($D_{p\ lens}$) за потребе контроле дозе за очно сочиво;
- Дирекционе апсорбоване дозе у локалној кожи ($D'_{local\ skin}(\Omega)$) и личне апсорбоване дозе у локалној кожи ($D_{p\ local\ skin}$) за потребе контроле дозе за кожу и екстремитете.

Иако се овај нови предлог бити имплементиран у пракси у скорој будућности, јасно је да ће његова промена у великој мери утицати на практичне аспекте дозиметрије за заштиту од зрачења, укључујући еталонирања и дизајн личних и амбијенталних дозиметара.

1.4. Дозиметријске величине за карактеризацију дозе за пацијенте

Узимајући у обзир потребу за евалуацијом ризика за настанак радијационог оштећења код пацијената, потребу за оптимизацијом праксе и провером перформанси рендген-апарата, дефинисане су дозиметријске величине којима се квантификује излагање пацијента. Циљ ове контроле излагања пацијената је оптимизација праксе како би се смањила дозе за пацијента на најнижи могући ниво уз одржање захтеваног клиничког квалитета слике [38]. Излагање особља доминантно потиче од зрачења расејаног од пацијента и сходно томе, контрола излагања пацијента повезана је и са законом излагања особља. Дозиметријске величине за карактеризацију дозе за пацијенте су практичне дозиметријске величине, прилагођене различитим модалитетима X-зрачења.

Инцидентна керма у ваздуху. Керма у ваздуху на површини пацијента

Инцидентна керма у ваздуху (K_i) представља најједноставнију величину за карактеризацију дозе за пацијента са становишта мерења и има значајну примену у класичној радиографији. Дефинише се као керма у ваздуху која потиче од упадног снопа X-зрачења измерена у централној оси снопа X-зрачења на позицији пацијента или фантома при чему се узима у обзир само инцидентно зрачење, а не и расејано од пацијента.

У неким ситуацијама потребно је урачунати и расејано зрачење поред примарног, па за те потребе дефинишемо величину керма у ваздуху на површини пацијента (K_e). K_e представља керму у ваздуху мерену на централној оси снопа на позицији пацијента или фантома. Веза између упадне керме у ваздуху и керме у ваздуху на површини пацијента дата је релацијом:

$$K_e = K_i B \quad (1.17)$$

где је B фактор који описује расејано зрачење (*Back Scatter*) и зависи од величине поља, квалитета снопа X-зрачења и материјала у коме се расејање одиграва.

Код флуороскопских процедура важно је одредити улазну керму на површини пацијента због потенцијалних високих доза за кожу пацијента које могу изазвати ткивне реакције.

Производ керме у ваздуху и површине

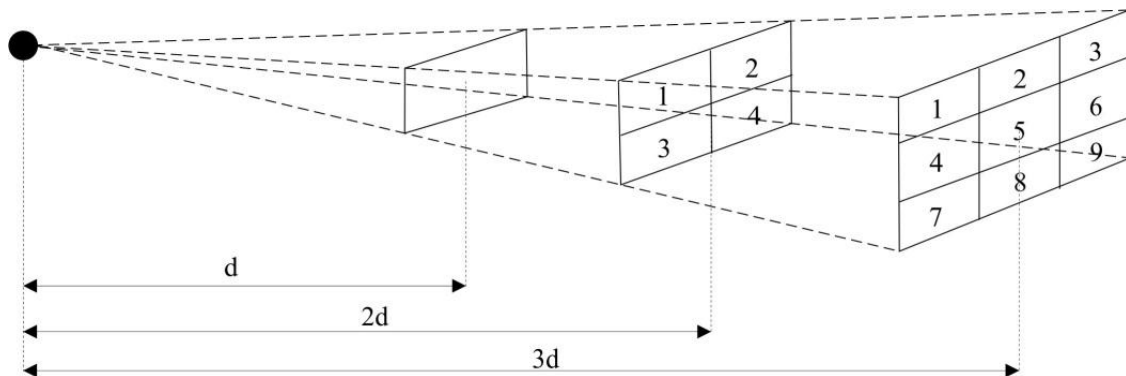
Производ керме у ваздуху и површине (*KAP – Air Kerma Area Product*), је величина која се користи за процену радијационог оштећења у дијагностичкој и интервентној радиологији (услед честе варијације оријентације снопа, напона и струје рендгенске цеви током процедуре). Јединица за *KAP* је $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$, мада се у пракси чешће користи $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$ или $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$.

Производ дозе и површин (алтернативно, *DAP – Dose Area Product*) је често коришћена слична дозиметријска величина, са практичног становишта, нумерички једнака *KAP*. По дефиницији, веза је дата релацијом:

$$\text{DAP} = \text{KAP} \cdot (1-g) \quad (1.18)$$

где g описује радијационе губитке енергије X-зрачења ослобођене наелектрисане честице изгубе у материјалу. На вредностима енергија X-зрачења које се користи у дијагностичким и интервентним процедурама и природу интеркације зрачења са метријом, вредност фектора g има вредност много мању од једног процента и орактично се може занемарити.

Услед дивергенције снопа емитованог из „тачкастог извора“ (где се под тачкастим извором сматра сваки извор чија је највећа димензија пет пута мања од растојања од извора до тачке из које се извор посматра) озрачена површина A расте са квадратом растојања ($A \sim d^2$) док интензитет зрачења опада са квадратом растојања ($I \sim I/d^2$). Одавде следи да је KAP практично независан од растојања, односно константан је на било којој удаљености од извора дуж централне осе зрачења, што га чини идеалном величином за процену изложености пацијента у интервентним процедурама, имајући у виду динамичку природу истих.



Слика 1.6 – Сразмерност површине озраченог поља и растојања од извора

KAP (и DAP) се мери постављањем јонизационе коморе (KAP -метар) на излаз рендген-апарата (после колиматора) како би свом својом површином прихватила цео снап зрачења (обично је комора димензија 10 cm x 10 cm или 5 cm x 5 cm). Може бити и интегрални дое рендген-апарата.

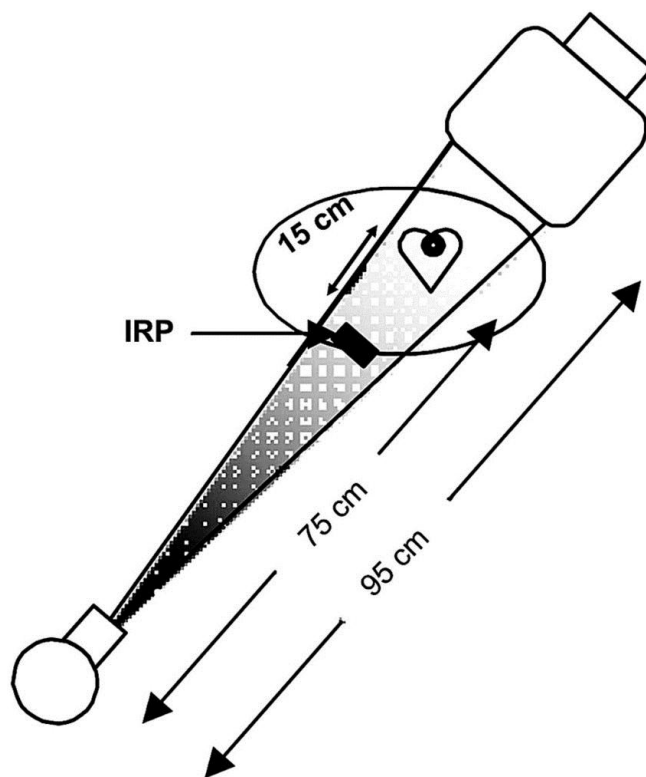
Иако KAP представља идеалну величину за процену ризика за пацијенте и као таква не даје инфомацију о дози на површини коже пацијенте. Међутим, у добро контолисаним исловима, може се довести у везу са дозим на површини коже пацијента и на тај начин употербити за проспективну оцену вероватноће за ткивне реакције код пацијенета. Будући да је KAP индикатор количине X-зрачења коју прими пацијент и да је стога сразмеран количини расејног зрачења, то се под одређеним условима KAP може употребити и за индиректну процену дозе за особље [39]. Иако има ограничену примену као индикатор дозе, ипак, ако се пажљиво упари са директним мерењима дозе, може се користити за успостављање граничних нивоа за специфичне процедуре како би упозорио оператере на опасност за настанак оштећења (нарочито при излагање неатенуираном снопу).



Слика 1.7 – Јонизациона комора за мерење производа керме и површине

Кумулативна доза у интервентној референтној тачки

Кумулативна доза у интервентној референтној тачки (C_{dose}) се дефинише као укупна доза предата током процедуре (укључујући излагања током флуороскопије и ангиографије) и представља апроксимативну вредност дозе за кожу пацијента. Рачуна се као доза предата у одређеној позицији која се назива интервентна референтна тачка (*IRP – Interventional Reference Point*) чији је положај дефинисан стандардом Међународне Електротехничке Комисије (IEC) [40] и налази се на централној оси снопа зрачења на растојању 15 cm од изоцентра на страни рендгенске цеви. Позиција интервентне референтне тачке се не мења значајно са ротацијом С-лука или са променом растојања од фокуса до пријемника слике.



Слика 1.8 – Схема рендхен-апарата са С-луком са индикацијом положаја интервентне референтне тачке (IRP)

Савремени рендген-апарати за интервентне процедуре, а у складу са захтевима ЕС имају приказ кумулативне дозе у интервентној референтној тачки, одређен на основу радијационог излаза рендген-апарата и актуелних вредности параметра експозиције [41 - 42]. Приказана вредност се може користити као конзервативна процена вредности керме у ваздуху на улазној површини (јер је промена услед избора пројекције и ротације С-лука занемарена а вредност одговара хипотетичкој ситуацији у којој се сва пројекције суперпонирају у једну).

Значајно је напоменути да је тачност индикација *on line* дозиметријских показатеља, производа керме и површине и кумулативне дозе у интервентној референтној тачки одређен калибрационим факторима који морају бити одређени за сваки рендген-апарат. [43 - 46].

1.5 Корелација индикатора пацијенте доза са оперативним дозиметријским величинама

Кључно својство код ових физичких величина јесте повезаност и корелација са количином зрачења употребљеном приликом одређене процедуре. IAEA и ICRU дефинисале су релеванте дозиметријске величине којима се еквантификује изложеност пацијената у дијагностичкој и интервентној радиологији [19].

Будући да је емпијско особље изложено доминантно расејаном зрачењу које је последица интеркације примарног снопа са телом пацијнта, за очекивати је да постоји извесна корелација између дозних индекса који описују излагање пацијената и дозе за особље. Сходно томе, у литератури је између осталих метода, описана и метода за процену дозе за очно сочиво на темељу корелације дозе за очно сочиво са дозиметријским величинама које описују излагање пацијената [24].

Приступ на бази производ акерме и површине погодан је за проспективне и ретропективне порцене дозе за особље, при чему тачнос одређивања дозе зависи од тачности улазних параметара и начињених претпоставки [39]. На несигурност процене у највећој мери утичу: оријентација рендгенске цеви, колимација снопа, техника пргледа (радијални или феморални проступ), радне навике оператера и употреба заштитних средстава. Битно је напоменути да у овом моменту не постоји консензус у литератури када је у питању рутинска примена примена корелације дозиметријских величина за пацијента и медицинско особље, ако подаци о овим корелацијама доступни у литератури [24, 39]. У остуству било које опције за мерење дозе за очно сочиво, она може бити процењена применом конвезионих фактора из KAP у $Hp(3)$ који износе $1 \mu\text{Sv/Gycm}^2$ и $10 \mu\text{Sv/Gycm}^2$ за ситуације са употребом заштитних средстава и без употребе заштитних средстава, респективно [24].

Методе и типичне вредности доза за очно сочиво у интервентним процедурама описане су у поглављу 4 ове дисертације.

2. Основни принципи заштите од зрачења и професионална излагања у медицини

Међународна агенција за атомску енергију (IAEA) је 2011. године је објавила стандард GSR Part 3 - Radiation protection and Safety of radiation sources: International Basic Safety Standards (BSS) [47] са циљем да успостави основне захтеве за заштиту од јонизујућих зрачења у планирању и акциденталним излагањима јонизујућим зрачењима. Ови захтеви треба да трасирају имплементацију основних принципа заштите од јонизујућих зрачења у ситуацијама где се извори зрачења користе. Ближе препоруке за заштиту од зрачења у интервенцијским процедурама, а посебан осврт на упутства о примени заштите од зрачења у медицини, укључујући и дијагностичку и интервенцијску радиологију, дат је у публикацијама из 2006. године [48] и 2017. године [49].

Историјски гледано, препоруке за заштиту од зрачења у медицини дате су у документима Међународне комисије за заштиту од зрачења- ICRP (Публикација 73) [50] а које су потом ревидиране у Публикацијма 103 [10] и 105 [30]. У горе наведеним публикацијама, сва могућа излагања класификована су у три категорије: (1) планирана излагања, (2) излагања у ванредним ситуацијама и (3) постојећа излагања (као наслеђе акцидентално из прошлости или пракси које су се некад обављале и постоје и данас). Даље, планирана излагања је подељено на: (1) професионална излагања (на радном месту као последица обављања радијационе делатности), (2) медицинска излагања (као део дијагностичког или терапијског поступка и приликом пружања помоћи током прегледа пацијента) и (3) излагања становништва (планирања излагања која нису сврстана у професионална или медицинска).

Примена зрачења у медицини спада у планирана излагања и као таква мора бити подвргнута регулаторној контроли [51 - 54].

2.1 Основни принципи заштите од зрачења

Међународни систем заштите од зрачења базира се на три основна принципа дефинисана од стране Међународне комисије за заштиту од зрачења, и то [9]:

1. Оправданост праксе;
2. Оптимизација заштите; и
3. Ограничавање индивидуалних доза и ризика.

Ова три принципа заштите од зрачења важе за професионално и излагање становништва, док за медицинско излагање важе само прва два принципа.

Оправданост праксе

Оправданост праксе је принцип заштите од зрачења којим је спречено односно забрањено свако излагање јонизујућем зрачењу које не производи довољну корист за појединца који је изложен зрачењу или друштву у целини.

Постоје два различита приступа у примени принципа оправданости праксе код излагања радника и становништва у зависности да ли се извор зрачења може директно контролисати или не. Први приступ се примењује приликом увођења нове праксе када се заштита од зрачења планира унапред и када се потребне операције могу спровести над извором зрачења. Примена оправданости праксе у овом случају спречава свако планирано излагање зрачењу уколико то излагање не доводи до веће нето корист за појединца или друштво него штета која произилази из примене јонизујућег зрачења. Оправданост праксе мора бити преиспитана у случају нових информација о постојећој пракси. Други приступ се примењује када се може деловати само на путању излагања а не на сам извор, у шта се убрајају постојеће излагање и излагање у ванредним ситуацијама.

Примена принципа оправданости у медицинским излагањима подељена је у три нивоа. На првом нивоу сматра се да употреба зрачења у медицини, у општем случају,

производи позитивну нето корист. На другом нивоу, оправданост се односи на радиолошку процедуру адекватну за дату клиничку индикацију. Трећи ниво оправданости захтева индивидуално разматрање за појединачног пацијента узимајући у обзир разлог излагања појединца, клиничко стање и карактеристике пацијента. Обавезна је примена националних или међународних критеријума за упућивање на радиолошки преглед (пар. 3.158 [47]) водећи рачуна о начину примене принципа оправданости у зависности од врсте процедуре (дијагностичка процедура, флуроскопски вођена интервентна процедура или радиотерапијски третман)[38].

Оптимизација заштите

Процес оптимизације заштите од зрачења се примењује у ситуацијама када је употреба извора зрачења оправдана. Овај принцип је примењив за све три категорије излагања зрачењу (излагање пацијената, изложених радника и становништва).

Принцип оптимизације је дефинисан као процес који се односи на извор зрачења којим се вероватноћа настајања излагања (тамо где то није планирано), број изложених људи и ниво индивидуалних доза своди што је ниже могуће узимајући у обзир социјалне и економске услове. За разлику од принципа оправданости (који се односи на праксу у целости), принцип оптимизације се односи на контролу излагања од извора зрачења у оквиру праксе и укључује доношење одлука о нивоу заштите који је потребно остварити. Оптимални ниво заштите је постигнут онда када даље додавањем средстава (за смањење нивоа радијационе штете) није оправдано нивоом заштите која се тиме постиже.

Историјски гледано, принцип оправданости је еволуирао у препорукама Међународне комисије за заштиту од зрачења [55 - 58], у скаладу са развојем новим технологија на бази примене јонизујучих зрачења. Континуирана примена овог принципа у протеклим деценијама је довела до значајног смањења излагања зрачењу изложених радника и становништва.

Оптимизација представља проспективан и итеративан процес који захтева доношење одлука ослањајући се и на квалитативне и квантитативне информације и обухвата:

1. Процену ситуације излагања зрачењу, укључујући и потенцијална излагања;
2. Одабир одговарајуће вредности фракција дозе и дефинисање пацијалног ограничавања дозе или референтног нивоа (*dose constraint, reference level*);
3. Идентификацију могућих опција за заштиту од зрачења;
4. Одабир најбоље опције под датим околностима; и
5. Имплементацију одабране опције.

Оптимизација заштите од зрачења не значи минимизацију дозе, већ је резултат пажљивог баланса штете која настаје услед излагања и доступних средстава за заштиту појединаца (те оптимална заштита не мора бити она са најнижом дозом).

Принципа оптимизације који је препоручила Међународна комисија за заштиту од зрачења [59], базира се на ограничавању ефективне дозе за појединце (парцијално ограничавање доза) или ограничавањем ризика у случају потенцијалног излагања.

Парцијално ограничавање доза (*dose constraint*) је применљиво код професионалног излагања и излагања становништва код примене извора зрачења у мединици. Такође, може користити и код оптимизације заштите од зрачења за особе које помажу при медицинском излагању као и за особе које учествују у биомедицинском истраживању. Парцијално ограничавање доза се не може примењивати приликом излагања пацијената у току дијагностичког или терапијског поступка [60]. Током фазе планирања у процесу оптимизације потребно је проценити индивидуалне дозе, будући да ће ове претпостављене вредности доза (при различитим опцијама изведене заштите од зрачења) бити поређене са одговарајућим парцијалним ограничавањем доза (опције које процењују вредност изнад парцијално ограничене дозе треба да буду одбачене). Један од разлога увођења парцијалног ограничавања доза за сваки извор зрачења понаособ јесте гаранција да укупна доза за све планиране операције са свим изворима зрачења унутар једне контролисане праксе не прелази

граничну вредност дозе. Парцијално ограничавање дозе не представља граничну вредност и њено прекорачење не представља неусаглашеност са регулаторним захтевима (али може изискивати додатне анализе).

Током поступка оптимизације, може се између осталог, као средство примењљиво на све три категорије излагања користити и програм осигурања квалитета.

Ограничавање индивидуалних доза и ризика.

Ограничавање доза обезбеђује јасно дефинсану вредност доза за појединце како би се спречила прекомерна штета услед укупног излагања из свих релевантних пракси при нормалним радним условима. Јасно је, да док су принципи оптимизације заштите испуњени, неће бити прекорачења граничних вредности доза зрачења. Препоручене граничне вредности приказане су у Табели 2.1 [13]. У пракси, ове вредности су довољно високе да осигурају изостанак детерминистичких ефеката за сва ткива и органе, изузев очног сочива и коже, за које су дефинисане посебне граничне вредности.

За жене у трудноћи (а које имају статус професионално изложеног лица) примењују се граничне вредности за становништво током периода трудноће.

Табела 2.1 - Границе доза за професионално изложена лица и становништво услед планираних излагања јонизујућем зрачењу.

	Професионално изложена лица	Становништво
Ефективна доза	20* mSv	1 mSv
Еквивалента доза за:		
1) очно сочиво	20 mSv	15 mSv
2) кожу	500 mSv	50 mSv
3) екстремитете	500 mSv	/

*100 mSv у периоду од 5 узастопних година (усредњено на 20 mSv по једној години), при чему ни у једној години ефективна доза не сме прећи више од 50 mSv.

2.2 Индивидуални мониторинг изложених радника

Циљ индивидуалног мониторинга и процене дозе јесте да обезбеди информације о излагању изложених радника и да потврду о правилности радних процедура и усаглашености са регулаторним захтевима. Захтев за индивидуалним мониторингом дефинисан је у параграфу 3.100 стандарда GSR Part3 [47] и у случају примене извора зрачења у медицини овим су обухваћени: радиолози, други лекари који користе флуороскопију (кардиолози, гастроентеролози, ортопедски хирурзи и др.), медицински физичари, биомедицински и клинички инжењери, радиолошки техничари, медицинске сестре и лица одговорна за заштиту од зрачења.

Мониторинг не представљају само чиста мерења већ и анализу, процену и извештавање о излагању зрачењу, што може пружити информације о потребним корективним мерама. Улога индивидуалног мониторинга није смањење доза, већ смањење доза представља резултат предузетих акција на основу резултата програма индивидуалног мониторинга [38]. Индивидуални мониторинг се спроводи употребом различитих врста дозиметара као што су филм дозиметри, оптички и термолуминесцентни дозиметри [61]. Могу се користити и електронски дозиметри са тренутним читавањем (али се мора водити рачуна о њиховом раду у импулсним пољима X-зрачења). Сви дозиметри који се користе у оквиру индивидуалног мониторинга морају бити калибрисани у стандардним дозиметријским лабораторијама (са потврдом о следљивошћу) [62, 63].

Период ношења дозиметра прописан је од стране регулаторног тела (Законом и подзаконским актима [51 – 54]) и типично износи од једног до три месеца. Месечно читавање дозиметара се обично приписује радницима код којих постоји могућност већег излагања зрачењу као што су интервентне процедуре у медицини. Дужи период читавања се

приписује праксама код којих је излагање зрачењу јако мало и где краћи период ношења може довести до немогућности читавања јер би доза била мања од детектабилне.

Операциона дозиметријска величина која се користи за индивидуални мониторинг је лични дозни еквивалент $H_p(d)$ (дефинисана у Поглављу 1). За мониторинг очног сочива користи се дубина продирања од 3 mm (у ознаци $H_p(3)$). Међутим, у пракси употреба $H_p(3)$ није широко имплементирана. Стога се, у ситуацијама када је то потребно (као што су интервентне процедуре) могу користити $H_p(0.07)$ и $H_p(10)$ као адекватан замена за процену дозе за очно сочиво [64].

Постоје три применљиве граничне вредности доза за одобрење у дијагностичкој радиологији и интервентним процедурама: гранична вредност ефективне дозе и граничне вредности еквивалентне дозе за екстремитете и кожу и за очно сочиво. Дозиметар који радник носи може се користити за процену једне или више величина (којима се проверава прекорачење граничних вредности) и у зависности од посла који радник обавља постоји одговарајућа позиција на телу за ношење дозиметра. У интервентним процедурама могуће је да радник носи и два дозиметра, један позициониран испод заштитне кецеље и један преко заштитне кецеље. У зависности од тога да ли радник носи један или два дозиметра постоје препоруке како се у тим случајевима врши процена ефективне дозе [49, 65 – 67].

Додатни електронски дозиметар са тренутним читавањем (адекватно еталониран) се може такође користити у интервентним процедурама јер радницима могу дати тренутну информацију о кумулативној дози и јачини дозе (уз могућност звучног аларма), а могу се користити и за оптимизацију заштите од зрачења [62] али не као дозиметрији кома с епрати историја професионалног излагања појединца.

Дозе за раднике могу бити процењене и на основу резултата мониторинга радне средине (детаљније у Одељку 2.4) мерењем амбијенталног дозног еквивалента $H^*(10)$ и употребом конверзионих коефицијената за различите врсте зрачења и енергије (конверзионих коефицијенти за фотоне су у већини случајева блиски јединици, осим код нискоенергетских фотона као што је расејано зрачење у мамографији) [63].

2.3 Термолуминесцентни дозиметри

Термолуминесцентни дозиметрији (ТЛ дозиметри) јесу начпћа опција у индивидуалном мониторинг пасивним дозиметрима. Поред ТЛ дозиметера, користе се дозиметри на бази оптички стимулисане луминесценције (ОСЛ) или филм дозиметри.

Примена термолуминесцентних дозиметара има неколико карактеристика које су погодне за примене у индивидуалном мониторингу. Ово је резултовало њиховом широком применом током година услед развоја на пољу материјала за термолуминесценте дозиметре и на изради софистицираних инструмената за њихово читавање (што је потврђено многим међународним интеркомпарацијама [68, 69]).

Велики број полупроводничких материјала испољава феномен термолуминесценције, који се може искористити за потребе дозиметрије. Овај процес се одвија у две етапе: прва етапа је побуђивање равнотежног ТЛ материјала у метастабилно стање озрачивањем, а друга етапа је примена енергије (загревањем) релаксирање из метастабилног стања у равнотежно.

У овом моделу, енергије електрона нису локализоване, а узан енергетски процес између валентне и проводне зоне је испуњен центрима за заробљавање који потичу од примеса у материјалу. Озрачивањем настају слободни електрони који имају довољно енергије да пређу енергетски процес и стигну у проводну зону, уз могућност да неки електрони буду заробљени у центрима за заробљавање. Каснијим додавањем енергије материјалу, заробљени електрони (који имају довољно енергије) могу напустити центар за заробљавање било да наставе пут ка проводној зони било да се врате у валентну зону. Ово резултује емисијом светлости, чији ја количина директно везана дози зрачења коју је иницијално примио материјал. Однос између количине светлости емитоване током читавања и измерене величине је одређена калибрацијом.

Стабилност заробљених електрона веома зависи од енергетског нивоа (дубине) центра за заробљавање. Плитки центри за заробљавање захтевају мало енергије за ослобађање електрона и термално су нестабилне (што проузрокује опадање сигнала при собној температури). Центри за заробљавање са високим енергијама (и потребним високим температурама за ослобађање) су стога пожељније, ради обезбеђивања стабилног сигнала.

Код типичног ТЛД читача, дозиметри су поређани у шаржер и директно бивају загрејани електричном струјом. Температура се мери помоћу термопара који је заварен за шаржер. ТЛ сигнал се детектује помоћу фотомултипликаторске цеви. Сигнал са фотомултипликаторске цеви приказан у зависности од температуре се назива кривом исијавања. Облик ове криве зависи од типа и количина примеса и дефеката у кристалној структури материјала, као и од термалне историје и третмана материјала. Површина испод криве се користи за мерења дозе. Ако примењена температура има линеаран раст, на ТЛ сигналу јавиће се различити пикови који одговарају карактеристичним температурама центара за заробљавање. Код типичне криву исијавања за LiF:Mg,Cu,P , поред пикова на ниским температурама, главни пик применљив за дозиметријска мерења је онај који се јавља на температури од 210°C .

Циклус читавања ТЛ дозиметра се може поделити у презагревање, интеграцију сигнала и жарење (и овај процес је посебно оптимизован за сваки тип ТЛ дозиметра). Током презагревања, дозиметар се држи на константној температури (која је довољна да елиминисе све нискотемпературне сигнале) неколико секунди. Након тога, температура се подиже на максималну вредност и током овог периода врши се интеграљење сигнала ТЛ дозиметра. На крају, дозиметар се жари у наменској пећници како би се уклонили сви заостали сигнали и тиме је дозиметар поново подешен на нулту вредност. Параметри читавања зависе од материјала ТЛ дозиметра и обезбеђивање добре поновљивост је битно за добијање прецизних резултата користећи исти читач за калибрацију и мерења.

Различити материјали су произвођени и испитивани за примену као ТЛ дозиметри, али се само неколико користи за рутинску примену у индивидуалном мониторингу. Најкоришћенији материјали су литијум флуорид (LiF:Mg,Ti - TLD100 или LiF:Mg,Cu,P - GR200, TLD100H, MCP-N) и литијум борат ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Mn}$). Материјал LiF:Mg,Cu,P се све више користи у односу на LiF:Mg,Ti због веће осетљивости и мање подложности губљења сигнала. Захваљујући њиховом ниском ефективном атомском броју (7.3 – 8.3) ови материјали испољавају одзив на енергетску зависност која се разликује за мање од 20% од одзива меког ткива. Ово елиминисе потребу за коришћењем компнезационих филтара и омогућава једноставнији дизајн дозиметара за мерења $H_p(10)$ и $H_p(0.07)$. Ипак, ТЛ дозиметри имају лош одзив када се користе за мерења фотона чије су енергије испод 20 keV [70].

Термолуминесцентни дозиметри са материјалима који имају већи ефективни атомски број (10.2 – 16.3) се такође могу користити захваљујући њиховој великој осетљивости као на пример калцијум флуорид (CaF_2), калцијум сулфат ($\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ or $\text{CaSO}_4\text{:Tm}$) и алуминијум оксид (Al_2O_3). Дозиметри са овим материјалима у себи садрже и неколико филтера и опонашају карактеристике филм дозиметара (дају широку индикацију енергије зрачења што даје пораст примљеној дози).

Супротно одзиву филм дозиметара, одзив термолуминесцентних дозиметара варира скоро линеарно са дозом у широком опсегу вредности доза, све до 2 Sv (и до 5 Sv за LiF чак и више за $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$). Понашање LiF је изнад линеарног за дозе изнад неколико сиверта и улази у засићење при дозама од неколико хиљада сиверта. Модерни системи са термолуминесцентним дозиметрима су у стању да мере дозе испод 10 μSv (са задовољавајућом тачношћу)

2.4 Мониторинг радне средине

Захтеви и одговорности везани за мониторинг радне средине дефинисани су у параграфима 3.96–3.98 стандарда GSR Part 3 [47]. Мониторинг радне средине обухвата мерења обављена у радној околини као и интерпретацију резултата мерења. Користи се за неколико намена: рутински мониторинг, специјални мониторинг (за специфичне прилике, активности или задатке) и потврдни мониторинг (за проверу претпоставки везаних за услове излагања). Може се користити и за потврду доза радника чија пракса предвиђа ниска излагања зрачењу [62].

Фреквенција рутинског мониторинга радне средине зависи од фактора задржавања особља и очекиваних промена у радијационом окружењу:

1. Рутински мониторинг се спроводи повремено (провере ради) уколико нема очекиваних значајних измена у заштити од зрачења или радној пракси;
2. Периодичне провере унапред утврђених локација спроводе се уколико се очекују промене у пољу зрачења али се не очекују да буду брзе или тешке, чиме се обезбеђује довољно и благовремено упозорење;
3. Континуални мониторинг се спроводи уколико се очекује изненадно повећање у излагању зрачењу које резултује значајном увећању дозе коју прима радник;
4. Континуални мониторинг се спроводи на свим репрезентативним местима у радној средини уколико се на основу ових резултата врши процена индивидуалних доза.

Пажљиво се мора размотрити одабир локација за мониторинг радне средине. Одабране локације морају бити репрезентативне у смислу задржавања радника (и становништва) што је одређено на основу њихових радних активности. Мониторинг радне средине се користи за карактеризацију радног места ради одређивања потреба за ограничавањем кретања радника на посматраном радном месту. Приликом ове процене сматра се (конзервативно) да радник проводи сво радно време на датој локацији, где је јачина дозе највећа. Ако се пак мониторинг радне средине користи за процену дозе, потребно је узети у разматрање реалистичније податке о времену задржавања. У радним окружењима где се дозе могу значајно мењати у времену, треба водити евиденцију о времену задржавања радника, како би се ти подаци могли користити са релевантним јачинама доза ради процене излагања [71].

Мониторинг радне средине се спроводи и у дијагностичкој и интервентној радиологији како би се утврдио ниво зрачења у свим радним просторијама (где се обавља радијациона делатност) као и просторијама које их окружују и како би се проценила заштита од зрачења радника. Мониторинг радне средине у просторијама које окружују простор у коме се обавља примена извора зрачења у медицини треба спроводити:

1. По завршетку конструкцијских радова везаних за заштиту од зрачења и пре прве клиничке употребе простора;
2. При комисији нове или значајно обновљене опреме;
3. Када је инсталиран или значајно унапређен оперативни програм уређаја;
4. Након уведене нове технике примене извора зрачења;
5. Након сервиса опреме који би могао имати утицај на формирање зрачења.

Ако се користе одговарајуће дизајнирани и еталнорани дозиметри чије особине и начин еталонирања морају одговарати условима у радној средини, величине измерене на радном месту, заједно са одговарајућим подацима о задржавању, могу пружити основу за адекватну процену ефективне дозе коју је примио радник или еквивалентне дозе у ткивима и органима радника.

Инструмент који се користи за мониторинг радне средине треба обично да имају индикацију изражену као јачина дозног еквивалента (понекад и приказ интегралне дозе као и времена преосталог за боравак до прекорачења граничне вредности). Ови инструменти

морају бити еталонирани у величини амбијентални дозни еквивалент $H^*(10)$ (изражена кроз јединицу сиверт (Sv) и њене умношке) у одговарајућим сноповима X-зрачења (са обезбеђеном следљивошћу до стандардне дозиметријске лабораторије) [72]. Најчешће се користе јонизационе коморе и неки посебно направљени полупроводнички детектори (способни да мере расејано зрачење).

Иако је могуће користити мониторинг радне средине на одговарајућим локацијама за процену дозе за очно сочиво, нема тренутно доступних инструмената за мониторинг радне средине за мерење дирекционог дозног еквивалента $H'(3, \Omega)$, те је стога потребно посебно обратити пажњу на одабир алтернативних инструмената (иста разматрања као и за мерења личног дозног еквивалента $H_p(3)$).

Лични дозиметри се у принципу не могу користити за мониторинг радне средине јер су величине које мере другачије. Величина дозни еквивалент која се користи за мониторинг радне средине је дефинисана у ваздуху и конверзиони коефицијенти керме у ваздуху не зависе од упадног угла зрачења. Величина која се користи за индивидуални мониторинг дефинисана је у фантомима где конверзиони коефицијенти исказују знатну зависност од упадног угла зрачења, нарочито при ниским енергијама (параграф 7.94 и 7.95 из [62])

2.5 Јонизационе коморе

Метод детекције јонизујућих зрачења помоћу јонизационе коморе, као и других гасних детектора, заснован је на проласку честице кроз гас којим је активна запремина детектора испуњена [61, 73 – 76]. Основни видови интеракције зрачења са гасом су јонизација и побуђивање молекула, односно атома у случају племенитог гаса. Позитивни јон и слободни електрон, настали јонизацијом неутралног молекула гаса, чине јонски пар. Јонски пар представља елементарни састојак електричног сигнала који јонизациона комора формира као одзив на квант јонизујућег зрачења. Јони могу настати директном интеракцијом са упадним зрачењем или интеракцијом са секундарним електронима (делта зрацима) којима упадно зрачење преда део енергије. Независно од механизма рада детектора, за детекцију је значајан укупан број јонских парова насталих дуж путање зрачења.

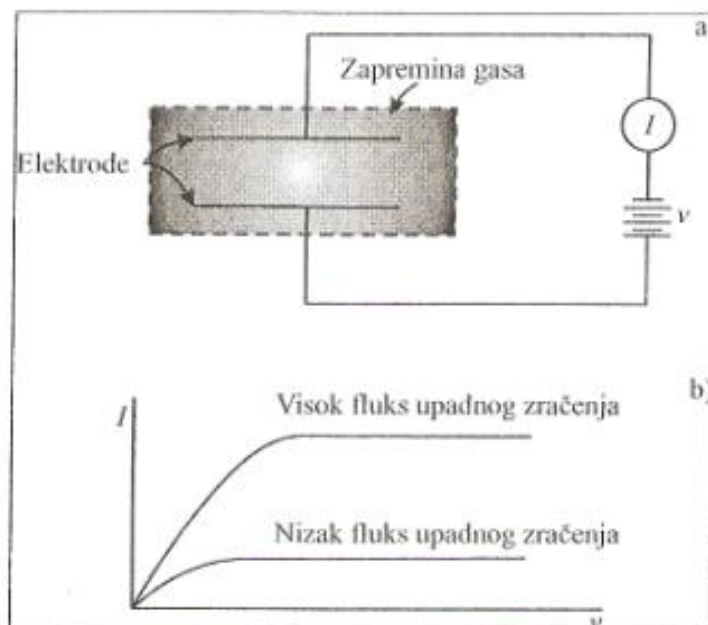
У већини гасова који се примењују за детекцију јонизујућег зрачења, енергија јонизације најслабије везаног електрона у атому или молекулу је између 10 и 20 eV. Због постојања других механизма, поред јонизације, путем којих честица може да губи енергију у гасу (на пример, побуђивање електрона на виши ниво), средња енергија коју честица утроши по једном јонском пару (W) већа је од енергије јонизације. Енергија W незнатно се мења у зависности од гаса којим је детектор испуњен, врсте зрачења и његове енергије. За велики број гасова W има вредност у опсегу од 30 до 35 eV. Претпостављајући да је W константна за одређену врсту зрачења, енергија коју зрачење преда гасу детектора пропорционална је броју створених јонских парова. Позитивни јони и слободни електрони, као и молекули чијом јонизацијом настају, у сталном су термичком кретању, услед чега имају тенденцију да дифузијом прелазе из области више у област ниже концентрације.

У гасу детектора, поред интеракције упадног зрачења са молекулима гаса, одвија се више врста судара, од којих је неколико од посебног значаја. До судара са преносом наелектрисања долази између позитивних јона и неутралних молекула гаса. У овим сударима један електрон прелази са неутралног молекула на јон, чиме они мењају улоге. Судари са преносом наелектрисања нарочито су битни у смешама више гасова, у којим постоји тенденција да се позитивно наелектрисање пренесе на молекул гаса са најмањом енергијом јонизације, уз ослобађање енергије. Слободни електрон из насталог јонског пара такође доживљава многобројне сударе. У неким гасовима, као што је кисеоник, долази до стварања негативних јона везивањем слободног електрона за неутрални молекул гаса. Са становишта сакупљања насталог наелектрисања, овај процес може се третирати као "претварање" електрона у негативни јон. Судари позитивних јона и слободних електрона могу довести до рекомбинације, при чему се електрон везује за позитивни јон и враћа га у стање

електронеутралности. Рекомбинацијом се губи наелектрисање које носи јонски пар и оно више не доприноси формирању сигнала детектора. Рекомбинација је такође могућа при судару позитивног и негативног јона, при чему електрон прелази са негативног на позитиван јон и оба јона се неутралишу. У гасовима у којима је стварање негативних јона везивањем слободног електрона изражено, готово целокупна рекомбинација одвија се између позитивних и негативних јона.

Када се у гасу у ком се налазе јони и електрони успостави електрично поље, кретање наелектрисања одређено је суперпозицијом случајног термичког кретања и дрефта услед дејства електричног поља. Дрифт позитивних јона има смер линија сила електричног поља, док слободни електрони и негативни јони дрефтују у супротном смеру. За уобичајене димензије детектора, при уобичајеној брзини дрефта јона од око 1 m/s, време сакупљања јона је ~ 10 ms. Захваљујући малој маси, електрони достижу велика убрзања између интеракција са молекулима гаса и њихова покретљивост је око 1000 пута већа од покретљивости јона. Време сакупљања електрона је ~ 1 μ s. Дрифт позитивног и негативног наелектрисања у присуству електричног поља образује струју. Ако се посматра мала запремина гаса изложена константном флуксу јонизујућег зрачења, број створених јонских парова у јединици времена унутар ове запремине је константан. Брзина стварања јонских парова у равнотежи је са брзином њиховог нестајања и напуштања посматране мале запремине, путем рекомбинације, дифузије и дрефтовског кретања. Под претпоставком да је рекомбинација занемарљива и да се целокупно створено наелектрисање успешно сакупља, константна струја која се образује је мера броја створених јонских парова у јединици времена. Мерење ове једносмерне струје јонизације чини основ струјног режима рада јонизационе коморе.

Схематски приказ јонизационе коморе дат је на Слици 3.1а). Гас се налази унутар запремине у којој се ствара електрично поље применом спољашњег напона. У равнотежи, струја у спољашњем струјном колу једнака је струји јонизације која се сакупља помоћу електрода. У тим условима, амперметар велике осетљивости у спољашњем колу показује вредност струје јонизације.



Слика 3.1. а) шематски приказ јонизационе коморе, б) струјно-напонска карактеристика типичне јонизационе коморе[73]

У одсуству спољашњег електричног поља, вредност струје јонизације је нула, јер електрони и јони настали дејством јонизујућег зрачења нестају, путем рекомбинације или дифузије из активне запремине. Применом већег спољашњег напона, брзина дрифта електрона и јона ка одговарајућим електродама расте, услед чега равнотежна концентрација позитивних јона у гасу опада, што смањује рекомбинацију. Са повећањем примењеног напона, мањи део створеног наелектрисања се губи и измерена струја расте. При довољно великој вредности напона, рекомбинација опада на занемарљив ниво и сво наелектрисање створено јонизацијом постаје део струје јонизације. Даље повећање напона не може да доведе до пораста струје, јер се сво наелектрисање већ сакупља, а брзина његовог настајања је константна. Јонизациона комора је тада у стању засићености, у ком се уобичајено користи. Струја која се мери у спољашњем колу у овим условима, једнака је укупном броју јонских парова насталих у јединици времена у активној запремини коморе. Струјно-напонска карактеристика типичне јонизационе коморе дата је на Слици 3.16).

Већи флукс упадног зрачења захтева већу вредност примењеног напона, да би се постигло засићење јонизационе коморе.

Концентрација позитивних јона највећа је у близини катоде ка којој дрифтују, док је концентрација негативног наелектрисања највећа у близини аноде. Смер дифузионог кретања честица у оваквим условима супротан је од смера дрифта под дејством електричног поља, што може довести до смањења струје јонизације испод засићене вредности. Дифузионе губитке могуће је учинити занемарљивим, применом довољно великог спољашњег напона.

Јонизациона комора може да ради у два режима рада: струјном и импулсном режиму.

Када се јонизациона комора користи у струјном режиму, негативно наелектрисање могуће је сакупљати било у виду слободних електрона, било негативних јона насталих везивањем електрона. Иако је рекомбинација израженија када се образују негативни јони, дифузиони губици су у том случају мањи. Ваздух, у ком је стварање негативних јона веома изражено, најчешће се појављује као пуњење јонизационих комора. Коморе намењене мерењу експозиције γ - зрачења морају бити пуњене ваздухом. Гасови веће густине, као што је аргон, користе се за постизање веће специфичне јонизације у активној запремини. Притисак гаса у комори је најчешће 10^5 Pa, тј. близак је атмосферском мада се виши притисци некад примењују да би се остварила већа осетљивост.

У многим применама јонизационе коморе се користе у импулсном режиму. У одсуству зрачења, цео примењен напон V јавља се на самој комори. Када квант јонизујућег зрачења (честица или фотон) прође кроз гас, настали јонски парови дрифтују под дејством електричног поља, смањујући напон између електрода коморе испод вредности V , што доводи до појаве напонског сигнала на излазу еквивалентног спољашњег RC кола. Када сва наелектрисања у гасу буду сакупљена на два електродама, излазни напон RC кола достиже максималну вредност. Потом следи повратак у стање равнотеже, одређен временском константом спољашњег кола. Током овог периода, излазни напон поступно опада до нуле, а напон на комори враћа се на почетну вредност V .

3. Интервентна кардиологија и радиологија

Флуороскопија је техника медицинског сликања која се користи за визуелизацију кретања унутрашњих течности, структура и уређаја. Током флуороскопског прегледа, оператер контролише активирање рендгенске цеви ради прегледа пацијента у реалном времену [77].

Флуороскопија је еволуирала од најједноставнијих неинвазивних метода снимања до врло софистициране технологије са напредним 3Д могућностима, која је способна да управља интервентним поступцима који спасавају животе без великих нелагодности и потенцијалних компликација за пацијената. Многе од ових минимално инвазивних флуороскопски вођених процедура замениле су високо инвазивне отворене хируршке захвате. Напретком технологије омогућен је приказ све мањих крвних судова и суптилнијих разлика у атенуационим особинама ткива (контраст) реалном времену.

У току 2008. године, према подацима објављеним у [1], у свету је обављено око 17 милиона интервентних процедура што је резултовало колективном ефективном дозом од близу 130 хиљада човек-Sv. У Европи пораст у број процедура износи око 12% годишње, са више од 400 различитих интервентних процедура [78].

3.1 Рендген-апарат за интервентне процедуре

Током година, развијено је неколико конфигурација флуороскопских уређаја а у циљу прилагођавања перформанси потребама специфичних интервентних процедура, као што су конфигурације са рендгенском цеви испод или изнад носача пацијента или стационарним или покретним С-луком.

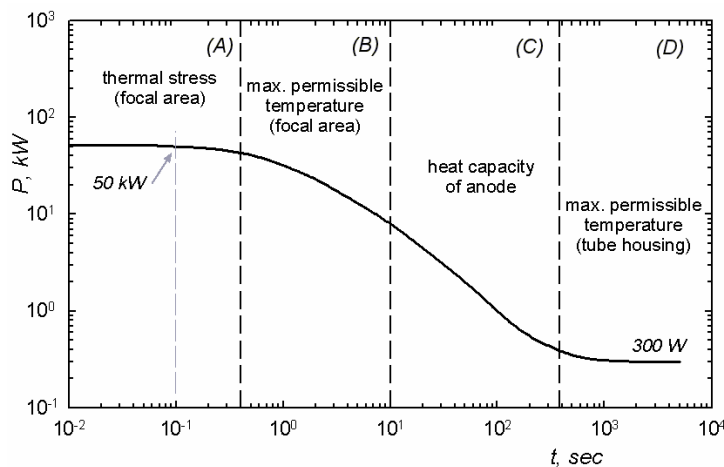


Слика 3.1 – Рендген апарат за интервентне процедуре

Код стационарног рендген-апарата са С-луком (слика 3.1), извор зрачења и пријемник слике фиксирани су на супротним крајевима С-лука. Носачи С-лука омогућавају његово ротирање око пацијента у свим правцима. У склопу овог система налази се и пливајући носач пацијента, ради лакшег позиционирања током процедура. Потребе за бољом временском резолуцијом, посебно у интервенној кардиологији, довеле су до развоја система са два С-лука (*biplane*). *Biplane* системи се користе примарно током наменских кардиолошких или

неуролошких процедура. Користећи два одвојена система за приказ слике, могуће је пратити фронталну и латералну пројекцију пацијента без уношења кашњења током померања једног носача лука. Такође, *biplane* системи омогућавају снимање у две пројекције током једне апликације контрастног материјала (јод) што је нарочито важно код педијатријских пацијената. Најновији системи имају могућност 3Д снимања, који се постиже ротирањем С-лука око пацијента и томографском реконструкцијом у којој се добија волуметријски сет слика (познато и као 3Д ротациона ангиографија).

Као извор зрачења користи се рендгенска цев. Због природе интервентних процедура постоји неколико конструкционих измена у односу на конвенционалну рендгеску цев. Топлотни капацитет цеви и провођење топлоте имају значајну важност због дугих времена експозиција у интервентним процедурама (слика 3.2). Топлотни капацитет представља енергију сакупљену у диску аноде када је анода постигла највећу дозвољену температуру и зависи од специфичне топлоте и масе материјала аноде. Мењање физичких димензија аноде може побољшати топлотни капацитет уз ограничење у раду ротирајућих делова, те се ово побољшање обезбеђује додавањем омотача аноде материјалима са високим специфичним топлотама (на пример графит). Максимално дозвољено оптерећење (при дугим континуалним експозицијама) одређено је одвођењем топлоте са аноде. Највећа количина топлоте се апсорбује стаклу рендгенске цеви и уљу за хлађење, али се код модерних цеви то може поспешити и дизајном лежајева где се куглични лежајеви мењају лежајевиам са спиралним усецима или чак директним излагањем задње стране аноде уљу за хлађење. Поред ових карактеристика, одабир генератора високог напона такође има битну улогу јер се тиме омогућује импулсни режим рада. Старије генерације генератора нису у могућности да произведу потребно кратке импулсе за разлику од новијих као што је високофреквентни генератор. Код модерних флуороскопских апарата, постоји могућност и аутоматског убацивања додатне филтрације (у виду алуминијума и бакра) у зависности од процедуре .

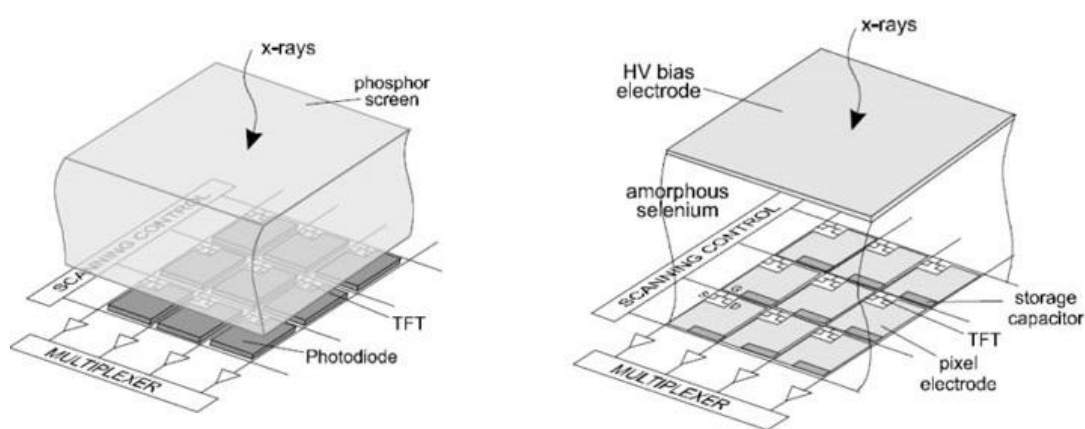


Слика 3.2 – Топлотни капацитет и провођење топлоте рендгенске цеви [38]

Две врсте пријемника слика део су модерних флуороскопских система за интервентне процедуре: електронски појачивач слике и дигитални детектор [79, 80]. Појачивач слике је велика вакуумска цев која прихвата зрачење које прође кроз пацијента и претвара га у светлосну слику одговарајуће осветљености како би могла бити приказана на ТВ камери. По проласку кроз закривљену улазну површину појачивача слике, зрачење интерагује са слојем фосфора где се део енергије упадног зрачења претвара у светлост. Светлост из фосфора је потом апсорбована у фотокатоде што резултује емисијом електрона, који бивају убрзани високим напонем између улазне катодне појачивача слике и излазног фосфора. Сет електрода се користи за фокусирање и усмеравање електрона ка излазном фосфору. Након проласка

кроз систем сочива, ТВ камера прихвата светлосну слику и конвертује светлосну форму у серију електричних сигнала који се могу приказати на телевизијском екрану.

Дигитални детектори се деле у две групе на основу принципа рада и то на детекторе са индиректном и директном конверзијом (слика 3.3). Код детектора са индиректном конверзијом, енергија X-зрачења се претвара у светлост и потом у електрични сигнал. Појединачни елемент детектора се састоји од сцинтилационог слоја, испод којег се налази фотодиода која прихвата светлосни сигнал. Фотодиода претвара светлосни сигнал у електрични који бива прихваћен низом ТФ транзистора који су позиционирани испод фотодиоде. Код детектора са директном конверзијом, за апсорпцију X-зрачења користи се слој фотопроводног материјала (аморфни селенијум) који је директно повезан са активном матрицом кондензатора за сакупљање и TFT прекидача. Током аквизиције слике, енергија фотона се директно претвара у носиоце наелектрисања (електроне и шупљине) који се под дејством примењеног напона крећу ка електродама. TF транзистори сакупљају наелектрисање и претварају га у дигитални сигнал.



Слика 3.3 – Индиректни и директни дигитални детектори [80]

Рендген-апарати за интервентне процедуре са С-луком раде у два режима: континуална и импулсна флуороскопија. Континуална скопија представља основни метод рада, где је сноп X-зрачења стално активан са приказом од 25 или 30 слика у секунди. Применом импулсне флуороскопије могуће је остварити неколико погодности: 1) мања доза зрачења смањењем броја импулса у секунди, 2) побољшање квалитета слике смањењем замућења услед кретања и 3) смањење оптерећења рендгенске цеви.

3.2 Процедуре у интервентној кардиологији и радиологији

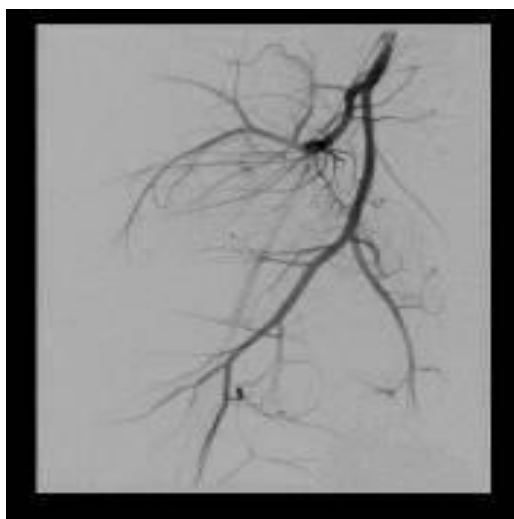
Интервентна процедура је нехируршки третман који се користи за отварање сужених коронарних артерија како би се побољшао проток крви у срцу. Интервентни поступак се може извести током дијагностичке срчане катетеризације када се идентификује блокада или се може заказати након што је катетеризација потврдила присуство болести коронарне артерије.

Почетком 1940-их, Андре Куранд (*André Frédéric Cournand*), у сарадњи са Дикинсом Ричардсом (*Dickinson W. Richards*), извршио је систематичније мерење хемодинамике срца. За свој рад у откривању срчане катетеризације и хемодинамских мерења, Куранд, Форсман (*Werner Forssmann*) и Ричардс су поделили Нобелову награду за физиологију или медицину 1956. године [81]. До педесетих година, пласирање катетера у артеријски или венски систем било је засновано на процедури "одсецања" у којој су мека ткива били уклоњена са пута све док се артерија или вена не директно визуализују и касније пробијају катетер (што је познато као техника Сонеса). Перкутани приступ који се данас широко користи развио је радиолог Свен-Ивар Селдингер (*Sven Ivar Seldinger*) 1953. године [82]. Ова метода је у почетку коришћена за визуализацију периферних артерија. Перкутани приступ артерији или вени је још увек познат као техника Селдингер. Крајем шездесетих година, Мелвин Јудкинс (*Melvin*

Judkins) је започео рад на стварању катетера који су посебно обликовани да дођу до коронарних артерија како би извршили селективну коронарну ангиографију. Његов пионирски рад укључивао је обликовање жилавих к и упоређивање тих облика са радиографијом асцендентне аорте како би се утврдило да ли је изглед жице обећавајући. Затим би поставио круту жицу унутар флексибилног катетера и користио метод фиксирања топлоте за трајно обликовање катетера. У првом коришћењу ових катетера код људи, сваки катетер је био посебно обликован да одговара величини и облику аорте субјекта. Његов рад је документован 1967 [83, 84]. године, а до 1968. катетери Јудкинс су произведени у ограниченом броју фиксних облика. Катетри у овим облицима носе његово име и још увек, се користе и данас за селективну коронарну ангиографију.

На темељу рада Чарлса Дотера (*Charles Theodore Dotter*) и Мелвина Јудкинса и његовог сопственог истраживања у вези са катетрима са балонским врхом, Андреас Грунтциг (*Andreas Gruentzig*) је 16. септембра 1977. извршио прву успешну перкутану транслуминалну коронарну ангиопластику (познату као РТСА или перкутана коронарна интервенција (PCI)) на Универзитетској болници у Цириху [85].

Ангиографија или артериографија је техника медицинског сликања која се користи за визуелизацију унутрашњих или луменских крвних судова и органа тела, са посебним интересовањем за артерије, вене и срчне коморе. Ово се традиционално врши убризгавањем контрастног средства у крвни суд и сликањем помоћу техника базираних на рендгенским сликама као што је флуороскопија. Техника је први пут развијена 1927. године од стране португалског лекара и неуролога Егаса Мониза (*António Egas Moniz*) за пружање контрастне ангиографије церебралне жлезде како би се дијагностиковало неколико врста нервних болести, као што су тумори, болести артерија и артериовенске малформације [86]. Са увођењем Селдингерове технике 1953. године, процедура је постала знатно сигурнија будући да се штри уводни уређаји нису задржавали унутар васкуларног лумена. У зависности од врсте ангиограма, приступ крвним судовима се најчешће одвија преко феморалне артерије, како би се визуализовала лева страна срца и артеријски систем или југуларне или феморалне вене, како би се визуализовала десна страна срца и венски систем. Користећи систем жица за вођење и катетера, одређена врста контрастног средства (која се појављује апсорбовањем рендгенских зрака) се додаје крви како би се видела на радиолошким сликама.



Слика 3.4 – Слика добијена дигиталном суптракционом ангиографијом [38]

За све структуре осим срца, слике (слика 3.4) се обично добијају помоћу технике која се зове дигитална супстракциона ангиографија (*DSA, Digital Subtraction Angiography*) [87,

88]. Сlike у овом случају се обично добијају са 2/3 кадра у секунди, што дозвољава интервентном радиологу да процени проток крви кроз крвне судове. Ова техника "одузима" кости и друге органе тако да се могу видети само крвни судови испуњени контрастним средством. Сlike срца се снимају са 15-30 слика у секунди, и не користе технику одузимања (јер DSA захтева од пацијента апсолутно мировање). Обе ове технике омогућавају интервентном радиологу или кардиологу да види стенозу (блокаде или сужавање) унутар крвног суда која може инхибирати проток крви и узроковати бол.

Интервентне процедуре се могу груписати као опште радиолошке, кардиолошке и неуро процедуре [89]. Перкутана коронарна интервенција (PCI) се користи за отварање артерија које су сужене атеросклерозом. У овом поступку, катетер са издуваним балоном се уноси у крвни суд кроз рез (обично у нози или зглобу) и увлачи се до срца. Када стигне до жељене локације, балон се надувава чиме се талози гурају ка зиду артерије и побољшава се проток крви. Око 70% ових процедура такође укључује и постављање стентова (метални цилиндар малих димезија). У овом случају, стент је позициониран преко балона на катетеру и када се балон надува, стент се отвара и очвршћава зид артерије, а након неколико недеља ткиво зида артерије срасте са стентом. Комплексније кардиолошке процедуре обухватају и уградњу срчаног залистка и електрофизиологију (за лечење атријалних фибрилација). Савремене неуролошке процедуре обухватају третман напрслих или ненапрслих анеризама, емболизацију артеро-венских малформација и третман акутних хеморагичних и исхемичних шлогова.

Након успеха 1977. године, др. Грунцинг (*Andreas Gruentzig*) је извршио коронарне ангиопластије код 169 пацијената у Цириху. До средине осамдесетих година, више од 300.000 се вршило на годишњем нивоу. Број изведених процедура након успеха у 80-тим годинама прошлог века нагло расте. Према објављеним подацима Тогнија (*M. Togni*) [90] и Фолкнера (*K. Faulkner*) и Вердуха (*A. Werduch*) [91], у Европи је забележен тростуки пораст броја коронарних ангиографија као и петоструки пораст перкутаних коронарних интервенција (PCI) током 90-их година прошлог века, са проценом да је у току 2007 године обављено близу три милиона коронарних ангиографија, милион PCI процедура и уграђено је око 700 хиљада стентова. Сличан пораст забележен је у Северној Америци у истраживањима Ласкија (*W.K. Laskey*) [92] и Андерсона (*H.V. Anderson*) [93]. Пораст броја процедура забележен је и у другим земљама на шта указује истраживање Ченга (*T. Cheng*) [94] о порасту броја PCI процедура у Кини за око 40%. Резултати новијег истраживања [95] указују на дбоструко повећање радног оптерећења у периоду од 2004. до 2007. године, као и на значано повећање броја педијатријских процедура.

3.3 Заштита од зрачења у интервентним процедурама

Током интервентних процедура, зрачење којем је изложено особље потиче из два извора. Примарни извор јесте рендгенска цев, али постоји мали број ситуација у којој особље бива изложено примарном снопу. Други извор зрачења за особље је пацијент односно расејано зрачење које настаје приликом интракције примарног зрачења са телом пацијента и простире се у свим правцима. Ниво расејаног зрачења зависи од интензитета примарног зрачења односно смањење дозе за пацијента даје и нижу дозу за особље [38]. У општем случају показано је да је највећи интензитет расејаног зрачења на улазној површини пацијента [96 – 98].

У смислу заштите од зрачења у интервентним процедурама, од интереса је контрола дозе за цело тело али и доза за поједине органе и ткива, пре свега очно сочиво, кожу и екстремитете.

Смањење дозе зрачења за особље се може спровести применом техничких принципа заштите од зрачења (време, растојање и заштитна средства) на следећи начин:

1. Ограничити време током којег је особа изложена зрачењу;

2. Обезбедити да је растојање између особља и извора зрачења што је могуће веће (интензитет зрачења које потиче од тачкастог извора опада са квадратом растојања);
3. Употребом одговарајућих заштитних средстава (израђена од олова или еквивалентног материјала) (слика 3.5).

Употребом личних заштитних средстава (оловне кецеље, штитиник за врат, заштитне наочаре) као и применом колективних заштитних средстава (плафонски монтиран заштитни екран, оловне завесе монтиране на носач пацијента, покретни паравани постављени између особља и пацијента) може се смањити интензитет расејаног зрачења [10, 99-101]. Резултати истраживања [66; 102] показују да када се штитник за врат и заштитна кецеља користе заједно (у односу на само коришћење заштитне кецеље) ефективна доза за оператера може бити редукована и до 50%.

Табела 3.1 Ефикасност заштитних средстава [103]

Заштитно средство	Фактор за редукацију дозе									
	5	8-10	5-10	8	8-10	33	10			
Заштитне наочаре	5	8-10	5-10	8	8-10	33	10			
Плафонски заштитни екран	5,7	2,3	3	1,3-14	30	33	20	1,5-4	2-7	
Оловне завесице	5 - 25									
Заштитне наочаре и оловне завесице	25 - 143									

Плафонски монтирани заштитни екрани пружају значајну заштиту особља, при чему ефикасност заштите зависи од њиховог исправног позиционирања. Они пружају заштиту горњем делу тела, глави и очима, и користи се заједно са личним заштитним средствима. Уколико је плафонски монтиран заштитни параван позициониран што је могуће ближе пријемнику слике и пацијенту, благо нагнут од оператера, то је доза за очно сочиво мања [104; 105].

Код неких процедура није практично могуће користити плафонски монтиран заштитни параван, те се доза за очно сочиво редукује применом заштитних наочара [101]. Употребом заштитних наочара (нарочито оних са латералном заштитом), доза од расејаног зрачења се може значајно смањити [106]. Различите студије о дизајну и ергономији наочара [105, 107] показале су да наочаре које лоше пријањају уз лице оператера не пружају адекватну заштиту од зрачења за очно сочиво. Заштитне наочаре морају бити правилно позициониране на лицу оператера, како би предња и латерална заштита утицала на интензитет расејаног зрачења [108] јер је уочено да ваздушни зазор између наочара и очију може бити извор расејаног зрачења које стиже до очију [105, 109, 110]. Заштитне наочаре могу бити тешке и могу склизнути са лица чиме може настати проблем у раду у стерилисаном радном окружењу [66]. Фактор смањења доза се креће од 1,4 до 10 [110, 111]. Међутим, како би се остварио максимални ефекат заштите, треба водити рачуна и о позиционирању монитора за приказ слике у сали за интервентне процедуре. Положај монитора утиче на оријентацију главе оператера, односно на ефикасност фронталне и латералне заштите на заштитним наочарима.

Постоје ситуације када се руке особља могу наћи у примарном снопу X-зрачења. Иако би то значило потребу за применом заштитних рукавица, њихово ношење је заправо контрапродуктивно. Присуство заштитних рукавица у примарном снопу утиче на рад уређаја за аутоматску контролу експозиције (АЕС), што доводи до аутоматског повећања интензитета зрачења и генерисања веће количине расејаног зрачења. Тиме је емилинирана заштитна функција рукавица, а могу и утицати на вештину покрета руку особља.



Слика 3.5 – Лична заштитна средства (заштитне наочаре, штитник за врат и заштитна кецеља)

Додатни фактор који има директан утицај на излагање зрачењу током интервентних процедура јесте оријентација рендгенске цеви и пријемника слика (слика 3.6). Највеће излагање оператера је повезано са левом косом антериорном пројекцијом и кранијалним пројекцијама [112, 113]. Код ЛАО пројекције дозе за очно сочиво могу бити и до 3 – 7 пута веће него у РАО пројекцији. Када се рендгенска цев користи у геометрији изнад носача пацијента, дозе за особље могу бити увећане и за 2 до 27 пута [89]. Исто тако, при латералним пројекцијама, позиционирање са стране пријемника слике омогућава ниже дозе за особље. Заштитне завесе монтиране на носачу пацијента такође пружају додатну заштиту, обично доњем делу тела и ногама.

Због велике разлике у могућим излагањима особља током интервентних процедура, од пресудног значаја је да се индивидуални мониторинг спроводи континуално и на прави начин.

4. Актуелно стање у дозиметрији за очно сочиво у интервентним процедурама

У овом поглављу дате су основне чињенице у вези анатомије људског ока са становишта дозиметрије, преглед нивоа доза за очно сочиво у клиничкој пракси у контексту примене X-зрачења у интервентним процедурама, могуће опције за индивидуални мониторинг медицинског особља и анализа фактора који могу тицати на конолу дозе за очно сочиво.

4.1. Анатомија људског ока

Људско око је сложен орган који процесуира визуелне слике и преноси информације мозгу [114]. Мрежњача је део ока који је осетљив на светлост. Постоје две врсте фотосензитивних ћелија у мрежњачи: штапићи и чепасти. У овим фоторецепторима, кванти светлости се претварају у хемијску енергију чиме се производи импулс који се неуронима преноси до оптичког нерва. Сваки чепасти је повезан са оптичким нервом преко једног неурона, док се неколико штапића спаја у један неурон чиме се остварује веза са оптичким нервом. Стога је просторна оштрина чепасти већа него штапића док обрнуто важи за осетљивост на светлост [114].

Најоштрији вид се налази у фовеи, малој области мрежњаче где је густина чепасти највећа. При ноћном гледању, ниво осветљења је низак те само штапићи реагују на светлост. Штапићи нису осетљиви на боје те стога објекти изгледају сиво ноћу. Током дневног гледања активни су и чепасти и штапићи [114].

Јединствена биологија сочива је основа његове доминантне патологије (катаракте). Главна улога сочива је да преусмери долазну светлост на мрежњачу и необављање ове функције резултира нејасноћом. Током животног века сочива може доћи до грешке у расту и диференцијацији. Ове грешке се састоје од заробљавања ћелија унутар ограничавајуће капсуле. Такође, пошто сочиво зависи од прилично опсежног система ћелијске комуникације, неуспех у кортексу или деловима сочива на површини може резултовати пропадањем целог ткива. То може бити разлог евентуалне потпуне замрачености сочива од стране неколико физичких агенаса (укључујући јонизујуће зрачење), који имају примарни ефекат у епителу сочива [67].

Очно сочиво је један од радиосензитивнијих органа у људском телу body [13, 63] и катаракта индукована зрачењем је доказана код особља ангажованог у интервентним процедурама [67].

4.2 Катаракта и јонизујућа зрачења у медицини

Међу различитим категоријама изложених радника, професионална излагања у медицини убрајају се оне са највећим потенцијалним излагањем јонизујућим зрачењу када јеночно сочиво у питању. Евидентни су бројни докази о излагањима у интервентној кардиологији, радиологији, урологији, васкуларној хирургији или флуороскопији у компјутеризованој томографији [31, 39, 66, 112, 115-119].

Истраживање споредено са циљем да се утврди преваленца постсубкапиларне катаракте (PSC) код интервентних радиолога у вези са старошћу и годинама праксе [120], показало је да годишња проценена доза износи од 0.45 до 0.90 Sv. Приближно половина испитаника имала је ране знаке промена на очном сочиву [13]. Неколико сличних студија, реализованих у сарадњу са ИАЕА и професионалних удружња интервентних радиолога указале су да постоји веза између професионалних излагања и промена на очном сочиву [19, 20, 121, 122]. У три студије из обе групе, ретроспективна процена доза базирала се на информацији коју су доставили испитаници (интервентни кардиолози, радиолошки техничари и медицинске сестре-инструментарке) који раде у одељењима за интервенту кардиологију. PSC промене детектоване су код 38% кардиолога, 21% инструментарски и радиолошких техничара, у односу на 12% колико је детектовано у

контролној групи. Средња процењена кумулативна доза, без промене личних заштитних средстава, процењена је на 6 Sv за кардиологе и 1.5 Sv за помоћно особље [19, 20, 122]. Утврђена је и корелација између између професионалног излагања и детектабилних промена на постериорном делу очног сочива.

Слична студија, у којој је праћено више од 35000 радиолшких техничара током периода од 20 година [15], показала је да релативно мала кумулативна доза за целокупан радни а која износи до 60 mGy, може изазвати радијационе повреде и тицати на повећање ризика за развој катаракте. Резултати недвосмислено указују да вероватноћа за развој катаракте расте са порастом дозе, без јасно дефинисаног прага дозе, што је додатно наглашава потребу за проценом дозе за очно сочиво у клиничком окружењу.

4.3 Методе за процену дозе за очно сочиво у клиничкој пракси

Дозиметрија за очно сочиво тренутно није добро успостављена у пракси. Због тога су спроведене бројне студије како би се испитали различити аспекти дозиметрије за очно сочиво као што су развој нових наменских дозиметара и калибрационих процедура [15, 19, 103, 123, 124]. Такође, спроведене су и клиничке студије у којима је разматрана методологија процене доза за очно сочиво, испитана корелација дозе за очно сочиво и пацијентих дозиметријских величина и како урадити ретроспективну процену дозе за очно сочиво [24, 123].

Како је описано у поглављу 2, лични дозни еквивалент $H_p(3)$ је најприкладнија величина за мерење дозе за очно сочиво услед чињенице да је сочиво прекривено меким ткивом дебљине 3 mm [12]. Развој дозиметара за очно сочиво калибрисаних у величини $H_p(3)$ се заснива на примени термолуминесцентне таблете као пасивног дозиметра унутар неког материјала како би се одржала кохерентност са дефиницијом жељене физичке величине [12, 35-37]. Када наменски дозиметар није доступан, тада се $H_p(3)$ може проценити на основу измерених вредности $H_p(10)$ и $H_p(0.07)$ уз примену одговарајућих калибрационих фактора [6, 32, 37]. У овом случају неопходно је водити рачуна о начину примене заменских дозиметара јер лако може доћи до непрецизне процене услед могућих варијација конверзионих фактора [23].

Алтернативне методе за процену дозе за очно сочиво базирају се на показатељима дозе за пацијене, односно специфичним дозиметријским величинама које су мера изложености пацијената као што је производ керме и површине (KAP) при чему тачност процене зависи од квалитета информација и уведених претпоставки [24]. Потенцијална корелације између дозе за очно сочиво и производа керме и површине зависи од бројних фактора, између осталих, од оријентације снопа, колимације, радне технике и употребе личних и колективних заштитних средстава. Боље познавање локалних услова имплицира и тачнију процену дозе за очно сочиво. Поред показатеља дозе за пацијенте, за процену дозе за очно сочиво могу бити употребљене и „типичне“ вредности дозе за различите процедуре које су доступне у литератури [19, 24], поможене са реалним бројем спроведених процедура и кориговане за атенуацију услед примене личних и колективних заштитних средстава. Имајући у виду варјабилност доза и радних рутина, несигурност овакве процене може бити веома велика.

У идеалном случају, дозиметар за очно сочиво је типски исптан и еталониран у величини $H_p(3)$. Овај дозиметар је позициониран на глави, и то на страни коај је ближа извору расејаног зрачења. Како би у обзир било узета атенуација X-зрачења у заштитном материјалу, дозиметар је пожељно лоцирати иза заштитних наочара. Будући да ово често није практично могуће, то је алтернативна позиција на спољашњој страни заштитних наочара, када мора бити примањен одговарајући корекциони фактор.

Битно је нагласити да дозиметар не може бити позициониран тако да не утиче на визуелани капацитет лекара. Поред тога, са практичног становишта, рутинско ношење 3 или веше дозиметара није могуће у клиничком окружењу. Међутим, уколико су особине поља

зрачења познате, то је могуће проценити дозиметријску величину $H_p(3)$, на основу дозиметара калибрисаних у оперативним дозиметријским величинама $H_p(0.07)$ и $H_p(10)$ [125]. Оваква опција представља рауман баланс између тачности и практичности аранжмана у индивидуалном мониторингу.

Табела 4.1. Типичне вредности дозе за очно сочиво нромиране на вредност производа керме и површине у интервентној радиологији и кардиологији (прилагођено из публикације Цирај-Бјелац и сардници [24]).

Врста процедуре	$H_p(3)/KAP [\mu Sv/Gy\ cm^2]$	Напомена
Интервентна радиологија, различите процедуре, уз употребу заштитних средстава	1.19	25 процедура, фантом, различити режими аквизиције
Анестезиологија, различите процедуре	0.278-1.305	31 случај, симулаице
Гастроенетерологија, ERCP	0.98-1.4 (без заштите, цев испод пацијента) 14-21 (без заштите, цев изнад пацијента)	62 случаја
Интервентна кардиологија, различите процедуре	0.4-6.0	35 случајева
Интервентна кардиологија, први оператер	3.2'-3.4	Мултицентрична студија на фантомима

4.4 Актуелни подаци о нивоима доза за очно сочиво

Досадашње клиничке студије дале су важан допринос колективном знању о методама за процену доза за очно сочиво и нивоима тих процена. На жалост, постоји велике веријације азноликост како у дозиметријском приступу тако и у приказаним резултатима, пре свега у погледу дозиметријских величина и условима под којима је мерење обављено, те је поређење оваквих резултата често немогуће. Дозе за очно сочиво су процењене у различитим клиничким поставкама, користећи и мерења на фантомима (за добијање расејаног зрачења) и оператерима као и мерења на оператерима током разлитих процедура. Доступни подаци се углавном односе на првог оператера (лекара). Ове вредности се крећу у опсегу од неколико μSv до mSv , и у Табели 4.2 дат је приказ тишичних вредности доза за очно сочиво.

Вредности за незаштићено очно сочиво могу варираити и до фактора 250 за различите пројекције током флуороскопије [111] са публикованим вредностима дозе за очно сочиво по процедури од 0.1 до 1100 μSv [126]. У клиничким условима се користи више различитих режима аквизиције [127, 128] а вредности јачине дозе за очи оператера се крећу од 1 до 22 mSv/h (у режиму просветљавања) до 12 - 235 mSv/h (DSA). Ове чињенице представљају велики изазов за дозиметрију за очно сочиво.

У студији у којој су извршена мерења на седам уређаја за интервентне процедуре при различитим дебљинама фантома (16 – 28 cm) и различитим режимима рада уређаја (флуороскопија, цине режим, DSA) добијена средња вредност за очно сочиво у режиму флуороскопије је била 6 и 35 mSv (нискодозни и високкодозни режим) [107].

Табела 4.2 – Типичне измерене вредности доза за очно сочиво у интервентим процедурама (прилагођено из публикације Цирај-Бјелац и сардници [24]).

Врста процедуре	Доза за очно сочиво [μSv]	Напомена
Интервентна радиологија, различите процедуре	47 (0-557)	Употреба заштитних средстава
Хемоемболизација	270-1070/16-64	Без заштите/са заштитом
Илијачна ангиопластика	250-1110/15-66	Без заштите/са заштитом
Неуроемболизација	1380-5600/83-336	Без заштите/са заштитом
TIPS	410-1860/25-112	Без заштите/са заштитом
Анестезиологија, различите процедуре	44	-
Гастроентерологија, ERCP	90/10	Без заштите, цев изнад/испод пацијента
Васкуларна хирургија, EVAR	10	Без заштите
Урологија, различите процедуре	26-100	Без заштите
Ортопедија, различите процедуре	50	Без заштите
СТ флуороскопија, различите процедуре	7-48	-
Интервентна кардиологија, различите процедуре	3-1040	Са заштитом, различити аутори
Интервентна кардиологија, различите процедуре	300-2500	Без заштите

Бројни су докази значаја примене заштитне опреме у редукцији дозе [24, 129]. Методе заштите од зрачења у интервентим процедурама описане су у поглављу 3 ове дисертације. Наоспорно је да фактори који утичу на дозу за очно сочиво могу бити груписани у неколико категорија, и то:

- Оријентација снопа, радна техника и модалитет аквизиције слике;
- Употреба личних и колективних заштитних средстава;
- Радно оптерећење, обученост и спретност оператера.

Типичне вредности фактора за које су умањене дозе су између 5 и 25 када се користи једно од заштитних средстава, а од 25 и више, чак и до 1000 за комбинацију примењених заштитних средстава [107, 129]. Као што је већ речено у Поглављу 3 на дозу за очно сочиво значајно утичу и својства заштитних наочара, пре свега дизајн и степен пријањања уз лице оператера (фактор смањења дозе 1.4-10) као и оријентација снопа X-зрачења (3-7 пута већа доза карактеристична је за LAO пројекцију у односу на RAO и PA) [24].

4.5 Методе рачунарска дозиметрија за одређивање дозе за очно сочиво

Током деведестеих година прошлог века дошло је и до развоја рачунарских техника и Монте Карло метода. Термин рачунарска дозиметрија први пут је уведен 1997. године када је Сиберт [130] описао главни задатак рачунарске дозиметрије смањење варијансе у одређивању апсорбоване дозе и повезаних величина. Основи метода Монте Карло описани су у наредном поглављу ове дистерације.

Монте Карло симулације имају значајну улогу и у дозиметрији за очно сочиво, посебно као комплементарна метода експерименталној дозиметрији, у одређивању оптималног положаја личних дозиметара и у одреживању ефикасности личних и

колективних заштитних средстава. У протеклих неколико година, методе рачунарске дозиметрије допринеле су развоју система за индивидуални мониторинг на темељу Монте Карло симулација и праћења кретања појединаца, без примене физичких дозиметара [125].

У оквиру пројекта ORAMED, развијен је наменски дозиметар за очно сочиво (EYE D™ Radcard, Poland), чије су особине, пре свега угаона и енергетска зависно испитани Монте Карло методом [131]. Као што је горе наведено, уместо анменскг дозиметар, за процену дозе за очно сочиво могуће користити друге дозиметре намењене за индивидуални мониторинг, уз примену одговарајућих корекционих фактора. Ови фактори одређени су Монте Карло симулацијама [132]. Истраживањем спроведеним у оквиру пројекта Eldo, показано је да доза за очно сочиво најбоље корелира са дозим за цело тело, $H_p(10)$, која је измерена дозиметром позиционираним са леве стране оператера у нивоу оковартника [22].

5. Примена Монте Карло метода у дозиметрији

Примена Монте Карло метода при транспорту елементарних честица повезана је са конструкцијом првог дигиталног рачунара ENIAC, као и са именима Станислав Улам (*Stanislaw Ulam*) и Џон Фон Нојман (*John von Neumann*), који су 1947. године предложили могућности статистичког начина решавања дифузије неутрона у физионом материјалу [132, 133]. Развој Монте Карло метода пратио је у стопу развој могућности рачунара, а када је достигнута горња граница снаге рачунара са једним процесором даљи развој примене Монте Карло методе прешао је на поље паралелног процесирања помоћу великог броја рачунара. За добар резултат прорачуна потребно је оставарити задовољавајућу статистику што захтева посматрање великог броја историја. С обзиром да у многим случајевима свака историја представља догађаје једне честице, јасно се уочава погодност Монте Карло прорачуна за паралелно процесирање на више рачунара.

5.1 Основе Монте Карло метода

У својој најједноставнијој форми, Монте Карло се састоји у симулирању коначног броја историја честица коришћењем генератора случајних бројева [135 - 141]. У свакој историји честице генеришу се случајни бројеви и користе да се на основу њих из расподела густина вероватноћа одаберу углови, расејања, дужине слободних путева, врсте интеракција и друго. Ако је циљ прорачуна одређивање математичког очекивања (средње вредности μ) неке величине, средња вредност која се добије прорачуном је $\hat{x} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n$ где је x_n допринос n -те историје тој величини. Како Монте Карло прорачун напредује, бележе се вредности x_n добијене у свакој историји у циљу одређивања процене средње вредности \hat{x} која се добија на крају прорачуна и то представља аналогну Монте Карло технику. Несигурност при одређивању средње вредности се смањује са порастом броја историја N и у многим случајевима је сразмерна са $N^{-1/2}$. Ако свака или скоро свака историја честице допринесе средњој вредности њу је лако проценити. Међутим, у случају проласка честице кроз дебело штит много је теже одредити прецизност прорачуна, јер неће свака честица допринети резултату. И овакви проблеми се могу успешно решити Монте Карло техникама којима се избегава доследно поштовање аналогне симулације и користе стохастичке технике којима се редукује варијанса.

Монте Карло и детерминистички прорачуни се могу упоредити полазећи од различитих становишта:

1. Детерминистички третман одређених проблема даје систематску грешку прорачуна. Она потичи како од несигурности података за ефикасне пресеке, тако и од дискретизације променљивих по просторној, енергетској, угловној и временској променљивој, али и од представе тродимензионалних проблема путем дводимензионалних и једнодимензионалних апроксимација. Супротно томе, Монте Карло прорачун имају стохастички карактер несигурности.
2. За разлику од детерминистичких метода, стохастичке методе се могу на једноставан начин проширити на тродимензионалне геометријске проблеме.
3. Монте Карло прорачуни не морају бити погодни (за разлику од детерминистичких) у случају да се траже просторни облици флукса. Разлог лежи у томе што се у Монте Карло прорачуну не рачуна флукс (или нека друга величина) у тачки, већ се процењује у елементарној запремини. Ако се жели добити просторна расподела флукса, просторни домен проблема се мора поделити у елементарне запремине. Што је елементарна запремина мања, то је тачка у којој се жели одредити флукс прецизније одређена. Међутим, број регистрованих догађаја је све мањи те статистичка несигурност нагло расте.

Функција расподеле вероватноће

Нека је x случајна променљива. Под случајном променљивом се сматра она променљива која поприма одређене вредности са учестаношћу која је одређена неком потчињеном функцијом расподеле. Постоје две функције које су од суштинске важности за Монте Карло прорачуне: функција густине вероватноће и кумулативна функција расподеле вероватноће (функција расподеле) [140,141].

Функција густине вероватноће дефинисана је са:

$$f(x)\Delta x = P\{x \leq x' \leq x + \Delta x\} \quad (5.1)$$

када Δx тежи нули. $f(x)\Delta x$ је вероватноћа да ће x' имати вредност између x и $x+\Delta x$. Такође је $f(x) \geq 0$. Мора важити:

$$\int_a^b f(x)dx = P\{a \leq x \leq b\} \quad (5.2)$$

Односно

$$\int_{-\infty}^{+\infty} f(x)dx = 1 \quad (5.3)$$

Кумулативна функција расподеле вероватноће дефинисана је са:

$$F(x) = P\{x' \leq x\} \quad (5.4)$$

То је вероватноћа да је случајна променљива x' мања или једнака x . Важи:

$$F(x) = \int_{-\infty}^x f(x')dx' \quad (5.5)$$

Јасно је да је $\lim_{x \rightarrow \infty} F(x) = F(\infty) = 1$ и $\lim_{x \rightarrow -\infty} F(x) = F(-\infty) = 0$.

Да би се функције $f(x)$ и $F(x)$ могле применити у Монте Карло симулацијама, најпре се мора размотрити следећа ситуација која се односи на правила трансформације случајних променљивих. Нека је $y=y(x)$, где је x случајна променљива.

Ако је $g(y)dy$ вероватноћа да y буде између y и $y+dy$, а $f(x)dx$ вероватноћа да x буде између x и $x+dx$, функције густине вероватноће $g(y)$ и $f(x)$ морају задовољити:

$$|g(y)dy| = |f(x)dx| \quad (5.6)$$

Како је $g(y) > 0$ и $f(x) > 0$, тада се (на основу претходне две једначине) добија $g(F)=1$, $0 \leq F \leq 1$.

Како је $g(F)$ управо функција густине вероватноће случајне променљиве F , тада та једначина тврди да је вероватноћа да F има вредност између F и $F+dF$ управо dF . Тада је F униформно распоређено између 0 и 1.

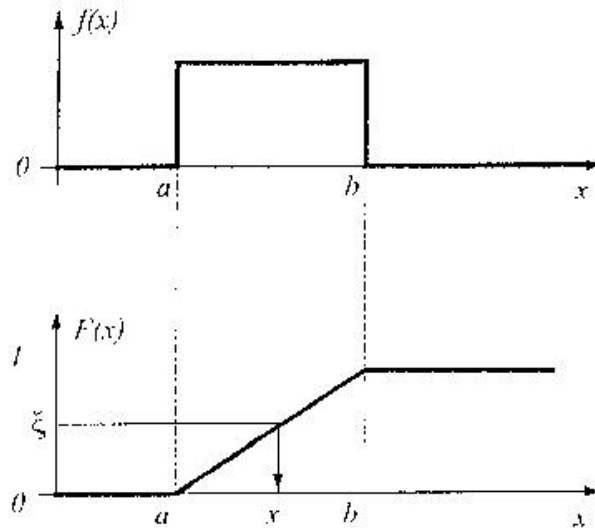
Генератор случајних бројева, који се могу добити на рачунару, даје секвенце случајних бројева ζ који су униформно дистрибуирани између 0 и 1. Да би се узорковала функција $F(x)$, тај генератор се може користити на начин тако да је:

$$F(x) = \xi \quad (5.7)$$

Позивањем генератора случајних бројева ξ , добија се дистрибуција $F(x)$. После сваког позива генератора, мора се извршити инверзија:

$$x = F^{-1}(\xi) \quad (5.8)$$

Инверзија кумулативне функције расподеле вероватноће разних физичких процеса је од централне важности за економичну и тачну Монте Карло симулацију транспорта честица. Она се може урадити низом техника и назива се инверзним трансформационим методом.



Слика 5.1 – Функција густине вероватноће $f(x)$ и кумулативна функција густине вероватноће $F(x)$ [140]

Расподела домета фотона или неутрона

Ако је домет честице (фотона или неутрона) у униформној средини, тада је вероватноћа да ће до судара доћи између x и $x+dx$ дата са [141]:

$$f(x)dx = P_1(x)P_2(x) \quad (5.9)$$

где је $P_1(x) = e^{-\Sigma_t x}$ вероватноћа да до судара не дође до растојања x , а $P_2(x) = \Sigma_t dx$ вероватноћа да ће до судара доћи у dx око x . Величина Σ_t је макроскопски ефикасни пресек за интеракцију, који је вероватноћа за интеракцију на јединици дужине слободног пута.

Тада је:

$$f(x)dx = e^{-\Sigma_t x} \Sigma_t dx \quad (5.10)$$

одакле је функција густине вероватноће за овај случај слабљења снопа фотона или неутрона у материјалу:

$$f(x) = e^{-\Sigma_t x} \Sigma_t \quad (5.11)$$

Тада је кумулативна функција расподеле:

$$F(x) = \int_0^x f(x)dx = 1 - e^{-\Sigma_t x} \quad (5.12)$$

Треба приметити да је $F(x)$ вероватноћа да ће до судара доћи унутар растојања x . Ако се узме да је $F(x)=\xi$, тада је:

$$\xi = 1 - e^{-\Sigma_t x} \quad (5.13)$$

одакле је:

$$x = -\frac{1}{\Sigma_t} \ln(1 - \xi) \quad (5.14)$$

Метод одбацивања

Инверзни трансформациони метод за случајно узорковање је заснован на кореспонденцији један на један између x и ξ , што је изражено функцијом једне променљиве. Постоји друга врста метода узорковања, коју је предложио Фон Нојман, а састоји се од узорковања случајне променљиве из одређене расподеле, различите од $f(x)$, која се излаже тесту случајности како би се проверило да ли она може бити прихваћена или треба бити одбачена[140]. Ове методе одбацивања воде општим техникама узорковања из неке функције густине вероватноће

Метод одбацивања се може разумети на основу једноставног графичког приказа датог на Слици 4.1. Нека се сматра да се помоћу инверзног трансформационог алгоритма генерише случајна променљива x из функције густине вероватноће $\pi(x)$, где је $\pi(x)$ функција поређења. За узорковану вредност се бира случајна величина која је униформно распоређена у интервалу $(0, C\pi(x))$, где је C позитивна константа.

Сада нека се сматра да је расподела $\pi(x)$ таква да је $C\pi(x) \geq f(x)$ за неко $C > 0$ и да се генеришу случајне тачке (x, y) које су униформно дистрибуиране у области A (ограниченој ц-осом и кривом $y=C\pi(x)$). Ако се одбаце тачке за које је $y > f(x)$, а прихвате оне за које је $y \leq f(x)$ и које су униформно дистрибуиране, тада су њихове x координате дистрибуиране у складу са $f(x)$.

Метод одбацивања је тада потпуно представљен са функцијом густине вероватноће:

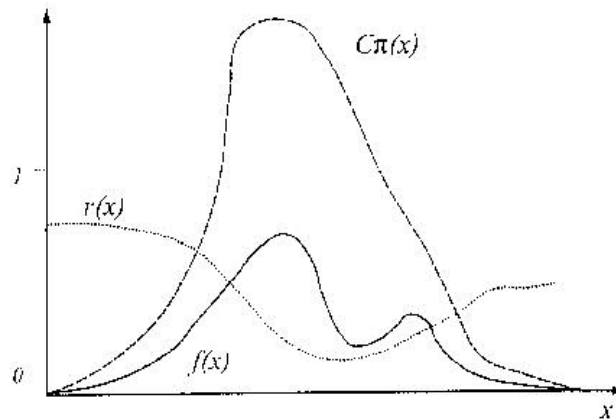
$$f(x) = C\pi(x)r(x) \quad (5.15)$$

где је $\pi(x)$ функција густине вероватноће која се може лако узорковати, C произвољна позитивна константа и функција $r(x)$ задовољава услове $0 \leq r(x) \leq 1$.

Алгоритам узорковања за одбацивање из $f(x)$ је:

1. Изабрати случајну променљиву x из $\pi(x)$,
2. Изабрати случајан број ξ ,
3. Ако је $\xi > r(x)$ ићи на (1),
4. Испоручи x .

Функција густине вероватноће $\pi(x)$ треба да је одабрана на такав начин да је резултујући алгоритам узорковања што је могуће бржи. Недостатак методе је да она захтева генерисање неколико случајних бројева ξ да би се узорковала једна вредност за x .



Слика 5.2 – Узорковање из расподеле $f(x)$ уз помоћ метода одбацивања [140]

Функција више променљивих

Функција густине вероватноће може се дефинисати као функција више променљивих. На пример, ако се располаже са две случајне променљиве x и y , тада се може дефинисати здружена функција густине вероватноће (или просто речено здружена густина)[141]:

$$P\{x \leq x' \leq x + \Delta x, y \leq y' \leq y + \Delta y\} = f(x, y)\Delta x\Delta y \quad (5.16)$$

где је $f(x, y)$ здружена густина.

Нормализација је:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} dx \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y)dy = 1 \quad (5.17)$$

Такође важи:

$$f_x(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y)dy \quad (5.18)$$

$$f_y(y) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y)dx \quad (5.19)$$

Ово су маргиналне густине од x и y , респективно. Здружена кумулативна функција расподеле дефинисана је са:

$$P\{x' \leq x, y' \leq y\} = F(x, y) \quad (5.20)$$

$$F(x, y) = \int_{-\infty}^x dx' \int_{-\infty}^y f(x', y')dy' \quad (5.21)$$

Ако су x и y независне променљиве, тада је:

$$f(x, y) = f_x(x)f_y(y) \quad (5.22)$$

$$F(x, y) = F_x(x)F_y(y) \quad (5.23)$$

Избор случајног правца кретања честице из тачкастог извора

Ако је у питању тачкасти извор честица које га напуштају, тада би поларни и азимутни углови били дефинисани са:

$$\theta = \arccos(1 - 2\xi_1) \quad (5.24)$$

$$\varphi = 2\pi\xi_2 \quad (5.25)$$

где су ξ_1 и ξ_2 случајни бројеви.

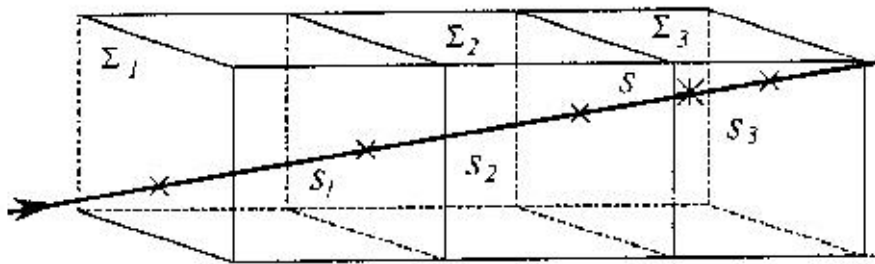
Јединични вектор правца у Декартовим координатама је:

$$\vec{\Omega} = \sin \theta \cos \varphi \vec{e}_x + \sin \theta \sin \varphi \vec{e}_y + \cos \theta \vec{e}_z \quad (5.26)$$

Праћење

Нека се пусти да честица улази у простор који се састоји из више региона. У региону се налази хомогени материјал описан макроскопским пресеком за интеракцију. Нека је τ одређено случајним бројем [140]:

$$\tau = -\ln(1 - \xi) \quad (5.27)$$



Слика 5.3 – Праћење честице кроз нехомогени простор [140]

Праћење почиње у области у којој је макроскопски ефикасни пресек за интеракцију Σ_1 . Дужине путева у областима су s_1 , s_2 , s_3 , а тотални макроскопски ефикасни пресеци по тим областима су Σ_1 , Σ_2 , Σ_3 , респективно.

Ако се утврди да је:

$$\Sigma_1 s_1 < \tau \quad (5.28)$$

$$\Sigma_1 s_1 + \Sigma_2 s_2 < \tau \quad (5.29)$$

$$\Sigma_1 s_1 + \Sigma_2 s_2 + \Sigma_3 s_3 > \tau \quad (5.30)$$

тада честица интерагује у региону 3 пошто пређе пут:

$$s < s_3 \quad (5.31)$$

Ово растојање одређује се из:

$$\Sigma_1 s_1 + \Sigma_2 s_2 + \Sigma_3 s_3 = \tau \quad (5.32)$$

одакле је:

$$s = \frac{1 - \Sigma_1 s_1 - \Sigma_2 s_2 - \Sigma_3 s_3}{\Sigma_3} \quad (5.33)$$

Сам процес праћења честице је обиман прорачун јер се стално мора проверавати да ли је честица интераговала или не.

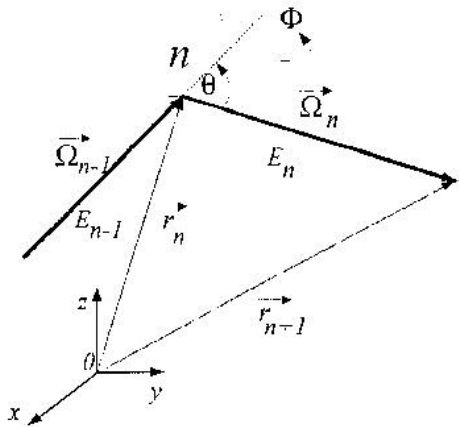
Генерисање случајне путање честице

Свака путања честице почиње у датој позицији са почетним правцем и енергијом према карактеристикама извора. Свака симулирана путања се карактерише серијом стања дефинисаних са r_n , E_n и Ω_n , где је r_n позиција n -тог расејања, E_n је енергија честице одмах након n -тог догађаја и Ω_n је правац честице одмах након n -тог догађаја. Ако се дужина слободног пута узоркује из [140]:

$$s = -\frac{1}{\Sigma_t} \ln(1 - \xi) \quad (5.34)$$

следећа интеракција ће се десити на:

$$\vec{r}_{n+1} = \vec{r}_n + s\vec{\Omega}_n \quad (5.35)$$



Слика 5.4 – Генерисање случајне путање честице [140]

Тип интеракције бира се познатом методом. Губитак енергије W и поларни угао θ се узоркују из $p(E; W, \theta)$ погодном техником узорковања. Азимутни угао се бира у складу са $\varphi = 2\pi\xi$. Енергија честице је $E_n = E_{n-1} - W$, а нови правац кретања је $\Omega_n = (u', v', w')$. Важи:

$$u' = u \cos \theta + \frac{\sin \theta}{\sqrt{1-w^2}} [uw \cos \varphi - v \sin \varphi] \quad (5.36)$$

$$v' = v \cos \theta + \frac{\sin \theta}{\sqrt{1-w^2}} [vw \cos \varphi - u \sin \varphi] \quad (5.37)$$

$$w' = u \cos \theta + \sqrt{1 - w^2} \sin \theta \cos \varphi \quad (5.38)$$

Ове једначине су недефинисане када је $w \approx \pm 1$, односно када је почетни правац честице скоро паралелан или антипаралелан са z-осом. У тим околностима треба писати:

$$u' = \pm \sin \theta \cos \varphi, v' = \pm \sin \theta \sin \varphi, w' = \pm \cos \theta \quad (5.39)$$

Додатно, претходне једначине нису нумерички врло стабилне и нормализација вектора Ω_n има тенденцију померања од 1 након више узастопних коришћења ових једначина. Зато је после одређеног броја понављања потребно извршити ренормализацију вектора Ω_n .

5.2 Комерцијални Монте Карло програмски пакети

EGSnrc

Electron Gamma Shower (EGS) код је развио Ралф Нелсон са сарадницима 1974. године [142]. За даљи развој и одржавање тренутног EGSnrc система заджуен је Национални савет за истраживања Канаде [143]. EGSnrc симулира транспорт фотона, електрона и позитрона за честице кинетичких енергија од неколико keV до неколико стотина GeV.

При транспорту фотона, у разматрању су обухваћени Компотоново расејање и фотоелектрони са K, L и M љуски за све енергије. Улазни подаци за ефикасне пресеке за интеракције фотона су прерачунати и прилагођени 2002 године [144] на основу XCOM базе података [145] ради побољшања ефикасних пресека за фотоелектрични ефекат, Рејлијево расејање и производњу пара. Прорачуни транспорта електрона и позитрона се заснивају на техници кондензоване историје класе 2 која транспортује секундарне честице произведене изнад одређене изабране енергије [146].

Техника за редукацију варијансе под називом „раздвајање закочног зрачења“ је примењена ради смањивања релативне статистичке несигурности за конверзионе коефицијенте дозе за унутрашње органе [147].

FLUKA code

FLUKA код је Монте Карло програм опште намене за израчунавање транспорта честица и фотона у материји [148, 149]. Програм може симулирати радијациони транспорт за 60 различитих честица, укључујући фотоне и електроне (1 keV - 1 PeV), неутрине, мионе (1 keV – 1 PeV), хадроне енергије до 20 TeV (са проширењем до 10 PeV повезивањем Flukja кода са Dual Parton model and JET (DMPJET) кодом), свим одговарајућим античестицама, неутронима све до термалне енергије и тешким јонима до 10 PeV.

Транспорт наелектрисаних честица је описан применом алгоритма вишеструког расејавања заснованог на Молијеровој теорији Кулоновог расејања. Губитак енергије се одређује према Бете-Блох теорији и од производње закочног зрачења и производње пара. За неутроне са кинетичком енергијом испод 20 MeV, Fluka код користи алгоритам вишегрупног транспорта, који користи поделу опсега неутронске енергије у 260 група и заснива се на библиотекама ефикасних пресека за интеракцију неутрона припремљених за Fluka код. Ове библиотеке садрже више од 200 различитих материјала и изведене су из најновијих података. За језгра осим водоника, конверзиони коефицијенти за керму се користе за израчунавање депоноване енергије.

Fluka код може да обради веома сложене геометрије користећи побољшану верзију добро познатог пакета комбинаторне геометрије. Такође се могу обрадити и репетитивне структуре (решетке) и геометрија воксела.

GEANT4 code

GEANT4 код је Монте Карло код опште намене и развијен је за потребе физике високих енергија и примене на акцелераторима CERN (Европска организација за нуклеарна истраживања) [150]. Побољшан је и одржаван од стране међународне GEANT4 сарадње [151].

GEANT4 код може да симулира транспорт неутрона, протона, миона и пиона од енергија од 250 eV до 1 TeV, са проширењем за неутроне ниских енергија све до meV опсега. GEANT4 код симулира физику процеса транспорта и процеса распада (G4Decay) за нестабилне честице.

Детаљи о свим GEANT4 физичким процесима и моделима могу се наћи у водичу за програмску физику [152]. Стандардна листа електромагнетске физике коју обезбеђује GEANT4 код укључује процесе интеракције за фотоне, електроне, позитроне као и мионе и анти-миона. Подразумевана гранична вредност за производњу електрона и позитрона је подешена на 1 mm. У сваком материјалу, овај опсег одговара енергији испод које се користи континуална апроксимација успоравања.

MCNPX code

Монте Карло код за транспорт зрачења MCNXP (Monte Carlo N-Particle Extended) [153] је у стању да прати 34 типа честица (нуклеони и лаки јони) и више од 2000 тешких јона ($Z > 2$) на скоро свим енергијама. Користи стандардне библиотеке података за неутроне, фотоне, електроне, протоне и фотонуклеарне интеракције и користи физичке моделе за друге типове честица и за енергије за које табеларни подаци нису доступни. Табеларни ефикасни пресеци су доступни за све нуклиде од 10^{-11} – 20 MeV за неутроне, 1 keV – 1 GeV за електроне и 1 keV – 100 GeV за фотоне. Библиотека ефикасних пресека LA150 [154] обезбеђује неутронске, протонске и фотонуклеарне пресеке до 150 MeV (250 MeV за протоне) за 42 изотопа (укључујући H, C, N и O) на основу експерименталних података и прорачуна нуклеарног модела користећи код GNASH модела [155].

Тренутни модули физике укључују Bertini и Isabel моделе узете из LANET Code система, SEM03 и INCL4 [156]. Најновије верзије кода садрже неопходне физичке моделе (уз одређена ограничења) за транспорт свих секундарних наелектрисаних честица произведених у еластичним и нееластичним интеракцијама неутрона.

Додавањем модела физике тешких јона омогућен је транспорт узмаклих језгара. Тренутне вредности зауставних моћи тешких јона прилагођене су [153] тако да боље одговарају резултатима заустављања и домета јона у материји (SRIM) [157].

Наелектрисане честице се успоравају до ниже границе кинетичке енергије од 5 MeV, када се њихова преостала енергија депонује локално.

5.3 Примена Монте Карло метода у дозиметрији и заштити од зрачења

Монте Карло метод се може користити за прорачуне заштите од зрачења и дозиметрију, радиографију, сигурност нуклеарне критичности, дизајн и анализу детектора, пројектовање мета акцелератора, пројектовање фисија и фузионог реактора. У области медицинске физике, примена Монте Карло кодова је коришћена за спровођење прорачуне детекторских система, корекцију слике, апсорбоване дозе и заштиту од зрачења у нуклеарној медицини, дијагностичкој радиологији и радиотерапији [158]. Такође се примењују у планирању лечења и брахитерапији у физици радиотерапије.

Главна особина Монте Карло модела за прорачун апсорбоване дозе је симулација радијационог поља усмереног ка пацијенту (што подразумева величину поља, пројекцију и спектар X-зрачења), тела пацијента и транспорта фотона кроз пацијента. У дијагностичком опсегу енергија (високи напон рендгенске цеви од 40 до 150 kV) одлична апроксимација при прорачуну дозе за органе јесте да је депонована енергија услед интеракције фотона

апсорбована локално (осим у случају црвене коштане сржи). Постоје два начина за моделовање људског тела за потребе Монте Карло симулација: математички фантом и воксел фантом. Код математичког фантома, употребом различитих геометријских облика моделују се органи у човечијем телу (први овакав фантом заснован је на „Референтном човеку“ предложеном од стране ICRP [59]). Воксел фантоми се заснивају на анатомији на основу добијених слика приликом прегледа магнетном резонанцом или СТ прегледа целог тела (и представљају далеко реалистичнији модел). Конверзиони коефицијенти који су применљиви за прорачун апсорбоване дозе у радиографији и флуороскопији су доступни у литератури и нормализовани су за величине инцидента на керма у ваздуху, керма у ваздуху на улазној површини и КАР [159, 160].

У Финском регулаторном телз за радијациону и нуклеарну безбедност (STUK, www.stuk.fi) развијен је је програмски пакет заснован на Монте Карло методу (PCXMC) [161] који може директно израчунати дозе за органе за радијациона поља која дефинише корисник са опцијом подешавања величине пацијента (укључујући и педијатријске пацијенте) [162]. Поред тога, у дотупној литератури постоји велики број радова које се базорају примени Монте Карло симулација у дозиметрији. Ранико (*S. Rannikko*) са сарадницима из 1997. је показао да однос упадне дозе и ефективне дозе код мушких и женских фантома варира између 1.5 и 2 [163]. Друга актуелна истраживања која се односе на дозе пацијента примљене у интервентним процедурама укључују Монте Карло симулације доза за очно сочиво [164] и доњих екстремитета [165]. Бозкурт (*A. Bozkurt*) и сарадници [166] су користили вокселизовани фантом људског организма (VIP-Man) за потребе прорачуна дозе применом Монте Карло метода [167].

6. Процена дозе за очно сочиво на основу дозиметра за цело тело применом Монте Карло симулација

У овом поглављу биће описан експериментални део ове дисертације. Поставка експеримента (симулације и мерења у клиничким условима) као и добијени резултати приказани су на начин описан у публикацијама [26, 27].

Доза за очно сочиво биће одређена применом метода рачунарске дозиметрије. У ту сврху биће извршене симулације Монте Карло методом које ће садржати све елементе укључене у рутинским интервентним процедурама. За потребе симулација биће формиран реалан геометријски модел којим ће бити описан извор зрачења, објекат расејања и апсорбер. Резултати симулација биће исказани у релевантним оперативним дозиметријским величинама $H_p(3)$ и $H_p(10)$.

Фактори који утичу на дозу за очно сочиво се могу сврстати у неколико категорија: оријентација снопа, приступна позиција, параметри експозиције, примена колективних и личних заштитних средстава. Утицај ових фактора на дозу за очно сочиво биће детаљно анализиран, варијацијама развијеног дозиметријског модела. Први сет симулација приказаће утицај геометријских карактеристика рендген-апарата и положаја особља у односу на извор зрачења на процењену вредност дозе за очно сочиво с обзиром да оријентација снопа и величина поља имају главну улогу у дефинисању усмерености и интензитета насталог расејаног зрачења од којег и потиче доза за очно сочиво. Други сет симулација омогућиће анализу зависности дозе за очно сочиво од физичко-техничких параметара експозиције односно од примењеног високог напона рендгенске цеви, јачине струје и времена експозиције. На крају, трећи сет симулација приказаће утицај примене колективних и личних заштитних средстава као и оптимизацију заштите особља у интервентној радиологији и кардиологији.

6.1 Корелације дозе за цело тело и дозе за очно сочиво

Монте Карло симулације потребне за овај експеримент обављене су применом MCNPX програмског пакета [153] помоћу које је симулирано комплетно радно окружење у интревентној радиологији или кардиологији. Симулирано окружење састоји се из извора X-зрачења (рендгенске цеви), носача пацијента, фантома пацијента, пријемника слике, плафонски монтираног заштитног стакла, фантома за три члана медицинског тима (лекар, инструментарка и рендген-техничар), личних заштитних средстава у виду оловне кецеље и заштитних наочара и потребног броја ТЛ дозиметара за процену дозе за очно сочиво.

Спецификација извора

Рендгенска цев моделована је као тачкасти извор зрачења. Растојање од извора зрачења до пријемника слике износи 120 cm. Носач пацијента постављен је на половини растојања између извора зрачења и пријемника слике. Зрачење је било усмерено ка носачу пацијента у виду конуса и полуугао конуса израчунат је тако да торзо пацијента буде у потпуности обухваћен снопом X-зрачења. Позиција извора, центар горње трећине торзоа пацијента и центар пријемника слике били су позиционирани на истој линији. Спектар рендгенског зрачења добијен је применом Спектрал процесора описаног у IPEM Report 78 [168]. Симулирани напони рендгенске цеви су били од 80 kV до 110 kV са кораком од 10 kV (слика 6.1).

У MCNPX програмском пакету извор се дефинише применом наредбе SDEF. Наредба SDEF садржи велики број параметара којима се детаљно може описати проблем који се решава. Најважнији параметри укључују позицију извора (3Д координатни систем), усмереност снопа, енергију честице и врсту честица. Вредност параметра може бити специфицирана на три нивоа: (1) једнако, (2) са дистрибуцијом, и (3) као функција друге варијабле. Спецификација (2) и (3) захтева да се користе три додатна податка: *SI* (*source information card*), *SB* (*source bias*) и *SP* (*source probability*). Како би се утврдило да се извор

понаша онако како је замишљено може се користити *VOID* картицу и *PRINT 110* (која обезбеђује да стартне позиције, правци и енергије првих 50 честица буду забележени у излазну датотеку).

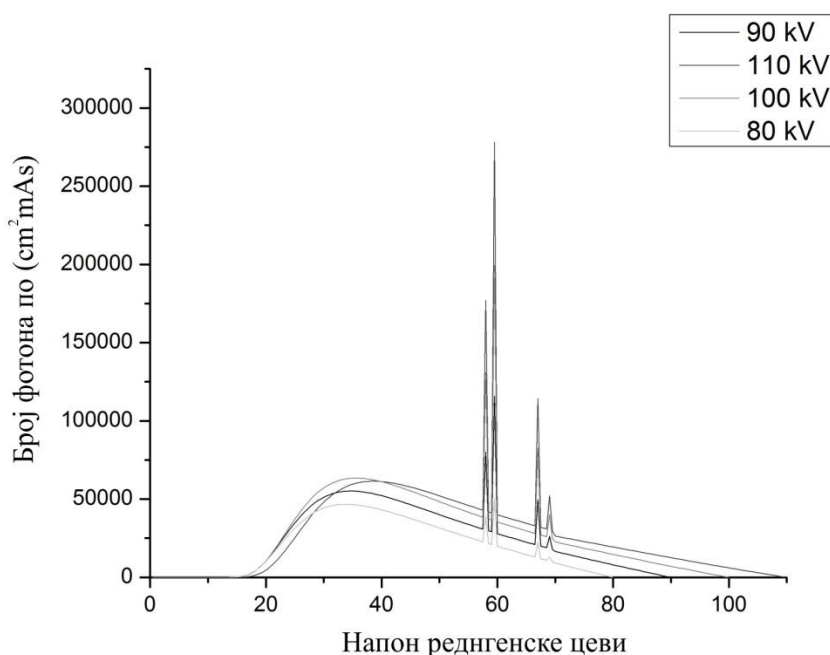
За потребе симулација ове дисертације линија у програмском коду за дефиницију извора има следећи облик:

$$sdef\ pos=19\ 20\ 40\ vec=0\ 0\ 1\ dir=d1\ erg=d2\ par=2$$

где први параметар представља позицију извора, други усмереност (позитиван смер з-осе), трећи спектар зрачења за различите вредности напона реднгенске цеви (слика 6.2) и четврти параметар врсту зрачења (у овом случају фотоне).

Спецификација геометрије радног окружења

MCNPX посматра проблем у виду региона или запремина које су ограничене међусобно површинама другог реда. Ћелије су дефинисане пресецима, унијама или комплементима регије и садрже материјал који је дефинисан од стране корисника. MCNPX користи тродимензиони Декартов координатни систем са координатама (x,y,z) и све димензије су изражене у центиметрима (cm). Сав простор је сачињен од ћелија које се граниче једна са другом, а свака ћелија је ограничена површином, са више површина или бесконачношћу. Свака тачка (x,y,z) припада или ћелији или површини, и не може остати тачка која не припада поменути. Свака ћелија и површина имају свој јединствени идентификациони број.



Слика 6.1 – Спектар фотона X-зрачења

За потребе дефинисања ћелија и површина, MCNPX користи и макротела. Ова макротела могу да се мешају са стандардним ћелијама и површинама. Простор у оквиру макротела је негативан у односу на макротело, док је простор изван макротела позитиван. Овде треба водити рачуна да при поређењу појединачних површина макротела са простором,

остаје исти однос као макротела према том простору. Употреба макротела доста поједноставља дефинисање ћелија и површина.

Спецификација материјала који испуњава различите ћелије у MCNPX прорачунима укључује следеће: (1) дефиниција јединственог броја материјала, (2) композиција по елементима, (3) пресеке који треба да се користе. Густина се одређује у дефиницији ћелије.

Тела оператера (лекар, инструментарка и рендген-техничар) и пацијента моделовани су из три сегмента: ноге, торзо и глава. Укупна димензија тела је износила (180 x 40 x 20) cm³. Као материјални састав коришћен је мишић људског организма.

Тела оператера и пацијента описана су следећом линијом:

```

1 2 -1.05      1 -2 4 -5 7 -8 imp:p=1 vol=36000 $ doctor legs
2 2 -1.05      1 -2 3 -6 8 -9 imp:p=1 vol=48000 $ doctor chest
3 2 -1.05      1 -2 4 -5 9 -10 imp:p=1 vol=12000 $ doctor head

```

док је одабрани материјал описан као:

```

c Muscle, density 1.05
m2 1000 -0.102 6000 -0.143 7000 -0.034 8000 -0.71
11000 -0.001 15000 -0.002 16000 -0.003 17000 -0.001 19000

```

У дефиницијама тела оператера, први број (1, 2 и 3) је идентификациони ћелије праћен идентификационим бројем материјала којим је ћелија испуњена и густином (израженом у g/cm³). Следећи низ бројева (1 -2 4 -5 7 -8) одређује којим површинама (и са које стране које површине) је ћелија дефинисана. Последња два уноса су врста честице чији се пролазак кроз ћелију разматра и запремина ћелије (изражена у cm³). Код дефиниције материјала први параметар је идентификациони број, а затим следи серија парова бројева који описују елемент који улази у састав материјала (изражен као његов атомски број) и процентуални удео.

Заштитна кецеља моделована је да покрива тело оператера од врата до једне трећине ногу. За дебљину кецеље одабрано је 0.5 mm, а материјални састав је олово.

Линије програма који описују заштитну кецељу су:

```

4 4 -11.35     11 -1 3 -6 12 -9 imp:p=1 vol=4200 $ lead apron
c Lead, density 11.35
m4 82206 -0.2445 82207 -0.2242 82208 -0.5313

```

Заштитне наочаре обликоване су као правоугаоник који покрива целу регију очију дебљине 5 mm. Моделовање заштитних наочара на овај начин се сматра оправданом апроксимацијом јер је показано у радовима Кукураве (С. Koukurava) [23] да облик заштитних наочара нема утицај на дозу зрачења у односу на различита позиционирања плафонске заштите и оријентације рендгенске цеви (што је симулирано и објашњено у наставку овог поглавља). Као материјал за заштитне наочаре употребљено је оловно стакло.

Линије програма који описују заштитне наочаре су:

```

21 5 -6.22     36 -11 4 -5 44 -43 imp:p=1 vol=100 $ lead glasses
Lead glass, density 6.22
m5 8000 -0.156453
14000 -0.080866
22000 -0.008092
33000 -0.002651
82000 -0.751938

```

Плафонски монтиран заштитни екран моделован је као правоугаоник димензија (85 x 60 x 2) cm³ постављен тако да примарно штити галву и торзо првог оператера (што је случај праксе у ангио салама). Као материјал за плафонску заштиту употребљено је оловно стакло.

Линије програма који описују плафонски заштитни екран су:

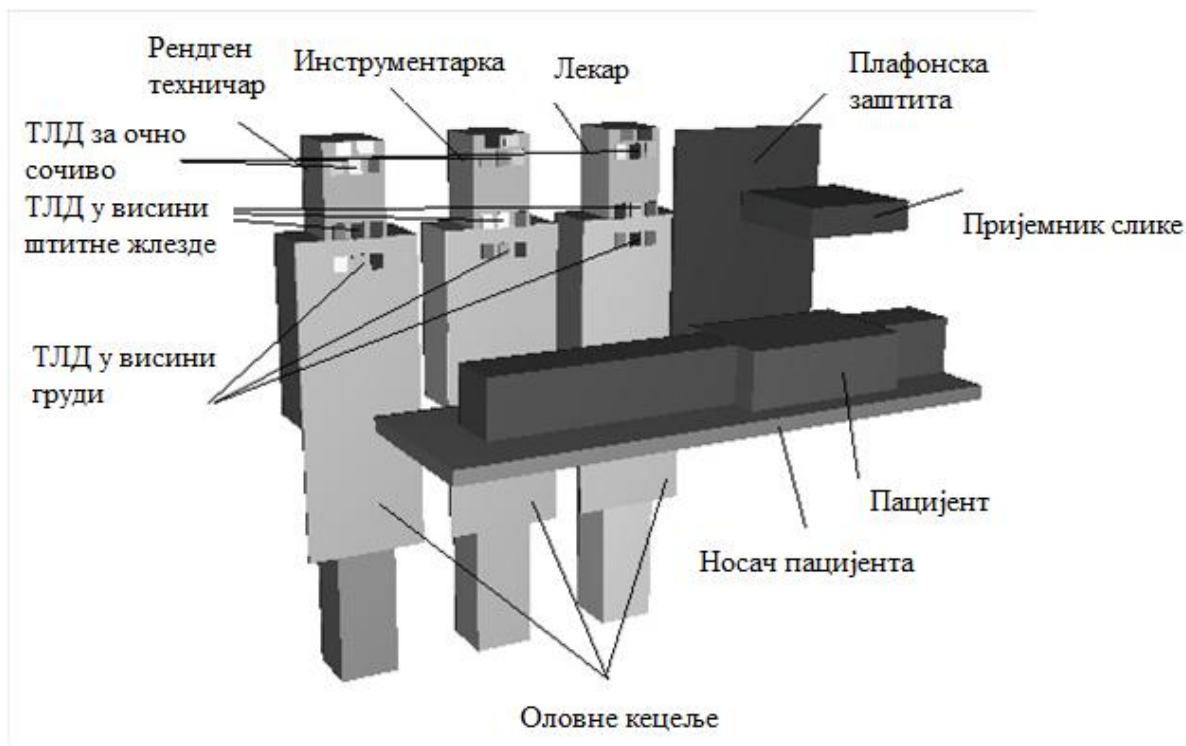
9 5 -6.22 13 -27 24 -25 22 -10 imp:p=1 vol=6600 \$ ceiling

Симулирани ТЛ дозиметри моделовани су као блокови димензија (5 x 4 x 1) cm³ испуњени ⁶LiF. Иако материјал који се користи за ТЛ дозиметре није чист ⁶LiF, већ има и примесе, уведена је апроксимација у којој су примесе изостављене јер је показано да њихов утицај је занемарљив на коначан резултат Монте Карло симулација [26]. ТЛ дозиметри су распоређени у три секције. Прва секција је позиционирана у регији очију и то: један дозиметар између очију, један дозиметар лево од левог ока, један дозиметар десно од десног ока и два дозиметра изнад очију. Преостале две секције садржале су свака по три дозиметра и то у висини штитне желзде и у висини груди (горња трећина торза оператера).

Линије програма који описују ТЛ дозиметре су:

12 3 -2.54 11 -1 37 -38 44 -43 imp:p=1 vol=20 \$ l eye tld v
13 3 -2.54 11 -1 39 -40 44 -43 imp:p=1 vol=20 \$ c eye tld v
14 3 -2.54 11 -1 41 -42 44 -43 imp:p=1 vol=20 \$ r eye tld v
22 3 -2.54 11 -1 51 -52 55 -56 imp:p=1 vol=20 \$ l eye tld h
23 3 -2.54 11 -1 53 -54 55 -56 imp:p=1 vol=20 \$ r eye tld h
15 3 -2.54 36 -11 37 -38 46 -45 imp:p=1 vol=20 \$ l th tld
16 3 -2.54 36 -11 39 -40 46 -45 imp:p=1 vol=20 \$ c th tld
17 3 -2.54 36 -11 41 -42 46 -45 imp:p=1 vol=20 \$ r th tld
18 3 -2.54 36 -11 37 -38 47 -48 imp:p=1 vol=20 \$ l chest tld
19 3 -2.54 36 -11 39 -40 47 -48 imp:p=1 vol=20 \$ c chest tld
20 3 -2.54 36 -11 41 -42 47 -48 imp:p=1 vol=20 \$ r chest tld
c 6LiF, density 2.54
m3 3006 -0.23
3007 -0.012
9019 -0.758

Коначан изглед геометрије за Монте Карло симулације приказан је на слици 6.2.



Слика 6.2 – Геометрија за Монте Карло симулације

Спецификација записа резултата

MCNPX бележи резултате симулација у талије (записе). Као записани резултат талија може садржати површинску струју, флукс (површински, у ћелији, тачки или прстену), депозицију енергије или дистрибуцију висине импулса у ћелији. MCNPX талије су нормализоване по полазној честици и у излазном фајлу штампане са другим бројем R , који представља процењену релативну грешку која је једнака стандардној девијацији средње вредности подељеној са средњом вредношћу. У водичу за интерпретирање релативне грешке Монте карло симулација узето је да ако је R у опсегу од 0.5 до 1, грешка је безначајна.

За добијање резултата одабрана је F6 талија за фотоне. F6 талија даје кориснику депозицију енергију усредњену по запремини изражену као MeV/g. Овако изражен резултат се лако може превести у J/kg што се даље исказује у mGy или mSv.

Број симулираних честица по једној симулацији је био 300 милиона, а резултати квалитета талије су били мањи од 0.5 што чини добијени резултат о дози прихватљивим.

Програмска линија за опис талије изгледа:

*FC106 LETld Doc
F106:P 12
sd106 53.8
FM106 1.6e-10*

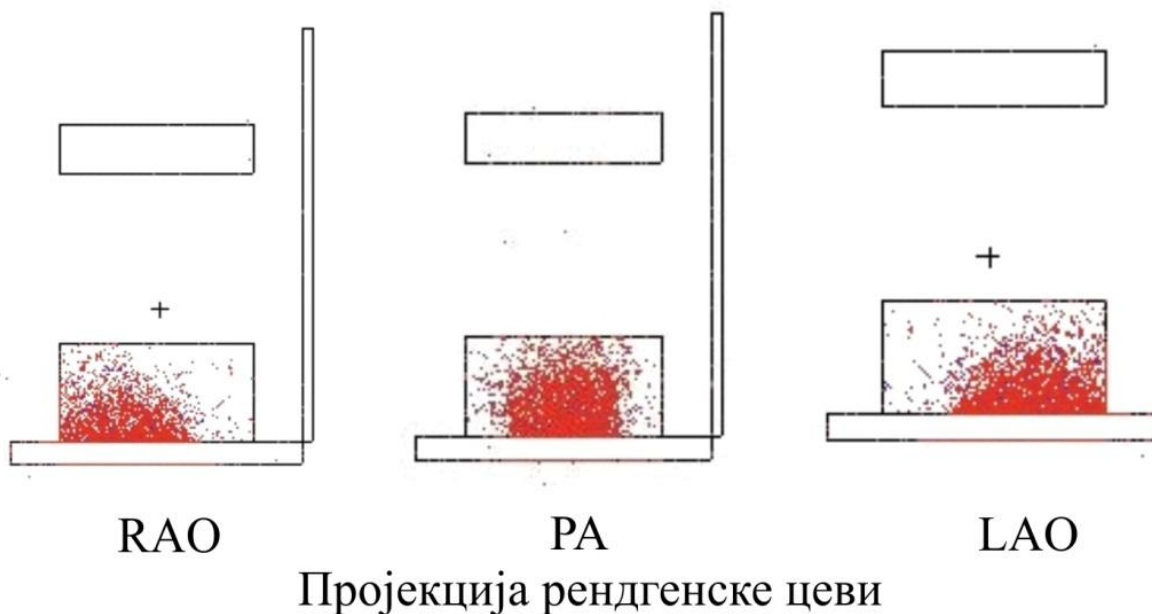
Прва линија дефинише идентификациони број и ознаку талије, друга линија која врста честице се посмтра и у којој ћелији, трећа је вредност површине ћелије. Након тога могуће је додати мултипликативне константе како би резултат талије био спреман за даље тумачење.

nps	mean	error	vov	slope	fom
16384000	9.4781E-22	0.6701	0.7054	0.0	4.0E-01
32768000	4.7390E-22	0.6701	0.7054	0.0	2.0E-01
49152000	5.8464E-21	0.4092	0.2626	0.0	3.6E-01
65536000	5.8665E-21	0.3478	0.1821	0.0	3.7E-01
81920000	5.7527E-21	0.3086	0.1446	0.0	3.8E-01
98304000	6.5337E-21	0.2823	0.1371	0.0	3.8E-01
114688000	6.0819E-21	0.2636	0.1298	0.0	3.7E-01
131072000	5.7918E-21	0.2463	0.1218	0.0	3.7E-01
147456000	7.2154E-21	0.2260	0.1124	0.0	3.9E-01
163840000	7.4143E-21	0.2085	0.0953	0.0	4.2E-01
180224000	7.2126E-21	0.1985	0.0893	0.0	4.2E-01
196608000	8.0498E-21	0.2037	0.1348	0.0	3.6E-01
200000000	7.9133E-21	0.2037	0.1348	0.0	3.6E-01

Слика 6.3 – Запис резултата

Спецификација симулација

Симулације су обухватиле три најчешће коришћене пројекције рендгенске цеви: *posterior anterior* (PA) при којој је цев тачно испод пацијента као и две косе пројекције, леву (LAO) и десну (RAO), при којима се цев ротира за $+45^\circ$ и -45° . Поред овога симулације су обухватиле и следеће комбинације примењених личних и колективних заштитних средстава. 1) примењени су и плафонска заштита и лична заштитна средства, 2) само плафонска заштита је коришћена, 3) коришћена су само лична заштитна средства и 4) заштитна средства нису коришћена.



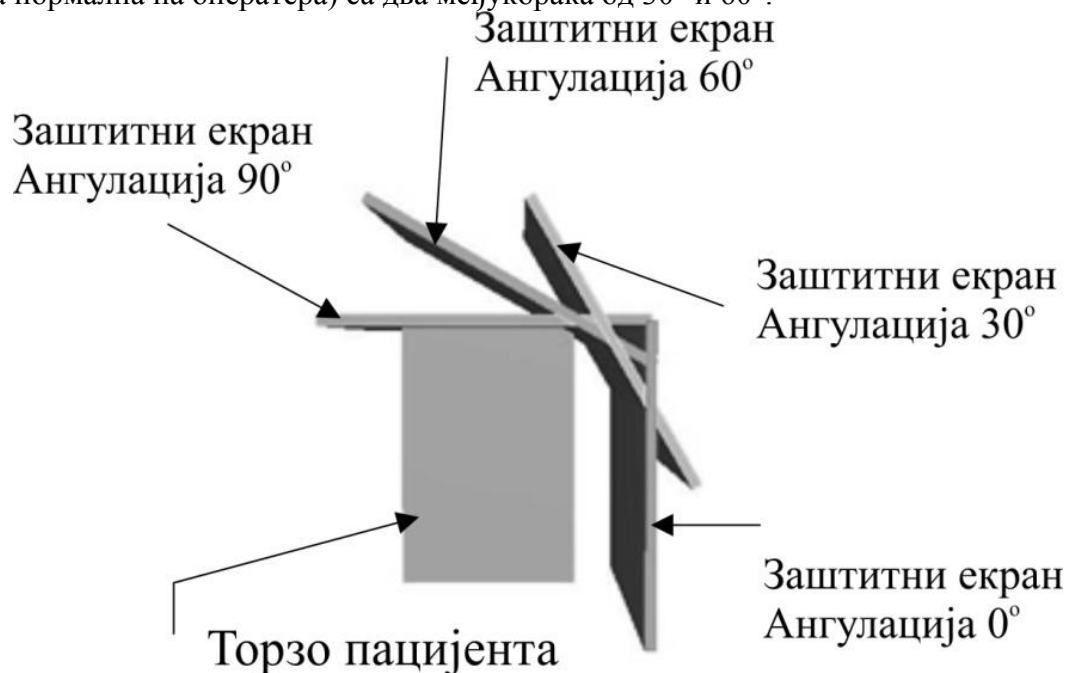
Слика 6.4 – Приказ различитих пројекција рендгенске цеви

6.2 Ефикасност заштитних средстава

Ефикасност заштитних средстава у смањењу дозе за очно сочиво представљена је као однос доза за очна сочива без примењених заштитних средстава и доза када су примењена појединачна заштитна средства као и кумулативног утицаја свих заштитних средстава. Употребљена заштитна средства су: плафонска заштита и заштитне наочаре.

6.3 Утицај позиционирања плафонске заштите

Позиционирање плафонске заштите намењено је примарно за заштиту првог оператера (лекара) и често може оставити инструментарку и рендген-техничара незаштићеним адекватно. Ипак, иако је најчешће монитрана само једна плафонска заштита, одговарајућом ротацијом могуће је допринети редукцији дозе за очно сочиво за све оператере. Утицај ротације плафонске заштите при позиционирању испитан је за 4 угла ротације од 0° (када је плафонска заштита паралелна са оператером до 90° (када је плафонска заштита нормална на оператера) са два међукорача од 30° и 60° .



Слика 6.5 - Ангулација плафонског заштитног екрана



Слика 6.6 – Мерења јачине амбијенталног дозног еквивалента за потребе валидације Монте Карло симулација

6.4 Валидација Монте Карло симулација

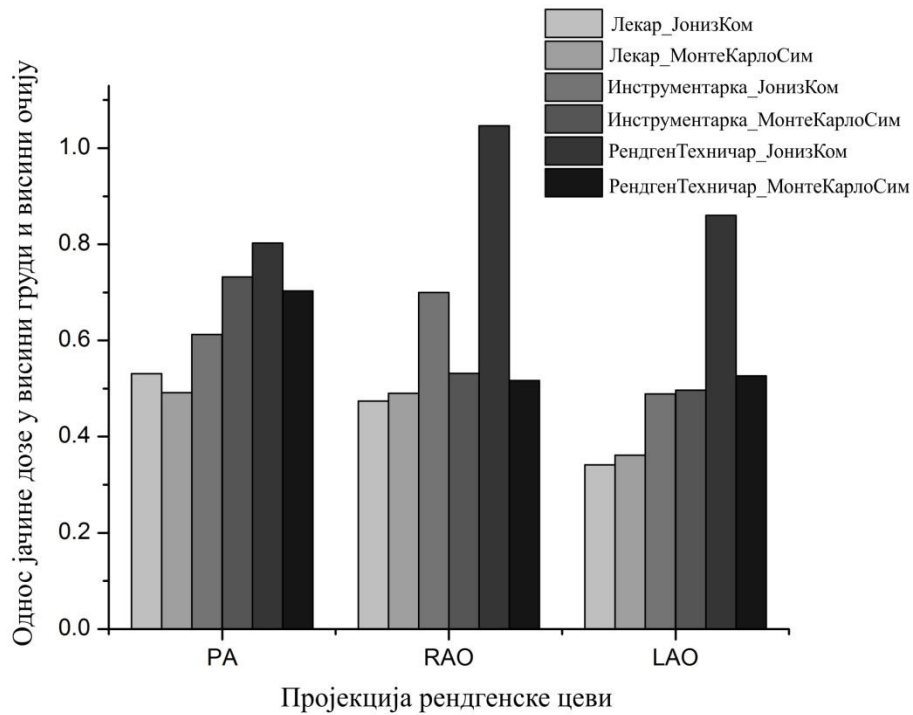
Валидација Монте Карло симулација извршена је поређењем резултата симулација и експерименталних мерења у клиничким условима.

Експериментална мерења су обављена у салама за интервентне процедуре у пет великих болница у којима се рутински обављају интервентне кардиолошке и радиолошке процедуре (слика 6.6). Јачина дозе, исказана као оперативна величина јачина амбијенталног дозног еквивалента $H^*(10)$, измерена је помоћу јонизационе коморе под притиском (Victoreen 451P, Fluke Biomedical, USA). Мерења су обављена у висини главе и очију за позиције лекара, инструментарке и радиолошког техничара за три ангулације С-лука.

За потребе Монте Карло симулација, јонизациона комора употребљена у експерименталним мерењима је моделована као два концентрична цилиндра. Унутрашњи цилиндар је имао пречник и висину и био је испуњен ваздухом. Спољашњи цилиндар је имао пречник и висину а као материјал је одабран алуминијум. За приказ резултата коришћена је F6 талија са модификацијом у виду IU картица, која омогућава да коначни резултат талије буде изражен као јачина дозе те се може директно поредити са резултатима добијеним мерењем јачине амбијенталног дозног еквивалента.

Линија програма за талију модификовану IU картицом изгледа:

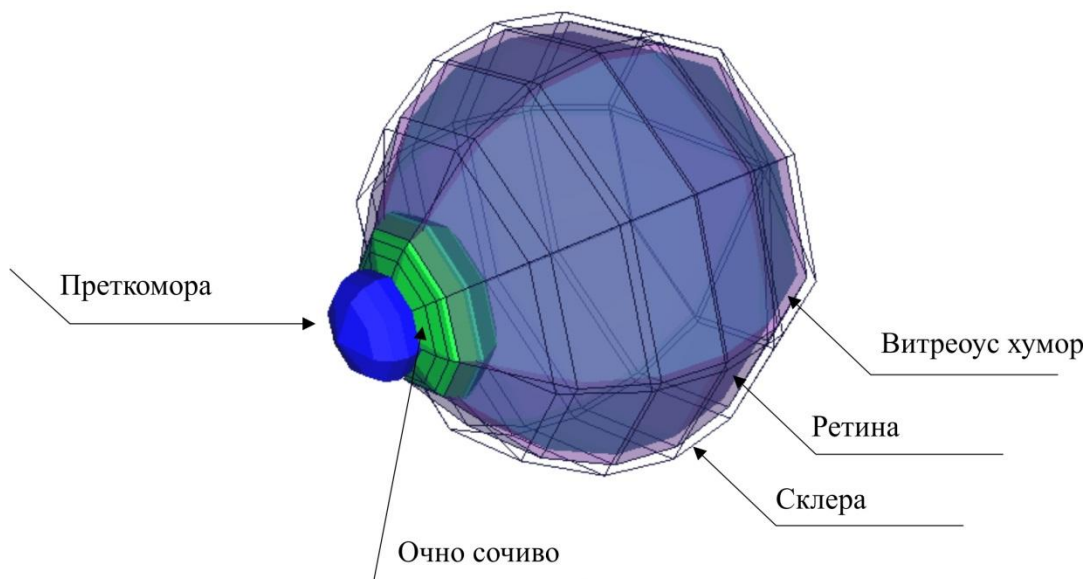
FC256 Ion Chamber Head
F256:P 24
sd256 196.25
df256 IU=2 FAC=-3 IC=99



Слика 6.7 - Резултати валидације Монте Карло симулација поређењем резултат добијених симулацијом и експерименталним мерењима

6.5 Прорачун дозе за очно сочиво

Како би се извршила провера да су позициониране талије за ТЛ дозиметре за прорачун дозе за очно сочиво довољне и добро позициониране, направљен је модел ока (и очног сочива). Симулацијама је одређена доза за очно сочиво и тај резултат је упоређен са дозом за очно сочиво добијеном као средња вредност три талије које окружују свако око. На слици 6.8 приказан је модел ока, а линије кода којима је описан су:



Слика 6.8 – Модел ока за Монте Карло симулације

411 s 0.95 11.5 3.25 1.2
412 s 0.95 11.5 3.25 1.15
413 s 0.95 11.5 3.25 1.1
414 sq 16 4 4 0 0 0 -1 0 11.5 3.25
415 sq 18 12 12 0 0 0 -1 -0.29 11.5 3.25

6.6 Резултати симулација

Симулација конверзије

Доза за лево и десно очно сочиво, за сваког од оператера, процењена је као средња вредност резултата добијених помоћу три талија које окружују свако очно сочиво, унутар запремина које симулирају позицију ТЛ дозиметра. Након тога, одређен је однос процењених доза за очна сочива и сваког од 6 ТЛ дозиметара позиционираних у висини штитне жлезде и груди. Коначно, средња вредност ових односа (усредњена за укупан број симулација) и математичко одступање од средње вредности односа (коэффициент варијације) су израчунати. Најмања вредност математичког одступања даје индикацију позиције за најбољу процену дозе за очно сочиво на основу дозиметра за цело тело (уз примену одговарајућег коефицијента односа).

Резултати су приказани у Табелама 6.1 до 6.3.

Симулација заштитних средстава

Резултати ефикасности заштитних средстава за три оператера (лекара, инструментарку и рендген техничара) приказани су у Табелама 6.4 до 6.6. Ефикасност заштитних средстава одређена је као количник доза када заштитна средства нису коришћена и за сваку од три комбинације заштитних средстава: употреба само заштитних наочара, употреба само плафонске заштите и употреба оба заштитна средства.

Симулација позиционирања заштитног екрана

У табели су приказани резултати симулација који описују утицај ангулације заштитног екрана на редукацију дозе за очно сочиво код особља у интервентим процедурама. Смањење доза израчунато је као количник дозе када плафонска заштита није постављена и у случају када се користи.

Резултати валидације

На слици 6.7 приказани су резултати валидације Монте Карло симулација, остварено је поређењем резултата нумеричког експеримента с резултатима мерења дозе јонизационим комором у клиничким условима.

Резултати прорачуна дозе за очно сочиво

На слици 6.9 приказан је однос доза израчунатих симулирањем модела ока и доза добијених као резултати симулација талија које описују ТЛ дозиметре који окружују очи.

Табела 6.1 Конверзиони коефицијенти за процену дозе за очно сочиво на основу дозиметра за цело тело за позицију лекара (за различите пројекције рендгенске цеви и напоне)

Напон реднгенске цеви (kV)	80		90		100		110	
Очно сочиво	Лево	Десно	Лево	Десно	Лево	Десно	Лево	Десно
Позиција	Однос (одступање)		Однос (одступање)		Однос (одступање)		Однос (одступање)	
Штитаста жлезда лево	0.95 (0.24)	0.82 (0.25)	0.88 (0.14)	0.57 (0.47)	0.87 (0.15)	0.75 (0.19)	0.89 (0.16)	0.76 (0.17)
Штитаста жлезда центар	1.01 (0.14)	0.87 (0.17)	1.04 (0.14)	0.67 (0.46)	1.02 (0.11)	0.88 (0.13)	1.06 (0.12)	0.90 (0.13)
Штитаста жлезда десно	1.30 (0.13)	1.11 (0.15)	1.27 (0.10)	0.84 (0.49)	1.24 (0.12)	1.07 (0.13)	1.28 (0.10)	1.09 (0.12)
Груди лево	0.98 (0.28)	0.84 (0.31)	0.98 (0.29)	0.62 (0.51)	0.99 (0.29)	0.85 (0.32)	0.99 (0.27)	0.84 (0.27)
Груди центар	1.16 (0.25)	1.00 (0.28)	1.15 (0.25)	0.75 (0.54)	1.14 (0.25)	0.99 (0.27)	1.16 (0.24)	0.98 (0.25)
Груди десно	1.38 (0.28)	1.18 (0.29)	1.36 (0.24)	0.91 (0.58)	1.44 (0.22)	1.24 (0.24)	1.51 (0.23)	1.28 (0.24)

*одступање је израчунато као коефицијент варијације (количник стандардне девијације и средње вредности)

Табела 6.2 Конверзиони коефицијенти за процену дозе за очно сочиво на основу дозиметра за цело тело за позицију инструментарке (за различите пројекције рендгенске цеви и напоне)

Напон реднгенске цеви (kV)	80		90		100		110	
Очно сочиво	Лево	Десно	Лево	Десно	Лево	Десно	Лево	Десно
Позиција	Однос (одступање)		Однос (одступање)		Однос (одступање)		Однос (одступање)	
Штитаста жлезда лево	1.10 (0.13)	0.95 (0.16)	1.06 (0.13)	0.89 (0.15)	1.15 (0.11)	0.91 (0.17)	1.19 (0.14)	0.98 (0.16)
Штитаста жлезда центар	1.31 (0.24)	1.12 (0.20)	1.25 (0.16)	1.04 (0.13)	1.29 (0.17)	1.01 (0.16)	1.30 (0.13)	1.07 (0.10)
Штитаста жлезда десно	1.50 (0.15)	1.28 (0.10)	1.55 (0.15)	1.30 (0.12)	1.58 (0.20)	1.23 (0.15)	1.51 (0.18)	1.23 (0.16)
Груди лево	1.28 (0.28)	1.11 (0.28)	1.37 (0.30)	1.15 (0.30)	1.44 (0.23)	1.13 (0.26)	1.47 (0.24)	1.21 (0.24)
Груди центар	1.60 (0.22)	1.37 (0.20)	1.59 (0.32)	1.33 (0.30)	1.65 (0.32)	1.29 (0.31)	1.59 (0.29)	1.30 (0.27)
Груди десно	1.85 (0.26)	1.58 (0.23)	1.82 (0.22)	1.43 (0.26)	1.95 (0.26)	1.52 (0.24)	1.96 (0.30)	1.61 (0.29)

*одступање је израчунато као коефицијент варијације (количник стандардне девијације и средње вредности)

Табела 6.3 Конверзиони коефицијенти за процену дозе за очно сочиво на основу дозиметра за цело тело за позицију рендген техничара (за различите пројекције рендгенске цеви и напоне)

Напон реднгенске цеви (kV)	80		90		100		110	
Очно сочиво	Лево	Десно	Лево	Десно	Лево	Десно	Лево	Десно
Позиција	Однос (одступање)		Однос (одступање)		Однос (одступање)		Однос (одступање)	
Штитаста жлезда лево	1.09 (0.14)	0.86 (0.12)	1.20 (0.17)	0.95 (0.14)	1.08 (0.19)	0.81 (0.14)	1.19 (0.19)	0.92 (0.22)
Штитаста жлезда центар	1.39 (0.20)	1.08 (0.15)	1.42 (0.18)	1.12 (0.15)	1.29 (0.14)	0.97 (0.13)	1.36 (0.19)	1.05 (0.16)
Штитаста жлезда десно	1.76 (0.22)	1.38 (0.20)	1.72 (0.23)	1.34 (0.16)	1.71 (0.28)	1.27 (0.20)	1.66 (0.17)	1.28 (0.16)
Груди лево	1.36 (0.22)	1.08 (0.25)	1.52 (0.17)	1.20 (0.15)	1.48 (0.32)	1.12 (0.31)	1.66 (0.35)	1.29 (0.36)
Груди центар	1.80 (0.26)	1.41 (0.25)	1.75 (0.29)	1.37 (0.26)	1.75 (0.31)	1.31 (0.25)	1.90 (0.31)	1.47 (0.32)
Груди десно	1.96 (0.28)	1.54 (0.28)	2.30 (0.39)	1.81 (0.37)	2.23 (0.31)	1.67 (0.29)	2.03 (0.25)	1.57 (0.25)

*одступање је израчунато као коефицијент варијације (количник стандардне девијације и средње вредности)

Табела 6.4. Ефикасност заштитних средстава за позицију лекара за лево и десно око при различитим напонима рендгенске цеви и оријентације снопа

Напон рендгенске цеви (kV)	Заштитна опрема	Очно сочиво					
		Наочаре		Плафонска заштита		Оба	
		Лево	Десно	Лево	Десно	Лево	Десно
80	² PA	3.2	3.8	52	1.6	133	8.2
	³ RAO	2.4	2.5	69	4.4	166	15
	⁴ LAO	3.9	4.8	3.4	1.1	16	7.6
90	PA	3.1	3.7	46	1.6	121	8.0
	RAO	2.4	2.4	73	4.1	178	16
	LAO	4.1	4.4	3.5	1.1	21	6.0
100	PA	3.1	3.4	49	1.7	140	7.5
	RAO	2.4	2.6	51	3.8	94	15
	LAO	3.7	5.3	3.8	1.1	13	6.9
110	PA	3.0	3.3	47	1.7	120	7.0
	RAO	2.4	2.6	60	3.8	111	16
	LAO	3.5	4.7	4.4	1.1	17	5.7

Пројекција: ¹PA – Posterior anterior, ²LAO/³RAO – Left/Right anterior oblique.

Табела 6.5 Ефикасност заштитних средстава за позицију инструментарке за лево и десно око при различитим напонима рендгенске цеви и оријентације снопа

Напон цеви (kV)	рендгенске Заштитна опрема	Очно сочиво					
		Лево	Десно	Лево	Десно	Лево	Десно
		Наочаре		Плафонска заштита		Оба	
80	¹ PA	2.7	4.1	1.0	1.0	2.8	4.1
	² RAO	1.9	2.4	1.1	1.1	2.4	2.7
	³ LAO	4.0	4.4	1.0	1.0	4.1	4.5
90	PA	2.6	3.5	1.0	1.0	2.7	3.5
	RAO	1.9	2.4	1.1	1.0	2.3	2.6
	LAO	3.5	4.4	1.0	1.0	3.6	4.6
100	PA	2.9	3.6	1.0	1.0	2.9	3.7
	RAO	1.9	2.5	1.1	1.0	2.4	2.7
	LAO	3.2	4.4	1.0	1.0	3.5	4.6
110	PA	2.7	3.7	1.0	1.0	2.8	3.7
	RAO	2.0	2.5	1.1	1.0	2.4	2.7
	LAO	3.3	4.6	1.0	1.0	3.4	4.9

Пројекција: ¹PA – Posterior anterior, ²LAO/³RAO – Left/Right anterior oblique.

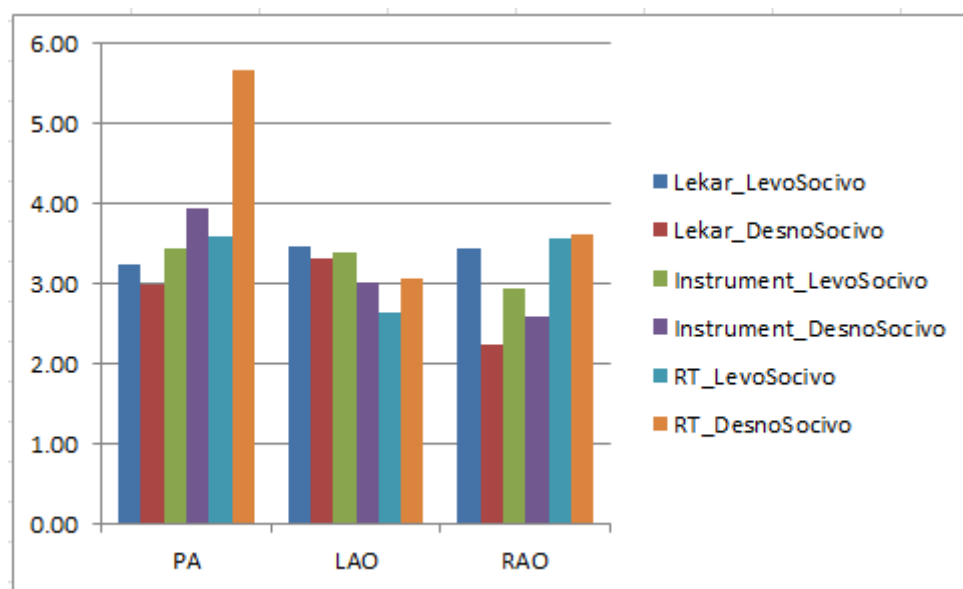
Табела 6.6 Ефикасност заштитних средстава за позицију радиолошког техничара за лево и десно око при различитим напонима рендгенске цеви и оријентације снопа

Напон цеви (kV)	рендгенске Заштитна опрема	Очно сочиво					
		Лево	Десно	Лево	Десно	Лево	Десно
		Наочаре		Плафонска заштита		Оба	
80	¹ PA	2.1	3.8	1.0	1.0	2.1	3.9
	² RAO	1.7	2.4	1.1	1.0	1.9	2.5
	³ LAO	2.7	5.6	1.0	1.0	2.7	5.6
90	PA	2.1	3.6	1.0	1.0	2.2	3.6
	RAO	1.7	2.8	1.1	1.0	2.0	3.0
	LAO	2.6	6.4	1.0	1.0	2.6	6.5
100	PA	2.2	3.9	1.0	1.0	2.3	3.9
	RAO	1.6	2.1	1.1	1.0	1.8	2.1
	LAO	2.9	4.3	1.0	1.0	2.9	4.3
110	PA	2.2	3.2	1.0	1.0	2.3	3.2
	RAO	1.6	2.6	1.1	1.0	1.7	2.7
	LAO	2.4	3.4	1.0	1.0	2.4	3.5

Пројекција: ¹PA – Posterior anterior, ²LAO/³RAO – Left/Right anterior oblique.

Табела 6.7 Утицај ангулације плафонског заштитног екрана на смањење дозе за оператере

Угао	Напон рендгенске цеви	Лекар		Инструментарка		Рендген техничар	
		Очно сочиво					
		Лево	Десно	Лево	Десно	Лево	Десно
0°	80	52	1.6	1.0	1.0	1.0	1.0
	110	60	3.8	1.1	1.0	1.1	1.0
30°	80	129	87	12	11	3.7	2.8
	110	114	100	21	12	3.7	3.4
60°	80	4.3	36	13	12	4.1	3.7
	110	4.0	33	23	13	4.1	4.6
90°	80	1.0	4.3	12	12	4.1	3.7
	110	1.0	4.2	22	13	4.1	5.1



Слика 6.9 – Однос доза за очно сочиво срачунатих у моделу ока и доза за очно сочиво срачунатих симулираним талијама ТЛ дозиметара

7. Дискусија

У раду је приказано елегантно решење за процедурну дозу и оцену ефикасности заштитних средстава у интервентној радиологији и кардиологији. Резултати приказани у овој дисертацији показују да се дозиметар ношен изнад заштитне кецеље може користити као једноставан и практичан метод за процену дозе за очно сочиво у интервентним процедурама.

Наменски пасивни дозиметар, тестиран и еталониран у оперативној дозиметријској величини $H_p(3)$ јесте најбољи дозиметријско решење за процену дозе за очно сочиво. Међутим, мора се имати на уму да, насупрот дозиметрији за цело тело, дозиметрија очног сочива још увек добро развијена ни практична [169].

У случајевима када наменски дозиметар није доступан, неопходно је размотрити алтернативне методе за процену дозе за очно сочиво. Методе за процену доза за очно сочиво могу се класификовати на оне на бази активних дозиметара, на бази корелације пацијентских дозних показатеља са дозом за очно сочиво, или процену дозе за очно сочиво употребом дозиметара калибрисаних у оперативним величинама величинама $H_p(10)$ и $H_p(0.07)$ уз примену одговарајућих корекционих фактора [24, 103, 170, 171].

У доступној литератури показано је да резултати мерења доза дозиметрима за цело тело који се носе преко заштитне кецеље (или на штитнику за штитну жлезду) могу бити употребљени за прорачун дозе за очно сочиво. Овај приступ захтева познавање конверзионих фактора, којима се доза за цело тело конвертује у дозу за очно сочиво за различите пројекције рендгенске цеви, као и додатну корекцију за примењена заштитна средства [22].

Монте Карло метод даје могућност за процену доза за очно сочиво симулирањем радног окружења особља укључених у интервентне процедуре. [23, 172]. Параметри који утичу на дозу за особље, осим броја процедура и времена експозиције, су геометрија, колимација и позиционирање пријемника слике и рендгенске цеви. Стога, конверзија показивања дозиметра за цело тело на дозу за очно сочиво је у овој дисертацији изведена за сво особље које присуствује интервентним процедурама. Ови конверсионски фактори се могу користити за процену дозе за очно сочиво узимајући у обзир услове који описују типичне клиничке услове током флуороскопски вођених интервентних процедура у кардиологији или радиологији.

Као што је приказано на слици 6.7, резултати валидације симулација показују добро слагање између измерених и симулираних вредности. Уочена одступања су вероватно последица у мерењима и разлике у статичној геометрији коришћеној за Монте Карло симулације у односу на динамичко окружење типично за клиничку праксу, такође уочено у ранијим сличним студијама [173 – 175].

Доступни подаци у литератури показују да постоје значајне разлике у ефикасности заштитних средстава, односно у факторима смањена дозе услед примене заштитних средстава [103]. Ово се може објаснити истовременим утицајем различитих фактора који утичу на дозу за очно сочиво, укључујући и растојање од извора расејаног зрачења, релативног положаја монитора за приказ слике и плафонске заштите у сали за интервентне процедуре, величине поља X-зрачења, квалитета снопа X-зрачења, висине оператора и комплексности процедуре [176]. Метод коришћен за процену дозе (симулација, мерења са фантомом или пацијентима) неизбежно утиче на резултат. Симулације и мерења на фантомима се односе на статичне и фиксне услове мерења, док су мерења на оператору подложна утицајима динамичне природе процедуре, као што је промена позиције оператора у просторији и неправилно позиционирање заштитних средстава.

У зависности од примењеног метода процене дозе, фактор смањења дозе услед примене плафонске заштите варира од 1.3 до 33, док заштитне наочаре доприносе смањену дозу са фактором од 5 до 33 [103]. Даље, оријентација главе оператора ка извору зрачења (у односу на позицију монитора за приказ слике) и правилно пријањање заштитних наочара

идентификовани су као круцијални параметри који утичу на ефикасност заштитних наочара [23, 174]. Услед више различитих утицајних фактора, укупна редукација дозе која се постиже комбинације више заштитних средстава се креће у осегу фактора од 25 до фактора 143 [103]. Ово је у складу са резултатима приказаним у овој дисертацији, јер се укупно смањење дозе, за комбинацију примене и заштитних наочара и плафонске заштите, за првог оператера налази у опсегу фактора од 13 до 178. Као што је приказано у Табелама 6.4 до 6.6, посматрајући лево око, редукациони фактори за дозу за плафонску заштиту и заштитне наочаре су у опсегу од 3.4 до 73 и 2.4 до 4.8, респективно. Важно је напоменути да плафонска заштита има примарну намену да штити првог оператера. Применом само једне плафонске заштите оставља позиције инструментарке и рендген-техничара мање заштићеним, што је показано резултатима у другој колони табела 6.5 и 6.6.

Фактор смањења дозе за плафонску заштиту при нултој ангулацији износи 1 (што имплицира да не пружа никакву заштиту) и доза очно сочиво у овом случају смањена је искључиво заштитним наочарима са редукационим факторима 2 – 5 за инструментарку и 2 - 6 за рендген-техничара. Резултати у табели 6.7 показују да бољом ангулацијом плафонске заштите може се остварити редукација зрачења за фактор 11 – 23 за инструментарку, односно 2.8 – 4.6 за рендген-техничара уз очување редукационог фактора за првог оператера. Додатно, боља редукација дозе за другог и трећег оператера може се обавити и додавањем другом плафонског заштитног екрана.

Као што је приказано у Табели 6.1, за првог оператера, и за лево и десно очно сочиво, две позиције да најбољу процену дозе за очно сочиво. За лево очно сочиво централна позиција у висини штитне жлезде има најмање одступање за једну од четири вредности високог напона, док је десна позиција у висини штитне жлезде позиција са најмањим одступањем за три од четири вредности напона рендгенске цеви. За централну позицију у висини штитне жлезде одступање је 11%, док је за десну позицију у висини штитне жлезде одступање 10% за две вредности високог напона, чиме је ова позиција у предности при процени дозе за очно сочиво. За десно очно сочиво, резултати показују да централна позиција у висини штитне жлезде (одступање 13%) и десна (одступање 12%) јесу две најбоље позиције за ношење дозиметра за цело тело које би дале разумну процену дозе за очно сочиво. За оба очна сочива, десна позиција у висини штитне жлезде је боља од централне за 1 % што је за висине доза у интервентној кардиологији и радиологији занемарљиво.

Слични резултати се могу уочити и за позицију инструментарке (Табела 6.2). У овом случају, за лево очно сочиво најбоља процена је са леве позиције у висини штитне жлезде за три од четири вредности високог напона са одступањем од 11 - 14 % и 14% за преосталу вредност високог напона за коју централна позиција даје одступање од 13%. Доза за десно очно сочиво је најбоље процењена дозиметром позиционираним на левој позицији у висини штитасте жлезде за три од четири вредности високог напона са одступањем од 10 до 15% и централном позицијом у висини штитасте жлезде за четврту вредност високог напона са одступањем од 10%.

Резултати за рендген-техничара (Табела 6.3) показују да за лево очно сочиво свака од позиција у висини штитне жлезде (лева и централна) и лева позиција у висини груди дају најбољу оцену за једну од четири вредности високог напона са одступањима 14%, 14% и 17%, респективно, а да за преосталу вредност високог напона лева позиција и у висини груди и висини штитне жлезде имају исто, најмање, одступање од 17%. За десно очно сочиво лева позиција у висини штитне жлезде даје најмања одступања од 12% и 14% за две вредности високог напона док је за преостале две вредности то централна позиција у висини штитне жлезде са одступањима од 13% и 16%.

Циљ оведисертације јесте да се пронађе оптимална позиција за дозиметар за цело тело који би дао најбољу процену дозе за оба очна сочива. Свеукупни резултати за опсег високог напона који се примењује у интервентним процедурама показују да дозиметар за цело тело

лоциран централно, у висини штитне жлезде даје најбољу процену за дозу за очно сочиво за све радне позиције. Даље, за позицију првог оператера одступање је у опсегу од 11% до 14% са усредњеним конверзионим коефицијентом од 1.03 за лево очно сочиво односно од 13% до 45% са конверзионим коефицијентом од 0.83 за десно очно сочиво. За инструментарку, одступање је од 13% до 24% за лево очно сочиво са конверзионим коефицијентом од 1.28 и одступање од 10% до 20% са конверзионим коефицијентом од 1.06 за десно очно сочиво. За рендген-техничара, вредности одступања су од 14% до 20% за лево очно сочиво и конверзионим коефицијентом од 1.36 односно 13% до 16% са конверзионим коефицијентом од 1.06 за десно очно сочиво.

Претходне студије потврђују да већина (90%) интервентних кардиолога носи дозиметар у висини груди [170, 177]. Стога, конверзија резултата дозиметра за цело тело на дозу за очно сочиво добијена или Монте Карло симулацијама или клиничким мерењима неизбежно је применљива за процену дозе за очно сочиво у интервентној кардиологији [170, 178, 179]. Поред практичних аспеката предложене методологије, истраживање у оквиру ове дисертације унапређује проспективну процену кумулативне дозе за очно сочиво, нарочито за изложеније око, у оквиру процене ризика за замућење сочива услед излагања зрачењу. Ипак, главно ограничење оваквог приступа је непостојање гаранције да ће се дозиметар за цело тело користити правилно и систематично.

Иако конверзиони фактори за процену дозе за очно сочиво значајно варирају (11% - 24% одступање за лево око и 13% до 46% за десно око), процена дозе за очно сочиво остаје главни интерес и за проспективне и ретроспективне дозиметријске студије. Треба нагласити да познавање тачне позиције дозиметра за цело тело је главни захтев за поуздану процену дозе, нарочито у ситуацијама кад се овај дозиметар може делимично прикрити телом оператера [179]. Такође, треба узети у разматрање и друге изворе несигурности као што су промена позиције оператера у односу на пацијента, примена заштитних средстава и варијације у самим процедурама [177 - 179].

Препозната ограничења ове студије могу бити сумирана на следећи начин:

- Симулације су обављене у добро познатим и статичним условима излагања зрачењу који се могу разликовати од клиничких услова;
- Адекватност и регуларност у примени личних заштитних средстава варира од клиничке праксе и није је могуће узети у разматрање;
- Тачна позиција дозиметра за цело тело није увек позната;
- Падне навике оператера и ниво комплексности процедуре не могу бити узети у разматрање.

Међутим, важне предности ове студије су да су конверзиони коефицијенти за процену дозе за очно сочиво на основу читавања дозиметра за цело тело добијени симулацијама које укључују различита заштитна средства и да су узете у обзир различите ангулације рендгенске цеви и промену квалитета снопа током процедура. Ништа мање важно, поред првог оператера (лекара), конверзиони коефицијенти су дати и за позиције другог и трећег оператера (инструментарку и рендген-техничара).

На крају, приказани резултати су у добром слагању са претходно публикованим студијама. Добро слагање је исказано и у виду утицаја дефинисане геометрије за Монте Карло симулације за процену ефикасности заштитних средстава [174, 175] као и у виду позиционирања и односа доза дозиметра за цело тело и доза за очно сочиво [22, 178, 179].

Закључак

Чињеница да је Међународна комисија за заштиту од зрачења (ICRP) смањила годишњу граничну вредност дозе за очно сочиво са 150 mSv на 20 mSv довела је у истраживачки фокус област дозиметрије очног сочиво и поставила низ изазова научној заједници, укључујући развоје нових калибрационих процедура, развој наменских дозиметара за очно сочиво и метода за мониторинг очног сочива, адекватних за имплементацију у радном окружењу.

Ове чињенице искоришћене су као полазне хипотезе овог истраживања. Као циљ овог рада одређено је унапређење ефикасности индивидуалног мониторинг у интервеним процедурама у радиологији и кардиологији путем одређивања оптималне позиција дозиметра за цело тело који би дао најбољу процену дозе за шно сочиво. Истраживање је базирано на претпоставци да резултат мерења дозе путем дозиметра за цело тело у који је ношен преко заштитне кецеље, може да се доведе у везу са дозим за оно сочиво применом конверзионог коефицијента који узима у обзир разлику у позицијима дозиметра за цело тело и очног сочива као и све комбинације личних и колективних заштитних средстава.

У овој тези, приказано је ново решење за индивидуални мониторинг за очно сочиво у интервеним процедурама у радиологији и кардиологији, заснован на конверзији дозе за цело тело одређене дозиметром еталонираним у оперативној величини $H_p(10)$ и позиционираним преко заштите кецељу, у дозу за очно сочиво.

Монте Карло симулације употребљене су за израчунавање конверзионих коефицијената, чиме су одређене корелације дозе за очно сочиво у оперативној величини $H_p(3)$ са дозом за цело тело исказаној у оперативној дозиметријској величини $H_p(10)$ током флуороскопски вођених интервентних процедура у радиологији и кардиологији. За Монте Карло симулације коришћен је програмски пакет MCNP6/X у којем је симуларан систем са једном рендгенском цеви за три стандардне пројекције (РА, LAO и RAO) и три стандардна радна места (лекар, инструментарка и рендген техничар). Дозе за лево и десно очно сочиво симулиране су помоћу пет талија постављених око очију. Односи ових доза и доза из шест талија (три у висини штитне жлезде и три у висини груди) су израчунати. Позиција дозиметра за цело тело са најмањим матетаичким одступањем (коефицијент варијације) даје најбољу корелацију дозиметра за цело тело и дозе за очно сочиво. Валидација ових резултата обављена је поређењем са вредностима јачине амбијенталног дозног еквивалента обављеног у клиничким условима у здравственим установама у Републици Србији.

На основу приказаних резултата, могуће је закључити следеће:

1. Најбоља процена дозе за очно сочиво добија позиционирањем дозиметра за цело тело на централној позицији у висини штитасте жлезде;
2. Конверзиони коефицијенти који повезују оперативне дозиметрисјек величине $H_p(3)$ и $H_p(10)$ износе: 1.03 /0.83, 1.28 /1.06 и 1.36 /1.06, за лево и десно очно сочиво, респективно;
3. Одређени су фактори смањења дозе за очно сочиво за различите комбинације заштитних средстава који износе 178, 5 и 6, за позиције лекара, инструментарке и рендген техничара, респективно
4. Иако конверзиони фактори за процену дозе за очно сочиво значајно варирају (11% - 24% одступање за лево око и 13% до 46% за десно око), процена дозе за очно сочиво остаје главни циљ и за проспективне и ретроспективне дозиметријске студије;
5. Познавање тачне позиције дозиметра за цело тело је главни захтев за поуздану процену дозе, нарочито у ситуацијама кад се овај дозиметар може бити у поштупности и делимично заклоњен заштиним средствима или телом другог оператера.

Поред наведеног, неопходно је узети у разматрање и друге изворе несигурности као што су промена позиције оператера у односу на пацијента, примена заштитних средстава и варијације у самим процедурама. Детаљна анализа извора несигурности одређивања

индивидуалних доза трасира правац даљег истраживања у овој области. Други изазови, простекли из ове докторске дисертације могу се сумирати на следећи начин:

: (1) Оперативне величине нису увек адекватна процена ефективне и еквиваленте дозе, посебно за ниске и високе енергије зрачења типичне за примену у дијагностичкој и интервентној радиологији, (2) наопходно је побољшати тачност одређивања индивидуалних доза. Потенцијално решење се налази у унапређењу постојећег система мерења дозе у индивидуалном мониторинг изложених радника, у смислу бољег дефинисања радног окружења, побољшања перформанси коришћених дозиметара и тачности мерења дозе, узимајући у обзир утицајне величине попут угаоне и енергетске зависности, фединга, мерне несигурности еталнирања, јачине дозе, линеарности, итд, (3) превезилижење практићних проблема у релаизацији индивидуалнг мониторинга у интервентној радиологији и кардиологији, посебно у вези употребе више дозиметара и у вези њиховог тачног позиционирања.

Литература

- [1] United Nations, Sources and Effects of Ionizing Radiation (2008 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes A and B), Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), UN, New York, 2010.
- [2] National Council on Radiation Protection and Measurements. Ionizing radiation exposure of the population of the United States. NCRP report no. 160. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009.
- [3] Holmberg, O., Malone, J., Rehani, M., McLean, D., & Czarwinski, R. (2010). Current issues and actions in radiation protection of patients. *European journal of radiology*, 76(1), 15-19.
- [4] International Commission on Radiological Protection. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT), ICRP Publication 102, Ann. ICRP 37 (1), 2007.
- [5] International Atomic Energy Agency. Radiation protection in medicine: setting the scene for the next decade: proceedings of an International Conference, Bonn, 3–7 December 2012. — Vienna, International Atomic Energy Agency, 2015.
- [6] Rehani, M.M., Ciraj-Bjelac, O., Al-Naemi, H.M., Al-Suwaidi, J.S., El-Nachef, L., Khosravi, H.R., Kharita, M.H., Muthuvelu, P., Pallewatte, A.S., San Juan, B.C. and Shaaban, M., 2012. Radiation protection of patients in diagnostic and interventional radiology in Asian countries: Impact of an IAEA project. *European journal of radiology*, 81(10), pp.e982-e989.
- [7] Rehani, M., Ciraj-Bjelac, O. CT dose perspectives and initiatives of the IAEA, in *Radiation Dose from Adult and Paediatric Multidetector Computed Tomography*, 2nd ed, Editors D. Tack, M. Kalra, P.A. Gevenois, Springer, 2012, pp 495-509.
- [8] International Commission on Radiological Protection. 1977 Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 26. Ann. ICRP 1 (3), 1977.
- [9] International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Annals of the ICRP* 21(1-3). Pergamon Press, Oxford, 1991.
- [10] International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, Ann. ICRP 37 (2-4), 2007.
- [11] Wrixon, A. D. (2008). New ICRP recommendations. *Journal of radiological protection*, 28(2), 161.
- [12] International Commission on Radiation Units and Measurements. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. ICRU Report 51. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements; 1992.
- [13] International Commission on Radiological Protection, ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. ICRP Publication 118. Ann. ICRP 41(1/2), 2012.
- [14] Klein, B. E., Klein, R., Linton, K. L., & Franke, T. (1993). Diagnostic x-ray exposure and lens opacities: the Beaver Dam Eye Study. *American journal of public health*, 83(4), 588-590.
- [15] Chodick, Gabriel, Nural Bekiroglu, Michael Hauptmann, Bruce H. Alexander, D. Michal Freedman, Michele Morin Doody, Li C. Cheung et al. "Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20-year prospective cohort study among US radiologic technologists." *American journal of epidemiology* 168, no. 6 (2008): 620-631.
- [16] Nakashima, E., Neriishi, K., & Minamoto, A. (2006). A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000–2002: a threshold analysis. *Health physics*, 90(2), 154-160.
- [17] Day, R., Gorin, M. B., & Eller, A. W. (1995). Prevalence of lens changes in Ukrainian children residing around Chernobyl. *Health physics*, 68(5), 632-642.
- [18] 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

[19] Vano E, Kleiman NJ, Duran A, Rehani MM, Echeverri D, Cabrera M. Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel. *Radiat Res* 2010;174:490-5.

[20] Ciraj-Bjelac O et al, Risk for radiation-induced cataract for staff in interventional cardiology – Is there reason for concern? *Catheter Cardiovasc.Interv.* 76 826-34

[21] Carinou E et al, Recommendations to reduce extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology, *Radiat. Meas.* 46 (11) 1324-29

[22] J. Farah et al., A correlation study of eye lens dose and personal dose equivalent for interventional cardiologist, *Rad. Prot. Dosimetry* (2013) pp. 1-9

[23] Koukurava C et al, Study of the parameters affecting doses operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations, *Radiat. Meas.* 46 1216-22

[24] Ciraj-Bjelac, O., Carinou, E., Ferrari, P., Gingaume, M., Merce, M. S., & O'Connor, U. (2016). Occupational Exposure of the Eye Lens in Interventional Procedures: How to Assess and Manage Radiation Dose. *Journal of the American College of Radiology*, 13(11), 1347-1353.

[25] Predrag Marinković, Miloš Vujisić, *Fizika Monte Karlo simulacija transporta fotona sa primenom u medicini*, Elektrotehnički fakultet, Beograd, 2020. <https://www.mikroknjiga.rs/store/prikaz.php?ref=978-86-7466-825-2>

[26] **Božovic P**, Ciraj-Bjelac O, Petrovic JS. Occupational eye lens dose estimated using whole-body dosimeter in interventional cardiology and radiology: a Monte Carlo study. *Radiat Prot Dosimetry*. 2019 Jan 9. doi: 10.1093/rpd/ncy283

[27] **Božovic P**, Ciraj-Bjelac O , Petrovic JS, Arandić D, ceklić, S. Utilizing Monte Carlo simulations in estimation of occupational eye lens dose based on whole body dosimeter in interventional cardiology and radiology. *Nuclear Technology and Radiation Protection* 2018 Volume 33, Issue 4, Pages: 375-379 <https://doi.org/10.2298/NTRP180730005B>

[28] International Commission on Radiation Units And Measurements, *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*, ICRU Rep. 60, ICRU, Bethesda, MD,1998.

[29] International Commission on Radiation Units And Measurements, *Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging*, ICRU Rep. 74, ICRU, Bethesda, MD,2006.

[30] International Commission on Radiological Protection. *Radiological Protection in Medicine*. ICRP Publication 105. Ann. ICRP 37 (6), 2007.

[31] Rehani, M., Ciraj-Bjelac, O., Vaño, E., et al. *Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures outside the Imaging Department*, ICRP Publication 117, Ann. ICRP 40(6), 2010.

[32] International Commission on Radiation Units and Measurements (1985). *Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources, Part 1, Report 39*

[33] International Commission on Radiation Units and Measurements (1988) *Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources—Part 2, Report 43*

[34] International Atomic Energy Agency (2000) *Calibration of radiation protection monitoring instruments*. Safety Reports Series No. 16. IAEA, Vienna

[35] *Operational Quantities for External Radiation Exposure*. Joint report of ICRP and ICRU, Final draft, July 2017, <https://www.icrp.org/docs/ICRU%20and%20ICRP%20Draft%20Joint%20Report%20Operational%20Quantities%20for%20External%20Radiation%20Exposure.pdf>, accessed 27 September 2020

[36] T. Otto et al., The ICRU proposal for new operational quantities for external radiation, *Radiat. Prot. Dosim.* 180 (2018)

[37] Behrens R, Dietze G. *Monitoring the eye lens: Which dose quantity is adequate?* *Physics in Medicine and Biology*. 2010

[38] Dance, D. R., et al. "Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students. Endorsed by: American Association of Physicists in Medicine, Asia-Oceania Federation of

- Organizations for Medical Physics, European Federation of Organisations for Medical Physics." (2014).
- [39] Antic V, Ciraj-Bjelac O, Rehani M, et al. Eye Lens Dosimetry an Interventional Cardiology: Results of Staff Dose Measurements and Link to Patient Dose Levels. *Radiat Prot Dosimetry* 2013; 154:276-284.
- [40] International Electrotechnical Commission. Report 60601. Medical electrical equipment—Part 2–43: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. Geneva: IEC, 2000;60601–2-43.
- [41] Miller DL, Balter S, Cole PE, et al (2003) Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study: part I: overall measures of dose. *J Vasc Interv Radiol* 14:711–727
- [42] Miller DL, Balter S, Cole PE, et al (2003) Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study: part II: skin dose. *J Vasc Interv Radiol* 14:977–990
- [43] McParland BJ (1998) Entrance skin dose estimates derived from dose-area product measurements in interventional radiological procedures. *Br J Radiol* 71:1288–1295
- [44] van de Putte S, Verhaegen F, Taeymans Y, et al (2000) Correlation of patient skin doses in cardiac interventional radiology with dose-area product. *Br J Radiol* 73:504–513
- [45] Vano E, Gonzalez L, Ten JJ, et al (2001) Skin dose and dosearea product values for interventional cardiology procedures. *Br J Radiol* 74:48–55
- [46] Koichi Chida, et. al. (2011) Comparison of dose at an interventional reference point between the displayed estimated value and measured value. *Radiol Phys Technol* (2011) 4:189–193 DOI 10.1007/s12194-011-0121-6
- [47] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, Interim Edition, IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3, IAEA, Vienna (2011).
- [48] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Applying Radiation Safety Standards in Diagnostic Radiology and Interventional Procedures Using X Rays, Safety Reports Series No. 39, IAEA, Vienna (2006).
- [49] NTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No. SSG-46, IAEA, Vienna (2018).
- [50] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiological Protection and Safety in Medicine, ICRP Publication 73, Pergamon Press, Oxford and New York (1996).
- [51] Закон о радијационој и нуклеарној сигурности и безбедности (Сл. гл. РС бр. 95/18 и Сл. гл. РС бр. 10/19)
- [52] Правилник о условима за добијање лиценце за обављање радијационе делатности (Сл. гл. РС 61/11, Сл. гл. РС 101/16, и Сл. гл. РС 50/18)
- [53] Правилник о примени извора јонизујућих зрачења у медицини (Сл. Гл. РС 1/12 од 11.01.2012)
- [54] Правилник о границама излагања јонизујућим зрачењима и мерењима ради процене нивоа излагања јонизујућим зрачењима (Сл. гл. РС 86/11 и Сл. гл. РС 50/18)
- [55] ICRP, 1983. Radionuclide Transformations - Energy and Intensity of Emissions. ICRP Publication 38. Ann. ICRP 11-13.
- [56] ICRP, 1989. Individual Monitoring for Intakes of Radionuclides by Workers. ICRP Publication 54. Ann. ICRP 19 (1-3).
- [57] ICRP, 2013. Radiological protection in cardiology. ICRP Publication 120. Ann. ICRP 42(1).
- [58] ICRP, 2006. Assessing Dose of the Representative Person for the Purpose of the Radiation Protection of the Public. ICRP Publication 101a. Ann. ICRP 36 (3).
- [59] ICRP, 1997. General Principles for the Radiation Protection of Workers. ICRP Publication 75. Ann. ICRP 27 (1).

- [60] European Commission, RADIATION PROTECTION NO 160: Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation, 2009
- [61] Knoll, G.F. Radiation Detection and Measurement, 3rd ed.; John Wiley & Sons, Inc.: New York, NY, USA, 2000
- [62] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Occupational Radiation Protection, IAEA Safety Standards Series No. GSG-7, IAEA, Vienna (2018).
- [63] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures, ICRP Publication 116, Elsevier (2011).
- [64] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye, IAEA-TECDOC-1731, IAEA, Vienna (2013)
- [65] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Use of Personal Monitors to Estimate Effective Dose Equivalent and Effective Dose to Workers for External Exposure to Low-LET Radiation, NCRP Report No. 122, NCRP, Bethesda, MD (1995).
- [66] MARTIN, C.J., A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements, Radiat. Prot. Dosim. 136 (2009) 140–157.
- [67] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures, Publication 85, Pergamon Press, Oxford and New York (2000).
- [68] AMBROSI, P., et al., Results of the IAEA intercomparison for individual monitoring, Radiat. Prot. Dosim. 54 (1994) 5–17.
- [69] BORDY, J.M., et al., Performance test of dosimetric services in the EU Member States and Switzerland for the routine assessment of individual doses (photon, beta and neutron), Radiat. Prot. Dosim. 89 (2000) 107–154.
- [70] OLKO, P., Advantages and disadvantages of luminescence dosimetry, Radiat. Measur. 45 (2010) 506–511.
- [71] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, General Principles for the Radiation Protection of Workers, Publication 75, Pergamon Press, Oxford and New York (1997).
- [72] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Vienna (2005).
- [73] Предраг Осмокровић, *Основи Нуклеарне Физике*, Академска мисао, Београд 2008.
- [74] Herman Cember, Thomas E. Johnson, *Introduction to Health Physics 4th ed.*, McGraw-Hill, 2009.
- [75] James E. Martin. Physics for Radiation Protection, 2013 Wiley-VCH Verlag & Co. KGaA, Boschstr. 12, 69469 Weinheim, Germany, Print ISBN: 978-3-527-41176-4
- [76] Shapiro, Jacob.. Radiation Protection: A Guide for Scientist, Regulators, and Physicians. Harvard University Press, Cambridge, Massachusetts and London, England. 2002.
- [77] Beth A. Schueler, *The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: general overview of fluoroscopic imaging*, Radiographics 2000 20(4):1115-1126
- [78] Nikodemová D, Brodecki M, Carinou E, Domienik J, Donadille L, Koukorava C, et al. Staff extremity doses in interventional radiology. Results of the ORAMED measurement campaign. In: Radiation Measurements; 2011.
- [79] Edward Lee Nickoloff, *The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Physics of Flat-Panel Fluoroscopy Systems*, Radiographics 2011 31:591-602
- [80] A. R. Cowen et al., *Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics*, Clinical Radiology (2008) 63:487-498
- [81] The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1956. NobelPrize.org. Nobel Media AB 2020. Sun. 20 Sep 2020. <https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/1956/summary/>
- [82] Seldinger SI (1953). "Catheter replacement of the needle in percutaneous arteriography; a new technique". Acta Radiologica. 39 (5): 368–76. doi:10.3109/00016925309136722

- [83] Judkins, Melvin P. (1967). "Selective Coronary Arteriography". *Radiology*. 89 (5): 815–824. doi:10.1148/89.5.815
- [84] Boijesen, Erik; Judkins, Melvin P. (1966). "A Hook-Tail "Closed-End" Catheter for Percutaneous Selective Cardioangiography". *Radiology*. 87 (5): 872–877. doi:10.1148/87.5.872
- [85] Gruntzig A. Transluminal dilatation of coronary-artery stenosis. *Lancet*. 1978;1(8058):263. doi:10.1016/s0140-6736(78)90500-7
- [86] Tondreau, R L (1985). "The retrospectoscope. Egas Moniz 1874-1955". *RadioGraphics*. 5 (6): 994–997. doi:10.1148/radiographics.5.6.3916824
- [87] Jeans, W. D.; Stout, Paul (March 1990). "The development and use of digital subtraction angiography". *The British Journal of Radiology*. 63 (747): 161–168. doi:10.1259/0007-1285-63-747-161
- [88] Hanafee, William; Stout, Paul (October 1962). "Subtraction Technic". *Radiology*. 79 (4): 658–661. doi:10.1148/79.4.658
- [89] Workshop on Efficacy and Radiation Safety in Interventional Radiology (1995: Neuherberg, Germany). (2000). Efficacy and radiation safety in interventional radiology. World Health Organization. <https://apps.who.int/iris/handle/10665/42290>
- [90] Togni, M., Balmer, F., Pfiffner, D., et al., Group Interventional Cardiology and Coronary Pathophysiology of the European Society of Cardiology, 2004. Percutaneous coronary interventions in Europe 1992–2001. *Eur. Heart J.* 25, 1208–1213.
- [91] Faulkner, K., Werduch, A., 2008b. Analysis of the frequency of interventional cardiology in various European countries. *Rad. Prot. Dosimetry* 129, 74–76.
- [92] Laskey, W.K., Kimmel, S., Krone, R.J., 2000. Contemporary trends in coronary intervention: a report from the Registry of the Society for Cardiac Angiography and Interventions. *Cathet. Cardiovasc. Intervent.* 49, 19–22.
- [93] Anderson, H.V., Shaw, R.E., Brindis, R.G., et al., 2002. A contemporary overview of percutaneous coronary interventions. The American College of Cardiology–National Cardiovascular Data Registry (ACC–NCDR). *J. Am. Coll. Cardiol.* 39, 1096–1103.
- [94] Cheng, T.O., 2004. The current state of cardiology in China. *Int. J. Cardiol.* 96, 425–439.
- [95] Tsapaki, V., Ahmed, N.A., AlSuwaidi, J.S., et al., 2009. Radiation exposure to patients during interventional procedures in 20 countries: initial IAEA project results. *AJR Am. J. Roentgenol.* 193, 559–569.
- [96] Balter, S., 2001b. Stray radiation in the cardiac catheterization laboratory. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 183–188.
- [97] Schueler, B.A., Vrieze, T.J., Bjarnason, H., et al., 2006. An investigation of operator exposure in interventional radiology. *RadioGraphics* 26, 1533–1541.
- [98] Stratakis, J., Damilakis, J., Hatzidakis, A., et al., 2006. Occupational radiation exposure from fluoroscopically guided percutaneous transhepatic biliary procedures. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 17, 863–871.
- [99] Tsapaki, V., Kottou, S., Van' o' , E., et al., 2004. Occupational dose constraints in interventional cardiology procedures: the DIMOND approach. *Phys. Med. Biol.* 49, 997–1005.
- [100] Dendy, P.P., 2008. Radiation risks in interventional radiology. *Br. J. Radiol.* 81, 1–7.
- [101] Miller, D.L., Van' o' , E., Bartal, G., et al., 2010b. Occupational radiation protection in interventional radiology: a joint guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology. *Cardiovasc. Interv. Radiol.* 33, 230–239.
- [102] von Boetticher, H., Lachmund, J., Hoffmann, W., 2009. Cardiac catheterization: impact of face and neck shielding on new estimates of effective dose. *Health Phys.* 97, 622–627.
- [103] Eleftheria Carinou, et. al. Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of Hp(3) monitoring. A 2015 review. *J. Radiol. Prot.* 35 (2015) R17–R34, doi:10.1088/0952-4746/35/3/R17

- [104] Maeder, M., Brunner-La Rocca, H.P., Wolber, T., et al., 2006. Impact of a lead glass screen on scatter radiation to eyes and hands in interventional cardiologists. *Catheter Cardiovasc. Interv.* 67, 18–23.
- [105] Thornton, R.H., Dauer, L.T., Altamirano, J.P., et al., 2010. Comparing strategies for operator eye protection in the interventional radiology suite. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 21, 1703–1707.
- [106] NCRP, 2010. Radiation Dose Management for Fluoroscopically Guided Interventional Medical Procedures. NCRP Report No. 168. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- [107] Van˜o´ , E., Gonzalez, L., Fernandez, M., et al., 2008a. Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted. *Radiology* 248, 945–953.
- [108] Schueler, B.A., Sturchio, G., Landsworth, R., et al., 2009. Does new lightweight leaded eyewear provide adequate radiation protection for fluoroscopists? *Med. Phys.* 36, 2747–2748.
- [109] Ho P, Cheng SW, Wu PM, et al. Ionizing radiation absorption of vascular surgeons during endovascular procedures. *J Vasc Surg* 2007;46:455-9.
- [110] Sturchio GM, Newcomb RD, Molella R, et al. Protective eyewear selection for interventional fluoroscopy. *Health Phys* 2013; 104:S11-6.
- [111] Burns S, Thornton R, Dauer L, et al. Leaded eyeglasses substantially reduce radiation exposure of the surgeon’s eyes during acquisition of typical fluoroscopic views of the hip and pelvis. *J Bone Joint Surg Am* 2013; 95:1307-1311.
- [112] Koukorava C, Carinou E, Simantirakis G, et al. Doses to operators during interventional radiology procedures: focus on eye lens and extremity dosimetry, *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 144: 482–486.
- [113] Vanhavere F, Cariunou E, Domienikc J, et al. Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project. *Radiat Meas* 2011; 46: 1243-1247.
- [114] DRAGOI , V., “Chapter 14: Visual processing: Eye and retina”, Neuroscience Online, The UT Medical School at Houston, Houston, <http://neuroscience.uth.tmc.edu/s2/chapter14.html> (accessed on 17 September 2012).
- [115] Jacob S, Donadille L, Maccia C, et al. Eye lens radiation exposure to interventional cardiologists: a retrospective assessment of cumulative doses. *Radiat Prot Dosimetry* 2013; 153:282-293.
- [116] Bor D, Olgar T, Onal E, et al. Assessment of radiation doses to cardiologists during interventional examinations. *Med Phys* 2009; 26: 3730-3736.
- [117] Efstathopoulos EP, Pantos I, Andreaou M, et al. Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. *Br J Radiol* 2011; 84: 70–77.
- [118] Heusch P, Kropil P, Buchbender C, et al. Radiation exposure of the radiologist’s eye lens during CT-guided interventions. *ActaRadiol* 2014; 55: 86-90.
- [119] Paulson EK, Sheafor DH, Enterline DS, et al. CT fluoroscopy--guided interventional procedures: techniques and radiation dose to radiologists. *Radiology* 2001; 220:161-167.
- [120] Junk AK, Haskal Z, WorgulB. Cataract in Interventional Radiology - an Occupational Hazard? *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004; 45: 388-B361. Junk AK, Haskal Z, WorgulB. Cataract in Interventional Radiology - an Occupational Hazard? *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004; 45: 388-B361.
- [121] Rehani M, Vano E, Ciraj-Bjelac O, et al. Radiation and Cataract. *Radiat Prot Dosimetry* 2011; 147:300-304.
- [122] Ciraj-Bjelac O, Rehani M, Minamoto A, et al. Radiation-induced eye lens changes and risk for cataract in interventional cardiology. *Cardiology*; 123:168-171.
- [123] Ferrari P, Gualdrini G, Bedogni R, et al. Personal dosimetry in terms of Hp(3): Monte Carlo and experimental studies. *Radiat Prot Dosimetry* 2007; 125: 145-148.

- [124] Behrens R, Dietze G. Dose conversion coefficients for photon exposure of the human eye lens. *Phys Med Biol* 2011; 56: 415-437.
- [125] P Ortiz López, L T Dauer, R Loose, C J Martin, D L Miller, E Vañó, M Doruff, R Padovani, G Massera, C Yoder, Authors on Behalf of ICRP, ICRP Publication 139: Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures, *Ann ICRP* . 2018 Mar; 47(2):1-118.
- [126] Kim KP, Miller D, Balter S, et al. Occupational radiation doses to operators performing cardiac catheterization procedures. *Health Phys* 2008; 94: 211-227.
- [127] Sanchez R, Vano E, Fernandez JM, et al. Staff radiation doses in a real-time display inside the angiography room. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010; 33:1210-1214.
- [128] Ubeda C, Vano E, Gonzalez L, et al. Evaluation of Patient Doses and Lens Radiation Doses to Interventional Cardiologists in a Nationwide Survey in Chile. *Radiat Prot Dosimetry* 2013; 157:36-43.
- [129] vanRooijen BD, de Haan MW, Das M, et al. Efficacy of Radiation Safety Glasses in Interventional Radiology. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2014; 37:1149-1155.
- [130] Siebert BRL, Thomas RH. Computational dosimetry. In: *Radiation Protection Dosimetry*; 1997
- [131] Vanhavere, F., E. Carinou, G Gualdrini, I. Clairand, M. Sans-Merce, M. Ginjaume, D. Nikodemova, et al. 2012. ORAMED: Optimization of Radiation Protection of Medical Staff. Braunschweig: European Radiation Dosimetry Group e. V.
- [132] Clerinx, Peter, N. Buls, H. Bosmans, and J. de Mey. 2008. "Double-Dosimetry Algorithm for Workers in Interventional Radiology." *Radiation Protection Dosimetry* 129 (1-3): 321–27. doi:10.1093/rpd/ncn148.
- [133] Metropolis, N. (1987). "The beginning of the Monte Carlo method" (PDF)
- [134] Anderson, Herbert L. (1986). "Metropolis, Monte Carlo and the MANIAC" (PDF). *Los Alamos Science*. 14: 96–108. *Los Alamos Science* (1987 Special Issue dedicated to Stanislaw Ulam): 125–130.
- [135] Rubinstein, R.Y., *Simulation and the monte carlo method*. 2nd ed. 2007, NY: John Wiley & Sons.
- [136] Rebort, C.P. and G. Casella, *Monte Carlo statistical methods*. 2nd ed. 2004, NY: Springer.
- [137] Forrest, B.B., *Fundamentals of Monte Carlo Particle Transport*, 2010.
- [138] Neumann, J.V., Various techniques used in conjunction with random digits. *J. Res. Nat. Bur. Stand. Appl.*, 1951. Math Series 3: p. 36-38.
- [139] Brown, F.B. and Y. Nagaya, The MCNP5 random number generator. *Trans. Am. Nucl. Soc.*, 2002. [LA-UR-02-3782].
- [140] Prof. dr Predrag Marinković, Elektrotehnički fakultet Univerziteta u Beogradu, lična komunikacija
- [141] Radovan Ilić, *Tehnike Monte Karlo u transportu čestica*, Naučna knjiga, 1991., Beograd
- [142] Nelson, W.R., Hirayama, H., Rogers, D.W.O., 1985. The EGS4 Code System. SLAC Report 265. Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA.
- [143] <https://nrc.canada.ca/en/>, poslednji pristup 27.05.2019.
- [144] Seuntjens, J.P., Kawrakow, I., Borg, J., et al., 2002. Calculated and measured air-kerma response of ionization chambers in low and medium energy photon beams. In: Seuntjens, J.P., Mobit, P. (Eds.), *Recent Developments in Accurate Radiation Dosimetry*, Proceedings of an International Workshop, Montreal, July 14–18, 2002. Symposium Proceedings 13, Medical Physics Publishing, Madison, USA. pp. 69–84.
- [145] Berger, M.J., Hubbell, J.H., 1987. XCOM: photon cross sections on a personal computer. NBSIR 87-3597. National Bureau of Standards (former name of NIST), Gaithersburg, MD.
- [146] Berger, M.J., 1963. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. In: Alder, B., Fernbach, S., Rotenberg, M. (Eds.), *Methods in Computational Physics*. Academic Press, New York, pp. 135–215.

- [147] Kawrakow, I., Mainegra-Hing, E., Rogers, D.W.O., et al., 2009. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. PIRS Report 701. National Research Council of Canada, Ottawa.
- [148] Battistoni, G., Muraro, S., Sala, P.R., et al., 2006. The FLUKA code: description and benchmarking. In: Albrow, M., Raja, R. (Eds.), Hadronic Shower Simulation Workshop, 6–8 September 2006, Fermi National Accelerator Laboratory (Fermilab), Batavia, IL, AIP Conference Proceeding 896, pp. 31–49.
- [149] Fasso` , A., Ferrari, A., Ranft, J., et al., 2005. FLUKA: a Multi-particle Transport Code. CERN-2005-10 (2005), INFN/TC_05/11, SLAC-R-773. CERN, Geneva.
- [150] <https://home.cern> (poslednji put pristupljeno 27.05.2019.)
- [151] Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K., et al., 2003. GEANT4 – a simulation toolkit. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A 506, 250–303.
- [152] GEANT4, 2006a. GEANT4: Physics Reference Manual. Available at: <http://geant4.web.cern.ch/geant4/UserDocumentation/UsersGuides/PhysicsReferenceManual/fo/PhysicsReferenceManual.pdf> (poslednji put pristupljeno 27.05.2019.).
- [153] Pelowitz, D.B., 2008. MCNPX User’s Manual, Version 2.6.0. LA-CP-07-1473. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM.
- [154] Chadwick, M.B., Young, P.G., Chiba, S., et al., 1999. Cross section evaluations to 150 MeV for accelerator-driven systems and implementation in MCNPX. Nucl. Sci. Eng. 131, 293–328.
- [155] Young, P.G., Arthur, E.D., Chadwick, M.B., 1996. Comprehensive nuclear model calculations: theory and use of the GNASH code. In: Reffo, G.A. (Ed.), IAEA Workshop on Nuclear Reaction Data and Nuclear Reactors—Physics Design, and Safety, Trieste, 15 April–17 May, pp. 227–404.
- [156] Kirk, B.L., 2010. Overview of Monte Carlo radiation transport codes. Radiat. Meas. 45, 1318–1322.
- [157] Ziegler, J.F., Biersack, J.P., Ziegler, M., et al., 2003. SRIM – the Stopping and Range of Ions in Matter. American Nuclear Society, La Grange Park, USA. Available at: www.srim.org (poslednji put pristupljeno 27.05.2019.).
- [158] Andreo, P., Monte Carlo techniques in medical radiation physics. Phys Med Biol, 1991. 36(7): p. 861-920.
- [159] HART, D., JONES, D.G., WALL, B.F., Normalised Organ Doses for Medical X-ray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques, Rep. NRPBSR262, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (1994).
- [160] JONES , D.G., SHRIMPSON , P.C., Normalised Organ Doses for X-ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques, Rep. NRPB-SR250, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (1996).
- [161] STUK — RADIATION AND NUCLEAR SAFETY AUTHORITY, PCXMC – A PC-based Monte Carlo Program for Calculating Patient Doses in Medical X-ray Examinations, STUK, Helsinki, <https://www.stuk.fi/palvelut/pcxmc-a-monte-carlo-program-for-calculating-patient-doses-in-medical-x-ray-examinations> (poslednji put pristupljeno 29.05.2019.).
- [162] Tapiovaara M, Siiskonen T. PCXMC – A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2nd Ed.). STUK-A 231. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2008.
- [163] Rannikko, S., et al., Computing patient doses of X-ray examinations using a patient size- and sex-adjustable phantom. Br J Radiol, 1997. 70(835): p. 708-18.
- [164] Meric, N., Calculation of radiation dose to the lens of the eye using Monte Carlo simulation. Appl Radiat Isot, 2001. 55(4): p. 557-60.
- [165] Struelens, L., et al., Effective doses in angiography and interventional radiology: calculation of conversion coefficients for angiography of the lower limbs. Br J Radiol, 2005. 78(926): p. 135-42.

- [166] Bozkurt, A. and D. Bor, Simultaneous determination of equivalent dose to organs and tissues of the patient and of the physician in interventional radiology using the Monte Carlo method. *Phys Med Biol*, 2007. 52(2): p. 317-30.
- [167] Xu, X.G., T.C. Chao, and A. Bozkurt, VIP-Man: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the Visible Human Project for multi-particle Monte Carlo calculations. *Health Phys*, 2000. 78(5): p. 476-86.
- [168] Cranley, K., Gilmore, B. J., Fogarty, G. W. A. and Desponds, L. IPEM Report 78: Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data (CD-Rom Edition 1997) (Electronic Version prepared by D Sutton) (York: The Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM)) (1997)
- [169] Carinou, E., Ginjaume, M., O'Connor, U., Kopec, R. and Sans Merce, M. Status of eye lens radiation dose monitoring in European hospitals. *J. Radiol. Prot.* 34(4), 729–739 (2014). doi:10.1088/0952-4746/34/4/729. Epub 2014 Sep 15.
- [170] Struelens, L., Dabin, J., Carinou, E., Askounis, P., Ciraj-Bjelac, O., Domienik-Andrzejewska, J., Berus, D., Padovani, R., Farah, J. and Covens, P. Radiation-induced lens opacities among interventional cardiologists: retrospective assessment of cumulative eye lens doses. *Radiat. Res.* 189(4), 399–408 (2018).
- [171] Ciraj-Bjelac, O. and Rehani, M. Eye dosimetry in interventional radiology and cardiology: current challenges and practical considerations. *Radiat. Prot. Dosim.* 162 (3), 329–337 (2014).
- [172] Jones, D. G. and Wall, B. F. Organ doses from medical x-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques (No. NRPB-R-186). National Radiological Protection Board, 1985.
- [173] Principi, S., Farah, J., Ferrari, P., Carinou, E., Clairand, I. and Ginjaume, M. The influence of operator position, height and body orientation on eye lens dose in interventional radiology and cardiology: Monte Carlo simulations versus realistic clinical measurements. *Phys. Med.* 32(9), 1111–1117 (2016). doi:10.1016/j.ejmp.2016.08.010. Epub 2016 Aug 20. PubMed PMID: 27554367.
- [174] Koukorava, C., Farah, J., Struelens, L., Clairand, I., Donadille, L., Vanhavere, F. and Dimitriou, P. Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses. *J. Radiol. Prot.* 34(3), 509–528 (2014). doi:10.1088/0952-4746/34/3/509. Epub 2014 Jun 18. PubMed PMID: 24938591.
- [175] Ferrari, P., Becker, F., Carinou, E., Chumak, V., Farah, J., Jovanovic, Z., Krstic, D., Morgun, A., Principi, S. and Teles, P. Monte Carlo study of the scattered radiation field near the eyes of the operator in interventional procedures. *J. Radiol. Prot.* 36(4), 902–921 (2016) Epub 2016 Nov 18. PubMed PMID: 27861170.
- [176] Domienik, J. et al. Extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology procedures: first results of the ORAMED project. *Radiat. Prot. Dosim.* 144(1–4), 442–447 (2011).
- [177] Domienik-Andrzejewska, J. et al. Past and present work practices of European interventional cardiologists in the context of radiation protection of the eye lens—results of the EURALOC study. *J. Radiol. Prot.* 38(3), 934–950 (2018).
- [178] Farah, J., Struelens, L., Auvinen, A., Jacob, S., Koukorava, C., Schnelzer, M., Vanhavere, F. and Clairand, I. Application of the ELDO approach to assess cumulative eye lens doses for interventional cardiologists. *Radiat. Prot. Dosim.* 164(1–2), 84–88 (2015) doi:10.1093/rpd/ncu315. Epub 2014 Oct 14. PubMed PMID: 25316910.
- [179] Domienik, J., Farah, J. and Struelens, L. Validation of ELDO approaches for retrospective assessment of cumulative eye lens doses of interventional cardiologists—results from DoReMi project. *J. Radiol. Prot.* 36(4), 736–745 (2016) Epub 2016 Sep 15. PubMed PMID: 27631559.

Прилог 1 Програмски код за Монте Карло симулације

PB NTRP 25.07.2018.

c

c CELLS

c -----

c Doctor

1 2 -1.05 1 -2 4 -5 7 -8 imp:p=1 vol=36000 \$ doctor legs

2 2 -1.05 1 -2 3 -6 8 -9 imp:p=1 vol=48000 \$ doctor chest

3 2 -1.05 1 -2 4 -5 9 -10 imp:p=1 vol=12000 \$ doctor head

c Patient

6 2 -1.05 18 -19 16 -24 22 -23 imp:p=1 vol=12000 \$ patient head

7 2 -1.05 20 -21 24 -25 22 -23 imp:p=1 vol=48000 \$ patient chest

8 2 -1.05 18 -19 25 -26 22 -23 imp:p=1 vol=36000 \$ patient legs

c TLDs

12 3 -2.54 11 -1 37 -38 44 -43 imp:p=1 vol=20 \$ l eye tld v

13 3 -2.54 11 -1 39 -40 44 -43 imp:p=1 vol=20 \$ c eye tld v

14 3 -2.54 11 -1 41 -42 44 -43 imp:p=1 vol=20 \$ r eye tld v

22 3 -2.54 11 -1 51 -52 55 -56 imp:p=1 vol=20 \$ l eye tld h

23 3 -2.54 11 -1 53 -54 55 -56 imp:p=1 vol=20 \$ r eye tld h

15 3 -2.54 36 -11 37 -38 46 -45 imp:p=1 vol=20 \$ l th tld

16 3 -2.54 36 -11 39 -40 46 -45 imp:p=1 vol=20 \$ c th tld

17 3 -2.54 36 -11 41 -42 46 -45 imp:p=1 vol=20 \$ r th tld

18 3 -2.54 36 -11 37 -38 47 -48 imp:p=1 vol=20 \$ l chest tld

19 3 -2.54 36 -11 39 -40 47 -48 imp:p=1 vol=20 \$ c chest tld

20 3 -2.54 36 -11 41 -42 47 -48 imp:p=1 vol=20 \$ r chest tld

c Ion Chamber Head

24 1 -0.001205 -71 imp:p=1 vol=196.25 \$ gornja komora

25 6 -2.69 71 -72 imp:p=1 vol=142.87 \$ kuciste gornje komore

c Ion Chamber Torso

26 1 -0.001205 -73 imp:p=1 vol=196.25 \$ donja komora

27 6 -2.69 74 -73 imp:p=1 vol=142.87 \$ kuciste donje komore

c 22 3 -2.7 53 -58 59 -60 61 -62 imp:p=1 \$ Al nosac

c 23 3 -2.7 49 -53 54 -55 56 -57 imp:p=1 \$ Gornja desna tableta

c 24 3 -2.7 49 -1 50 -51 52 -43 #1 #2 #3 #4 #5 imp:p=1 \$ Plasticna kutija

c 25 3 -2.7 -63 -49 imp:p=1 \$ Polusfera

c Rest

4 4 -11.35 11 -1 3 -6 12 -9 imp:p=1 vol=4200 \$ lead apron

5 1 -0.001205 14 -13 16 -17 8 -15 imp:p=1 vol=60000 \$ table top

9 5 -6.22 13 -27 24 -25 22 -10 imp:p=1 vol=6600 \$ ceiling shield

10 1 -0.001205 20 -21 24 -28 9 -29 imp:p=1 vol=16000 \$ image intensifier

c 21 5 -6.22 36 -11 4 -5 44 -43 imp:p=1 vol=100 \$ lead glasses

100 0 1000 imp:p=0 \$ spoljni prostor van zamisljene sfere

200 1 -0.001205 -1000 #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #10 #9

#24 #25 #26 #27

#12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #22 #23 imp:p=1 \$ u sferi

c

c SURFACES

c -----

1 px 60

2 px 80
3 py 50
4 py 60
5 py 80
6 py 90
7 pz 10
8 pz 100
9 pz 160
10 pz 190
11 px 59
12 pz 55
13 px 49
14 px -11
15 pz 105
16 py -30
17 py 170
18 px 9
19 px 29
20 px -1
21 px 39
22 pz 105
23 pz 125
24 py 0
25 py 60
26 py 150
27 px 51
28 py 40
29 pz 170
36 px 58
37 py 62
38 py 66
39 py 68
40 py 72
41 py 74
42 py 78
43 pz 185
44 pz 180
45 pz 165
46 pz 160
47 pz 150
48 pz 155
51 py 64
52 py 69
53 py 71
54 py 76
55 pz 186
56 pz 190
57 c/z 70 105 3
58 pz 180
59 pz 190
60 pz 180

61 pz 190
 71 rcc 55 70 175 0 0 10 2.5
 72 rcc 55 70 174 0 0 12 3.0
 73 rcc 55 70 150.5 0 0 10 2.5
 74 rcc 55 70 151.5 0 0 12 3.0
 1000 s 38.5 70 100 250
 c povrsi za tld
 c 49 px 59.4
 c 50 py 63.2
 c 51 py 66.7
 c 52 pz 178.5
 c 53 px 59.49
 c 54 py 64.2
 c 55 py 64.52
 c 56 pz 183.38
 c 57 pz 183.7
 c 58 px 59.58
 c 59 py 63.7
 c 60 py 66.2
 c 61 pz 179.2
 c 62 pz 184.2
 c 63 s 59.4 64.36 183.54 0.4

c THE CODE

c -----

mode p

c x-ray tube

c sdef pos=19 20 40 vec=0 0 1 dir=d1 erg=d2 par=2 \$ PA

sdef pos=61.42 20 40 vec=-1 0 1 dir=d1 erg=d2 par=2 \$ LAO

c sdef pos=-23.42 20 57.58 vec=1 0 1 dir=d1 erg=d2 par=2 \$ RAO

si1 A 0.986400586 1

sp1 1 1

si2 L 0.006 73I 0.08

sp2 D 0.00E+00

2.18E-42 2.47E-29 7.42E-40 7.81E-30 2.22E-24 8.75E-20
 3.49E-16 1.67E-13 1.95E-11 8.15E-10 1.49E-08 1.53E-07
 1.00E-06 4.72E-06 1.68E-05 4.83E-05 1.16E-04 2.44E-04
 4.53E-04 7.70E-04 1.19E-03 1.79E-03 2.42E-03 3.22E-03
 4.08E-03 5.04E-03 6.01E-03 7.00E-03 7.97E-03 8.93E-03
 9.82E-03 1.07E-02 1.14E-02 1.21E-02 1.27E-02 1.32E-02
 1.37E-02 1.41E-02 1.43E-02 1.45E-02 1.47E-02 1.47E-02
 1.48E-02 1.47E-02 1.46E-02 1.44E-02 1.42E-02 1.39E-02
 1.36E-02 1.33E-02 1.29E-02 2.21E-02 1.21E-02 1.16E-02
 1.12E-02 1.07E-02 1.02E-02 9.65E-03 9.08E-03 8.53E-03
 1.42E-02 7.37E-03 8.48E-03 5.94E-03 5.37E-03 4.82E-03
 4.24E-03 3.65E-03 3.05E-03 2.45E-03 1.84E-03 1.23E-03
 6.17E-04 2.57E-05

c

c material card

c Air, density 0.001205

m1 18000 -0.012827

6000 -0.000124
 7014 -0.755268
 8016 -0.231781
 c Muscle, density 1.05
 m2 1000 -0.102 6000 -0.143 7000 -0.034 8000 -0.71
 11000 -0.001 15000 -0.002 16000 -0.003 17000 -0.001 19000 -0.004
 c 6LiF, density 2.54
 m3 3006 -0.23
 3007 -0.012
 9019 -0.758
 c Lead, density 11.35
 m4 82206 -0.2445 82207 -0.2242 82208 -0.5313
 c Lead glass, density 6.22
 m5 8000 -0.156453
 14000 -0.080866
 22000 -0.008092
 33000 -0.002651
 82000 -0.751938
 c Aluminum, density 2.69
 m6 13027 -1
 c
 c tally card
 c
 FC106 LETld Doc
 F106:P 12
 sd106 53.8
 FM106 1.6e-10
 c
 FC116 CETld Doc
 F116:P 13
 sd116 53.8
 FM116 1.6e-10
 c
 FC126 RETld Doc
 F126:P 14
 sd126 53.8
 FM126 1.6e-10
 c
 FC136 LTTld Doc
 F136:P 15
 sd136 53.8
 FM136 1.6e-10
 c
 FC146 CTTld Doc
 F146:P 16
 sd146 53.8
 FM146 1.6e-10
 c
 FC156 RTTld Doc
 F156:P 17
 sd156 53.8

FM156 1.6e-10

c

FC166 LCTld Doc

F166:P 18

sd166 53.8

FM166 1.6e-10

c

FC176 CCTld Doc

F176:P 19

sd176 53.8

FM176 1.6e-10

c

FC186 RCTld Doc

F186:P 20

sd186 53.8

FM186 1.6e-10

c

FC236 LHETld Doc

F236:P 22

sd236 53.8

FM236 1.6e-10

c

FC246 RHETld Doc

F246:P 23

sd246 53.8

FM246 1.6e-10

c

FC256 Ion Chamber Head

F256:P 24

sd256 196.25

df256 IU=2 FAC=-3 IC=99

c

FC266 Ion Chamber Head

F266:P 26

sd266 196.25

df266 IU=2 FAC=-3 IC=99

c

c print

c ctme 2

nps 200000000

Биографија

Предраг Божовић је рођен 04.05.1985. године у Новом Саду. Основну и средњу електротехничку школу је завршио у Нишу као носилац Вукове дипломе. Електротехнички факултет Универзитета у Београду уписао је 2004. године. Дипломирао је 2010. године на смеру Биомедицински и еколошки инжењеринг са просечном оценом 8.16 и одбрањеним дипломским радом под називом „Процене мера заштите од јонизујућег зрачења“ са оценом 10. На истом факултету и истом модулу уписује Мастер академске студије 2010. године. Мастер студије је завршио 2011. године са просечном оценом 9.2 и одбрањеним Мастер радом под називом „Експериментално одређивање атенуационих својстава плочастих материјала на бази гипса за заштиту од зрачења у дијагностичкој радиологији“ са оценом 10. Докторске студије на Електротехничком факултету Универзитета у Београду уписао је 2011. године на модулу Нуклеарна, медицинска и еколошка техника. Положио је све испите са просечном оценом 10 и испунио све обавезе прописане студијским програмом сакупивши предвиђених 120 ЕСПБ.

Од 2011. године запослен је у Лабораторији за заштиту од зрачења и заштиту животне средине Института за нуклеарне науке Винча. У звање истраживач сарадник изабран је 2013. године, а реизабран 2016. године.

Научно-истраживачки рад одвија се у области дозиметрије и заштите од зрачења активностима везаним за карактеризацију сложених поља јонизујућих зрачења и развоја методологије за карактеризацију и оптимизацију заштите у пољима зрачења.

Поред научно-истраживачког рада активно учествује и у активностима акредитоване Лабораторије за радијациона мерења, и то у оперативним пословима из области дозиметрије и заштите од зрачења према овлашћењима Лабораторије за заштиту од зрачења и заштиту животне средине Института за нуклеарне науке Винча.

Изјава о ауторству

Име и презиме аутора Предраг Бошовић

Број индекса 50M/2011

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

Процена дозе за очно соливо у интервентним процедурама на основу дозиметра за цело тело
применом метода експерименталне и рачунарске дозиметрија

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да дисертација у целини ни у деловима није била предложена за стицање друге дипломе према студијским програмима других високошколских установа;
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио/ла интелектуалну својину других лица.

Потпис аутора

У Београду, 28. 9. 2020.

Предраг Бошовић

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Предраг Божовић

Број индекса 5011/2011

Студијски програм Нуклеарна, медицинска и еколошка техника

Наслов рада Процена дозе за очно сочиво у интервентним процедурама на основу дозиметра за цело тело применом метода експерименталне и рачунарске дозиметрија

Ментор др Оливера Цирај-Бјелац, редовни професор

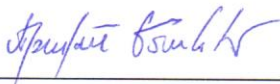
Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла ради похрањивања у **Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског назива доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис аутора

У Београду, 28. 9. 2020.



Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

Процена дозе за очно сочиво у интервентним процедурама на основу дозиметра за цело тело применом метода експерименталне и рачунарске дозиметрије

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду и доступну у отвореном приступу могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)
2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)
3. Ауторство – некомерцијално – без прерада (CC BY-NC-ND)
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)
5. Ауторство – без прерада (CC BY-ND)
6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци.
Кратак опис лиценци је саставни део ове изјаве).

Потпис аутора

У Београду, 28. 9. 2020.



1. **Ауторство.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.
2. **Ауторство – некомерцијално.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.
3. **Ауторство – некомерцијално – без прерада.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.
4. **Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.
5. **Ауторство – без прерада.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.
6. **Ауторство – делити под истим условима.** Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.