

Istraživanje prostorno vremenske raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja vrlo niskih doza pri dijagnostičkoj, terapijskoj i intervencijskoj radiologiji

Prlić, Ivica

Doctoral thesis / Disertacija

2013

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Science / Sveučilište u Zagrebu, Prirodoslovno-matematički fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:217:171873>

Rights / Prava: [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-02-02**



Repository / Repozitorij:

[Repository of the Faculty of Science - University of Zagreb](#)





SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

Ivica Prlić

**ISTRAŽIVANJE PROSTORNO VREMENSKE
RASPODJELE RASPRŠENOG RENDGENSKOG
ZRAČENJA VRLO NISKIH DOZA
PRI DIJAGNOSTIČKOJ, TERAPIJSKOJ I
INTERVENCIJSKOJ RADIOLOGIJI**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2013.



UNIVERSITY OF ZAGREB
FACULTY OF SCIENCE
PHYSICS DEPARTMENT

Ivica Prlić

**INVESTIGATION OF SPACE AND TIME DEPENDENT
DISTRIBUTION OF VERY LOW-LEVEL
SCATTERED X-RAY RADIATION
IN DIAGNOSTIC, THERAPEUTIC AND
INTERVENTIONAL RADIOLOGY**

DOCTORAL THESIS

Zagreb, 2013.



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

Ivica Prlić

**ISTRAŽIVANJE PROSTORNO VREMENSKE
RASPODJELE RASPRŠENOG RENDGENSKOG
ZRAČENJA VRLO NISKIH DOZA
PRI DIJAGNOSTIČKOJ, TERAPIJSKOJ I
INTERVENCIJSKOJ RADIOLOGIJI**

DOKTORSKI RAD

Mentor: dr.sc. Dinko Babić

Zagreb, 2013.



U UNIVERSITY OF ZAGREB
FACULTY OF SCIENCE
PHYSICS DEPARTMENT

Ivica Prlić

**INVESTIGATION OF SPACE AND TIME DEPENDENT
DISTRIBUTION OF VERY LOW-LEVEL
SCATTERED X-RAY RADIATION
IN DIAGNOSTIC, THERAPEUTIC AND
INTERVENTIONAL RADIOLOGY**

DOCTORAL THESIS

Supervisor: Dinko Babić, PhD

Zagreb, 2013.



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

Ivica Prlić

Ovaj doktorski rad predan je na ocjenu Vijeću Fizičkog odsjeka i Vijeću Geofizičkog odsjeka Prirodoslovno-matematičkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu u svrhu stjecanja akademskog naslova doktora prirodnih znanosti iz znanstvenog polja Fizika - Medicinska fizika.

Ovaj doktorski rad nastajao je tijekom dugogodišnjeg rada na istraživanju dozimetrije, dozimetrijskih mjernih metoda i zaštite ljudi od ionizirajućeg zračenja u Jedinici za dozimetriju zračenja i radiobiologiju Instituta za medicinska istraživanja i medicinu rada (IMI) u Zagrebu. Eksperimenti su provedeni u Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju Kliničkog bolničkog centra “Sestre milosrdnice” u Zagrebu, na Odjelu za interventnu radiologiju i radiološku dijagnostiku Opće bolnice “dr. Josip Benčević” u Slavonskom Brodu i drugim odjelima za radiološku dijagnostiku Hrvatskih bolnica.

Suvremene tehnologije koje koriste ionizirajuće zračenje, posebno rendgensko zračenje, posljednjih se dvadesetak godina razvijaju vrtoglavom brzinom i gotovo odmah nalaze svoje mjesto u svakodnevnoj uporabi. Medicina je prvo područje ljudskog djelovanja na koje one prvo prodiru, pogotovo od trenutka kad je razvoj elektronike, računala, materijala za pohranu i uređaja za obradu podataka omogućio brzo i vjerodostojno oblikovanje digitalnih slikovnih anatomskih podataka. Uporaba novih tehnologija postaje izazov provedbi zaštite od zračenja, posebno u provedbi osobne dozimetrije osoba profesionalno zaposlenih uz izvore ionizirajućeg zračenja. Tako se i autor ovog doktorskog rada zainteresirao za istraživanja izloženosti ljudi niskim i vrlo niskim dozama ionizirajućeg zračenja. Podaci iz baze dozimetrijskih podataka o osobnim doznim ekvivalentima profesionalno izloženih djelatnika, koja se oblikuje, čuva i nadograđuje od 1959. godine, bili su dodatno opravdanje za pojačana istraživanja izloženosti ljudi vrlo niskim dozama.

Dodatno, bez obzira na to što je i u Hrvatskoj kao i u svijetu uopće potreba zaštite od ionizirajućeg zračenja kvalitetno propisana zakonom i pratećim pravilnicima, područje izloženosti ljudi niskim i vrlo niskim dozama regulatorno se izbjegava. U obradama istraživačkih podataka često se miješaju regulatorne i stvarne fizikalne veličine koje opisuju učinke međudjelovanja ionizirajućeg zračenja i materije. Mnogi učinci se jednostavno ne istražuju, već se utvrđuje da su doze male, statistički nebitne, i da ih treba tumačiti isključivo kako to predviđa Linear Non Thresholdⁱ (LNT) model.

Pri izvješćivanju i tumačenju niskih i vrlo niskih doza primjećuje se nedovoljna sustavnost.

ⁱ Model ovisnosti ukupne primljene doze ionizirajućeg zračenja i učinaka koje ona uzrokuje pri međudjelovanju s živom materijom.

Nove tehnologije korištenja rendgenskog zračenja u medicini, industriji i općoj uporabi tražile su za novi pristup mjerenju doze, posebno osobnih doznih ekvivalenata. Kako postojeći pasivni osobni dozimetri nisu prikladni za mjerenja vrlo malih doza, istraživanje i rad na razvoju tehnologije radi izrade nove vrste osobnog dozimetra koji bi mjerio niske i vrlo niske doze jednostavno su se nametnuli.

Pod istraživačkim i stručnim vodstvom autora ovog doktorskog rada, na Institutu su pokrenuti istraživački projektiⁱⁱ usmjereni osmišljavanju, razvoju, izradi, uporabi i javnom potvrđivanju novog tipa aktivnog elektroničkog digitalnog dozimetra, po mogućnosti osobnog elektronskog dozimetra. Radi toga je osnovano poduzeće *ALARA uređaji d.o.o.* pod vodstvom Zdravka Cerovca, dipl.inž.elektrotehnike. Uz suglasnost Ministarstva znanosti, obrazovanja i športa, IMI je s poduzećem *ALARA uređaji d.o.o.* sklopio ugovor o zajedničkoj suradnji na razvoju novih dozimetara.

Sa znanstvenog gledišta, doktorski rad obrađuje istraživanje prostorno-vremenske raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja malih doza kojima su u praksi izloženi djelatnici koji rade s modernim rendgenskim uređajima u medicini, posebno u intervencijskoj radiologiji i kardiologiji. Radi toga je izrađen model tog raspršenja koji pomoću izodoznih krivulja opisuje raspršeno zračenje u intervencijskoj dvorani. Temeljem modela raspršenja moguće je procijeniti maksimalnu izloženost djelatnika. Pritom je korišten novi elektronski dozimetar koji bilježenjem brzine doze ionizirajućeg zračenja i relanog vremena omogućuje oblikovanje i vremenskog obrasca izloženosti raspršenom zračenju čime se objedinjuju znanstveni i tehnološki rezultati doktorskog rada.

S tehnološke strane, istaknuti dio ovog doktorskog rada je spomenuti, potpuno novi elektronički proizvod, novi tip aktivnog elektronskog dozimetra naziva ALARA OD x (ALARA Osobni Dozimetar; tip x)ⁱⁱⁱ, a koji pomoću dva, jedinstvena načina rada bilježi brzinu doze ionizirajućeg zračenja na prikladan, potpuno novi način.

ⁱⁱ IMI_RH MUP; Uspostava elektronske dozimetrije uz rendgenske uređaje za kontrolu prtljage i pošiljaka [Prlić, I., 1998-] i IMI_ALARA uređaji d.o.o.; Daljnji tehnološki razvoj i nadogradnja elektronskih dozimetara tipa ALARA [Prlić, I., 1998-].

ⁱⁱⁱ ALARA (*engl.* As Low As Reasonable Achievable) akronim nije zaštićen kao nazivlje. Time je omogućeno tako nazvati proizvod, uz dodatak nastavka OD (Osobni Dozimetar) i oznake tipa, broj x.

Doktorski rad izrađen je

„With a Little Help from My Friends“^{iv}

kojima od srca zahvaljujem.



O. R.^v

iv The Beatles album „Sgt. Pepper's Lonely Hearts Club Band“, UK, 1967.

v Otton Reisinger (1927-). Hrvatski karikaturist; osobna prepiska.

Mojoj Dobri,

SAŽETAK

Autor opisuje razloge koji su ga potaknuli da sa suradnicima razvije i proizvede novu vrstu *Aktivnog Elektronskog Dozimetra* (AED) tipa ALARA OD x za mjerenje ionizirajućeg zračenja. Predstavljeno je tehnološko oblikovanje ovog dozimetra radi poboljšanja mjerne pouzdanosti u usporedbi s postojećim pasivnim i komercijalnim elektronskim dozimetarima ionizirajućeg zračenja u području mjerenja niskih i vrlo niskih doza (te brzina doza). Postignuta je mjerna pouzdanost sumjerljiva s kolebanjem prirodnog pozadinskog ionizirajućeg zračenja.

Prikazan je presudan doprinos autora razvoju AED-a, koji se najizravnije očituje kroz jedinstvenu mjernu osobinu da se pomoću dva načina rada i mjerenja realnog vremena omogućuje razlučivanje izmjerenih podataka o brzini doze od prirodnog pozadinskog ionizirajućeg zračenja. Takva mjerenja omogućuju vremensko razlučivanje primanja doze (tj. brzine doze) i oblikovanje tipičnih vremenskih obrazaca za pojedinu intervencijski postupak na bolesniku.

Istraživanje tih doza, a osobito međudjelovanja rendgenskog zračenja s ljudskim organizmom, od velike je važnosti za epidemiološka istraživanja učinaka zračenja na ljude. Kako je ukupna izloženost ljudi rendgenskom zračenju u rasponu niskih fotonskih energija (manjih od 300 keV) u posljednjih 30 godina značajno porasla, važno je prikupiti što više podataka o svim mogućim učincima niskih doza rendgenskog zračenja na živu materiju, radi provedbe daljnjih bioloških, genetskih i sličnih istraživanja, te oblikovanja primjerenije zaštite od zračenja.

U radu je postavljen model prostorne raspodjele na bolesniku raspršenog rendgenskog zračenja unutar dvorana za intervencijsku radiologiju i kardiologiju, a koji je utemeljen na stvarnim radnim uvjetima pri intervencijskim postupcima. Prikazuju se modelom oblikovane izodozne krivulje i plohe dobivene iz eksperimentalnih rezultata mjerenja s dvadesetak AED-a ALARA OD 3 koji su postavljeni na prikladna mjesta u intervencijskoj dvorani.

Poznavanje raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja ima za krajnji cilj omogućiti procjenu maksimalne izloženosti medicinskih djelatnika i bolesnika te oblikovanje prikladne zaštite od toga zračenja. Daje se primjer kako se uz pomoć predstavljenog modela raspršenja, oblikovanih izodoznih krivulja i jednostavnog geometrijskog modela djelatnika može procijeniti maksimalni osobni dozni ekvivalent (i/ili efektivna doza za cijelo tijelo), što je nov i originalan pristup.

Ovaj doktorski rad proširuje pojam dinamičke dozimetrije na intervencijsku radiologiju i kardiologiju, što je omogućeno vremenskom razlučivošću AED-a. Prikazuje se i napor da se AED tipa ALARA OD 4 potvrdi i kao osobni dozimetar u regulatornom smislu provedbe zaštite od zračenja.

SUMMARY

This doctoral thesis explains the reasons that have encouraged the author and his associates to develop a new *Active Electronic Dosemeter* (AED) of ALARA OD type x for measurement of ionising radiation. The aim was to enhance and improve measurement reliability in comparison with existing passive and commercially available electronic dosimeters in the region of low and very low doses and dose rates. The achieved reliability lies inside variation range of ionizing background radiation.

The thesis also describes the author's contribution in the AED development; AED has unique measuring characteristic. Software supporting two operating modes, in addition to real-time measurement, provides resolution of measured dose rate data from natural background radiation (BG). These measurements enable temporal distinction between dose receipt (i.e. dose rate) and creation of typical temporal templates for each interventional procedure performed on a patient.

Investigation of low and very low doses of radiation, and in particular interaction of x-ray radiation with human body is of great importance for epidemiological research on the health effects of radiation to humans. Over the past 30 years overall human exposure to x-rays in the range of low photon energies (less than 300 keV) has significantly increased and it is therefore of great importance to detect as many as possible potential effects of low dose radiation on living matter. Collecting sufficient amount of dose measurement data would enable further biological, genetic and related researches and development of more suitable radiation protection methods.

The thesis introduces a model of the spatial distribution of scattered x-ray radiation produced within a patient's body and propagated within the interventional radiology and cardiology rooms, based on real diagnostic and interventional x-ray procedures. Modeled isodose curves and surfaces presented, represent results obtained from experimental measurements performed using twenty active electronic dosimeters ALARA OD 3 properly placed in interventional room.

Model validity is checked because the final goal of understanding the distribution of scattered x-ray radiation is to enable a prompt and easy estimation of maximum exposure for both medical workers and patients and to provide an appropriate level of protection. The example is given to demonstrate how the model of scattered radiation, isodose curves and

simple geometry model for worker could be used to estimate maximum personal dose equivalent (or/and total body effective dose) which is a new and original approach.

This doctoral thesis extends the concept of dynamic dosimetry to the interventional radiology and cardiology which is made possible owing to temporal distinction capability of AED. The efforts were described that have been invested to acknowledge / recognize the use of AED of ALARA PD 4 type in regulatory sense as a personal dosimeter in radiation protection.

POPIS KRATICA

ALARA	<i>As Low As Reasonable Achievable</i> – onoliko nisko koliko je razumno moguće postići
ALARA OD x	ALARA Osobni Dozimetar tipa x
AED	<i>Active Electronic Dosemeter</i> – aktivni elektronski dozimetar
AEPD	<i>Active Electronic Personal Dosemeter</i> – aktivni elektronski osobni dozimetar
BG	<i>Background radiation</i> – pozadinsko ionizirajuće zračenje
DAP	<i>Dose Area Product</i> – produkt doze i površine
DNA	<i>Deoxyribonucleic acid</i> – deoksiribonukleinska kiselina
DZRNS	Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost RH
E	Efektivna doza za cijelo tijelo
E_A	<i>Event- Active mode</i> – aktivan način rada
engl.	Izvornik na engleskom jeziku
F_k	Faktor kvalitete (biološki učinci zračenja)
FOV	<i>Field of view</i> – veličina slike koja se za dani otvor pomičnih zaslona na kućištu rendgenske cijevi oblikuje na detektoru slike
FSD	<i>Focus Skin Distance</i> – udaljenost od fokusa rendgenske cijevi do kože bolesnika
GSM	<i>Global System for Mobile Communications</i> – globalni sustav pokretnih komunikacija
GPS	<i>Global Positioning System</i> – globalni navigacijski satelitski sustav za pozicioniranje
H	Dozni ekvivalent u točki
H*(10)	Prostorni (ambijentalni) ekvivalent doze
Ḣ*(10)	Brzina prostornog ekvivalenta doze
H_p(10)	Osobni dozni ekvivalent za cijelo tijelo
H_{T,R}	Ekvivalentna doza u volumenu specifičnog tkiva ili organa
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i> – Međunarodna agencija za atomsku energiju
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> – Međunarodna komisija za radiološku zaštitu
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> – Međunarodna komisija za mjere i mjerenja zračenja
IMI	Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada, Zagreb
IR	<i>Interventional radiology</i> – intervencijska radiologija
KERMA	<i>Kinetic Energy Released to Matter</i> – kinetička energija predana materiji
LBG	<i>Local background</i> – lokalno pozadinsko ionizirajuće zračenje
LNT	<i>Linear No-Threshold model</i> – linearni model bez praga djelovanja
MEDI	<i>Medical and Environmental Dosimetry Inventory</i> – medicinski i okolišni dozimetrijski inventar
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i> – Nacionalni savjet za zaštitu od zračenja i mjerenja (USA)
NDT	<i>Non Destructive Testing</i> – nerazorna ispitivanja
NORM	<i>Naturally Occuring Radioactive Material</i> – materijal koji sadrži koncentracije aktivnosti prirodnih radionuklida
NRPB	<i>National Radiological Protection Board</i> – Nacionalni savjet za zaštitu od zračenja (UK)

PMMA	<i>Poly(Methyl MethAcrylate)</i> – prozirna termoplastika (akrilno staklo)
QA	<i>Quality Assurance</i> – politika osiguranja kvalitete
QC	<i>Quality Control</i> – kontrola kvalitete
SID	<i>Source to Image Distance</i> – udaljenost od izvora do detektora rendgenske slike
SSDL	<i>Secundar Standard Dosimetric Laboratory</i> – sekundarni standardni dozimetrijski laboratorij
TLD	<i>Thermoluminiscent Dosimetry</i> – termoluminiscentna dozimetrija
UNSCEAR	<i>United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation</i> – Znanstveni komitet Ujedinjenih naroda za efekte zračenja
W_R	Radijacijski težinski faktor
WHO	<i>World Health Organization</i> – Svjetska zdravstvena organizacija

Ključne riječi:

elektronski dozimetar, AED, AEPD, niske doze, vrlo niske doze, brzina doze, osobni dozni ekvivalent, efektivna doza, osobni dozimetar, dinamička dozimetrija, prostorna razlučivost, vremenski razlučiva dozimetrija, osobna dozimetrija, zaštita od zračenja, prirodno pozadinsko zračenje, intervencijska radiologija, LNT, ALARA, rendgensko zračenje, Comptonovo raspršenje, raspršeno zračenje, model raspršenja, rendgenski uređaj, izodoze u IR, pulsno zračenje.

SADRŽAJ

1.	PROLOG	10
2.	UVOD	13
3.	NISKE I VRLO NISKE DOZE IONIZIRAJUĆEG ZRAČENJA	17
3.1	Osnovne veličine za mjerenje doze ionizirajućeg zračenja	17
3.1.1	Osnovne dozimetrijske veličine rendgenskog zračenja	20
3.2	Operativne dozimetrijske veličine	21
3.3	Brzina doze	24
3.4	Kratka rasprava LNT modela	24
4.	RASPRAVA O NISKIM I VRLO NISKIM DOZAMA ZRAČENJA	26
4.1	Doze pri intervencijskim radiološkim dijagnostičkim postupcima	27
4.2	Novi tip radnog mjesta izloženog rendgenskom zračenju	29
4.3	Osobni dozimetri – odabir	30
4.4	Dozimetar – mjerni uređaj	32
4.5	Što mora mjeriti novi AED ?	34
5.	PRIRODNO POZADINSKO IONIZIRAJUĆE ZRAČENJE	35
5.1	Zašto mjeriti raspršeno rendgensko zračenje u IR dvorani ?	39
5.2	Opis uporabljenih fantoma bolesnika i djelatnika	40
5.3	Opis realne situacije moguće izloženosti djelatnika ionizirajućem zračenju u intervencijskoj radiologiji	41
5.4	Bolesnik kao izvor sekundarnog raspršenog rendgenskog zračenja	43
6.	RASPRŠENO RENDGENSKO ZRAČENJE	44
6.1.1	Međudjelovanje rendgenskog zračenja i materije	46
6.2	Opis polikromatskog rendgenskog spektra korištenog u eksperimentu	50
6.2.1	Opis rendgenskog uređaja	52
7.	AKTIVNI ELEKTRONSKI DOZIMETAR ALARA OD tip x : TEHNOLOŠKE I FIZIKALNE OSNOVE	59
7.1	Tehnološki razvoj elektronskog dozimetra ALARA OD x	60
7.2	Detektor elektronskog dozimetra: zašto GM cijev	62
8.	REZULTATI : AED ALARA OD x	64
8.1	Konstruktivno rješenje AED-a ALARA OD x	64
8.2	Napajanje, potrošnja struje i visoki napon GM cijevi AED-a	66
8.3	Mikrokontroler AED-a ALARA OD x	67
8.4	Kućište i ekran AED-a ALARA OD x	68
8.5	Sat AED-a ALARA OD x; određivanje vremenske učestalosti primanja doze i brzine doze te GPS pozicioniranje	69
8.6	Memorija; EEPROM AED-a	71
8.7	Posebnost AED-a ALARA OD x; programska podrška za DVA načina rada	72

8.8	Mjerenja niskih i vrlo niskih doza pomoću AED-a ALARA OD 3	80
8.9	Eksperimentalni razvoj AED-a ALARA OD x	80
8.9.1	ALARA OD x kao AED za nadzor prostora/okoliša	81
8.9.2	Kompenzacija GM cijevi AED-a ALARA OD 3 s obzirom na pseudopulsni način rada izvora rendgenskog zračenja	82
8.9.3	Komunikacija AED-a ALARA OD x s vanjskim uređajima za pohranu i obradu podataka	82
8.9.4	Izgled računalnog programa USB Report; GUI prozor AED-a ALARA OD 3 i izvješća iz memorije AED-a ALARA OD 3	83
8.9.5	Bežična komunikacija AED-a ALARA OD 3 s perifernim uređajima	86
8.10	AED ALARA OD 4 kao stvarno/regulatorno osobni elektronski dozimetar	86
8.11	Pouzdanost mjerenja AED-a ALARA OD x; umjeravanje AED-a ALARA OD x	87
9.	MJERENJE IZLAZNE DOZE PRIMARNOG SNOPI ZRAČENJA; ODZIV AED-a ALARA OD 3 U PSEUDOPULSNOM RENDGENSKOM POLJU ZRAČENJA	90
9.1.1	Određivanje mjerne nesigurnosti AED-a ALARA OD 3	92
9.1.2	Uočena ograničenja AED-a ALARA OD 3	92
10.	MJERENJE REFERENTNOG PRIRODNOG POZADINSKOG ZRAČENJA	93
10.1	AED ALARA OD 3 – mjerenje LBG u prostoru IR dvorane	95
11.	PROSTORNO-VREMENSKA RASPODJELA RASPRŠENOG RENDGENSKOG ZRAČENJA VRLO NISKIH DOZA U INTERVENCIJSKOJ DVORANI	96
11.1	Oblikovanje i temeljne postavke modela raspršenja rendgenskog zračenja na bolesniku pri IR postupcima	97
11.2	Model raspršenja	98
11.3	Rezultati mjerenja brzine doze	104
11.4	Oblikovanje izodoznih krivulja	108
11.4.1	Ponašanje izodoznih krivulja u ovisnosti o promjeni konstante κ	122
11.4.2	Provjera valjanosti i vizualizacija odstupanja izmjerenih podataka i modela raspršenja	123
12.	VREMENSKA IZLOŽENOST RASPRŠENOM RENDGENSKOM ZRAČENJU VRLO NISKIH DOZA U INTERVENCIJSKOJ DVORANI	128
12.1	Primjer obrasca promjene $H^*(10)$ s vremenom u intervencijskoj kardiologiji	132
12.2	Primjer jednostavnog postupka procjene E iz izmjerenih $H^*(10)_{\varphi, \theta, r}$	135
12.3	3D vizualizacija izodozne plohe – osnova dinamičke dozimetrije	141
13.	UKUPNOST PRIKAZANIH REZULTATA I PERSPEKTIVE	142
	ZAKLJUČAK	145
	LITERATURA	147
Dodatak A		
	Daljni razvoj AED-a; AEPD ALARA OD 4	158
Dodatak B		
	GM cijev – detektor AED-a ALARA OD x	161
	Fizikalne osnove rada GM cijevi	161

Mrtvo vrijeme i vrijeme oporavka GM cijevi	165
Odgovor GM cijevi na ulazno ionizirajuće zračenje	167
Kompenzacija GM cijevi kao detektora AED-a	168
Kutni odziv GM cijevi u ALARA OD x tipu dozimetra	170
Dodatak C	171
Osnovni tehnički, i podaci o uporabi AED-a ALARA OD 3	171
Dodatak D	177
Procjena mjerne nesigurnosti instrumenta FH 40 G-L10	177
ŽIVOTOPIS	178
POPIS OBJAVLJENIH RADOVA	180
Dodatak E - CD medij	192

1. PROLOG

Za razliku od zračenja ostalih dijelova elektromagnetskog spektra, rendgensko¹ je zračenje primijenjeno u medicini² odmah nakon što je otkriveno. Otkrićima radioaktivnosti³ koja su uslijedila te objašnjenjem fotoelektričnog efekta⁴ pojašnjena je osobina rendgenskog zračenja tj. ionizacija atoma. Do kraja dvadesetih godina prošlog stoljeća bio je jasan fizikalni mehanizam međudjelovanja atoma materije i rendgenskog zračenja⁵.

Ionizirajuće elektromagnetsko zračenje predaje materiji dovoljno energije za ionizaciju njezinih atoma, tj. uzrokuje promjenu njezine kemijske strukture. Ionizirani atomi materije ponašaju se električki drugačije od potpunih, električki neutralnih atoma i tvore drugačije kemijske veze. To dovodi i do drugačijeg ponašanja pri tvorbi organskih molekula koje čine osnovu biološkog tkiva. Različitosti fizikalnog i kemijskog ponašanja materije pri tvorbi biološkog tkiva uslijed izlaganja ionizirajućem zračenju danas najčešće nazivamo „mogućim štetnim djelovanjem“⁶ zračenja na živi organizam.

Istovremeno s prvotnom euforičnom⁷ i masovnom⁸ uporabom radioaktivnih materijala i rendgenskog zračenja u svakodnevnom životu, razvijala se i svijest⁹ o stvarnom utjecaju ionizirajućeg zračenja na zdravlje. S obzirom na to da je bilo sve više podataka o pojavljivanju do tada nepoznatih bolesti, posebno krvi, i ostalih negativnih utjecaja na zdravlje, iznimno je važno spomenuti 1915. godinu. Tada je Britansko rendgensko društvo (*engl.* British Röntgen Society) izradilo i prihvatilo¹⁰ rezoluciju o potrebi zaštite ljudi od prekomjernog izlaganja rendgenskom zračenju. Godine 1922. američke strukovne organizacije prihvaćaju britanska pravila. Do kraja tridesetih godina prošlog stoljeća jača svijest o potrebi zaštite od ionizirajućeg zračenja. Raste potreba za sustavnom izobrazbom stručnjaka, posebno znanstvenika koji se intenzivno bave tada suvremenim istraživanjima o mogućim zdravstvenim posljedicama rada sa i uz izvore ionizirajućeg zračenja. Izrađene su prve preporuke o potrebi zaštite od zračenja kao i odgovarajući modeli zaštite. Raspravlja se o

¹ rendgen *m* [njem.]; V. Anić: Riječnik hrvatskog jezika, Novi Liber, Zagreb, 1991.

² Petar Salcher, prof. je u ožujku 1896.g. izradio prvu rendgensku snimku u Hrvatskoj, u gradskoj muškoj školi u Rijeci

³ H. Bacquerel i M. Curie: spontana emisija zračenja iz materije

⁴ H. Hertz (1887), A. Einstein (1905) i drugi

⁵ Radovi A.H. Comptona, S.K. Allisona i njihovih suvremenika.

⁶ štetno nije uvijek” štetno”: (*grč.* hormesis) opisuje poželjne učinke na živi organizam od izlaganja malim dozama zračenja

⁷ Uporaba malih pokretnih rendgenskih uređaja za određivanje veličine stopala u dućanima cipela.

⁸ Uporaba ⁸⁸Ra u bojama (satovi), kozmetici i nadržilječništvu u prvom desetljeću 19. stoljeća.

⁹ Mihran Kassabian (1870-1910) radiolog pionir, USA, liječnik; pedantno je uslikavao i bilježio promjene uznapredovale nekroze svojih ruku uzrokovane zračenjem, nadajući se da će ti podaci pomoći medicini nakon njegove smrti.

¹⁰ Rezolucija koju je izradilo Britansko rendgensko društvo je prvi organizirani napor provedbe zaštite od zračenja.

dozvoljenim količinama rendgenskog zračenja kojima bi se čovjek¹¹ smio „bezopasno“ izlagati. W. D. Coolidge 1913. godine postavlja kamen temeljac suvremene radiologije izumom vakumirane rendgenske cijevi u kojoj je izvor elektrona (katoda) bio grijani volfram. To je omogućilo kvalitetniju kontrolu izlazne energije rendgenskog zračenja, čime rendgenski uređaj postaje sve važniji alat medicinske dijagnostike. Prvi međunarodni kongres radiologije održan je 1925. godine da bi se uspostavio odbor za međunarodno usuglašavanje oko standarda, metoda snimanja i određivanja mjerne jedinice za mjerenje zračenja; International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)¹².

Na drugom međunarodnom kongresu radiologije u Stockholmu¹³ 1928. godine prihvaćena je njemačka verzija mjerne jedinice za mjerenje zračenja, 1 R (Röntgen)¹⁴. Ona predstavlja količinu ionizacije koju rendgensko zračenje proizvede u 1 kg zraka i iznosi $2,58 \cdot 10^{-4}$ C/kg. Četvrti međunarodni kongres radiologije uvodi novi naziv za istu mjernu jedinicu, tzv. „međunarodni R“, i preporučuje dozvoljenu količinu izloženosti, tj. dozu „tolerancije“ od 0,2 „međunarodna R“ na dan kao dozu ionizirajućeg zračenja koja ne uzrokuje „štetu“ u živoj materiji.

Provedba zaštite od zračenja te izobrazba stanovništva i profesionalaca¹⁵ postala je državna obveza tek početkom pedesetih godina prošlog stoljeća, kada koncept¹⁶ izvedenih jedinica rad i rem¹⁷ postaje opće prihvaćen u zaštiti od zračenja. U regulatornu praksu uvodi se nadzor radnih mjesta, tj. dozimetrijski nadzor nad djelatnicima koji rade sa i uz izvore ionizirajućeg zračenja. Filmska dozimetrija postaje zakonom propisana pasivna dozimetrijska metoda. Jedinicu R dopunjuje se mjernom jedinicom Gy (grey), $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$. 1 Gy je količina zračenja koja deponira 1 J u 1 kg bilo kojeg materijala i naziva se apsorbirana doza. Definira se i *KERMA* (*engl.* Kinetic Energy Released per unit Mass), kinetička energija prenesena materijalu po jedinici mase.

KERMA u zraku (K_{zrak}) za rendgensko zračenje energija manjih od 300 keV istovjetna je apsorbiranoj dozi.

¹¹ Svijest o “prekomjernom” izlaganju zračenju drugih bioloških vrsta – biote, prisutna je tek u današnje doba.

¹² ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements – osnovana 1925.god.

¹³ Osnovana je International Commission on X-ray and Radium Protection, preteča International Commission on Radiological Protection (ICRP) i donesene su prve međunarodne preporuke o provedbi zaštite od ionizirajućeg zračenja.

¹⁴ 1931. god. na trećem Međunarodnom kongresu radiologije ratificiran je 1 R (Röntgen) kao međunarodna mjerna jedinica.

¹⁵ Djelatnici svih zanimanja koji u svom radu koriste izvore ionizirajućeg zračenja ili se za vrijeme rada nedvojbeno nalaze u blizini tih izvora

¹⁶ 1946.god. osnovana je Atomic Energy Commission (AEC) koja preporuča max. “dozvoljenu” dozu od 0,3 rem na tjedan.

¹⁷ rad i rem jesu jedinice anglosaksonskog sustava mjernih jedinica (danas su u uporabi u zemljama sjeverne, južne Amerike, Australije i Commonwealth-a)

Na godišnjoj konferenciji za mjere i mjerila 1979. godine u SI sustav mjernih jedinica uvrštena je izvedena mjerna jedinica Sv (sievert), $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$ kojom se izražava ekvivalentna doza ionizirajućeg zračenja, a koja uz SI jedinicu Gy za apsorbiranu dozu ionizirajućeg zračenja čini modernu mjeriteljsku osnovu dozimetrije zračenja [NCRP 82, 1985; Jakobović, Z., 2008].

Znanstveni doprinos ovog doktorskog rada jest prostorno-vremenska raspodjela na bolesniku raspršenog rendgenskog zračenja pri radiološkim intervencijskim postupcima.

Kako je raspršeno zračenje niskih i vrlo niskih doza reda veličine mSv, prijeko potreban preduvjet da se taj znanstveni dio uspješno načini bio je pronaći i uporabiti instrument-dozimeter koji može pouzdano mjeriti te doze. Tržište mjerne instrumentacije nije nudilo primjereni dozimeter pa je autor ovog doktorskog rada sa svojim suradnicima razvio i izradio AED tip ALARA OD x, što je dodatni, tehnološki doprinos ovog rada.

Rezultati doktorskog rada neophodni su za procjenu zdravstvenog rizika profesionalaca pri radu s novim rendgenskim tehnologijama, posebno pulsanim. Time se ovaj doktorski rad nadovezuje na dugu tradiciju provedbe zaštite od zračenja uz primjenu rendgenskih uređaja u medicini i industriji.

2. UVOD

Ovaj doktorski rad obrađuje prostornu i vremensku raspodjelu niskih i vrlo niskih doza raspršenog rendgenskog zračenja kojima su izloženi djelatnici na modernim radnim mjestima u medicini unutar dvorana intervencijske radiologije (IR) i kardiologije. Raspravlja se o niskim i vrlo niskim dozama ionizirajućeg zračenja, a njihove brojčane vrijednosti povezuju se s podacima iz literature i stvarnim mjerenjima.

Prvo i drugo poglavlje pojašnjavaju zbog čega je autor za doktorski rad odabrao ovu temu te koji su razlozi njezine važnosti u provedbi zaštite od ionizirajućeg zračenja, posebno rendgenskog zračenja vrlo niskih doza koje nije prisutno u prirodi. To je i središnja tema rada.

U trećem poglavlju, nakon rasprave o prekomjernom i neprirodnom ionizirajućem zračenju, uvode se osnovni fizikalni pojmovi u zaštiti od ionizirajućeg zračenja. Daje se kratak uvod u fizikalne principe i definicije dozimetrijskih veličina. Posebna pozornost posvećuje se povezanosti ozračenja ionizirajućim zračenjem i mogućih štetnih učinaka za zdravlje ljudi.

Četvrto poglavlje pojašnjava biološke učinke ionizirajućeg zračenja, navode se razlozi zbog čega je osmišljen i izrađen potpuno novi elektronski digitalni uređaj – aktivni elektronski dozimetar (AED) kojim se teži ispraviti sve fizikalne nedostatke suvremene pasivne osobne dozimetrije kao sustavnog radiološko-epidemiološkog praćenja već spomenutih novih radnih mjesta izloženih rendgenskom zračenju. Raspravlja se o pojmu doze ionizirajućeg zračenja, pri čemu se naglašava razlika između jednokratne izloženosti bolesnika visokim dozama i višekratne izloženosti profesionalca niskim dozama. Upravo je ova uvelike neistražena situacija središnja tema doktorskog rada.

U petom poglavlju pojašnjava se priroda lokalnog prirodnog pozadinskog zračenja (LBG)¹⁸ koje se nalazi u intervalu niskih doza, te osnovne metode njegova mjerenja. Daje se kratak opis antropomorfnih i ostalih fantoma i njihovih namjena, te razlozi korištenja nekih tipova fantoma u ovom radu. Pojašnjava se uloga bolesnika kao izvora sekundarnog, raspršenog zračenja u postavu intervencijskog postupka.

Šesto poglavlje obrađuje osnove međudjelovanja rendgenskog zračenja sa živom tvari, opisuje polikromatski rendgenski spektar te način njegovog raspršenja u materiji.

¹⁸ LBG, (*engl.* Local BackGround) – prirodno pozadinsko ionizirajuće zračenje na zadnoj lokaciji

Sedmo i osmo poglavlje obrađuju razvoj do sada izrađenih tipova AED-a ALARA OD x. Opisuju se njihov tehnološki razvoj i osobine, te prikazuju podaci o mjernoj točnosti.

Doprinos autora ovog doktorskog rada razvoju spomenutog AED-a presudan je, posebice glede programske podrške za dva opisana načina rada - što predstavlja jedinstveno rješenje za AED u općenitom smislu. U radu se pojašnjavaju standardizirani grafički način prikaza mjerenih rezultata, opisuju se svi konstruktivni i važni elementi AED-a te njegovo pojedinačno umjeravanje u ovisnosti o vrsti zračenja. Naime, važno je napomenuti da je umjeravanje za ograničeni energijski interval od interesa neophodno kako bi se aktivni element AED-a, odnosno Geiger-Müllerova cijev, mogao koristiti kao dozimetar.

Mjeriteljska pouzdanost AED-a tumači se zasebno jer je povezana s mjerenjima radi sakupljanja podataka za oblikovanje modela raspršenja i procjenu prostorne i vremenske raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja, te procjenu osobnog doznog ekvivalenta.

Deveto poglavlje donosi opis mjerne pouzdanosti AED-a i standardni opis provjere rada u pseudopulsnim poljima modernih rendgenskih uređaja.

U desetom poglavlju opisuju se mjerenja LBG-a u prostoru intervencijske dvorane, što čini sastavnicu procjene osobnog doznog ekvivalenta kroz model raspršenja.

Podaci dobiveni mjerenjima pomoću više AED-ova ALARA OD 3 u intervencijskim dvoranama za vrijeme rada rendgenskog uređaja opisuju se u jedanaestom poglavlju. Naglašava se da su mjerenja vršena na aluminijskom, tj. prikladnim realističnim fantomima¹⁹ [Harder, D., Herman, K.P., 1985; White, D.R., 1978; Shimadzu Corp., 2012] kao i uz prisutnost bolesnika (primjer kardiologije) za što postoji odobrenje etičkog povjerenstva IMI-ja. Autorov postav prostornog rasporeda AED-a u intervencijskoj dvorani, koji omogućuje kvalitetu mjerenih rezultata na razini potrebnoj za numeričko modeliranje, važan je i inovativan element eksperimentalnog pristupa problemu.

Na osnovi tako oblikovanog eksperimenta autor postavlja vlastiti model za mapiranje raspršenja rendgenskog zračenja na bolesniku i smješta ga u koordinatni prostor intervencijske dvorane. Detaljno se raspravljaju dobiveni rezultati mjerenja brzine ambijentalne ekvivalentne doze u intervencijskoj dvorani. Provodi se odgovarajuća numerička

¹⁹ realistični fantom – realistični (često i antropomorfni) model čovječjeg torza, dijela torza ili geometrijski modeli od različitih materijala tkivno ekvivalentne gustoće koji se koriste za provedbu kontrole kvalitete rendgenske slike i/ili umjeravanje isporučene doze iz terapijskih uređaja.

obrada izmjerenih podataka i oblikuju se izodozne krivulje u odabranim ravninama. Raspravlja se o ponašanju izodoznih krivulja u ovisnosti o promjeni parametara modela.

Posebna pozornost posvećuje se provjeri valjanosti modela raspršenja kroz ocjenu odstupanja mjerenih podataka od modela raspršenja.

Perspektive svog modela autor prikazuje kroz primjer procjene osobnog doznog ekvivalenta, smještajući na mjesto djelatnika prikladan jedno-tkivni ekvivalentni fantom. Na taj način određuje se interval maksimalno mogućeg ozračenja najizloženijeg člana intervencijskog tima, čime se tom problemu pristupa s dosad nezabilježnom kvantitativnošću.

Uporabom programskog paketa za 3D vizualizaciju prikazuju se svi dobiveni rezultati prostorne raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja.

Naglašena je činjenica da je 3D vizualizirani prikaz modela raspršenja (izodoznih ploha) u stvarnosti prikaz raspršenja u prostoru za samo jedan „zamrznuti” trenutak vremena, te da za ukupnu procjenu apsorbirane doze treba uzeti u obzir i vremensku strukturu izloženosti zračenju. Stoga se u dvanaestom poglavlju uvodi nova metoda mjerenja koja vodi računa o frakcioniranju izloženosti rendgenskom zračenju, a zasniva se na jedinstvenim mogućnostima AED ALARA OD 3. Na taj način dobiva se i vremenski slijed, „obrazac“, ponašanja raspršenog rendgenskog zračenja u IR dvorani pri nekom intervencijskom postupku.

Raspravlja se o „osobnom“ obrascu ozračenja djelatnika i bolesnika za zadanu vrstu pretrage. Prikazuje se vremenska razlučivost diskretnih ionizacijskih događaja koje uzrokuje liječnik obavljajući dijagnostiku frakcioniranim prosvjetljavanjem bolesnika.

U zaključnoj raspravi utvrđuje se da su mjerene brzine ambijentalne ekvivalentne doze raspršenog rendgenskog zračenja u IR dvorani bile stvarno niske i vrlo niske. Utvrđuje se i da opisana, u jednom trenutku vremena „zamrznuta“, situacija prostornog raspršenja i vremenski slijed ozračenosti prostora intervencijske dvorane daje prostorno-vremensku raspodjelu na bolesniku i medicinskoj opremi raspršenog rendgenskog zračenja. To je od posebnog značaja za modeliranje optimalnih položaja nošenja osobnih dozimetara, što je vrijedan podatak za procjenu zdravstvenog rizika pri izlaganju profesionalaca raspršenom rendgenskom zračenju.

Doktorski rad završava zaključkom, popisom korištene literature, životopisom autora i popisom njegovih radova. Dodaci sadrže popise i osnovne osobine uporabljene mjerne

opreme, tehnički opis AED-a, primjer umjernice, opis planiranog budućeg razvoja novih modela AEPD-a te ostale tehničke podatke važne za doktorski rad.

3. NISKE I VRLO NISKE DOZE IONIZIRAJUĆEG ZRAČENJA

Doza ionizirajućeg zračenja definirana je količinom energije koju ono od svog izvora prenosi prostorom i preda materiji s kojom međudjeluje ako mu se nađe na putu.

3.1 Osnovne veličine za mjerenje doze ionizirajućeg zračenja

Ovaj se doktorski rad bavi *raspršenim rendgenskim zračenjem* kojem su glavni izvori bolesnik i radiološka oprema pri intervencijskim dijagnostičkim i terapijskim postupcima. To znači da će za provedbu mjerenja biti važne samo one dozimetrijske veličine²⁰ koje opisuju to raspršeno zračenje pa ga pomoću njih možemo tumačiti. Za mjerni detektor koji broji „događaje zračenja“ – impulse izazvane međudjelovanjem zračenja s materijom, važna je veličina *KERMA-e u zraku*. Prebrojeni impulsli umjeravanjem mjernog uređaja u intervalu energijskog spektra od interesa daju informaciju o dozi.

KERMA je kinetička energija fotona prenesena materijalu te uvijek mora biti definirana s obzirom na specifični materijal u kojem se događa interakcija (*KERMA* u zraku K_{zrak} , *KERMA* u vodi K_{voda} i sl.). *KERMA* predstavlja kinetičku energiju ϵ_{kin} svih nabijenih čestica nastalih ionizacijom fotonima po jedinici mase m . Pri tome nije bitno usporavaju li nabijene čestice unutar tog volumena ili ne.

$$K_{\text{zrak}} = \frac{\epsilon_{\text{kin}}}{m} \quad (3.1.)$$

KERMA je veličina definirana u SI sustavu i bitna je u dozimetriji zračenja [ICRU 74, 2005; IAEA TRS 457, 2007] jer predstavlja energiju oslobođenu po jediničnoj masi materijala kroz koji se zračenje rasprostire. Za energiju iz rendgenskog izvora zračenja manju od 300 keV apsorbiranu po jediničnoj masi zraka, K_{zrak} je apsorbirana doza u zraku [ICRU 74, 2005]. Jedinica za kermu je Gy. Za zrak vrijedi $1\text{Gy} = 6.242 \times 10^{12} \text{ MeV/kg}$.

Ekspozicija X definira se kao

$$X = \frac{Q}{m} \quad (3.2.)$$

²⁰ Razlikujemo osnovne, izvedene, i operativne dozimetrijske veličine [ICRP 103, 2007; ICRU 51, 1993].

gdje je Q ukupni naboj pozitivnih iona u zraku, i to kada su svi elektroni i ioni oslobođeni međudjelovanjem fotona rendgenskog zračenja u masi zraka m potpuno zaustavljeni (potpuna apsorpcija).

Apsorbirana doza u zraku, D_{zrak} , određuje se prema izrazu:

$$D_{\text{zrak}} = X \cdot \frac{W_{\text{zrak}}}{e}, \quad (3.3.)$$

gde je $W_{\text{zrak}}/e = 33,97 \text{ J/C}$ specifična energija ionizacije zraka, [Kase, K. i sur. ed., 1990].

Deponirana energija ε_i , osnovna dozimetrijska veličina stohastičke²¹ prirode, energija je deponirana u jednoj interakciji rendgenskog fotona unutar materije prema relaciji

$$\varepsilon_i = \varepsilon_{\text{ulaz}} - \varepsilon_{\text{izlaz}} + \sum \varepsilon_{\text{promjene}}, \quad (3.4.)$$

gdje je $\varepsilon_{\text{ulaz}}$ energija ulaznog fotona, $\varepsilon_{\text{izlaz}}$ zbroj energija svih nabijenih i nenabijenih čestica i fotona koji izlaze iz interakcije (bez energije mirovanja), $\sum \varepsilon_{\text{promjene}}$ je usrednjeni zbroj svih promjena u energijama mirovanja jezgara i svih elementarnih čestica koje su uključene u interakciju.

Upadna energija zračenja $\varepsilon_{\text{ulaz}}$ određuje se mjerenjem K_{zrak} po ukupnom okomitom presjeku preko površine primarnog snopa rendgenskog zračenja $A \text{ (cm}^2\text{)}$ [Kase, K. i sur. ed., 1990].

Ukupna predana energija ε_{uk} materijalu zbroj je svih, interakcijama deponiranih energija u tom volumenu (3.4.)

$$\varepsilon_{\text{uk}} = \sum_i \varepsilon_i \quad (3.5.)$$

Apsorbirana doza D definirana je kao

$$D = \frac{\varepsilon_{\text{uk}}}{m} \quad (3.6.)$$

i izražava se u jedinici Gy. Treba naglasiti da D predstavlja energiju po jedinici mase koja trajno ostaje u materijalu i zbog toga može proizvesti učinke povezane sa ozračenjem. Neki od tih učinaka proporcionalni su s D , dok drugi pokazuju složenije ovisnosti. U stvarnim

²¹ Stohastički, pridj. – koji je više manje slučajan.

situacijama vrijednost D ne promatra se u točki materijala već kao usrednjena vrijednost preko većeg volumena materijala/tkiva.

Faktor kvalitete F_k bezdimenzionalna je veličina koja opisuje biološke učinke zračenja, zasnovana je na gustoći ionizacije u tkivu [ICRP 103, 2007] i koristi se za određivanje ekvivalentne i efektivne doze.

Dozni ekvivalent H u točki jest umnožak apsorbirane doze D u toj točki i faktora kvalitete F_k za specifično zračenje:

$$H = F_k D \quad (3.7.)$$

pri čemu je brzina ekvivalentne doze

$$\dot{H} = F_k D/t \quad (3.8.)$$

H mjerimo jedinicom $Sv = J/kg$, ali je značenje te jedinice konceptualno drugačije nego za Gy . Sv nije osnovna fizikalna mjerna jedinica već je mjera biološkog oštećenja tkiva i/ili organa uslijed njegove ozračenosti ionizirajućim zračenjem određene vrste (tablica 3.1.).

Biološki učinak određene vrste zračenja opisan je pomoću *radijacijskog težinskog faktora* W_R [ICRP 103, 2007], bezdimenzionalne veličine koja se zasniva na stupnju ionizacije duž puta nabijene čestice ili fotona u tkivu (tablica 3.1.). Primjenjuje se na apsorbiranu dozu radi procjene relativnog rizika za zdravlje čovjeka nakon izlaganja različitim tipovima ionizirajućeg zračenja [ICRP 103, 2007].

W_R je usrednjena vrijednost preko cijelog tijela što znači da faktor ima istu vrijednost za sve organe i tkiva. Za određivanje H za potrebe zaštite od zračenja u praksi vrijedi $W_R = F_k$.

Tablica 3.1. Radijacijski težinski faktori za pojedine vrste zračenja prema ICRP 103 [ICRP 103, 2007].

Vrsta zračenja	Radijacijski težinski faktor, W_R
Fotoni svih energija	1
Elektroni i mioni	1
Neutroni, energija < 10 keV	5
Neutroni energija od 10 keV do 100 keV	10
Neutroni od 100 keV do 2 MeV	20
Neutroni od 2 MeV do 20 MeV	10
Neutroni, energija > 20 MeV	5
Protoni energija > 2 MeV	5
Alfa čestice, fisijski dijelovi, teške jezgre	20

Radijacijski težinski faktori W_R opisuju činjenicu da isti D za različite vrste zračenja (fotoni, neutroni, alfa zračenje, i sl.) izaziva u istom tkivu različite biološke učinke.

Ekvivalentna doza $H_{T,R}$ u volumenu specifičnog tkiva ili organa T izražava se kao

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (3.9.)$$

gdje je $D_{T,R}$ prosječna vrijednost apsorbirane doze zračenja vrste R u tom tkivu ili organu T.

Za određivanje cjelokupnog mogućeg štetnog utjecaja na ljudski organizam koristi se *efektivna doza* za cijelo tijelo E koja se izražava kao

$$E = \sum_T W_T H_T \quad \text{uz} \quad \sum W_T = 1 \quad (3.10.)$$

gdje su W_T težinski faktori pojedinih organa ili tkiva izloženih zračenju [ICRP 60, 1990; ICRP 74, 1997; ICRP 89, 2001; ICRP 103, 2007; Brenner, D., i Huda, W., 2008; Koterov, A.N., 2005; Bond, V.P. i sur., 2005] koji predstavljaju relativnu osjetljivost pojedinih organa i tkiva u odnosu na učestalost pojave karcinoma i mortalitet.

3.1.1 Osnovne dozimetrijske veličine rendgenskog zračenja

KERMA u zraku za napon U na dijagnostičkoj rendgenskoj cijevi, jačinu struje I kroz cijev, vrijeme T , ukupnu filtraciju X_F , površinu primarnog snopa A i udaljenost FSD (Focus to Skin Distance) fokusa rendgenske cijevi i kože bolesnika dana je s:

$$K_{\text{zrak}}(U, I, T, X_F, A) \approx \left(\frac{I \cdot T}{FSD^2} \right)_{U, X_F = \text{konst.}} \quad (3.11.)$$

Za FSD različite od 100 cm potrebno je izvršiti ispravku na osnovi izraza

$$K_{\text{zrak}} = K_{100\text{cm}} \left(\frac{100}{FSD} \right)^2 \quad (3.12.)$$

Ukupna *KERMA* sastoji se od dviju sastavnica tj. sudarne (kolizijske) *KERMA*-e (K_{kol}) i radijativne *KERMA*-e (K_{rad}). K_{kol} je dio *KERMA*-e koji pri međudjelovanju uzrokuje stvaranje slobodnih elektrona koji tada gube svoju energiju ionizacijom duž puta kroz materijal (apsorber). K_{rad} je dio *KERMA*-e koji stvara radijativne fotone zbog usporavanja nabijenih čestica pri međudjelovanju s materijom. Ukupna *KERMA* K dana je izrazom

$$K = K_{\text{kol}} + K_{\text{rad}} \quad (3.13.)$$

Kolizijska *KERMA* K_{kol} može se izraziti kao

$$K_{\text{kol}} = K \cdot (1 - g) \quad (3.14.)$$

gdje g predstavlja udio kinetičke energije oslobođenih nabijenih čestica u materijalu koji se gubi kroz zakodno zračenje. Taj je podatak važan pri utvrđivanju praktične valjanosti mjernog postupka uporabom detektora zračenja ugrađenog u AED-u kojim je mjereno, osobito pri odabiru materijala za kompenzaciju detektora zračenja [Knoll, G.F., 1986; Sirajuddin, D. i sur., 1995; Ankerhold, U. i sur., 2001; ICRU 11, 1993; ISO 4037-1, 1996; IPEM Rep.78, 1997; IPEM Rep. 91; 2005; ÖKD, 2010; Bolognese-Milsztajn, T. i sur., 2004].

$KERMA$ u zraku je za niske energije rendgenskog zračenja, energije manje od 300 keV, jednaka D u zraku, pa je za fotonsko zračenje $W_R = F_k = 1$ odnosno $K_{zrak} = H$.

3.2 Operativne dozimetrijske veličine

Operativne dozimetrijske veličine prema ICRU 51 i EC RP 160 [ICRU 51, 1993; EC RP 160, 2009] koriste se u zaštiti od zračenja za mjerenja izloženosti zračenju (nadzor prostora ili osoba) radi procjene zaštitnih dozimetrijskih veličina tj. za procjenu osobnih doza kako je to sistematizirano u doktorskom radu Surić Mihić M., [Surić Mihić, M., 2012].

Razlikujemo dvije vrste operativnih veličina – za *nadzor prostora*, i za *osobni nadzor*.

Dozimetrijske veličine za *nadzor prostora* jesu:

- $H^*(10)$ – ambijentalni dozni ekvivalent
- $\dot{H}^*(10)$ – brzina ambijentalnog doznog ekvivalenta
- $H^*(0,07, \Omega)$ – dozni ekvivalent smjera (na dubini od 0,07 mm u smjeru Ω ²²).

$H^*(10)$ povezan je sa zaštitnom veličinom E i općenito se koristi za procjene, razvrstavanje radnih prostora, provjeru učinkovitosti debljine zaštite i slično. $H^*(10)$ izotropna je veličina, tj. vrijednost mu ne ovisi o smjeru zračenja u zadanoj točki prostora.

Veličina $H^*(0,07)$ koristi se za nadzor prostora u kojem se nalaze izvori zračenja i u kojem bi se neovlašteno mogli kretati djelatnici, te na mjestima mogućeg proboja zračenja zbog manjkavih zaštitnih pregrada i ostale zaštitne opreme. Koristi se i za određivanje doze na koži. Radiolog pri provođenju IR postupka povremeno postavlja ruke u primarni snop zračenja pa je potrebno odrediti dozu na površini kože ruku.

Za *osobni nadzor* bitni su *dozni ekvivalenti* koji se definiraju u osobi [IAEA SS Guide RS-G-1.3., 1999; ICRP 103, 2007] i u stvarnom polju zračenja, a mjere se direktno na osobi:

²² Smjer Ω definiran je na ICRU kugli promjera 30 cm polarnim koordinatama, a stvarno se poklapa sa smjerom rasprostiranja rendgenskog zračenja iz izvora do mjesta mjerenja u prostoru.

- $H_p(10)$ – za određivanje efektivne doze za čitavo tijelo
- $H_p(3)$ – za određivanje ekvivalentne doze za očnu leću (dubina od 3 mm u oku)
- $H_p(0,07)$ – za određivanje lokalne efektivne doze za kožu uslijed fotonskog ili elektronskog zračenja (maksimalna vrijednost ekvivalentne doze za kožu, uprosječena po površini od 1 cm² i na dubini od 0,07 mm)

Svi dozni ekvivalenti definirani su kao dozni ekvivalenti na dubinama 10 mm i 0,07 mm od površine kugle promjera 30 cm sačinjene od ICRU četveroelementnog²³ mekog tkiva [ICRU 51, 1993; ICRP 103, 2007]. U stvarnosti to su dubine unutar tijela, ispod definirane površinske točke na koži za koju se pretpostavlja ili zna da će biti izložena zračenju. Za $H_p(10)$ ta se točka podudara s položajem dozimetra na tijelu djelatnika.

H i $H^*(10)$ ovise i o geometriji polja zračenja (smjeru i prostornom obliku upadnog snopa). U medicini, posebno u intervencijskoj radiologiji koja je od interesa u ovom doktorskom radu, smjerovi (Ω) upadnog rendgenskog zračenja na bolesnika uobičajeno se označavaju kraticama prikazanim u tablici 3.2. Kratice i njihovo značenje pomažu liječnicima vizualizirati anatomske detalje i smjestiti ih vrlo precizno unutar tijela te ne predstavljaju opis koordinatnog sustava.

Tablica 3.2. Medicinske oznake smjerova (Ω) upadnog rendgenskog zračenja (primarnog snopa) na bolesnika.

Opis	Oznaka smjera (Ω)
<i>Anterio - posterior</i> , prema licu bolesnika	AP
<i>Postero - anterior</i> , prema leđima bolesnika	PA
<i>Right Anterio Oblique</i> , prema desnom ramenu bolesnika	RAO
<i>Left Anterio Oblique</i> , prema lijevom ramenu bolesnika	LAO
<i>Lateralno</i> , pod kutem bočno s lijeva	LLAT
<i>Lateralno</i> , pod kutem bočno s desna	RLAT
<i>Lateralno</i> , pod kutem sa strane	LAT
<i>Rotation</i> , valjkasto simetrično polje	ROT
Kuglasto simetrično polje	ISO

Svrha dozimetrije prostora je oblikovanje trenutne prostorne raspodjele raspršenog zračenja unutar nekog prostora mjerenjima H i $H^*(10)$ u točkama od interesa. Izodozni prikaz njihovih vrijednosti u cijelom prostoru prihvatljiva je osnova za procjenu E .

²³ Četveroelementno meko tkivo (ICRU soft tissue); pločasti fantom (30 cm x30 cm x15 cm), usrednjene gustoće 1 g/cm³ sastoji se od vodika (H), ugljika (C) amorfnog gustoće 2,0 g/cm³, grafita (C) gustoće 1,7 g/cm³ i kisika (O) s težinskim udjelima 0,101172 / 0,111 / 0,026 i 0,761828 sukcesivno [Harder, D., Herman, K.P., 1985; ICRU Rep. 85, 2011].

Svrha osobne dozimetrije djelatnika izloženih ionizirajućem zračenju jest određivanje osobnih doza za profesionalno izložene pojedince radi ograničenja ili kontrole pojavnosti bilo kakvih učinaka na zdravlje tih pojedinaca.

Nakon određivanja H računa se $H^*(10)$ u prostoru od interesa. Procjenjuje se $H_p(10)$, stvarna izloženost neke osobe zračenju (vrsta zračenja, geometrija polja, zaštitna sredstva), što ne uključuje osobine pojedinog spola ili bilo koje individualne osobine osobe kojoj se ta doza određuje (starost, fizička građa, tjelesna masa i sl.) [Ankerhold, U. i sur., 2001].

Na taj način H predstavlja veličinu koja daje vrijednost najveće ekvivalentne doze koju bi primila bilo koja osoba u istim fizičkim i fizikalnim uvjetima izlaganja, čime se validira korištenje ekvivalentnog fantoma od aluminija koji u doktorskom radu predstavlja bolesnika.

Za rendgenske snopove $H_p(10)$ predstavlja razumnu procjenu efektivne doze $H_{T,R}$ iako može doći do njezina podcjenjivanja [Siiskonen, T. i sur., 2007, 2008]. To se mora uzeti u obzir, osobito kod onih vrijednosti $H_{T,R}$ koje su blizu preporučenim granicama za profesionalno izložene osobe.

Uporaba $H^*(10)$ kao ocjene $H_{T,R}$ najčešće dovodi do precjenjivanja.

Za neke energije i geometrije polja ono može biti veliko, tako da su podaci o energiji i smjerovima zračenja u radnom prostoru nužni za primjenu odgovarajućih korekcija pomoću pretvorbenih koeficijenata danih u literaturi [ICRP 74, 1997; ICRU 51, 1993; ICRU 57, 1998; ICRP 89, 2001]. Dosadašnji dozimetrijski literaturni podaci zasnovani su na pretpostavci jednolike ozračenosti cijelog tijela, uporabi pretvorbenih koeficijenata i ispravnom umjeravanju i korištenju osobnih dozimetara [UNSCEAR 2006, 2007; UNSCEAR 2008, 2009; UNSCEAR 2010, 2010].

$H^*(10)$ veličina je koja je neovisna o smjeru upadnog zračenja i s obzirom da je za rendgenske energije manje od 300 keV u zraku uz odgovarajuće umjereni mjerni instrument jednaka H , tj. jednaka K_{zrak} , bit će korištena u ovom doktorskom radu.

No, iako navedene publikacije daju pregled pretvorbenih koeficijenata u ovisnosti o energiji upadnog zračenja, oni ne uključuju posebnosti pojedinih medicinskih zanimanja niti osobine polja zračenja koje u stvarnosti umjesto monoenergetskih fotona sadrže cijeli, polikromatski primarni snop rendgenskog zračenja (slika 3.1.) zajedno s raspršenim zračenjem na bolesniku i medicinskoj opremi u „mekšem”²⁴ dijelu spektra. Ovaj doktorski

²⁴ Polikromatski rendgenski spektar kolokvijalno se radi načina međudjelovanja s živom materijom dijeli na “meki”, energija do cca. 30 keV i “tvrđi”, energija većih od cca. 30 keV.

rad uvodi u praksu mjerni uređaj AED, koji treba unaprijediti mjerenja $H^*(10)$ i $\dot{H}^*(10)$ pri istraživanju niskih i vrlo niskih doza raspršenog polikromatskog rendgenskog zračenja.

3.3 Brzina doze

U ovom doktorskom radu opisani AED nakon primjerenog umjeravanja na energijski interval od interesa može mjeriti i/ili programski procjeniti brzinu doze. Ona je važna dozimetrijska veličina za opis mogućeg međudjelovanja raspršenog rendgenskog zračenja i tkiva upravo zbog učinka frakcioniranja, tj. višekratnog izlaganja niskim i vrlo niskim dozama (brzinama doza). Te nivoe doza pasivni dozimetri često i ne bilježe, ili ih samo ubrajaju u akumuliranu dozu. Zbog toga pasivnim dozimetrima nije moguće kvalitetno razlučiti mjerenu dozu LBG zračenja od mjerene profesionalne doze. Dodatno, radi značajnog kolebanja LBG zračenja [UNSCEAR, 2008; UNSCEAR, 2010], čije su vrijednosti upravo u intervalima niskih i vrlo niskih doza, ne može se utvrditi je li izmjerena doza bila stvarno i primljena.

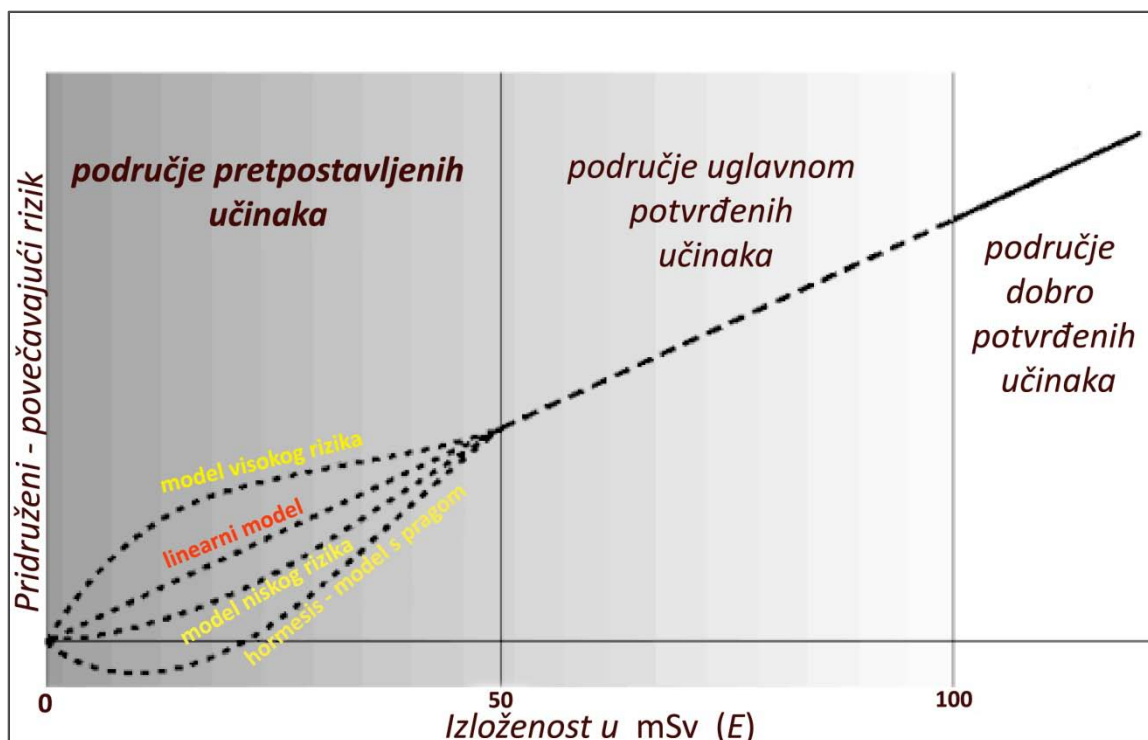
Biološki učinak međudjelovanja zračenja i živog tkiva, osim o vrsti i kvaliteti²⁵ zračenja, ovisi i o učestalosti izlaganja tom zračenju – frakcioniranju doze, te o brzini primanja i absorbiranja tog zračenja – brzini doze [ICRP 103, 1997; ICRP 110, 2009; ICRP Committee 1, 2004; WHO, 2000; Abdel-Rahman, W., Podgorsak, E.B., 2010; ÖKD, 2010; Hattori, S., 2005].

Razvijani AED stoga je morao imati i tu opciju mjerenja i prikazivanja rezultata.

3.4 Kratka rasprava LNT modela

LNT (*engl.* Linear Non Treshold) model je hipoteza koja kaže da ne postoji granica izlaganja nekoj količini ionizirajućeg zračenja nakon koje počinju njegovi nepoželjni/štetni učinci na zdravlje pojedinca, već je rizik pojave mogućih bioloških učinaka proporcionalan razini izloženosti ionizirajućem zračenju. To znači da svaka, pa i najmanja izloženost zračenju uzrokuje neke „učinke“ u tkivu [ICRP 60, 1990; ICRP Committee 1, 2004; PBNC, 2006; Mossman, K.L., 2010; Muckerheide, J., 2000; Javad Mortazavi, S.M. i sur., 1999; Rajan, G., Izewska, J., 2009; O'Brien, B., Putten van der, W., 2008].

²⁵ Kvalitetu zračenja definira oblik spektra energije zračenja iz zadanog izvora, s obzirom na svoju prodornost u materijal ili s obzirom na svoju prikladnost za određene namjene. Prodornost rendgenskog zračenja ovisi o primjenjenom naponu na rendgenskoj cijevi (što veći napon, veća je prodornost, tj. bolja je kvaliteta), i o struji grijanja rendgenske cijevi (što je veća struja, veća je doza uz istu prodornost).



Slika 3.1. Prikaz LNT modela. Učinci izlaganja niskim dozama ionizirajućeg zračenja mogu se odrediti jednostavnom linearnom ekstrapolacijom učinaka zabilježenih pri izlaganju visokim dozama zračenja. Shodno tome ne postoji „sigurna doza“ izlaganja zračenju zato jer i najmanje doze mogu uzrokovati neki biološki učinak. International Commission on Radiation Protection (ICRP) 1959. godine prihvatila je LNT model.

Pri tome još uvijek nije jasno i predmet je stručne rasprave treba li izloženost ljudi BG zračenju isto tako uključiti u rasprave o neželjenim učincima, ili je ta „prirodna“ izloženost uključena u evolucijski razvoj prema Darwinovoj teoriji [Balabanić, J., 2004; Darwin, C., 1859] ili uopće nije uključena.

Ovaj doktorski rad ne raspravlja znanstvenu vjerodostojnost LNT modela, već omogućuje njegovo dodatno promišljanje sakupljanjem dozimetrijskih podataka upravo u području niskih i vrlo niskih doza, gdje je taj model najdvojbentiji (slika 3.1.).

4. RASPRAVA O NISKIM I VRLO NISKIM DOZAMA ZRAČENJA

Sasvim je jasno da način izlaganja ljudi niskim i vrlo niskim dozama, manjima od ~ 1 mGy, a shodno tome i pripadajućim malim i vrlo malim brzinama doza rendgenskog zračenja reda veličina mGy/h, µGy/h pa čak i nGy/h i njihovo mjerenje predstavlja izazov [Calabrese, E.J., 2002; Javad Mortazavi, S.M.J., 2001; Harder, G., Herman, K.P., 1985; Kramer, R. i sur., 1982; Prlić, I., 2002a; Oresgun, M. i sur., 1999c; Prlić, I., 2007a; Rajan, G., Izewska, J., 2009; IAEA, 2001; O'Brien, B., Putten van der, W., 2008].

Rendgensko zračenje energija fotona manjih od 300 keV smatra se niskim energetskim zračenjem. Takvo rendgensko zračenje koriste svi rendgenski uređaji u medicini, osim terapijskih linearnih akceleratora.

U literaturi se od samog početka otkrića rendgenskog zračenja i radioaktivnosti tvari koristi pojam doze, pri čemu se u opisivanju veličine doze uvriježila terminologija koja se koristi u terapijskoj radiofizici, a u moderno vrijeme i u nuklearnoj medicini. Tako se malim dozama smatraju doze od stotinjak mGy do nekoliko Gy, dok se doze iznosa manjeg od 100 mGy označavaju kao vrlo niske doze. Suprotno tome, u zaštiti od zračenja doze reda veličine mGy smatraju se normalnim, dok se one reda veličine µGy smatraju niskim (malim) dozama. Doze mjerljive u prirodi, tj. prirodno pozadinsko zračenje, reda su veličine nGy. Zbog navedene zbrke u terminologiji u literaturi često dolazi do zablude pri tumačenju bioloških učinaka koje uzrokuje ionizirajuće zračenje, jer se argumenti zasnivaju na veličini deponirane doze zračenja u materijalu (tkivu). Tako jedni autori pod niskim apsorbiranim dozama smatraju one reda veličine mGy dok drugi koriste termin niske doze za one reda veličine nekoliko cGy pa čak i Gy [ANS, 2004; RCR, 2006; BFS, 2008; Wernli, C., 2004]. Biolozi koji istražuju lomove DNA²⁶ uslijed međudjelovanja tih molekula s vanjskim rendgenskim ozračenjem [Rozgaj, R. i sur., 1999b; UNSCEAR, 2008, IAEA TECDOC-1423, 2004] koriste pojam *vrlo niske brzine doze* rendgenskog zračenja za *brzine apsorbirane doze* od 2 do 50 mGy/minuti do ukupno 2 Gy kumulativno po jednom terapijskom tretmanu bolesnika [Sorenson, J.A., Phelps, M.E., 1980].

Terminološka zbrka oko vrlo malih, malih i ostalih veličina doza prenosi se i na radove koji problematiziraju LNT. Kako se somatski učinci u tkivu nakon medicinskog ozračivanja,

²⁶ DNA (*engl.* DeoxiriboNucleic Acid) – dezoksiribonukleinska kiselina

osobito u terapijske, a sve učestalije i u IR²⁷ dijagnostičke svrhe, najčešće pojavljuju pri jednokratno primljenim apsorbiranim dozama od oko 1 Gy i većim, medicinska zajednica tu vrijednost doze obično tretira kao prelomnicu između malih i normalnih, svakodnevnih doza.

Ovaj doktorski rad ne obrađuje te doze koje su za terapijsku medicinu normalne ali sa stajališta zaštite od zračenja visoke. No valja napomenuti da su one literaturno opisane u rasponu od 100 cGy pa do nekoliko desetaka Gy.

Učestalost primanja doze ionizirajućeg zračenja važna je pri provedbi terapijskog ozračivanja tkiva [RCR, 2006; Kramer, R. i sur., 1982; Lee, E.K., Zaider, M., 2003; Seibert, A.J., Boone, J.M., 2005]. Praksa nedvojbeno pokazuje da su izliječenja bolesnika na kojima se provodi terapija zračenjem brža i cjelovitija ako se koristi tzv. fracioniranje tj. tehnika učestalog sukcesivnog ozračivanja bolesnog tkiva što većim brzinama doze. Ukupna količina terapijskog zračenja, reda veličina od 1 do 80 Gy pa i više, dijeli se na frakcije velikih doza kojima se zrači tkivo u što kraćem vremenu [ICRP 89, 2001; Snyder, W.S. i sur., 1978].

Brzina doze terapijskog ozračivanja vrlo je velika kad se za terapiju koristi visokoenergetsko pulsno rendgensko zračenje linearnog akceleratora. Najmodernije dijagnostičke i NDT²⁸ rendgenske tehnologije koriste pulsne i pseudopulsne načine rada [IAEA SS No. 13., 1999a; ICRP 103, 2007; IAEA TRS 457, 2007; Shimadzu Corp., 2012]. To je dodatni izazov provedbi zaštite od zračenja jer nije jednostavno mjeriti pulsna ionizirajuća zračenja.

4.1 Doze pri intervencijskim radiološkim dijagnostičkim postupcima

Dijagnostički i intervencijski postupci pri kojima se koristi ozračivanje bolesnika ionizirajućim zračenjem provode se korištenjem značajno nižih vrijednosti izlaznih energija zračenja nego pri terapijskim postupcima. Raspon energija iznosi od 25 keV do 150 keV, pa su zbog toga doze i brzine doza kojima se ozračuje tkivo bolesnika značajno manje nego u terapiji. Dijagnostika ionizirajućim zračenjem provodi se korištenjem rendgenskog zračenja radi dobivanja planarne ili 3D, stacionarne ili dinamičke slikovne anatomske informacije. Razlikujemo dva osnovna radiološka rendgenska dijagnostička postupka:

- Tehnikom kratkih ekspozicija ozračivanja (snimanje) radi oblikovanja anatomske slike trenutnog fiziološkog stanja bolesnika. Radiolog nije nužno uz bolesnika.

²⁷ IR (*engl.* Interventional Radiology) – intervencijska radiologija

²⁸ NDT (*engl.* Non Destructive Testing) – nerazorna ispitivanja materijala pomoću ionizirajućeg zračenja u industriji.

Snimanje se provodi jednokratnim eksponiranjem bolesnika uniformnim snopom rendgenskog zračenja u vremenima od 0,01 s do nekoliko sekundi.

- Prosvjetljavanjem (dijaskopijom) objekta-bolesnika, tj. tehnikom dugovremenskog konstantnog ozračivanja radi praćenja fiziološke dinamike koja se dijagnosticira. Slike se često bilježe na filmsku traku pomoću tzv. CINE²⁹ načina rada. Radiolog je tijekom dijela postupka nužno uz bolesnika, tj. u polju raspršenog rendgenskog zračenja. Prosvjetljavanje se provodi kontinuiranim ozračivanjem bolesnika u vremenima od 1 s do nekoliko desetaka minuta. Ukupno vrijeme prosvjetljavanja može se frakcionirati, tj. ukupno se ozračivanje provodi u sekvencijama ovisno o potrebama dijagnostičkog postupka i trenutnim odlukama liječnika.

Konačni E kojim je ozračen bolesnik ovisi o ukupnom vremenu prosvjetljavanja, materijalu od kojeg je sačinjena anoda i struji kroz rendgensku cijev potrebnoj za dobivanje kvalitetne dijagnostičke informacije, naponu na rendgenskoj cijevi te dijelom i o primjenjenoj zaštitnoj opremi [WHO, 2000; ICRP 120, 2012b; ICRP 117, 2012a; ICRP 110, 2009; ICRP 85, 2000; Brenner, D., Huda, W., 2008].

Vremena izlaganja bolesnika ionizirajućem zračenju radi dijagnosticiranja trebaju biti što kraća, uz uvjet da se ne narušava kvaliteta kliničke informacije [ICRU 85, 2011; EC BSS, 1996]. CINE način snimanja rendgenskim uređajem koristi se za sakupljanje slikovnih pseudodinamičkih dijagnostičkih podataka stanja bolesnika tako da se dijagnostičke sekvencije snimaju u vremenskim razmacima, oblikujući film. To se postiže neprekidnom ekspozicijom, što znači veliki izlazni H primarnog zračenja iz rendgenske cijevi, ili modernim načinom pseudopulsnog režima rada rendgenske cijevi, rotirajućim pokretnim zaslonom na rendgen cijevi i bilježenjem slika u slijedu [Cusma, J.T. i sur., 1999]. Dodatno se koristi i tehnika osvježavanja slike (*engl. frame*)³⁰ što na kraju tvori digitalni film.

Pri svim navedenim načinima rada izlazna brzina doze mijenja se ovisno o radnim postavkama rendgenskog uređaja i konačnom obliku polikromatskog spektra izlaznog rendgenskog zračenja čija prodornost i kvaliteta ovise o materijalu od kojeg je sačinjena anoda, struji grijanja anode i naponu na rendgenskoj cijevi [Hunnell, G.O. i sur., 1996].

U toj vrlo složenoj situaciji do nedavno nije bilo potrebe za promišljanjem mogućih posljedica za zaposlene djelatnike³¹. Bolesnici su bili unutar prostorije u kojoj se vrši

²⁹ CINE (*engl. Cinematographic*)– dinamički mod bilježenja rendgenom dobivenih dijagnostičkih podataka na filmsku traku.

³⁰ (*engl. Frame*) – osvježavanje slike, (*engl. Frame rate*) je podatak koji govori koliko se rendgenskih slika oblikuje u jednoj sekundi u memoriji digitalnog rendgenskog uređaja (ili koliko je slika u jednoj sekundi zabilježeno na filmsku traku).

³¹ U intervencijskoj radiologiji zaposleni djelatnici u dvorani uz rendgenski uređaj (minimalan tim djelatnika) jesu: operater rendgenskog uređaja (ing.med.radiologije), anesteziolog, medicinska sestra-instrumentarka i liječnik radiolog,

dijagnostika i jedino je bila važna opravdanost i optimizacija njihova ozračivanja [IAEA SS 115, 1996; IAEA TECDOC- 1423, 2004; IAEA TECDOC-1641, 2010].

Medicinski djelatnici radili su u prostorima odvojenim od izvora zračenja, najčešće izloženi samo LBG-u. Razvoj slikovne tehnologije u medicini potaknuo je nevjerojatno brzu prilagodbu medicinskih dijagnostičkih izvora ionizirajućeg zračenja novim načinima prikupljanja dijagnostičkih podataka. Nove dijagnostičko-terapijske medicinske metode uz korištenje rendgenskog zračenja strelovito se razvijaju, a intervencijska i kardiološka radiologija grane su medicine koje su posljednjih desetak godina tehnološki najviše napredovale [Hellawell, D. i sur., 2005; Vaño, i sur., 2006; Tsapaki, V. i sur., 2004; Miller, D.L. i sur. 2010; Giacomuzzi, S.M. i sur., 1998].

4.2 Novi tip radnog mjesta izloženog rendgenskom zračenju

Ono što je iznimno važno za ovaj doktorski rad jest činjenica da su medicinski djelatnici (liječnici operateri) počeli raditi svoj svakodnevni posao unutar prostora s rendgenskim uređajem i bolesnikom. Uporaba rendgenskog uređaja u industrijske i sigurnosne svrhe donosi i nove rizike za nemedicinske djelatnike. To je bio, i još uvijek jest, izazov provedbi zaštite od ionizirajućeg zračenja za te ljude.

Ozračivanje bolesnika u dijagnostičke svrhe mora se medicinski opravdati i uvijek je opravdano ako bolesniku donosi više zdravstvene koristi nego štete [O'Brien, B., Putten van der, W., 2008; ICRP 103, 2007; ICRP 117, 2012a; ICRP 12, 2012b; ICRP 121, 2012c].

Složeno dijagnostičko-terapijsko izlaganje bolesnika ionizirajućem zračenju radi dobivanja kvalitetnih dijagnostičkih podataka uz usporednu intervenciju na tkivu i/ili organima bolesnika zahtijeva prisutnost tima liječnika-operatera uz bolesnika tijekom cijelog procesa intervencije, što znači i za vrijeme rada rendgenskog uređaja. Cijeli tim operatera bit će sigurno izložen raspršenom i sekundarnom rendgenskom zračenju koje nastaje unutar intervencijske dvorane [Prlić, I. i sur., 2008; Prlic, I. i sur., 2007c; Vaño, E. i sur. 1998; WHO, 2000; Weeks, A.R., i sur., 2002].

To su sasvim nova radna mjesta za koja profesionalna izloženost rendgenskom zračenju nije dostatno istražena [Prlic, I. i sur. 2007a; Prlić, I. i sur. 2006b]. Korištenje osobnih sredstava zaštite od zračenja ograničeno je granicom slobode dijagnostičkog i/ili terapijskog

rada na bolesniku. Ne može se operatera odjenuti u olovni skafandar i tako ga zaštititi od raspršenog rendgenskog zračenja ako ga se pri tome sputava kvalitetno izvršiti dijagnostičku intervenciju na bolesniku. Intervencijski radiolog (kirurg, ili sl.) povremeno će koristiti zračenje rendgenskog uređaja kroz cijelo vrijeme intervencijskog procesa. Osim što će sebe ozračivati raspršenim rendgenskim zračenjem, i što će dijelove svojeg tijela neizbježno povremeno držati u direktnom, primarnom snopu rendgenskog zračenja, velika je vjerojatnost da će pri složenim dijagnostičkim intervencijskim zahvatima možda i „prekomjerno“ ozračivati i bolesnika sve dok uspješno ne završi intervenciju na njegovu dobrobit.

Potreba za provedbom zaštite od zračenja samih bolesnika od nepotrebnog i prekomjernog ozračivanja jest realnost [ICRP 85, 2000; ICRP 103, 2007], ali nije predmet ovog doktorskog rada.

4.3 Osobni dozimetri – odabir

Za vrijednosti doza izlaganja koje su blizu ili iznad regulatorno dogovorenih³² doznih granica nužno je utvrditi valjanost mjernog postupka i izračuna operativnih dozimetrijskih veličina $H^*(10)$, $H_p(10)$ itd., te osigurati dobru procjenu zaštitnih dozimetrijskih veličina $H_{T,R}$ i E [McDonald J.C., ed., 2007; NCRP 122, 1995; EC RP 160, 2009; NCRP 82, 1985].

To je moguće ispuniti osiguravanjem sljedećih relevantnih podataka o:

- uniformnosti polja zračenja
- energiji zračenja
- prostornoj raspodjeli polja zračenja
- položaju i orijentaciji nošenja dozimetra
- osobinama odziva dozimetra na zračenje (umjerni faktori, mjerne jedinice i sl.)

U nekim situacijama (najčešće akcidentnim, ili kad se djelatnici nađu u polju zračenja, a nemaju dozimetar [ICRP 85, 2000]) potrebno je iz rezultata dobivenih dozimetrijskim nadzorom prostora te podataka o kretanju djelatnika tim prostorom (u literaturi opisano pojmom okupancija³³) procijeniti $H_{T,R}$ ($H_p(0,007)$) dozu za kožu ili ekstremitete, ili čak E .

Tako dobivene vrijednosti E sadrže veliku mjeru nesigurnosti i moraju se uzeti samo kao gruba procjena [McDonald J.C., ed., 2007; EC RP 160, 2009; EC RP 102, 1999].

³² Zakon o radiološkoj i nuklearnoj sigurnosti (NN RH 028/2010) i prateći Pravilnici.

³³ Okupancija (*engl.* Occupancy) – faktor okupancije: definira se kao udio vremena u 8 radnih sati dnevno (ili 2000 h godišnje) koje osoba provede unutar nekog zadanog (radnog) prostora.

Dozimetrijska veličina E koja se procjenjuje na osnovu izlaganja cijelog tijela nejednolikoj raspodjeli zračenja predstavlja procjenu odgovarajuće doze uzrokovane izlaganjem cijelog tijela jednolikoj raspodjeli zračenja u prostoru, a koja bi uzrokovala (izazvala) iste stohastičke učinke (štete) kao i nejednolika raspodjela.

Pri određivanju E za čitavo tijelo mjerenjem $H_p(10)$ za cijelo tijelo osnovna je pretpostavka da položaj nošenja dozimetra bude na onom dijelu tijela djelatnika koji se može smatrati najizloženijim zračenju [Surić Mihić, M., 2012].

U intervencijskoj radiologiji nije jednostavno odrediti koji je to dio tijela i ponekad je potrebno više od jednog dozimetra za procjenu E ili $H_{T,R}(H_p(0,07))$ [Schultz, F.W. Zoetlief, J., 2006; McDonald, J.C., ed., 2007].

Navedeno vrijedi za svako izlaganje izrazito prostorno neuniformnom ionizirajućem zračenju kao što je npr. raspršeno rendgensko zračenje.

$H_p(10)$ može se odrediti i korištenjem pasivnih *termoluminiscentnih dozimetara* (TLD) čiji je energetski odziv izlaznog mjerenog signala prihvatljivo proporcionalan D za tkivo u željenom energijskom rasponu [Martin, D.L., 2007; TUD, 2011; Surić Mihić, M., 2012].

Aktivni elektronski osobni dozimetri (AEPD)³⁴ trebali bi se koristiti za kontrolu osobne izloženosti zračenju na dnevnoj osnovi ili u situacijama kad izloženost medicinskih, ili bilo kojih drugih, djelatnika može iz nekog razloga značajno i/ili neočekivano porasti [Kumar, P., 2008; Luszik-Bhadra, M., Perle, S., 2006; Prlić, I., 2008].

Impuls, ionizacijski događaj koji se mjeri AEPD-om mora biti proporcionalan s $H_p(10)$, uz odgovarajuću energijsku neovisnost i neovisnost o upadnom kutu. Detektor AEPD-a tad mora biti prekriven kompenzacijskim materijalom čija apsorpcijska debljina odgovara debljini od 10 mm mekog tkiva. Takav AEPD mora zabilježiti i zračenje koje je povratno raspršeno (backscatter)³⁵ iz tijela djelatnika, ali i omogućiti mjerenje $H_p(10)$ u blizini položaja nošenja dozimetra [Surić Mihić, M., 2012; ICRP 89, 2001; ICRP 110, 2009; Ginjaume, M. i sur., 2007; Prlić, I. i sur., 2007c].

Ovaj doktorski rad usmjeren je na mjerenje raspršenog, sekundarnog rendgenskog zračenja koje nastaje pri svakodnevnim intervencijama na bolesnicima u intervencijskoj radiologiji i kardiologiji [McVey, G., Weatherburn, H., 2004; Vaño, E. i sur., 1998; Schueler, B.A. i sur., 2006]. Takvo raspršeno zračenje ima različite kuteve upada na moguću metu-

³⁴ AEPD (*engl.* Active Electronic Personal Dosemeter) – aktivni osobni elektronski dozimetar

³⁵ (*engl.* Backscatter) – povratno raspršeno zračenje koje se stvara u djelatniku i nije sastavni dio raspršenog zračenja na bolesniku ili opremi. To zračenje se pojavljuje nakon što dozimetar već zabilježi ulazni $H^*(10)$ i uzima se u obzir za procjenu H_{eff} , ali ne i za H .

djelatnika, energije od nekoliko keV do stotinjak keV-a ili više. Najčešće je praktički nemoguće odrediti i energijsku i kutnu raspodjelu raspršenog zračenja u točki prostora od interesa. U takvim situacijama smatra se da je osobni dozimetar prikladan ako mu je odgovor unutar prihvatljivih granica za veliki raspon energija i upadnih kutova. Iako postoji veliki broj objavljenih standarda koji propisuju osobine odziva osobnog dozimetara, nije nužno da dozimetrijski sustav mora zadovoljavati sve zahtjeve dane normativnim dokumentima (ISO ili IEC standardima)³⁶ [ISO 40373-3, 1999; ISO 4037-1, 1996; Surić Mihić, M., 2012].

Doktorski rad, za obradu prostorne raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja, djelomično koristi podatke za $H^*(10)$ i $H_p(10)$ dobivene postojećom rutinskom³⁷ osobnom termoluminiscentnom dozimetrijom na radnim mjestima intervencijske radiologije i kardiologije.

Rezultati ovog doktorskog rada omogućiti će učinkovitiju procjenu E mjerenjem H i $\dot{H}^*(10)$ u radnom prostoru posebno s obzirom na već spomenutu okupanciju djelatnika u intervencijskoj radiologiji i kardiologiji [Ankerhold, U., 2001; Prlic, I. i sur., 1999a; Prlić, I. i sur., 2002b; Prlić, I. i sur., 2008; Prlić, I. i sur. 2009a; Surić Mihić, M., 2012; Surić Mihić, M. i sur., 2012].

4.4 Dozimetar – mjerni uređaj

Dozimetar je uređaj za mjerenje energije zračenja³⁸ koja se apsorbira u materiji ili za mjerenje intenziteta zračenja u definiranoj točki prostora iz izvora koji proizvodi zračenje [EC RP 160, 2009]. Osobni dozimetar je uređaj koji se nosi na tijelu osobe i koji mjeri maksimalno moguće zračenje koje bi ljudsko tijelo moglo apsorbirati dok se kreće u polju tog zračenja [Ginjaume, M. i sur., 2007; EC RP 160, 2009; Bartlett, J. Ed., 2008]. AED predstavljen u ovom doktorskome radu ne mjeri deponiranu energiju zračenja u materiji, već brojenjem impulsa, tj. ionizacijskih događaja i odgovarajuće umjeren mjeri $H^*(10)$ (tj. K_{zrak}).

Kako se radi o maksimalnoj apsorpciji (ϵ_i u tijelu), dozimetar mora neprekidno zbrajati zabilježeno/mjereni zračenje, po mogućnosti bez gubitaka. Osnovni zahtjev za osobni dozimetar koji se koristi za nadzor mogućeg izlaganja osoba ionizirajućem zračenju nemogućnost je poništavanja njegova mjernog rezultata od strane osobe koja ga nosi.

³⁶ ISO – International Organization for Standardization i IEC – International Electrotechnical Commission

³⁷ IMI je ovlaštenu tehnički servis za poslove zaštite od zračenja u RH i provodi rutinsku osobnu dozimetriju od 1959. godine.

³⁸ Uobičajeno je da se kolokvijalno dozimetrom naziva uređaj za mjerenje ionizirajućeg zračenja. Suvremena terminologija prihvaća naziv dozimetar za mjerenje doza bilo koje vrste zračenja.

AED postaje osobni dozimetar tek kad služi mjerenju direktno na čovjeku [EC RP 160, 2009; Ginjaume, M. i sur., 2007] i kad se onemogućí da sam korisnik dozimetra (djelatnik) može ugasisi i ponovno upaliti uređaj poništavajući memoriju koja bilježi mjerne podatke o dozi. Poželjno je da se AEPD nikako ne može gasiti i da može pamtití mjerne podatke više od mjesec pa i godinu dana neprekidno. Takav dozimetar mora osigurati i određivanje samo i isključivo profesionalne doze kojoj je izložen djelatnik koji ga nosi, tj. od konačnog mjernog rezultata mora se moći odbiti doprinos LBG zračenja na lokaciji uporabe AEPD-a koji mora biti prikladno umjeren.

Poželjno je da mjerna nesigurnost takvog dozimetra bude minimalna [EC RP 160, 2009; EA-4/02, 2008; ISO 4037-1, 1996]. Kod procjene $H_p(10)$ izloženih djelatnika (i ostalih osoba), u vrijednost $H_p(10)$ nije uključena doza dobivena od LBG jer ona nije posljedica profesionalne izloženosti zračenju. Pri samom oduzimanju vrijednosti doze LBG-a od doze zabilježene na dozimetru često postoje praktični problemi radi nepoznavanja stvarne vrijednosti doze LBG-a. Najčešća je praksa da se od vrijednosti očitane na dozimetru oduzima prosječna vrijednost LBG-a zabilježena u dozimetrijskom laboratoriju, što dovodi do pogrešaka u procjeni vrijednosti doze koje su blizu granice detekcije dozimetra. Taj je problem rješiv korištenjem AEPD-a koji imaju sposobnost razlikovanja LBG zračenja od zračenja dodatnog umjetnog izvora zračenja u okolini dozimetra.

Prihvatljiva apsolutna nesigurnost R za procjenu $E_{\text{godišnje}}$ dana je sa

$$R = E_{\text{godišnje}} \times (\text{period nošenja dozimetra u mjesecima}) / 12, \quad (4.1.)$$

Za $E_{\text{godišnje}}$ je prikladno odabrana vrijednost (npr. 1 mSv) ili vrijednost od 10% relevantne granice za godišnji $H_p(10)$ [ICRP 103, 2007]. Time je određen kriterij točnosti AED-a za mjerenja $H_p(10)$ u području niskih doza rendgenskog zračenja. Želi li se potvrditi AED kao osobni dozimetar, s obzirom na postojeću praksu, on mora imati apsolutnu nesigurnost mjerenja $H_p(10)$ ne manju od apsolutne nesigurnosti postojećih osobnih TLD sustava koji uz pretpostavku nošenja pasivnog TLD-a tijekom 1 mjeseca prije očitavanja, za R uzimaju vrijednost 85 μSv [Panasonic, 1985; IMI-ME-608-001, 2011].

Prema tome, da bi ispravno procijenili $H_p(10)$ AED mora moći mjeriti $H^*(10)$ u zraku manji od 85 μSv /mjesечно što se tada smatra mjernom točnosti, tj. pouzdanosti AED-a.

Pouzdana se osobni dozni ekvivalent odnosi na vrijednost $H_p(10)$ koju će umjeravanjem unutar odgovarajućeg energijskog intervala i na odgovarajućem antropomorfnom fantomu u SSDL-u [ISO X, 4037-1, 1996; ISO X 4037-3, 1999] primiti AED. SSDL mora biti sposoban

dokazati sljedivost rezultata umjeravanja prema primarnom standardu za K_{zrak} gdje se, uz odgovarajući protokol umjeravanja postiže, $K_{zrak} = DF_k = H^*(10)$ i $W_R = F_k = 1$ za rendgensko zračenje. Nakon osnovnog umjeravanja AED-a u umjernom laboratoriju izračunava se kalibracijski faktor i mjerna pouzdanost za zadani AED i zadanu vrstu zračenja (tablica 3.1.).

4.5 Što mora mjeriti novi AED ?

Načiniti AED koji je u stanju prebrojiti i programski uračunati svaki foton koji dopre do njegovog detekora i primjereno ga umjeriti da bude dozimetar bio je tehnološki izazov ovog doktorskog rada.

Kako je već rečeno, za dijagnostičko rendgensko zračenje je K_{zrak} ista kao i D u volumenu zraka mjerena u Gy, tj. vrijedi $K_{zrak} = F_k D = H$ mjereno u Sv, H i \dot{H} postaju osnovne veličine koje novi AED mora mjeriti. Nakon toga, $H^*(10)$ i $\dot{H}^*(10)$ izračunavamo i/ili procijenjujemo korištenjem umjernih faktora koji se nakon umjeravanja programski ugrađuju u svaki AED i za svaku vrstu zračenja (tablica 3.1.), tako da AED na zaslonu pokazuje željenu zaštitnu dozimetrijsku veličinu i/ili mjernu jedinicu.

Za detektor novog AED-a odabrana je Geiger-Müllerova (GM) cijev [Sirajuddin, D., i sur., 1995] jer se baterija vrlo malo troši održavajući visoki napon na cijevi što je omogućilo razvoj AEPD-a ALARA OD 3. Valja istaknuti da poluvodički detektor vrlo brzo potroši napajачku bateriju [Bartlett, D., 2008].

GM cijev je zbog velikog pojačanja naboja (od 9 do 10 redova veličine) pogodna za mjerenja vrlo niskih nivoa ionizirajućeg zračenja, npr. LBG [Rajan, G., Izewska, J., 2003].

GM cijevi nisu pogodne za precizna mjerenja u pulsnim poljima visokih energija radi svoje ovisnosti o energiji, pa ih se za te namjene smatra brojačima, indikatorima zračenja. Zbog toga je u ovom doktorskome radu posebna pažnja usmjerena na umjeravanja AED-a u pseudo-pulsnim poljima niskih energija.

GM cijevi jesu pogodne za brojanje ionizacijskih događaja u području do 300 keV i u tom području moguće ih je u SSLD-u umjeriti kao dozimetre za mjerenje $H^*(10)$.

GM cijevi raznih veličina komercijalno se proizvode i moguće ih je nabaviti po povoljnoj cijeni.

5. PRIRODNO POZADINSKO IONIZIRAJUĆE ZRAČENJE

Prirodno pozadinsko ionizirajuće zračenje izmjereno na zadanoj-poznatoj lokaciji u prostoru kolokvijalno nazivamo lokalni background (LBG).

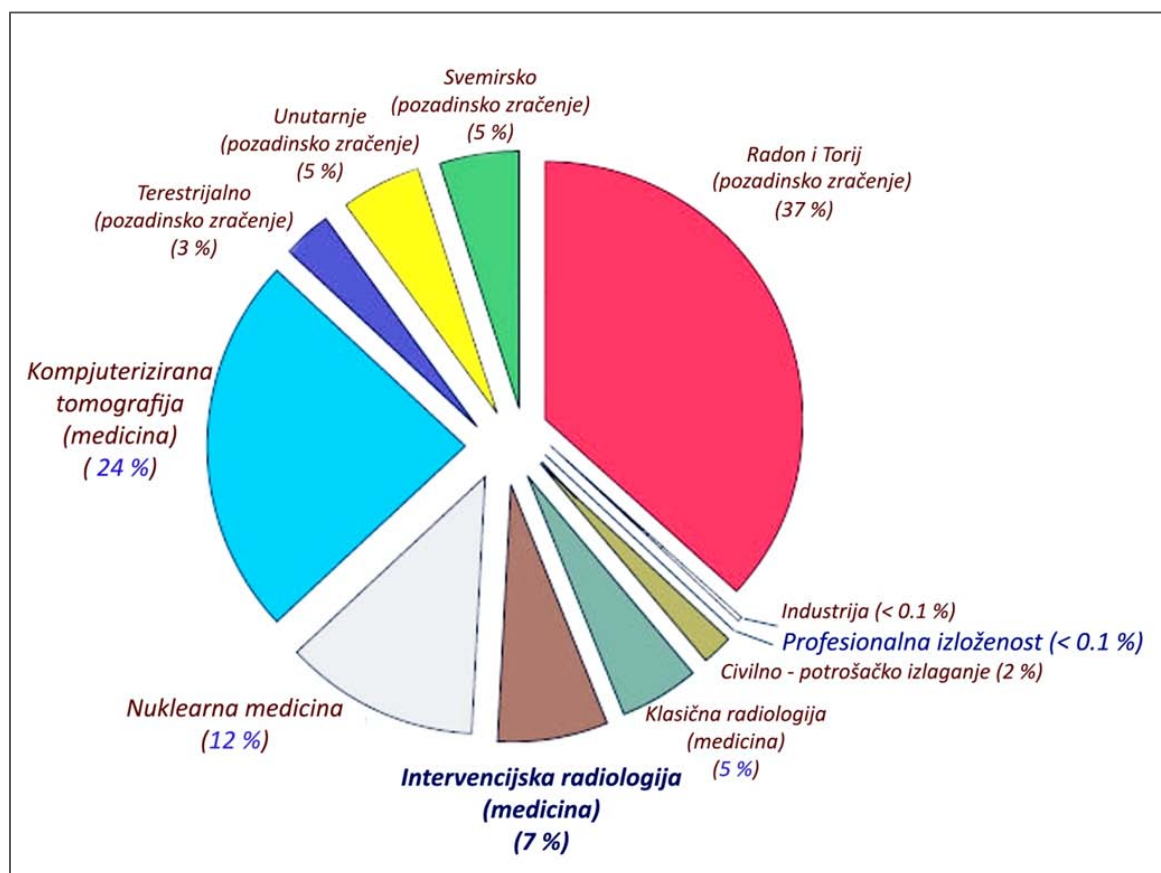
Tablica 5.1. Prikaz tipova izloženosti prema podrijetlu (vrstama) i pojavnosti ionizirajućeg zračenja.
Izvor: [UNSCEAR 2008 Annex B, 2009].

tip izloženosti	Pojavnost	podrijetlo ionizirajućeg zračenja
<i>Izloženost opće populacije</i>		
Prirodni izvori zračenja	Normalna/ prirodna izloženost	<ul style="list-style-type: none"> svemirsko pozadinsko zračenje terestrijalno pozadinsko zračenje
	Moguća povišena prirodna izloženost	<ul style="list-style-type: none"> rudarenje i obrada rude industrija fosfata rudarenje ugljena i energetika naftna (plin) industrija rijetke zemlje-titan dioksid keramička industrija – cirkonij primjena radija i torija ostala izlaganja
Umjetni izvori zračenja	Mirnodobske namjene	<ul style="list-style-type: none"> proizvodnja nuklearne energije transport nuklearnog i radioaktivnog materijala druge primjene osim za nuklearnu energetiku
	Vojne namjene	<ul style="list-style-type: none"> nuklearni pokusi rezidui u okolišu i nuklearni fallout
<i>Povijesne okolnosti – zaostala zagađenja</i>		
<i>Izloženost zbog nesreća</i>		
Profesionalna izloženost		
Prirodni izvori zračenja		<ul style="list-style-type: none"> Izloženost svemirskom zračenju, Zračni promet i svemirski letovi Izlaganje u industriji prerade i obrade NORM-a³⁹ Industrija plina i nafte Izlaganja radonu – obrada voda
Umjetni izvori zračenja	Mirnodobske namjene	<ul style="list-style-type: none"> Nuklearna energetika Medicinska uporaba zračenja Industrijska uporaba –NDT Zračenje u općoj uporabi
	Vojne namjene	<ul style="list-style-type: none"> Posebna vrsta izlaganja

³⁹ NORM (*engl.* Naturally Occuring Radioactive Material) – bilo koji prirodni materijal koji sadrži koncentracije aktivnosti prirodnih radionuklida koja nakon tehnološke obrade tog materijala može biti povećana u zadanom volumenu konačnog proizvoda.

Da bi razumjeli izloženost ljudi ionizirajućem zračenju potrebno je pojasniti kako moderna znanost dijeli ionizirajuće zračenje kojem je čovjek svakodnevno izložen [UNSCEAR 2008, 2009] što je prikazano je u tablici 5.1. i na slici 5.1.

Prirodno i umjetno ionizirajuće zračenje imaju isto djelovanje na materiju.



Slika 5.1. Statistički prikaz izloženosti ionizirajućem zračenju prema podrijetlu (vrstama) zračenja (u %) po čovjeku tijekom jedne godine. Izvor: [UNSCEAR 2008 Annex B, 2009].

Smisao zaštite od zračenja jest provedba zaštite živog tkiva isključivo od „neprirodnog“ i „prekomjernog“ ionizirajućeg zračenja.

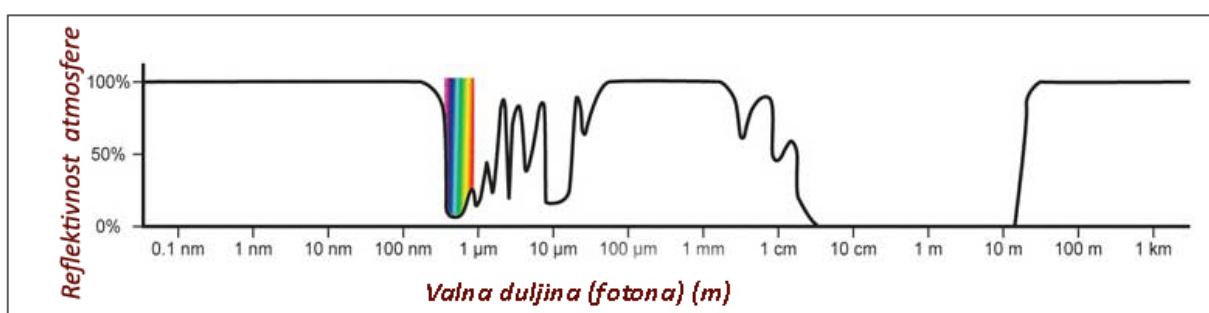
Neprirodno ionizirajuće zračenje jest svako ono elektromagnetsko i čestično zračenje koje se ne može naći u prirodi, a njegovo postojanje rezultat je isključivo ljudskom rukom proizvedene tehnologije. Takvo ionizirajuće zračenje, bez obzira na njegovu energiju, umjetno je opterećenje okoliša, prirode i biote⁴⁰ u cjelini. Elektromagnetsko rendgensko

⁴⁰ Biota – [lat, iz grč. biotē: način života, od bios: život] - zajednica flore i faune u regiji (na lokaciji).

zračenje je neprirodno. Na Zemlji ne postoji prirodni mehanizam koji ga stvara, tj. na njezinoj površini gotovo da i ne postoji prirodno rendgensko zračenje.

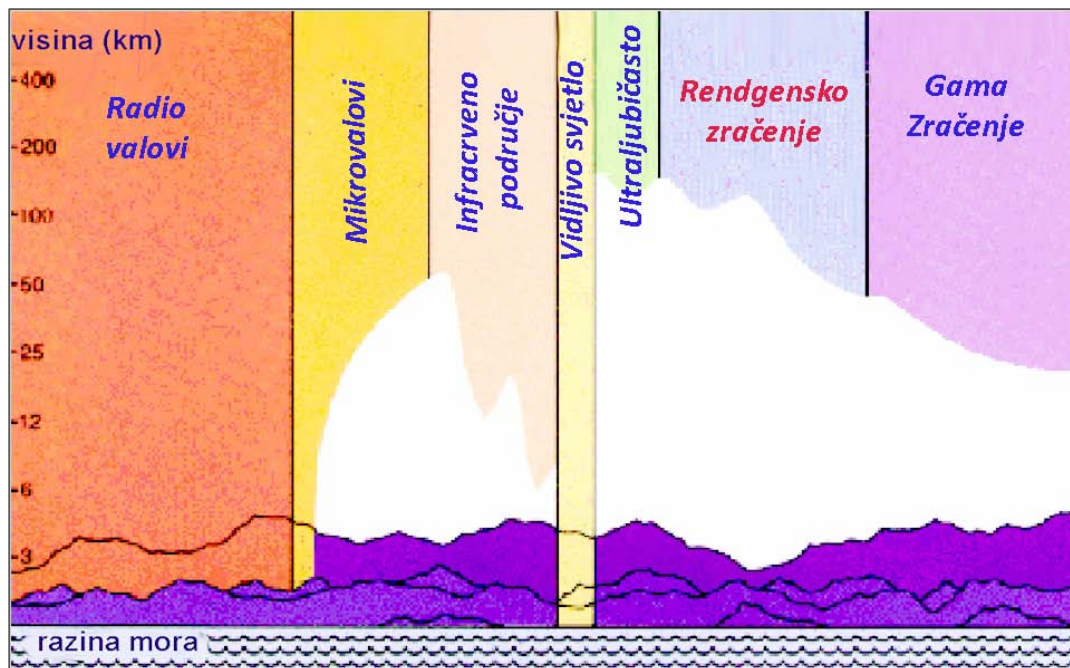
Zbog kozmičkog zračenja do površine Zemlje stižu kozmogeni radionuklidi (npr. ^7Be , ^{14}C) koji nastaju kozmogenom nukleosintezom iz atmosferskih molekula i atoma, posebice u gornjim slojevima atmosfere [Dunai, T., 2010; Flaud, J.M. Orphal, J., 2011]. Iako najveći dio čestičnog kozmičkog zračenja ne pristiže do površine Zemlje, ionizirajuće zračenje kozmogenih radionuklida sastavnica je ukupnog prirodnog ionizirajućeg zračenja kojem je život na zemlji izložen. Slika 5.2. opisuje reflektivnost atmosfere za elektromagnetsko zračenje, koja je u potpunosti „prozirna“ za samo neke dijelove spektra, npr. za vidljivo svjetlo i radijske valne duljine. Za γ , mikrovalno, infracrveno i ultraljubičasto te rendgensko zračenje atmosfera je uglavnom „neprozirna“.

Slika 5.3. prikazuje atenuaciju elektromagnetskog zračenja iz svemira u atmosferi u ovisnosti o nadmorskoj visini, tj. do koje nadmorske visine od površine Zemlje doseže koji dio spektra tog zračenja. Do vanjske površine Zemljine atmosfere dopire elektromagnetsko zračenje iz svemira, koje sadrži i rendgensku komponentu. Ta komponenta se ne probija kroz Zemljinu atmosferu do njene površine. Atmosfera energije te komponente elektromagnetskog zračenja u cijelosti apsorbira već u najvišim slojevima u procesu terestrijalne⁴¹ apsorpcije [Flaud, J.M., Orphal, J., 2011]. Na slikama 5.2. i 5.3. vidi se da kroz atmosferu do površine ne dopiru ni mikrovalno, ni milimetarsko te vrlo malo ultraljubičastog zračenja iz svemira.



Slika 5.2. Terestrijalna apsorpcija. Atmosfera je u potpunosti „prozirna“ za elektromagnetsko zračenje samo nekih valnih duljina spektra, npr. za vidljivo svjetlo i za radijske valne duljine

⁴¹ (engl. telluric (syn. terrestrial) absorption) - apsorpcija energija nekih valnih duljina elektromagnetskog zračenja podrijetlom iz svemira u Zemljinoj atmosferi (na atmosferskim molekulama).



Slika 5.3. Prozirnost atmosfere s obzirom na cijeli spektar upadnog svemirskog elektromagnetskog zračenja u ovisnosti o nadmorskoj visini do koje dopire zračenje pojedinih valnih duljina. Boje ističu intervale frekvencija koji nose tradicionalno nazivlje. (Izvor NASA).

To zapravo znači da je izloženost ljudi rendgenskom zračenju isključivo posljedica ljudske djelatnosti i uporabe tehnoloških rješenja i uređaja koji koriste rendgensko zračenje. Zbog toga nema smisla govoriti o izloženosti biote rendgenskom zračenju. Postojeći podaci o izloženosti ljudi zračenju jasno pokazuju da je izloženost umjetnom, rendgenskom, a time i neprirodnom zračenju, značajna, i to s trendom nezanemarivog rasta tijekom posljednjih dvaju desetljeća [UNSCEAR Reports, 2006, 2008, 2010]. Uporaba rendgenskog zračenja u medicini je postala nezaobilazna i čini vrlo visok postotak (slika 5.1.) od oko 45 % ukupne izloženosti ljudi ionizirajućem zračenju. Upravo zbog toga što su ljudi sve više izloženi neprirodnom rendgenskom zračenju, najčešće energija između 10 i 150 keV, nadogradnja dozimetrijskih metoda i razvoj mjernih tehnika i uređaja za što pouzdanija mjerenja vrlo niskih doza dobivaju na važnosti.

Vidljivo je da najveći postotak medicinskog ozračivanja ljudi rendgenskim zračenjem valja pridružiti dijagnostičkom medicinskom ozračivanju, a tek nakon toga terapijskom. Činjenica da bolesnike ozračujemo sve više znači da su i medicinski djelatnici koji rade s uređajima koji proizvode ionizirajuće zračenje potencijalno izloženi povećanom i/ili učestalijem ozračivanju raspršenim rendgenskim zračenjem za vrijeme obavljanja redovitog

posla. To se osobito odnosi na tehnologijski nova radna mjesta u intervencijskoj radiologiji i kardiologiji, na kojima se djelatnici nalaze unutar prostora s rendgenskim uređajem za vrijeme rada.

Ovaj doktorski rad ne bavi se razradom i raspravom koliko je rendgenskog zračenja „prekomjerno“, tj. kolikoj se E rendgenskog zračenja treba izložiti da ona uzrokuje „štetu“ u biološkom tkivu [Fowler, J.F., 2010], već pretpostavlja da je potrebno mjeriti i najmanju $H^*(10)$ rendgenskog zračenja na pouzdan i validan način kako bi se sakupilo što više podataka za provedbu značajnijih studija. Te bi studije (npr. epidemiološke) ustanovile kad izloženost rendgenskom umjetnom zračenju postaje te da li postaje „prekomjerna“ u smislu postulata zaštite od zračenja, posebno ALARA principa [ICRP 60, 1990; ICRP 103, 2010; UNSCEAR 2010, 2012].

Bolesnika se ozračuje medicinski opravdano, što znači da rizik za zdravlje pojedinca od izlaganja zračenju mora biti prihvatljiviji od rizika da se to ne čini i, naravno, u skladu s ALARA principom [McDonald, J.C., ed., 2007; Fowler, J.F., 2010].

Rizik od izlaganja zračenju profesionalnog medicinskog osoblja nametnut je medicinskom dijagnostičkim ili terapijskim postupkom koji provode, nije prirodan i potrebno ga je procijeniti radi poboljšanja (optimizacije)⁴² zaštite profesionalaca.

5.1 Zašto mjeriti raspršeno rendgensko zračenje u IR dvorani ?

Mjerenje niskih i vrlo niskih doza raspršenog rendgenskog zračenja tijekom obavljanja radioloških intervencijskih postupaka postalo je izazov. Bilo je prijeko potrebno provesti istraživanja poštujući osnovne principe zaštite od zračenja i koristeći podatke osobnog dozimetrijskog nadzora medicinskog osoblja zaposlenog uz rendgenske uređaje.

Kako je već rečeno, kod određivanja E (tj. $H_p(10)$) procjenjuje se realna situacija nejednolike izloženosti neke osobe.

Naime, E (tj. $H_p(10)$) predstavlja veličinu koja daje vrijednost doze koju bi dobila bilo koja osoba u istim uvjetima i na istom mjestu izlaganja.

Svejedno je koji se pojedinac nalazi na mjestu izloženom ionizirajućem zračenju.

⁴² engl. Optimization – optimizaicja u zaštiti od zračenja. Jedan od četiri osnovna postulata kulture zaštite od zračenja.

Zbog navedenog, autor ovog doktorskog rada mjerio je raspršeno rendgensko zračenje u IR dvorani radi oblikovanja modela raspršenja koji bi bio temeljen, ne na vrlo zahtjevnom mjerenju i procjeni $H_p(10)$, već na jednostavnijim mjerenjima dozimetrijskih veličina $H^*(10)$ i $\dot{H}^*(10)$ pomoću kojih bi se za svaku IR pretragu oblikovale svojstvene prostorne izodozne krivulje/plohe [Prlić, I., 2008]. Pomoću njih je moguće za svaku IR pretragu procijeniti najveći mogući $H_p(10)$, tj. najveći svojstveni E za cijelo tijelo djelatnika koji bi se nalazio u bilo kojem volumenu prostora IR dvorane.

5.2 Opis uporabljenih fantoma bolesnika i djelatnika

Osobnu dozimetriju korištenjem pasivnih osobnih dozimetara nije bilo potrebno provoditi za djelatnike čije je radno mjesto bilo uključeno u istraživanja već je trebalo pronaći ili sačiniti prihvatljiv, što realističniji fantom koji predstavlja bolesnika – raspršivača, i fantom koji predstavlja djelatnika opremljenog zaštitnom odjećom. Prisutnost djelatnika u prostoru raspršenog rendgenskog zračenja unosi nejednolikost u njegovu raspodjelu. Utvrditi tu nejednolikost i njezin utjecaj na oblikovanje izodoznih krivulja u ovisnosti o vrsti IR pretrage bio je jedan od ciljeva istraživanja.

Budući da ovaj doktorski rad ne obrađuje osobne dozne ekvivalente $H_p(10)$ spomenuti realistični fantomi nisu morali biti antropomorfni [Kramer, R. i sur., 1982; Hubbell, G.O, Seltzer, S.M., 1996; Harder, D., Herman, K.P., 1985; Snyder, W.S. i sur., 1978; Kramer, R. i sur., 2006; Zubal, I.G. i sur., 1994; Kramer, R. i sur., 2004; Zankl, M. i sur., 2001].

Bolesnika – izvor najveće moguće stabilne i reproducibilne količine raspršenog rendgenskog zračenja (pogotovo Comptonove sastavnice raspršenja) predstavljao je aluminijski penetrantski⁴³ fantom, ploča dimenzija 40 cm * 40 cm i debljine 4 cm. On je dio standardne opreme za kontrolu kvalitete svakog rendgenskog uređaja i simulira muškog bolesnika standardne veličine; mase 70 kg, visine 170 cm i 25-26 cm promjera tupa u prsnom košu [Petersson, H. i sur., 1998; EC BSS, 1996; Shimadzu Corp., 2012].

Djelatnika je predstavljao plastični maneken⁴⁴ (slike 5.4. i 11.7.) – realistični fantom koji se za ciljana mjerenja $H_p(10)$ može ispuniti vodom čime postaje jedno tkivno

⁴³ Penetrant – posebno oblikovani materijal, najčešće u cijelosti poznate kemijske strukture i gustoće koji služi za povjeru prodornosti ionizirajućeg zračenja kroz njega

⁴⁴ maneken (*fr.* mannequin) – drvena, plastična lutka pomičnih udova koja se koristi za izlaganje u izložima, za krojenje i sl.

ekvivalentan. On je simulirao medicinskog djelatnika na njegovom radnom mjestu u definiranoj točki prostora IR dvorane.

Tijekom mjerenja bio je opremljen zaštitnim pregačama i mjernim instrumentima jer je autor ovog doktorskog rada mjerio isključivo $H^*(10)$ i $\dot{H}^*(10)$ raspršenog rendgenskog zračenja u zraku u odabranim točkama prostora, a ne $H_p(10)$.



Slika 5.4. Plastični realistični fantom – maneken opremljen mjernim instrumentima, na položaju liječnika (operatera) koji izvodi intervencijski postupak. Realni postav medicinske opreme unutar IR dvorane. Prikaz rendgenskog uređaja, zaštitnih paravana, aluminijskog fantoma i mjerne opreme prilikom mjerenja ponašanja primarnog snopa i raspršenog rendgenskog zračenja.

5.3 Opis realne situacije moguće izloženosti djelatnika ionizirajućem zračenju u intervencijskoj radiologiji

Sva mjerenja provedena su u realnom vremenu i, po mogućnosti, u stvarnoj kliničkoj situaciji kao što je prikazano na slici 5.5. Dodatni podaci osobne dozimetrije, tj. mjesečna očitavanja $H_p(10)$ za djelatnike radi usporedbe rezultata procjene $H_p(10)$ iz provedenih mjerenja i modeliranih izodoznih ploha korišteni su iz arhive IMI-ja [DZRNS, 2013].

Od početka istraživanja bilo je jasno da će za mjerenja $\dot{H}^*(10)$ raspršenog rendgenskog zračenja u zraku biti potrebno upotrijebiti novu vrstu dozimetra, drugačiju od pasivnih TLD-a i/ili filmskih dozimetara koji ionako ne mjere $H^*(10)$.

Započeto je korištenje i paralelna nadogradnja AED-a tipa ALARA OD 2A koji smo već bili razvili za potrebe mjerenja prirodnog pozadinskog zračenja. Postojeći AED ALARA OD 2A/3 jesu AED-i za nadzor prostora i mjere $H^*(10)$ i $\dot{H}^*(10)$, a novi model AED ALARA OD 4 treba postati osobni dozimetar ionizirajućeg zračenja; u SSDL-u prikladno umjeren AEPD koji mjeri $H_p(10)$.



a)



b)

Slika 5.5. Radni položaj liječnika (operatera) koji izvodi intervencijski postupak uz rendgenski uređaj i uz bolesnika koji je namješten u željeni dijagnostičko-intervencijski položaj:

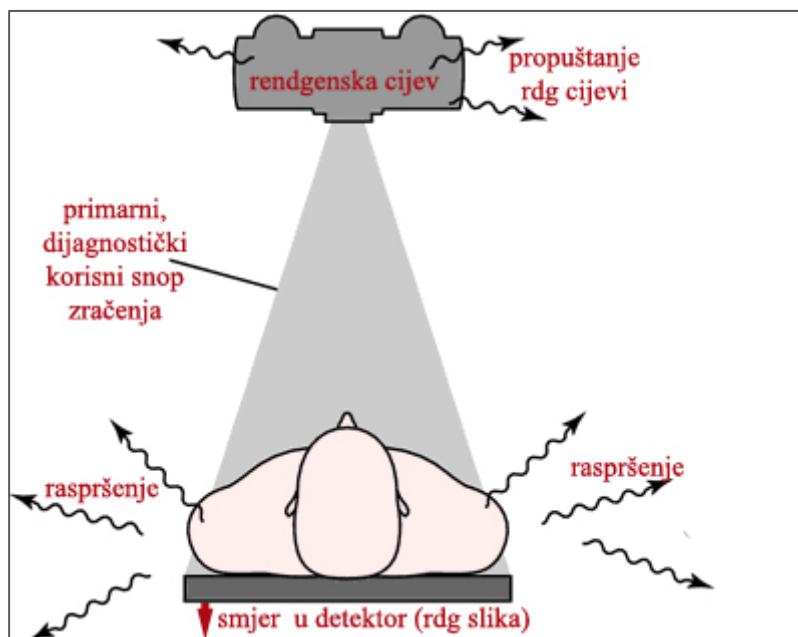
- prikaz bolesnika, liječnika, rendgenske cijevi, zaštitnih paravana i primarnog snopa zračenja
- prikaz bolesnika, rendgenske cijevi i položaj članova intervencijskog liječničkog tima

Dozu raspršenog rendgenskog zračenja trebalo je izdvojiti iz doze ukupnog LBG zračenja na mjestu mjerenja. Ono je vrlo niskih doza i često se uklapa u BG. Nije jednostavno razlučiti uzrokuje li mjerne rezultate vrlo niskih doza na dozimetru mjeriteljski šum elektronskog dozimetra, ili su oni posljedica prihvatljive svakodnevne varijacije vrijednosti LBG zračenja, ili je izmjerena doza umjetnog podrijetla od raspršenog rendgenskog zračenja. Zbog toga je vrlo važno mjeriti LBG u kontroliranim uvjetima kada smo sigurni da u prostoru nema rendgenskog zračenja.

Pasivni dozimetri i neki drugi detektori ionizirajućeg zračenja nisu dovoljno osjetljivi na vrlo male energije rendgenskog spektra zračenja, što ne znači da ono nije prisutno u prostoru u kojem se mjeri. Takvi dozimetri ne mogu biti korišteni za mjerenja.

5.4 Bolesnik kao izvor sekundarnog raspršenog rendgenskog zračenja

Primarni snop rendgenskog zračenja u medicini uvijek je usmjeren prema bolesniku tj. prema detektoru koji proizvodi slikovne podatke. Polje rendgenskog zračenja koje se tehnički propušta iz rendgenske cijevi rendgenskog uređaja oblikuje se korištenjem pomičnih zaslona.



Slika 5.6. Skica postava rendgenskog uređaja i bolesnika kao sekundarnog izvora raspršenog zračenja te pomičnim zaslonima na kućištu rendgenske cijevi oblikovani primarni snop zračenja.

Zaštitno kućište rendgenske cijevi tehnološki je napravljeno tako da onemogući propuštanje⁴⁵ (slike 5.5. i 5.6.) zračenja iz rendgenske cijevi u prostor i da osigura da cjelokupna energija zračenja bude usmjerena samo na pomoću pomičnih zaslona u kućištu cijevi oblikovanu površinu polja (otvor blendi) zračenja na bolesniku.

Primarni snop rendgenskog zračenja prije ulaska u detektor za oblikovanje slike prolazi kroz svu dijagostičku opremu: stol, filtre, pomične zaslone i sl. i, što je najvažnije, kroz bolesnika. Dobro usmjeren snop primarnog rendgenskog zračenja međudjeluje s bolesnikom i rasprši se u cijeli prostor intervencijske dvorane.

Mjerimo H , $H^*(10)$ i $\dot{H}^*(10)$ tog raspršenog zračenja radi oblikovanja njegove prostorno-vremenske raspodjele u intervencijskim dvoranama.

⁴⁵ Propuštanje (*engl.* leakage); zbog osobina materijala od kojeg su izrađeni rendgenska cijev i njeno kućište nešto zračenja ipak nekontrolirano prodre u prostor.

6. RASPRŠENO RENDGENSKO ZRAČENJE

Kako je već naglašeno, rendgensko zračenje koje koristimo u medicini i svakodnevnim djelatnostima u potpunosti je umjetno. Doktorski rad ne obrađuje osobine polikromatskog rendgenskog spektra potrebnog za oblikovanje rendgenske slike – kvalitetnog dijagnostičkog podatka, ali koristi sva znanja o rendgenskom zračenju koja su sakupljena prilikom istraživanja načina oblikovanja dijagnostičkih slika. Stvarna situacija u intervencijskoj dijagnostičkoj dvorani je sljedeća:

- Suvremeni rendgenski uređaj koristi rendgensku cijev koja proizvodi kontinuirano rendgensko zračenje polikromatskog spektra. Tehnologija proizvodnje rendgenskog uređaja osigurava da taj polikromatski spektar zračenja na svom putu kroz bolesnika do detektora, koji će oblikovati konačnu dijagnostičku sliku izgubi sva nepoželjna svojstva koja bi kvarila sliku. Taj se usmjereni spektar naziva primarni snop dijagnostičkog zračenja, a njegove osobine ovise o naponu primjenjenom na rendgensku cijev, o struji kroz anodu, te o načinu proizvodnje rendgenskog zračenja u materijalu anode i kombinaciji materijala za filtraciju zračenja iz rendgenske cijevi.
- Blende⁴⁶, pomični zasloni na kućištu rendgenske cijevi služe za oblikovanje površine na bolesniku koje će biti ozračeno i osiguravaju da primarni snop zračenja iz rendgenske cijevi bude ograničen i precizno prostorno usmjeren prema bolesniku i detektoru rendgenske slike (slike 5.5. i 5.6.).
- Spomenutom filtracijom (najčešće filtrom od bakra debljine do 1 mm) postiže se da rubni dijelovi polikromatskog primarnog rendgenskog spektra, tzv. mekana⁴⁷ frakcija spektralnih frekvencija, bude u potpunosti apsorbirana u filtru. Ta mekana frakcija rendgenskih frekvencija najaktivnije međudjeluje sa živom materijom u procesu fotoelektrične apsorpcije, pa je njezino zagušenje, uklanjanje iz rendgenskog spektra odmah po izlasku iz cijevi, izravan doprinos zaštiti bolesnika i medicinskih djelatnika od nepotrebnog ozračivanja.
- Rendgenski spektar valnih duljina manjih od 0,1 nm nazivamo tvrdim dijelom spektra. On ima veliku prodornost, prodire kroz materijal rendgenske opreme i bolesnika, te konačno tvori dijagnostičku sliku. Comptonovo raspršenje značajan je mehanizam međudjelovanja tvrdog rendgenskog zračenja i materije [Rez, P. i sur., 2010; Pettersson, H. i sur., 1998; O'Brien, B., Putten van der, W., 2008].

⁴⁶ Blende na kućištu rendgenske cijevi su sustav olovnih pločica (pomičnih zalona) koje se otvaraju i zatvaraju ovisno o dijagnostičkom postupku i potrebnoj veličini polja zračenja na bolesniku. Potpuno zatvoreni pomični zasloni ne propuštaju primarni snop zračenja.

⁴⁷ U radiologiji se koriste dva pojma za opisivanje energijskih osobina rendgenskog zračenja s obzirom na učinke međudjelovanja s tkivom: meko rendgensko zračenje je u području energije fotona od 100 eV do 5 keV, dok se zračenje u području iznad cca. 5 keV naziva tvrdim rendgenskim zračenjem zbog velike prodornosti kroz materijal.

- U suvremene rendgenske cijevi ugrađuje se i rotirajuća blenda (*engl. shutter*)⁴⁸ koja propušta kontinuirani primarni snop rendgenskog zračenja u prostor u zadanom ritmu. Takav način rada rendgenske cijevi nazivamo pseudo-pulsni način rada. On je sve prisutniji u rendgenskoj tehnologiji ali ga nikako ne valja fizikalno miješati sa stvarno pulsni načinom proizvodnje rendgenskog zračenja u samom izvoru zračenja (rendgenskoj cijevi, akceleratorskoj cijevi i sl.).
- Rendgenska cijev pri radu, osim u željenom primarnom snopu, odašilja rendgensko zračenje na sve strane. Kućište joj služi da spriječi to raspršenje (curenje) zračenja u prostor koje tehnološki i medicinski ničemu ne služi, a opterećuje provedbu zaštite od zračenja (slika 5.6.). Na njemu su montirani već spomenuti pokretni olovni zasloni za kontrolu veličine polja ozračivanja.

Kako usmjereni snop primarnog zračenja iz rendgenske cijevi za vrijeme provođenja intervencije u procesu međudjelovanja s materijalom stola i tkivom bolesnika proizvodi raspršeno rendgensko zračenje u intervencijskoj dvorani, bolesnika se može smatrati stvarnim sekundarnim izvorom raspršenog zračenja (slika 5.6.). Kad se medicinski djelatnik ne nalazi u prostoru dijagnostičke dvorane, uopće nije važna raspodjela tog raspršenog zračenja u prostoru. Važna je samo činjenica da ono mora biti zaustavljeno zaštitnim preprekama, zidovima i prozorima kako ne bi opterećivalo medicinske djelatnike koji rade u susjednim zaštićenim upravljačkim prostorima, a u dijagnostičku dvoranu ulaze samo zbog tehničkih razloga potpore bolesniku i pripreme dijagnosticiranja.

Nova radna mjesta uvjetovana su i oblikovana novim dijagnostičkim radiološkim postupcima obrade bolesnika. Intervencijska dijagnostika i kardiologija zahtijevaju neprekidnu prisutnost medicinskih djelatnika, tj. cijelog tima, uz bolesnika za cijelo vrijeme trajanja intervencije. To znači da osim ozračivanja bolesnika koje je optimizirano i opravdano, rendgensko raspršeno zračenje opterećuje i medicinske djelatnike koji se nalaze u dvorani dok rendgenski uređaj radi, tj. zrači.

Prostorna raspodjela rendgenskog zračenja na bolesniku (i manjim dijelom na opremi) važan je čimbenik oblikovanja rendgenskih intervencijskih uređaja koji moraju pružiti maksimalnu zaštitu djelatnicima. Pri tome ih se ne smije opteretiti nepotrebnom osobnom fizičkom zaštitom koja može utjecati na provedbu intervencijskog postupka. Uz rendgenski uređaj se postavlja dodatna, pokretna zaštita od zračenja, a to su pokretni paravani, olovne

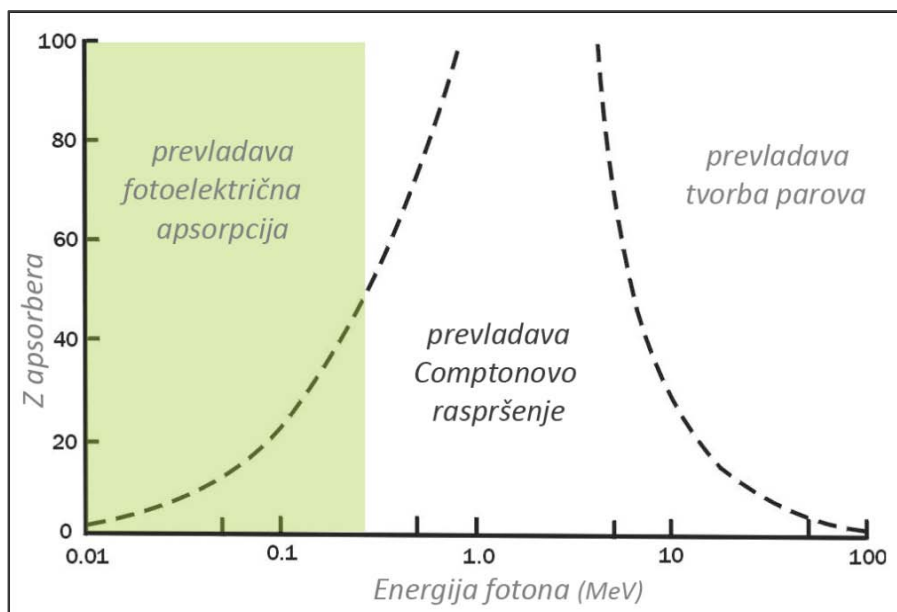
⁴⁸ Kružna ploča s kvadratičnim ili drugačijim prerezom u sebi koja prilikom okretanja konstantnom brzinom propušta ili ne propušta primarni snop zračenja tvoreći pseudo-pulsno ozračivanje bolesnika.

zavjesice na rendgenskom stolu, stakla sa zaštitnim ekvivalentom olova od nekoliko milimetara i sl. (vidi sliku 5.5. a)) [NCRP Report No. 147, 2004].

Vremenska raspodjela i ukupno vrijeme boravka djelatnika u polju raspršenog zračenja ovise o učestalosti eksponiranja⁴⁹, veličini brzine doze raspršenog zračenja i trajanju prosvjetljavanja te su, isto tako važni čimbenici procjene izloženosti raspršenom zračenju [Webb, G., ed., 2006; Vaño, E. i sur., 2011; Surić Mihić, M. i sur., 2007b; Prlić, I. i sur., 2006a].

Pasivna osobna dozimetrija ne omogućava saznanja ni o prostornoj ni o vremenskoj raspodjeli raspršenog zračenja u prostoru, što je bio dodatni poticaj razvoju elektronskog dozimetra koji bi mogao dati podatke za oblikovanje prostorne i vremenske raspodjele izlaganja zračenju te omogućiti izradu ovog doktorskog rada.

6.1.1 Međudjelovanje rendgenskog zračenja i materije



Slika 6.1. Relativna prevaga triju glavnih procesa međudjelovanje fotona i materijala - apsorbera za koherentno raspršenje, fotoelektričnu apsorpciju i Comptonovo raspršenje. Zelenom bojom označeno je područje energija rendgenskih fotona < 300 keV. Crtkane linije označavaju granice pojedinih procesa.

⁴⁹ Eksponiranje – izlaganje nečemu: tehnički naziv za radnu proceduru ozračivanja bolesnika rendgenskim zračenjem radi dobivanja slikovne informacije. Vrijeme trajanja eksponiranja razlikuje radiološke postupke slikanja i prosvjetljavanja. Slikanje je vremenski vrlo kratka ekspozicija (do par sekundi trajanja) dok je prosvjetljavanje proces izlaganja zračenju koji može kontinuirano trajati neograničeno vrijeme, ali je u praksi ograničen toplinskim kapacitetom rendgenske cijevi.

Rendgensko zračenje energije fotona u rasponu od 10 eV do 300 keV međudjeluje s materijom [Abdel-Rahman, W., Podgorsak, E.B., 2010; Compton, A.H., Allison, S.K., 1935] u tri dominantna procesa:

- koherentno raspršenje,
- fotoelektrična apsorpcija i
- Comptonovo raspršenje.

Relativna prevaga pojave triju navedenih tipova raspršenja za različite materijale (apsorberi atomskog broja Z) u ovisnosti o energiji zračenja prikazana je na slici 6.1. gdje je zelenom bojom označeno područje energija rendgenskog zračenja manjeg od 300 keV, a crtkanim su linijama označene granice procesa [Pettersson, H., ed., 1998].

- Pri koherentnom raspršenju energija primarnog snopa prvo se u potpunosti apsorbira elektronima pojedinog atoma u materijalu da bi potom ponovno bila odaslana. Kako ništa od apsorbirane energije ne ostane u atomu, ponovno odaslano rendgensko zračenje ima istu energiju kao i izvorno ulazno zračenje, primarni snop osim što je smjer ponovnog odašiljanja potpuno proizvoljan.
- Pri fotoelektričnoj apsorpciji energija rendgenskog fotona potpuno se apsorbira pri izbacivanju čvrsto vezanih elektrona iz jedne od unutarnjih atomskih ljuski. Izbijeni elektron nosi sa sobom kinetički višak energije jednak razlici energije između upadnog fotona i energije vezanja elektrona.
- Comptonovo raspršenje je neelastični sudar između visokoenergetskog rendgenskog fotona i jednog elektrona iz vanjskih ljuski atoma. Taj vanjski elektron vezan je uz atom malom energijom i gotovo sva energija koju rendgenski foton izgubi pri sudaru prenosi se kao kinetička energija elektronu koji tad biva izbačen iz atoma. Kako su pri tom sudaru i energija i impuls sačuvani, energija i smjer raspršenog rendgenskog fotona ovise o količini energije predane elektronu. Raspršeni rendgenski foton ima manju energiju od primarnog fotona, te mijenja smjer gibanja u usporedbi s primarnim fotonom (slika 6.2.). Skretanje će biti manje ako je vanjski foton više energije. Navedeno predstavlja najznačajniji mehanizam međudjelovanja fotona s tkivom/materijalom na kojem se vrše istraživanja. Foton ulazne energije $h\nu$ sudara se s elektronom i nastavlja kretanje pod kutom θ_c u odnosu na primarni snop, i s energijom $h\nu'$. Elektron pri tome biva raspršen pod kutom ϕ_c i ima kinetičku energiju ϵ_e . Na slici 6.2. prikazan je i izračun [NDT ERC, 2012] veličine obaju kuteva.

Comptonovo raspršenje uzrokuje Comptonovo povećanje valne duljine raspršenog fotona [Compton, A.H., 1923; Compton, A.H., Allison, S.K., 1947], odnosno

$$h\nu = h\nu' + \varepsilon_e \quad , \quad (6.1.)$$

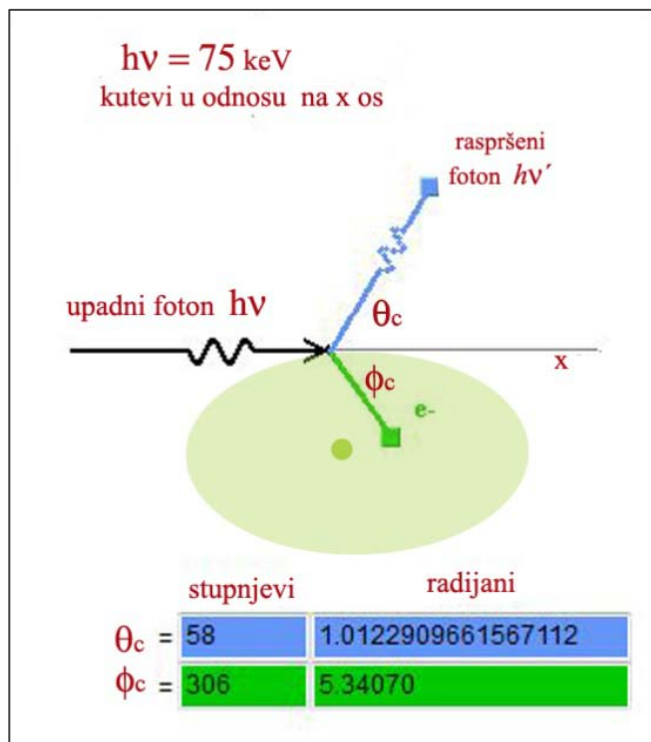
$$h\nu + m_e c^2 = h\nu' + mc^2, \nu = \frac{c}{\lambda}, m = \frac{m_e c^2}{\sqrt{1 - \beta^2}}, \quad (6.2.)$$

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta_c) \quad (6.3.)$$

gdje je $h/m_e c$ tzv. *Comptonova valna duljina*; λ i ν su valna duljina i frekvencija prije raspršenja, a λ' i ν' , valna duljina i frekvencija nakon raspršenja; m_e je masa elektrona dok je E_e kinetička energija raspršenog elektrona. β je $(v/c)^2$, dok su θ_c kut raspršenja fotona i ϕ_c kut pod kojim se rasprši elektron.

Prema tome, Comptonov pomak valnih duljina $\lambda' - \lambda$ jest:

- neovisan o valnoj duljini (frekvenciji) upadnog snopa zračenja,
- neovisan o materijalu koji raspršuje zračenje (npr. bolesnik)
- ovisan o upadnom kutu primarnog zračenja.

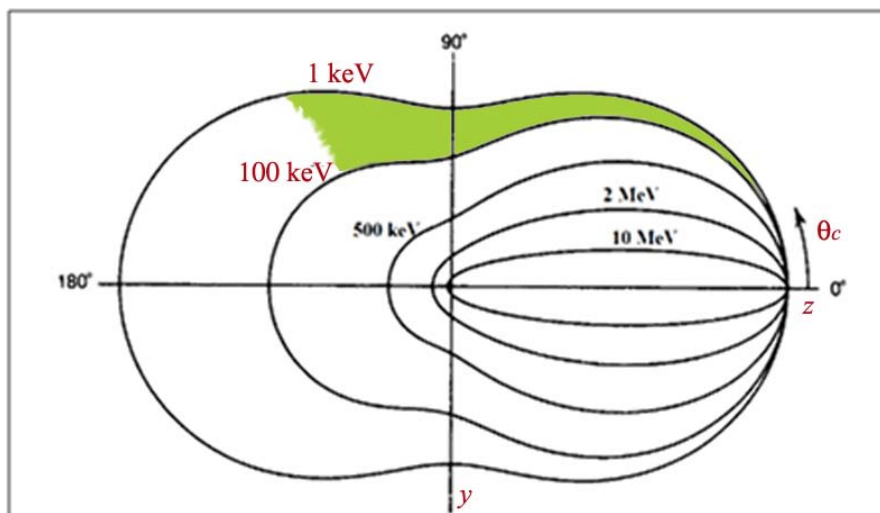


Slika 6.2. Comptonovo raspršenje na atomu. Primjer pokazuje smjer raspršenja i izračun kuteva raspršenja fotona θ_c i elektrona ϕ_c za energiju primarnog rendgenskog snopa 75 keV, [NDT ERC, 2012].

Dva čimbenika utječu na količinu energije koju odbijeni foton zadržava, a to su njegova upadna energija i kut raspršenja odbijenog elektrona. S povećanjem energije, kutna energijska

raspodjela raspršenih fotona postaje jako sužena (zašiljena) tako da visokoenergetski fotoni trpe relativno veliku promjenu energije u odnosu na ulaznu energiju.

Slika 6.3. prikazuje diferencijalnu razliku K-N⁵⁰ presjeka [Compton, A.H., Allison, S.K., 1935] za energije upadnih fotona od 1, 100 i 500 keV te 2 i 10 MeV [Knoll, G.F., 1986]. Kutna raspodjela raspršenog zračenja fotona s povećanjem upadne energije postaje jako zašiljena prema naprijed tj. smanjuje se kut raspršenja θ_c .

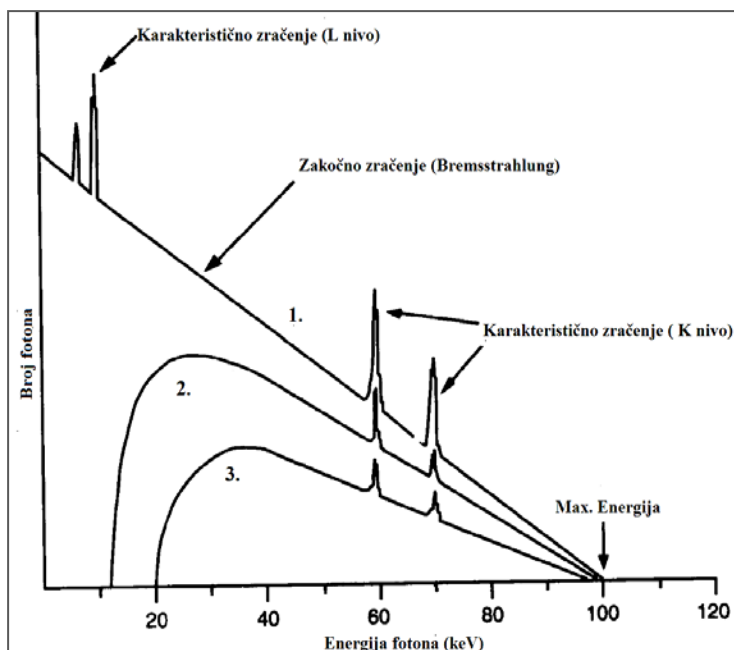


Slika 6.3. Prikaz kutne raspodjele Compton raspršenih fotona rendgenskog zračenja energija primarnog snopa od 1keV do 10 MeV. Primarni snop usmjeren je duž +z osi. Zeleno su osjenčano kutevi raspršenja θ_c koje oblikuju energije koje se koriste u rendgenskoj dijagnostici.

Ponovno upućujem na činjenicu da se za dijagnostičke namjene koristi energetski spektar polikromatskog rendgenskog zračenja (slika 6.4.) od nekoliko keV do 150 keV za koji je kut raspršenja θ_c najveći.

Slika 6.3. pokazuje kut raspršenja θ_c i područje energija za dijagnostičke namjene. To pak znači da će ukupno raspršeno zračenje zbog udjela Comptonova raspršenja, tj. velikog kuta raspršenja θ_c , svakako imati znatnu komponentu prema timu medicinskih djelatnika koji se nalaze uz bolesnika za vrijeme intervencijskog postupka (na slici 5.4. to je u smjeru koordinatne osi +y).

⁵⁰ K-N presjek: Klein-Nishina presjek, [Compton, A.H., Allison, S.K., 1935] i [Klein, O., Nishina, Y., 1928 i 1929].



Slika 6.4. Polikromatski spektar rendgenskog zračenja energije izlaznih fotona maksimalne energije 100 keV.

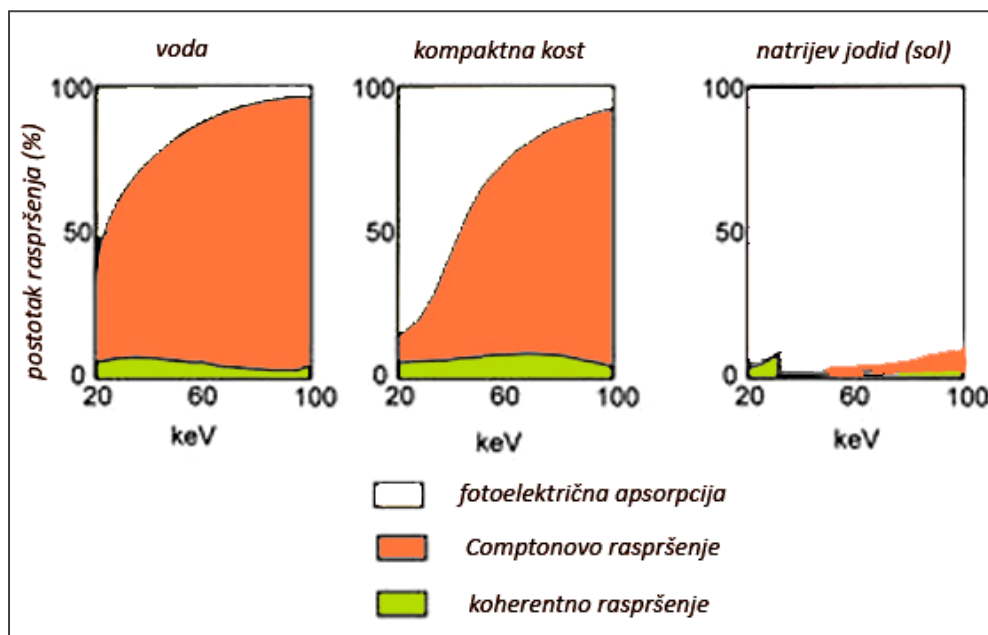
- 1) nefiltrirani izlazni snop rendgenskog zračenja
- 2) filtrirani izlazni snop rendgenskog zračenja filtrom debljine 0,01 mm ⁷⁴W
- 3) filtrirani izlazni snop rendgenskog zračenja uz dodatni filtar debljine 2 mm ¹³Al.

6.2 Opis polikromatskog rendgenskog spektra korištenog u eksperimentu

Sve prethodno navedeno znači da se u polikromatskom rendgenskom spektru primarnog zračenja, iz kojeg je filtracijom na izlazu rendgenske cijevi uklonjeno mekano rendgensko zračenje, ponovno pojavilo to meko zračenje [Pettersson, H., ed., 1998], ali ovaj puta zbog Comptonova raspršenja na bolesniku i ostaloj opremi (meti). U tablici 6.1. vidimo da se s povećanjem kuta raspršenja povećava valna duljina raspršenog zračenja, što znači da se raspršeni spektar pomiče prema manjim, „mekšim“ energijama.

Tablica 6.1. Valne duljine raspršenog zračenja uslijed Comptonova raspršenja u ovisnosti o kutu raspršenja za upadnu valnu duljinu $\lambda = 0,0709$ nm.

Comptonovo raspršenje	
kut raspršenja rendgenskog zračenja - fotona, θ_c	valna duljina raspršenog rendgenskog zračenja, λ'
0^0	0,0709 nm
45^0	0,0715 nm
90^0	0,0731 nm
135^0	0,0749 nm



Slika 6.5. Od navedenih triju fizikalnih procesa međudjelovanja zračenja i materije pri prolasku rendgenskog zračenja (primarnog snopa) energija 20 do 100 keV kroz bolesnika najvjerojatnije je Comptonovo raspršenje [Pettersson, H., ed., 1998]. Voda, kompaktna kost i sol prikazani su kao raspršivači.

Kad je ulazna energija fotona velika, relativni iznos izgubljene energije je mali pa je i kut raspršenja mali u odnosu na primarni smjer gibanja rendgenskog fotona. Kad je pak ulazna energija mala, raspršenje se događa u svim smjerovima. Za rendgenske energije reda veličine 1 MeV (one koje se koriste u terapiji zračenjem) raspršenje je uglavnom u smjeru primarnog zračenja. Za energije reda veličina 100 ± 30 keV, koje se koriste u dijagnostici i intervencijskoj radiologiji, raspršenje je izotropnije, iako je zbog vrlo definiranog i blendama oblikovanog primarnog snopa značajan dio Comptonova raspršenja u smjeru primarnog zračenja.

Velik dio raspršenog zračenja u dijagnostičkom dijelu energija potječe od Comptonova raspršenja, čije uklanjanje igra značajnu tehnološku ulogu za dobivanje kvalitetne dijagnostičke slikovne informacije. Ovo je raspršenje ozbiljan problem u dijagnostici. Bez obzira što se zračenje raspršuje u svim smjerovima, ipak je značajno u smjeru primarnog snopa i pod malim kutom otklona od primarnog snopa (centralne osi zračenja). To će zračenje uzrokovati zamućenje dijagnostičke slike što otežava dijagnostiku. Ono smanjuje radiografski kontrast na izlaznoj rendgenskoj slici i doprinosi iskrivljenju rendgenske slike, posebno one dobivene kompjuteriziranom tomografijom (CT) i sličnim metodama. Tehnički se uklanja pomoću olovnih rešetki koje se postavljaju na ulaz u pojačalo slike - slikovni detektor, ali nije ga moguće u potpunosti izbjeći.

Činjenica da se Comptonovo raspršenje odvija u svim smjerovima, sa značajnim doprinosom u smjeru bliskom primarnom zračenju i da se tehnološki uklanja tek na pojačalu slike [Bushberg, J.T. i sur., 2002; Pettersson, H. i sur., 1998], znači da je ono prisutno unutar dijagnostičke dvorane u neposrednoj blizini bolesnika, a time i djelatnika koji vrši radiološku intervenciju. Ono doista može nepotrebno ozračiti dijelove tijela djelatnika koji se nalazi u blizini primarnog snopa (slika 5.5).

6.2.1 Opis rendgenskog uređaja

U eksperimentu je korišten digitalni rendgenski uređaj za angiografiju⁵¹ Bransyst SAPHIRE, proizvođača "SHIMADZU", Kyoto, Japan [Shimadzu Corp., 2012] (slika 6.6.) u prostoru dvorane za IR Kliničkog bolničkog centra „Sestre milosrdnice“ u Zagrebu. Podaci za rezultat ovog doktorskog rada, model prostornog raspršenja, izmjereni su u toj IR dvorani.



Slika 6.6. *Bransist Saphire* digitalni rendgenski angiografski uređaj u Kliničkom zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju, Klinička jedinica za vaskularnu i intervencijsku radiologiju, nova angio (IR) dvorana KBC „Sestre milosrdnice“ u Zagrebu.

Za vrijeme eksperimenta rendgenski je uređaj radio načinom rada za prosvjetljavanje bolesnika koristeći radne parametre navedene u tablici 6.2.

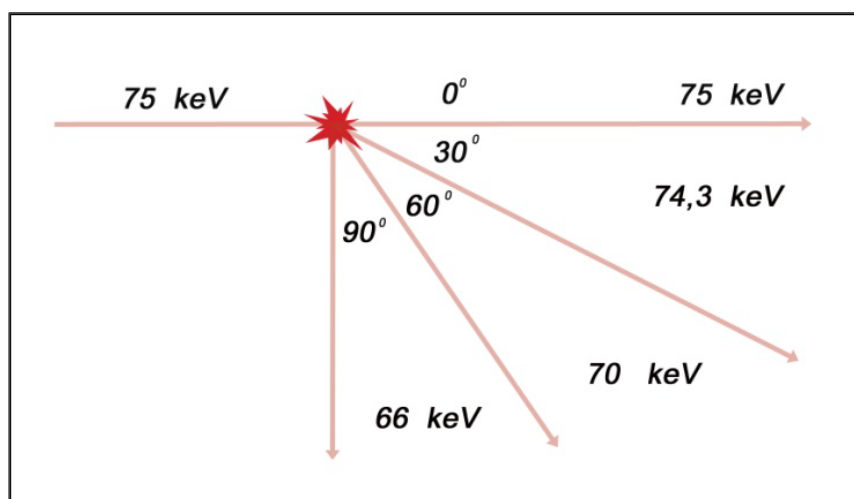
⁵¹ Angiografija: Invazivna radiološka tehnika, dio kardiovaskularne radiologije kojom se pomoću rendgenskog zračenja i kontrastnih sredstava prikazuju srce, krvne i limfne žile. Provodi se u intervencijskoj radiologiji.

Tablica 6.2. Radni parametri rendgenskog uređaja za IR pri dvama načinima rada, pretrage abdomena i glave.

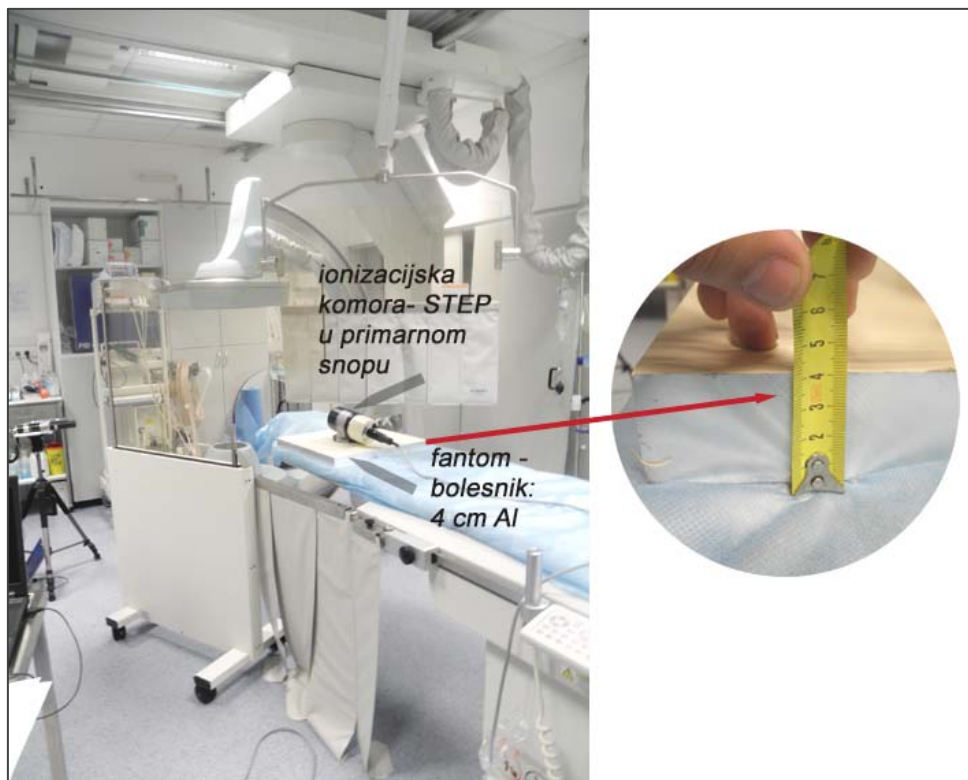
Radni parametri rendgenskog uređaja pri dvama načinima rada; abdomen i (glava)	
naziv parametra	vrijednost
Radni napon (kV) – abdomen (glava)	73 (74)
Struja kroz rendgen cijev (mA) - abdomen (glava)	10,9 (7,7)
Vrijeme trajanja prosvjetljavanja (minute) – abdomen (glava)	1,3 (4.4)
FOV* (cm ²) – abdomen (glava)	42,5* 42,5 (30-30)
SID** (cm) – abdomen (glava)	116 (95)
Brzina apsorbirane doze (K_{zrak}) u centralnoj osi primarnog snopa zračenja na izlazu iz pacijenta, (mGy/s)	0,313 (0,230)

* FOV – površina otvora blendi na detektoru slike

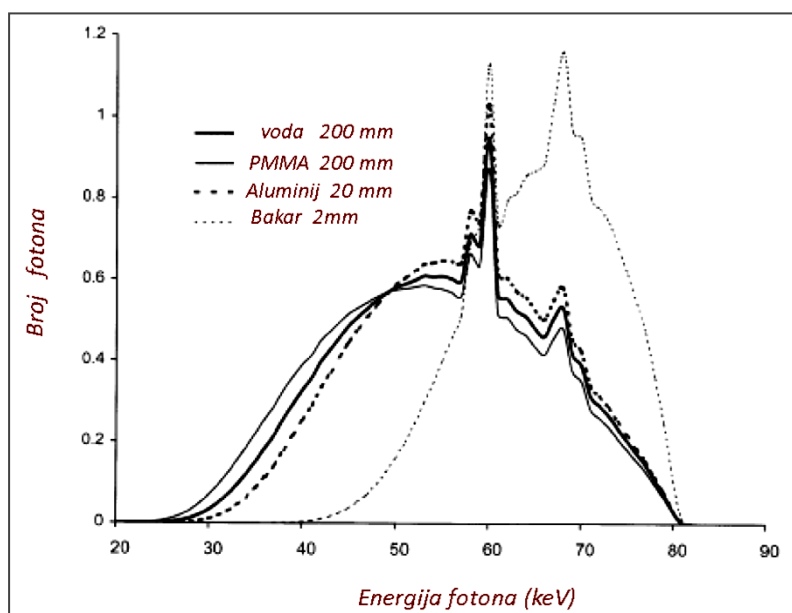
** SID – udaljenost of fokusa rendgenske cijevi do detektora slike



Slika 6.7. Prikaz raspona kuta raspršenja θ_c i iznos energije raspršenog fotona ako je energija primarnog snopa bila 75 keV. To je bio radni napon primijenjen na rendgenskom uređaju za vrijeme provedbe eksperimenta.



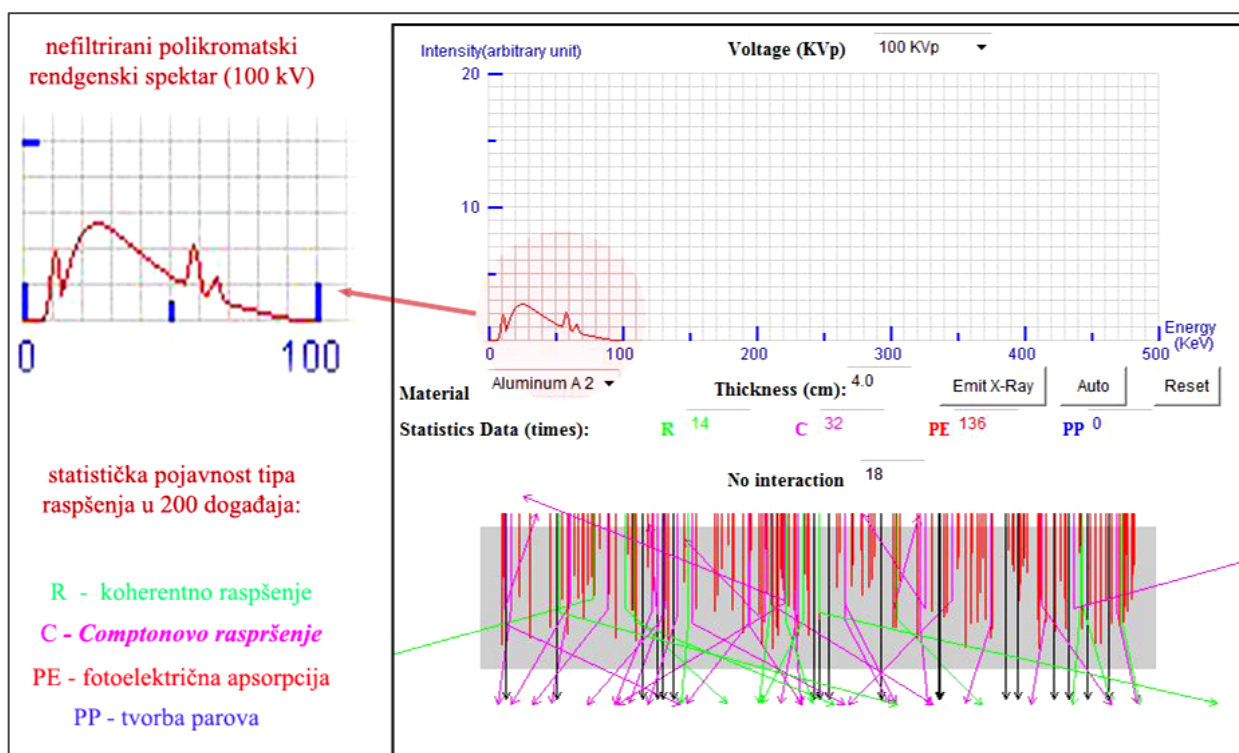
Slika 6.8. Stvarna situacija u intervencijskoj dvorani. Za ozračivanje se koristi fantom, aluminijski blok debljine 4 cm koji simulira standardnog bolesnika pri kalibraciji rendgenskog uređaja. Aluminijski fantom je standardna oprema rendgenskog uređaja. Ionizacijska komora STEP služi za mjerenje doze primarnog snopa na izlazu iz bolesnika (aluminijskog fantoma). Pokretni zaštitni paravani za liječnika postavljeni su u radni položaj (olovne zavjese, stropni štitičnik od olovnog stakla i samostojeći pokretni olovni paravan).



Slika 6.9. Primjer računalne simulacija oblikovanja polikromatskog rendgenskog spektra nakon međudjelovanja s metama (fantomima bolesnika) od različitih materijala.

Na slici 6.9. prikazana je računalna simulaciju polikromatskog filtriranog spektra rendgenskog dijagnostičkog zračenja pri čemu su odabrani filtri: voda, aluminij, PMMA i bakar. Jasno se razabire da bakreni filtar odsijeca „mekani“ dio polikromatskog spektra primarnog snopa zračenja, što je povoljno za bolesnika i dobro za tvorbu dijagnostičke slike.

Radi jasnije predodžbe o „događanju“ raspršenja polikromatskog spektra na bolesniku i vizualizacije smjera raspršenja zračenja, izvršena je računalna simulacija raspršenja korištenjem stvarnih uskih⁵² rendgenskih spektara, N-80 i N-100 [IPEM Report 91, 2005; IPEM Report 78, 1997; IAEA SS SG RS-G-1.3., 1999; Sprawls Jr, P., 1995], podataka o debljini raspršivača–bolesnika, i atenuacijskih faktora, te je obrađena računalnim simulacijskim programom NDT Java Applet⁵³ [NDT ERC, 2012].



Slika 6.10. Računalna simulacija raspršenja rendgenskog primarnog snopa zračenja na meti-bolesniku-fantomu debljine 4 cm Al pri 100 kV. Sivi pravokutnik predstavlja bolesnika. **R**, **C**, **PE** i **PP** jesu statističke pojavnosti pojedinog procesa međudjelovanja za 200 ionizacijskih događaja. Boje slova i strelica odgovaraju istom procesu (npr. **C** 32 događaja).

⁵² N-80 i N-100 (*engl.* Narrow Spectra) – energijski vrlo uski baždarni spektar rendgenskih energija. Npr. N-80 i N-100 znače polikromatski rendgenski spektar uskog prozora energija oko 80 tj. 100 keV.

⁵³ Java Applet NDT ERC simulacijski program je slobodan za korištenje i nalazi se na korisničkim internetskim stranicama <http://www.ndt-ed.org>, Iowa State University, USA.

Na slikama 6.10. i 6.11. prikazana je računalna simulacija apsorpcije tj. raspršenja rendgenskih fotona u fantomu bolesniku, aluminijskoj⁵⁴ ploči debljine 4 cm. Smjer primarnog snopa rendgenskog zračenja je odozgo prema dolje. Aluminijski fantom standardni je dio radiološke opreme koja se koristi za provjeru osobina izlaznog snopa zračenja pri tvorbi dijagnostičke slike [Oresegun, M. i sur., 1999; Sprawls Jr, P., 1995].

Rezultat simulacije je broj događanja svakog od triju navedenih procesa međudjelovanja, tj. relativna prevaga triju glavnih procesa međudjelovanja (fotona) rendgenskog zračenja i bolesnika (materijala). U računalnom programu pretprogramirana vrijednost lineranog koeficijenta apsorpcije μ primijenjenog materijala (aluminija) zbroj je doprinosa svih procesa međudjelovanja:

- koherentnog raspršenja (R),
- fotoelektrične apsorpcije (PE),
- Comptonovog raspršenja (C)

Statistička pojavnost tvorbe parova (PP)⁵⁵ pri korištenim dijagnostičkim rendgenskim energijama jednaka je nuli, jer taj proces nije moguć na tim energijama. Statistička pojavnost ostalih triju procesa izračunata je temeljem 200 ulaznih rendgenskih fotona i napona 100 kVp⁵⁶ na rendgenskoj cijevi, a prikazana je brojčano i grafički u bojama na slici 6.10. Simulirana statistička pojavnost međudjelovanja ukupno 200 rendgenskih fotona za Comptonovo raspršenje (C) iznosi 32, tj. 16 %.

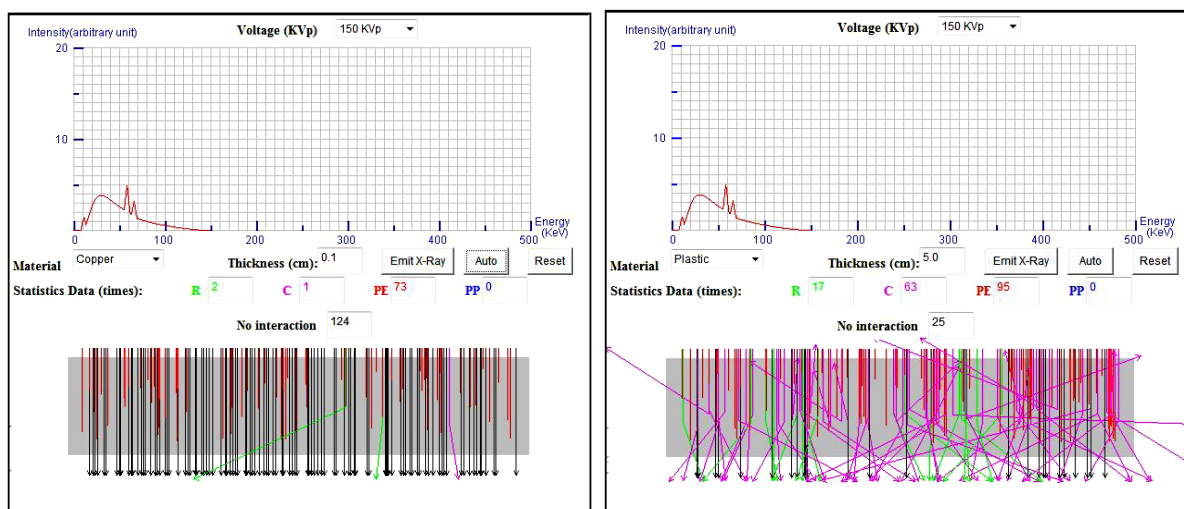
Na slici 6.11. prikazani su primjeri simulacije statističke pojavnosti pojedinog procesa međudjelovanja nefiltriranog primarnog spektra napona 150 kV_p i a) fantoma od bakra debljine 0,1 cm, te b) fantoma PMMA debljine 5 cm. Jasno je vidljivo da se s povećanjem napona povećava i pojavnost Comptonova raspršenja na materijalima koji su tkivno ekvivalentni (kao što je PMMA), odnosno imaju manji atomski maseni broj (Z). Bakar je uporabljen zato što gotovo u potpunosti apsorbira „mekani“ dio rendgenskog zračenja.

Prikazane skice služe za usporedbu ovisnosti raspršenja o materijalu i ulaznoj energiji rendgenskih fotona. Što niži Z, to je Comptonovo raspršenje vjerojatnije (ljubičaste strelice na slikama) i na nižim energijama primarnog snopa.

⁵⁴ ¹³Al se u radiologiji koristi za izradu fantoma jer je vrlo male gustoće (bliske mješanom tkivu), mekan i rastezljiv.

⁵⁵ PP (*engl.* Pair Production) – tvorba parova

⁵⁶ kVp – kV "peak", vršni tj. maksimalni radni napon na rendgenskoj cijevi.



a)

b)

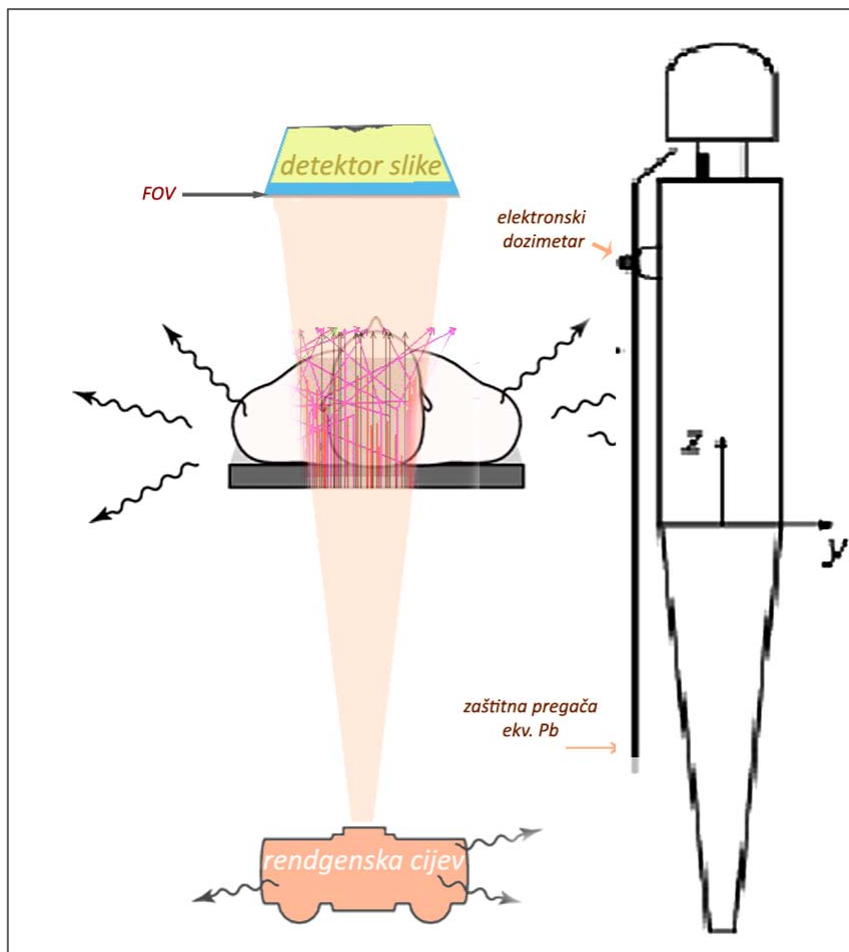
Slika 6.11. Računalna simulacija raspršenja rendgenskog nefiltriranog primarnog snopa zračenja na meti-bolesniku-fantomu pri 150 kV_p s prikazom statističke pojavnosti **R**, **C**, **PE** i **PP** procesa međudjelovanja za 200 događaja uz korištenje:

a) fantoma od bakra debljine 0,1 cm i b) fantoma od plastike (PMMA) debljine 5 cm

Iz podataka o pojavnosti raspršenja triju navedenih fizikalnih procesa i kutnoj raspodjeli Comptonova raspršenja vidi se da je ono značajno u smjeru koji je od interesa i za osobnu dozimetriju tj. u smjeru intervencijskog djelatnika kao što je prikazano na slikama 6.3. i 6.6. i 6.12.

Na slici 6.12. prikazan je primarni snop i njegovo raspršenje na meti-bolesniku-fantomu s naznakama pojavnosti svih raspršenja koja su prikazana i na slici 6.9. Skicirano je i mjesto intervencijskog djelatnika uz bolesnika, položaj njegove zaštitne olovne⁵⁷ pregače i položaj AEPD-a. Sasvim je jasno da će na poziciji nošenja osobnog dozimetra AEPD biti izložen svim tipovima raspršenja pa i Comptonovom (sekundarnom) zračenju kojem je izvor bolesnik.

⁵⁷ Zaštitna moć zaštitne pregače koja sadrži olovo (⁸²Pb) opisuje se pomoću debljine olovnog lima koji bi imao istu zaštitnu moć pa se kaže da zaštitna olovna pregača ima zaštitu od zračenja od npr. 0,5 mm debljine ekvivalenta olova.



Slika 6.12. Skica primarnog snopa i raspršenja rendgenskog primarnog snopa zračenja na bolesniku-fantomu s naznakom svih tipova raspršenja prikazanih na slici 6.9., skica fantoma intervencijskog djelatnika, zaštitna olovna pregača i položaj osobnog elektronskog dozimetra. Prikazano je i polje slike FOV.

Uzimajući u obzir stvarnu radnu situaciju i lokaciju radnog mjesta intervencijskog djelatnika i njegovog tima, koji se moraju kretati neposredno uz bolesnika jer tako zahtijeva intervencijski protokol, izvršeno je mjerenje prostorno-vremenske raspodjele raspršenog zračenja pomoću AED ALRA OD 3 mjerenjem H i dozimetrijskih veličina $H^*(10)$ i $\dot{H}^*(10)$ temeljem kojih je oblikovan model raspršenja, a rezultati su prikazani u 8., 9., 10., 11. i 12. poglavlju ovog doktorskog rada.

7. **AKTIVNI ELEKTRONSKI DOZIMETAR ALARA OD tip x : TEHNOLOŠKE I FIZIKALNE OSNOVE**

Nakon dugogodišnjeg rada na provedbi i istraživanju osobne film dozimetrije, na IMI-u je 1990. god. izrađena elektronička baza podataka naziva MEDI (Medical and Environmental Dosimetry Inventory) [Prlić, I., Svrtan, Z. "MEDI", 1990] u koju je te godine upisano preko 7000 dozimetrijskih evidencijskih kartona zaposlenika u RH koji su bili izloženi izvorima ionizirajućeg zračenja u medicini, industriji i općoj uporabi. Dozimetrijska evidencija vodi se na IMI-ju od 1959. godine, kad je osnovana istraživačka grupa zadužena za istraživanja i stručni rad na zaštiti od zračenja i uvođenju osobne dozimetrije koristeći film dozimetriju.

Vlastiti programski paket MEDI za obradu osobne dozimetrije i suvremena baza podataka omogućili su kvalitetniji rad na obradi podataka o izloženosti profesionalaca. Na IMI-ju je do tada $H_p(10)$ određivan film dozimetrima. Statistička obrada i dozimetrijsko istraživanje izloženosti pojedinih profesionalnih struka, npr. liječnika pulmologa, liječnika kardiologa, inženjera medicinske radiologije, liječnika dentalne medicine, operatera u brodogradilištima i sl. dali su iznenađujuće podatke o izmjerenoj izloženosti. Više od 70 % dozimetara nije zabilježilo nikakvu profesionalnu dozu. Nedostatak je filmske dozimetrije u tome što se optička gustoća ne mijenja uvijek linearno s dozom pa je potrebno dobro poznavati odziv korištenog filma na dozu. Isto tako, s vremenom zacrnjenje blijedi, tj. imamo gubitak signala (*engl. fading*), posebice kad je film izložen visokoj temperaturi i vlazi. Prednost je što film ostaje kao trajan zapis u arhivu i dokaz je o primljenom zračenju. Osim toga, iz različitih oštrina slika, zasjenjenja na filmu oblikovanih rubovima filtera od različitih materijala u dozimetru, moguće je približno odrediti je li doza bila primljena jednokratno ili se postupno nakupljala u manjim količinama kroz dulje razdoblje.

Problemi s rekonstrukcijom učestalosti nakupljanja doze „na filmu“ bili su izazov koji je izravno utjecao na odluku o pokretanju rada na istraživanju i oblikovanju vlastitog dozimetra koji bi, osim bilježenja ukupnog $H^*(10)$ i/ili $H_p(10)$, stvarno mogao na pouzdan način izmjeriti i tu učestalost nakupljanja doze zračenja.

7.1 Tehnološki razvoj elektronskog dozimetra ALARA OD x

Prvobitni tehnološki zahtjev za novi elektronski dozimetar bio je da on bude što pouzdaniji brojač fotona (rendgenskih i γ), i to zbog činjenice da je više od 97,8 % svih upisanih profesionalaca u MEDI bazu podataka radilo s izvorima rendgenskog i/ili γ zračenja. Ostali upisani profesionalci radili su sa i uz otvorene izvore ionizirajućeg zračenja, gdje su mogli biti izloženi i α i β čestičnom zračenju te internoj kontaminaciji.

Drugi važan podatak iz MEDI baze bio je da je svega 2,5 % (od ukupno cca. 7000) upisanih profesionalaca primalo statistički značajne, ali još uvijek zakonom dozvoljene osobne mjesečne ekvivalentne doze zračenja, i to učestalo, gotovo svaki mjesec. Ta je činjenica upućivala na to da oni stvarno rade sa i uz rendgenske izvore ionizirajućeg zračenja, da njihove osobne doze nisu predmet usrednjavanja niti da su sporadično primljene. Među tim profesionalcima bila je mala grupa zaposlena u industriji, brodogradilištima i vanjskim terenima (naftnim istraživačkim bušotinama).

Više od 2 % upisanih profesionalaca radilo je u medicini, i to na poslovima koji su zahtijevali njihovu prisutnost uz bolesnika kojeg su dijagnosticirali (npr. ortopedi i kardiolozi) zajedno sa svojim timovima u operacijskoj dvorani, te radiolozi pri provedbi angiografskih i irigografskih postupaka dijagnosticiranja. Medicina je tada, tj. početkom devedesetih godina prošlog stoljeća, ubrzano uvodila kompjuteriziranu tomografiju i intervencijsku radiologiju u svakodnevnu praksu. Sva nabrojena radna mjesta u medicini zahtijevala su prisutnost tima profesionalaca uz bolesnika, a time i uz izvor rendgenskog zračenja.

Tadašnji pristup provedbi zaštite od zračenja morao je biti preispitan, jer osnovni principi zaštite od zračenja, tj. da valja biti što dalje i vremenski što kraće od izvora zračenja, nisu više mogli biti strogo poštivani [EC BSS, 1996 i ICRP 103, 2007; ICRP 117, 2012]. To se direktno odrazilo i na provedbu osobne dozimetrije, čiji su brožčani rezultati postali glavni argument pri odlučivanju o načinu oblikovanja fizičke zaštite (zaštitne sobe, olovni paravani, zaštitna odjeća, zaštitna olovna stakla, naočale i sl.) i, što nije manje važno, o cijeni ulaganja u osobnu zaštitu profesionalaca na tim novim radnim mjestima. Također je bilo potrebno istražiti i moguće neželjene posljedice dijagnostičkog ozračivanja bolesnika [IAEA STI/PUB/1113, 2004; ICRP 103, 2007; ICRP Committee 1, 2001] pri intervencijskim postupcima.

Prototip AED-a nazvan je ALARA OD x. ALARA u smislu *As Low As Reasonable Achievable* principa zaštite od zračenja [ICRP 60, 1990], OD – *Osobni Dozimetar* jer je

namjera bila izraditi osobni dozimetar koji bi nadopunio film dozimetriju i jednog je dana možda i u potpunosti zamjenio. Konačno, x je dodan kao buduća bročana oznaka broja modela/tipa AED-a. Odlučeno je da dozimetar bude suvremeno elektronički koncipiran i ergonomski oblikovan (što je moguće manjih fizičkih dimenzija i veliki zaslon).

Tablica 7.1. Popis do sada proizvedenih tipova AED-a ALARA OD x, od kojih su neki prikazani i na slikama 8.1. i 8.2. U prvom stupcu nalaze se oznake x AED-a.

AED ALARA OD	godina razvoja	Namjena – originalni opis	Vrsta mjerenja doze	Raspon mjerenja (K_{zrak} , H , $H^*(10)$)	Energijski raspon – osjetljivost – relativna učinkovitost – linearnost
1G	1997	Brojač fotona γ i X zračenja, Alarm, RS-232 kalibriran u jedinici Gy	Mjerenje ambijentalne doze	0,1 μ Gy do 1999 μ Gy 1 μ Gy/h do 1999 μ Gy/h	50 keV do 1,25 MeV uz maks. pogrešku \pm 15% u odnosu na ^{137}Cs (661 keV)
2	1999	Brojač fotona γ i X zračenja, kalibriran u jedinicama Gy i Gy/h „nadzor“ prostora – RS232	Mjerenje ambijentalne doze i brzine doze	0,1 μ Gy do 1999 μ Gy 1 μ Gy/h do 1999 μ Gy/h	50 keV do 1,25 MeV uz maks. pogrešku \pm 15% u odnosu na ^{137}Cs (661 keV) GM cijev ZP1300 i GM ZP 1313
en	1998	Brojač fotona γ i X zračenja i dozimetar - RS232 kalibriran u jedinicama Gy i Gy/h velika GM cijev	Mjerenje ambijentalne doze i brzine doze	0,1 μ Gy do 1999 μ Gy 1 μ Gy/h do 1999 μ Gy/h	50 keV do 1,25 MeV uz maks. pogrešku \pm 15% u odnosu na ^{137}Cs (661 keV) GM cijev ZP1200
2A	2000	Brojač fotona γ i X zračenja i dozimetar - RS-232 kalibriran u jedinicama Sv i Sv/h	Mjerenje doznog ekvivalenta brzine doze	0,1 μ Sv do 1999 μ Sv 1 μ Sv/h do 1999 μ Sv/h	50 keV do 1,25 MeV uz maks. pogrešku \pm 15% u odnosu na ^{137}Cs (661 keV) GM cijev ZP1310
en3	2008	Brojač fotona γ i X zračenja i dozimetar– USB kalibriran u jedinicama Gy i Gy/h velika GM cijev	Mjerenje ambijentalne doze i brzine doze	0,1 μ Sv do 1999 μ Sv 1 μ Sv/h do 1999 μ Sv/h	50 keV do 1,25 MeV uz maks. pogrešku \pm 15% u odnosu na ^{137}Cs (661 keV) GM cijev ZP1400/ZP1200
3	2008	Brojač fotona γ i X zračenja i dozimetar kalibriran u jedinicama Sv i Sv/h - USB opcije osobnog dozimetra	Mjerenje doznog ekvivalenta brzine doze	0,01 μ Sv do 46 mSv 1 μ Sv/h do 1999 μ Sv/h	50 keV do 1,25 MeV uz maks. pogrešku \pm 15% u odnosu na ^{137}Cs (661 keV) GM cijev ZP1310 i GM cijev ZP1314
4*	20011	Brojač fotona γ i X zračenja i dozimetar kalibriran u jedinicama Sv i Sv/h modularni dozimetar osobni dozimetar	Mjerenje doznog ekvivalenta brzine doze	0,01 μ Sv do 50 mSv 1 μ Sv/h do 1999 μ Sv/h	50 keV do 1,25 MeV uz maks. pogrešku \pm 15% u odnosu na ^{137}Cs (661 keV) GM cijev ZP1314 i GM cijev ZP1304(linac)

* najnoviji model koji je u završnom eksperimentalnom razvoju i za sada se koristi samo probno.

Prvi ALARA OD x uređaji korišteni su samo kao brojači s funkcijom alarma koji upozorava na iznenadni porast doze u blizini samog uređaja. Na taj je način uređaj korišten za

signalizaciju potencijalne povećane izloženosti djelatnika koji rade s izvorima ionizirajućeg zračenja. Razvojem uređaja AED ALARA OD x postaju najprije elektronski dozimetri za mjerenje doze i brzine doze u prostoru ($H^*(10)$ i $dH^*(10)/dt$), a kasnije i osobni elektronski dozimetri (tipovi ALARA OD 3 i ALARA OD 4) za određivanje osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$. IMI ih već dugo, paralelno s tehnološkim razvojem, koristi u svojim istraživanjima na različitim lokacijama u Republici Hrvatskoj [Bituh, T., 2012; Prlić, I. i sur., 2010; Prlić, I., 2011; Prlić, I. i sur., 2005b; Prlić, I. i sur., 2009a]. ALARA OD x digitalni AED koji se pritom koriste odobreni su tipno⁵⁸ pri Hrvatskom zavodu za normizaciju i mjeriteljstvo [Prlić, I., 2003; Prlić, I. i sur., 2005a; Prlić, I. i sur., 2002c; DZNM HR, RE-4-1007, 2000].

7.2 Detektor elektronskog dozimetra: zašto GM cijev

Svi ALARA OD x digitalni su AED uređaji koji za detektor ionizirajućeg zračenja koriste Geiger-Müller-ovu (GM) cijev o čijim osobinama uvelike ovise mogućnosti primjene samog uređaja. U ALARA OD x koriste se energijski nekompensirane i kompenzirane GM cijevi proizvođača Centronic Gamma Detectors Ltd. iz Velike Britanije (slika 7.1.).



Slika 7.1. Paleta GM cijevi koje se koriste u AED ALARA OD x (proizvođač: Centronic Ltd. UK).

⁵⁸ Tipno odbrenje za tipove AED: ALARA OD 2 i ALARA OD 2A: RH, Državni zavod za normizaciju i mjeriteljstvo (DZNM) br. HR RE-4-1007; klasa:960-03/99-07/25, Ur.br.:558-03/5-99-5, Zagreb, 2000.

Za detektor u AED ALARA OD x odabrana je GM cijev iz nekoliko vrlo praktičnih razloga:

- fizikalno predstavlja malu ionizacijsku komoru te je dobar brojač fotona [Sirajuddin, D., i sur., 1995];
- GM cijev je zbog velikog pojačanja naboja (od 9 do 10 redova veličine) pogodna za mjerenja vrlo niskih nivoa ionizirajućeg zračenja, npr. LBG [Rajan, G., Izewska, J., 2003].
- kao detektor je prihvatljive ergonomije, tj. fizičke veličine;
- jeftina je;
- IMI u to doba, u devedesetima, nije mogao financirati istraživanja sa skupim poluvodičkim detektorima radi istraživačkog razvoja elektronske dozimetrije, a određena količina GM cijevi prihvatljive veličine i osobina bila je dostupna na tržištu;
- s vremenom se je pokazalo da je GM cijev vrlo prihvatljiv detektor s obzirom na namjenu dozimetra – željelo se postići da AED postane AEPD. To je značilo da je trajanje baterije moralo biti vrlo dugo što se s poluvodičkim detektorom nije moglo postići [Bartlett, D., 2008];
- Iako GM cijevi nisu pogodne za precizna mjerenja u pulsним poljima visokih energija radi svoje ovisnosti o energiji, pa ih se za te namjene smatra brojačima, indikatorima zračenja, odgovor GM cijevi u pseudo-pulsnim poljima energija do 300 keV u dijagnostičkoj radiologiji, bez obzira na općenito prihvaćeno stajalište da GM cijevi imaju vrlo dugo mrtvo vrijeme, bio je zadovoljavajući.
- GM cijevi jesu pogodne za brojanje ionizacijskih događaja u području do 300 keV i u tom području moguće ih je u SSLD-u umjeriti za mjerenje $H^*(10)$ [ISO X, 4037-1, 1996; ISO X 4037-3, 1999].

Još jedna važna osobina GM cijevi o kojoj je trebalo voditi računa pri promišljanju novog elektronskog dozimetra jest njezina osjetljivost s obzirom na energiju. U AED-ima tipa ALARA OD x, GM cijevi imaju najveću osjetljivost u energijskom intervalu 40 - 200 keV, a nakon toga osjetljivost postupno pada s porastom energije, te iznad 300 keV više ne ovisi o upadnoj energiji zračenja, što je tipična osobina GM cijevi.

Fizikalne osnove rada GM cijevi, opis njenog mrtvog vremena i vremena oporavka, odgovor GM cijevi na ulazno ionizirajuće zračenje, kompenzacija cijevi kao detektora te kutni odziv energijski kompenzirane GM cijevi opisani su i sistematizirani u doktorskom radu [Surić Mihić, M., 2012] te su radi opisa AED-a, ali i obrazovne vrijednosti tih podataka, citirani u dodatku ovog dokorskog rada pod nazivom „GM cijev – detektor AED-a ALARA OD x“.

8. REZULTATI : AED ALARA OD x

8.1 Konstrukcijsko rješenje AED-a ALARA OD x

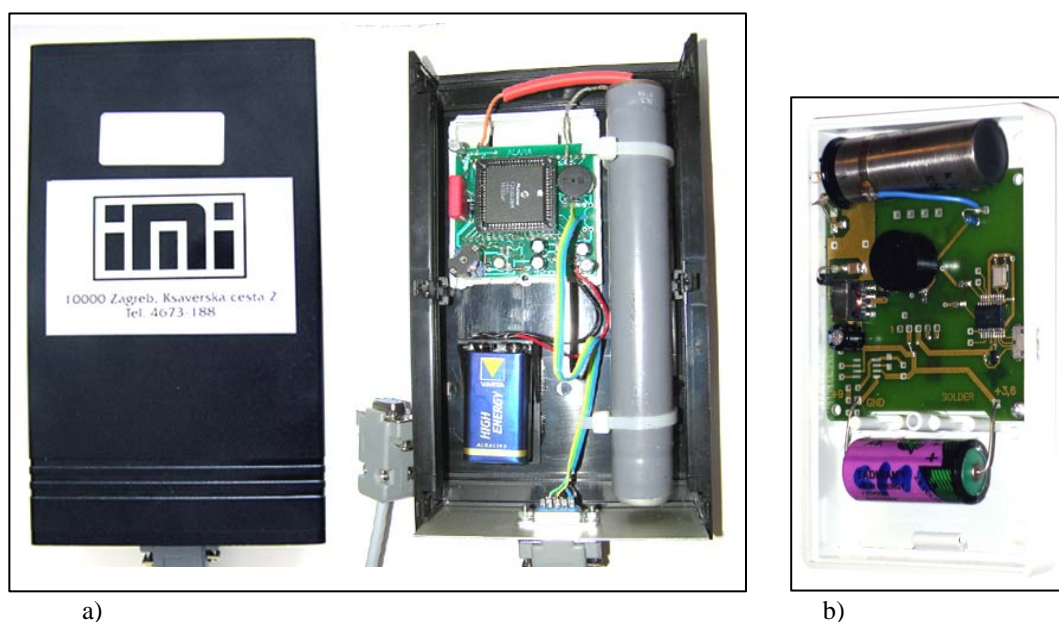
AED ALARA OD x elektronički je uređaj za brojanje fotonskih impulsa, mjerenje doze i brzine doze ionizirajućeg zračenja i sastoji se od GM cijevi, pripadajućih elektroničkih sklopova, napajачke baterije i sučelja za vezu s računalom.

Dozimetar je prikladan za rad u okolišnim uvjetima temperaturnog raspona od -10° do 50°C i relativne vlažnosti do 90%. Podaci s dozimetra učitavaju se na računalo korištenjem RS 232 (serijskim međusklopom za prijenos binarnih podataka s mjernog uređaja u računala) i/ili USB (*engl.* Universal Serial Bus) univerzalnu serijsku sabirnicu ulaza.

Do sada je osmišljeno i izrađeno nekoliko tipova digitalnih AED-a ALARA OD x (tablica 7.1. i slika 8.1.):



Slika 8.1. Paleta do sada osmišljenih i proizvedenih tipova AED ALARA OD x: ALARA OD 1G, ALARA OD 2, ALARA OD 2A i ALARA OD 3. *Izvor:* Prlić, I. i ALARA d.o.o., Zagreb.

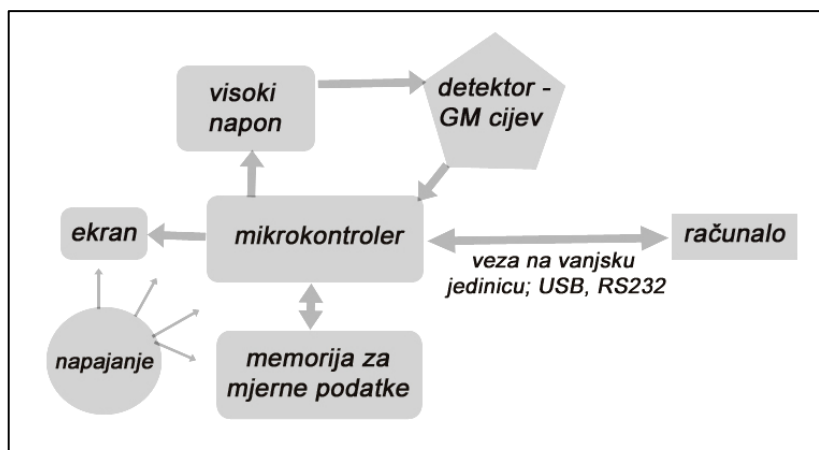


Slika 8.2. a) AED ALARA OD *en* tip dozimetara s velikom GM cijjevi za korištenje u okolišu: (dimenzije: 10 (\dot{s}) \times 16 (v) \times 2.5 (d) u cm) i s RS-232 komunikacijskim protokolom.
b) AED ALARA OD *en3* tip dozimetara s srednjom GM cijjevi za korištenje u okolišu: (dimenzije: 8 (\dot{s}) \times 10 (v) \times 2.1 (d) u cm) i s USB komunikacijskim protokolom.

- AED ALARA OD 1G prototip je koji je u osnovi brojač fotona s napajačkom baterijom od 9V, alarmom, te velikim ekranom i četiri osnovna modaliteta rada.
- AED ALARA OD 2 drugi je model s nekompensiranom GM cijjevi, i vrlo je dobar za mjerenja ionizirajućeg zračenja reda veličine LBG-a (brzine ambijentalne doze \approx nGy/h). Njegova je namjena „nadzor“ unutaršnjeg (uz izvore ionizirajućeg zračenja) ili vanjskog prostora u okolišu. Uređaj je umjeren u jedinicama Gy i Gy/h.
- AED ALARA OD 2A napredniji je uređaj koji je imao poboljšanu mjernu pouzdanost, novije tipove memorije, te je bio kalibriran u izvedenim jedinicama Sv i Sv/h. To je bio prvi korak prema oblikovanju osobnog elektronskog dozimetra. Njegov upravljački program također je bio unaprijeđen.
- AED ALARA OD *en* posebno je konstruiran za mjerenja LBG-a u okolišu. Njegova je GM cijev znatno većeg volumena i omogućava zadovoljavajuće brojanje vrlo rijetkih impulsa koji su uobičajeni za prirodni okoliš, a funkcionalno je identičan AED-u ALARA OD 2A.
- AED ALARA OD 3 kalibriran je u jedinicama Sv i Sv/h, vrlo je male potrošnje energije te s GM cijjevi koja je umjerenjena i u energijskim spektrima rendgenskog zračenja N-80 i N-100 [ISO 4037-1, 1996; IPEM Rep.78, 1997]. Izrađen je s nekompensiranim i s kompenziranom GM cijjevima, a s njime su izmjereni svi dozimetrijski podaci u intervencijskoj radiologiji prikazani u ovoj disertaciji. Taj model već predstavlja AEPD po svojim osobinama monitoringa izloženosti zračenju. Za vanjsku komunikaciju koristi RS-232 i USB sučelja.

- AEPD ALARA OD 4 najnoviji je model, osobni elektronski dozimetar koji je osmišljen i izrađen suvremenom elektronskom tehnologijom. Vrlo je malen i modularan, kako bi ispunio neke važne pragmatične zahtjeve svakodnevnog uporabe. Ima USB sabirnicu za vezu s vanjskim jedinicama i planirani modul za buduću bežičnu komunikaciju, a u prototipnoj izradi je i modul za neprekidnu komunikaciju GPS (*engl.* Global Positioning System), tj. za određivanje geografske pozicije. Manjih je dimenzija i osobni je dozimetar. Model je detaljnije opisan u 12. poglavlju ovog doktorskog rada.

Jednostavna shema koja prikazuje osnovne dijelove svih AED ALARA OD x tipova dana je na slici 8.3.



Slika 8.3. Osnovna, jednostavna elektronička i operativna blok shema AED-a ALARA OD x.

8.2 Napajanje, potrošnja struje i visoki napon GM cijevi AED-a

Najveći tehnološki izazov izradi prototipa AED-a pokazao se odmah u početku. Za rad GM cijevi, ma koliko ona bila malih fizičkih dimenzija, potreban je visoki napon. Da bi ispoštovali osnovnu razvojnu ideju, AED je morao biti potpuno napajački nezavisan uređaj s baterijskim napajanjem. Napon od 500 V potreban za rad GM cijevi bilo je potrebno postići uporabom najobičnije baterije od 3 do 9 V napona. Drugi je izazov bila potrošnja struje. Obična baterija nije mogla osigurati rad elektroničkim dijelovima koji bi trošili puno struje i time brzo iscrpljivali bateriju. Postojeći GM brojači i mjerači doze bili su radi tih tehnoloških činjenica veliki i nije bilo izgleda da ikada postanu osobni dozimetri koje bi se moglo nositi na/u džepu radne odjeće.

Za svoj rad svi AED ALARA OD x koriste bateriju napona 3,7 V (slika 8.4.), koja je zbog iznimno male potrošnje elektroničkog sklopa dovoljna za do 5 godina neprekidnog rada. To je zapravo izniman elektronički konstrukcijski uspjeh. Visoki napon na GM cijevi, koji iznosi 550 V i konstrukcijski je riješen izradom posebnog, vrlo preciznog transformatora malih dimenzija (slika 8.4.). Visokim naponom za GM cijev upravlja mikrokontroler koji također provodi i programabilne korekcije u slučaju pada visokog napona kod velikih brzina doze. Tijekom razvoja AED prototipova postignuta je potrošnja struje za vrijeme neprekidnog rada dozimetra od 25 μ A. Kako je napon napajajuće litijske baterije 3,7 V, deklarira se snaga od oko 92,5 μ W. Najviše struje troše zaslon i alarmni sklop. Zbog toga je odlučeno da će zaslon prikazivati minimalnu količinu informacija uz optimalnu veličinu slova i znakova. Alarm se oglašava samo na onim AED-ima gdje je to prijeko potrebno i pretprogramirano.

Pri svakodnevnoj uporabi svi AED ALARA OD x mogu neprekidno raditi od 3 do 5 godina pa je time zadovoljen prvi od dvaju uvjeta definiranja osobnog dozimetra - neprekidni rad i bilježenje ionizacijskih događaja.

Drugi uvjet, koji sve AED ALARA OD x čini jedinstvenim s obzirom na malu potrošnju energije, činjenica je da on neprekidno radi i duže nego što je to regulatorno propisano za monitoring osobne dozimetrije, tj. AED ALARA OD x ne može isključiti nositelj dozimetra.

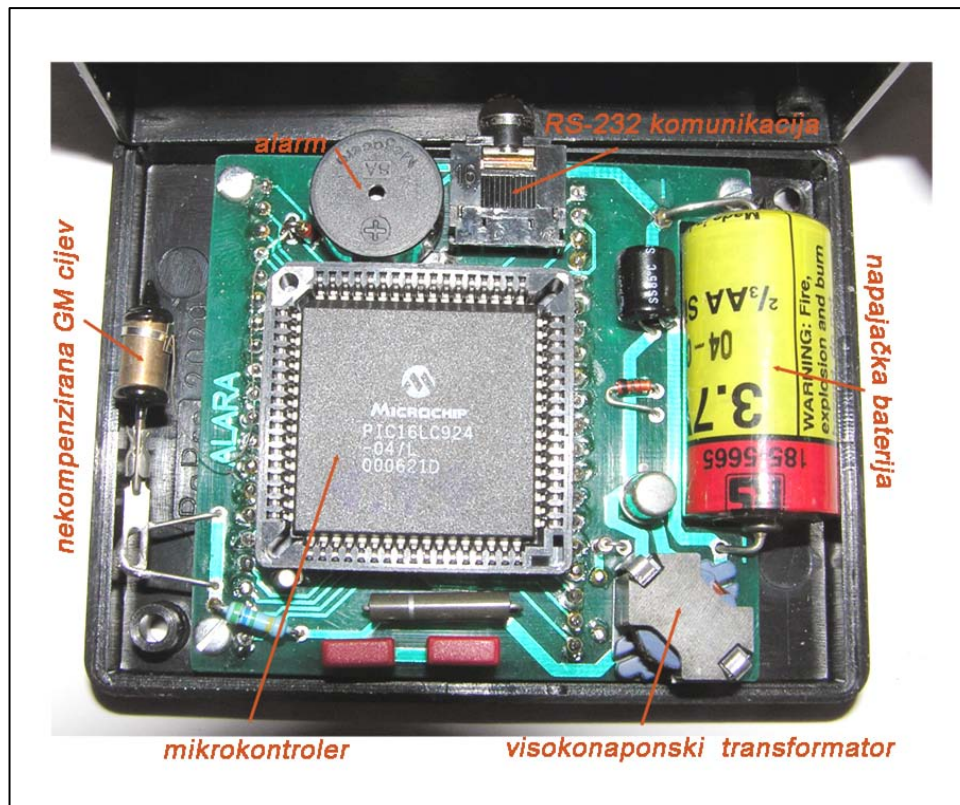
On bilježi podatke sve do popunjenja memorije ili pražnjenja baterije.

U dostupnoj literaturi u kojoj se opisuju AED-i i osobna dozimetrija nije nađen podatak da tamo opisane elektronske dozimetre korisnik ne može isključiti. Dapače, svi dostupni AED-i koje je autor ovog doktorskog rada do sada vidio, imao u rukama ili se s njima susreo u literaturi imali su sklopku za paljenje i gašenje te su time u početku diskreditirani kao elektronski dozimetri za osobni dozimetrijski nadzor.

8.3 Mikrokontroler AED-a ALARA OD x

Radom AED ALARA OD x upravlja kao samostalna upravljačka elektronička jedinica programabilni mikrokontroler. To je digitalni elektronički sklop za upravljanje uređajima i procesima koji u sebi sadrži integrirani mikroprocesor, memoriju, digitalne i analogne ulaze i izlaze, digitalne satove, brojače, oscilatore, komunikacijske sklopove i druge elektroničke dodatke za koje je nekada bio potreban niz posebnih integralnih čipova. Mikrokontroler normalno radi u kontrolnoj petlji, dakle očitava ulaze, što je u slučaju AED ALARA OD x podatak o broju fotona izbrojanih u GM cijevi te podatak o realnom vremenu kad je to brojanje počelo i završilo. Mikrokontroler tada podešava izlaze/izlazne podatke u skladu sa

zadanim računalnim programom. Petlja se stalno ponavlja sve dok traje kontrola procesa koji mikrokontroler obavlja tj. sve dok uređaj radi (do 5 godina s jednom baterijom).



Slika 8.4. Mikrokontroler, visokonaponski transformator, RS-232 komunikacija, napajajuća baterija i nekompenzirana GM cijev AED ALARA OD 3.

8.4 Kućište i ekran AED-a ALARA OD x

Modeli AED-a ALARA OD 2, ALARA OD 2A i ALARA OD 3 smješteni su u plastičnu kutiju sljedećih dimenzija: 6,1(š) *8,0(v) *2,1(d) cm i ukupne mase 85 g (slika 8.1.). Njihov zaslon ima vrlo malu potrošnju energije i prikazuje znakove prihvatljive veličine za korisnika. Većih dimenzija, nešto teži i bez zaslona je AED model ALARA OD *en* namijenjen za neprekidna mjerenja u okolišu (slika 8.2.).

8.5 Sat AED-a ALARA OD x; određivanje vremenske učestalosti primanja doze i brzine doze te GPS pozicioniranje

Mjerenje vremena i bilježenje trenutka u kojem je GM cijev zabilježila ionizacijski događaj najvažnija je osobina AED-a ALARA OD x. Ona omogućuje mjerenje $\dot{H}^*(10)$ i oblikovanje podataka o vremenskoj raspodjeli – učestalosti primanja doze.

Vrijeme se mjeri korištenjem brojača kojim također upravlja mikrokontroler. Sat mjeri realno vrijeme. Programiran je tako da u zadanom trenutku, kad AED zabilježi vanjski ionizacijski događaj koji je posljedica zračenja većeg od LBG-a, memorija počne bilježiti tri podatka, tj. grupe podataka:

- trenutak kada se je taj novi ionizacijski događaj zabilježio u GM cijevi,
- ukupni broj impulsa u GM cijevi (fotona) koje taj događaj stvori u GM cijevi i
- ukupno trajanje mjerenja impulsa tog novog ionizacijskog događaja.

Navedeno čini jednu grupu podataka koji određuju brzinu kojom je AED brojio impulse (fotone) koji su zabilježeni tijekom trajanja vanjskog ionizacijskog događaja. Kako AED bilježi i ukupno vrijeme trajanja toga brojanja, moguće je izračunati brzinu brojanja fotona. Zajedno s kalibracijskim podacima o ulaznoj energiji zračenja u GM cijev, tj. o energiji koju svaki pojedini foton donosi, određuje se brzina doze zračenja koju je proizveo navedeni ionizacijski događaj, i to samo za taj jedan jedini vanjski ionizacijski događaj.

Kalibracijski podatak upisan je u memoriju svakog pojedinog AED-a. Svaki pojedini AED može se umjeriti na zadanu vrstu zračenja. Za potrebe doktorskog rada jedan, etalonski AED umjeren je u SSDL-u (u ovom slučaju fotonsku) [ISO X 4037-3, 1999; Ankerhold, U. i sur., 2001] i dodijeljen mu je kalibracijski faktor koji brzinu brojanja fotona pretvara u dozimetrijsku veličinu $\dot{H}^*(10)$. Svi ostali AED-i umjereni su pomoću tog etalona.

Sat nastavlja mjeriti realno vrijeme i u trenutku pojave novog vanjskog ionizacijskog događaja opet bilježi njegovo trajanje, tj. ponavlja opisani ciklus. Konačno, nakon određenog vremena u memoriji uređaja bit će pohranjene posebne, vremenski razlučive grupe podataka o izbrojenim fotonima i podatak o trajanju tog brojanja po svakoj grupi. Svaka je grupa zabilježena u memoriju uz odgovarajući datum i vrijeme kada se ionizacijski događaj dogodio-započeo (vremenska razlučivost bilježenja AED-a je 1 s). Bilježi se i ukupno vrijeme trajanja tih ionizacijskih događaja.

Tako oblikovane grupe podataka matrica su vanjskih ionizacijskih događaja koji su se događali u vremenu i uvijek u zadanoj, statičkoj točki prostora u kojoj se u točno definiranom vremenskom trenutku nalazio AED. Ukupno trajanje svih tih, u memoriju ubilježenih događaja omogućava prikaz vremenske izloženosti AED ALARA OD x preko brzine doze vanjskog ozračenja – ionizacijskog događaja.

Sve navedeno jedinstvena je osobina AED ALARA OD x koji može pratiti i učestalost i trajanje svojeg izlaganja vanjskom ozračenju. Okidni prag intenziteta tog ozračenja (trenutak pri kojem će uređaj započeti brojati vanjske ionizacijske događaje na gore opisani način) ugrađuje se u osnovni upravljački program mikrokontrolera elektronskog dozimetra. Navedeno se odnosi na stacionarno stanje, tj. na situaciju kad je AED ALARA OD x smješten u zadanu točku prostora i neprestano u njoj mjeri ionizacijske događaje. Na taj je način dobiven dozimetar i za kontinuirani nadzor točke prostora.

Da se dobije dinamički nadzor prostora, tj. mjerenje brzine doze u vremenu i u različitim točkama prostora, potrebno je u opisane grupe podataka dodati podatak o pozicioniranju mjerne točke u prostoru. To se u zatvorenom prostoru radi tako da se grupa AED-a kontrolirano premješta iz jedne točke prostora u drugu, bilježe se koordinate točke i vremena boravka AED-a u pojedinoj točki. Zatim se ista grupa AED-a istovremeno smješta u različite točke prostora u okolini izvora zračenja. Nakon toga se pomoću podataka o vremenu usklađuju mjerni podaci u pojedinim točkama prostora i oblikuju se izodozne krivulje [Surić Mihić, M. i sur., 2007b; Prlić, I., 2002a; Prlić, I. i sur., 2006a; Prlić, I. i sur., 2008].

Kada je AED na otvorenom prostoru tada se koristi moderna tehnologija GPS⁵⁹ pozicioniranja AED-a u prostoru. Vremenski podaci iz GPS uređaja usklađuju se s podacima o vremenu iz AED-a čime se dobiva točan prostorni položaj AED-a u svakom trenutku vremena. Toj prostorno-vremenskoj matrici pridružuju se podaci o izmjerenoj brzini doze u točno izmjerenom vremenskom trenutku što omogućuje izradu prostornih izodoznih krivulja, pa čak i prostorno-vremenskog izodoznog slijeda [Prlić, I., 2012a; Prlić, I. i sur., 2011, Prlić, I. i sur. 2009b; Prlić, I., 2009a; Prlić, I. i sur, 2008].

Navedena procedura mjerenja zasnovana na osobinama AED-a ALARA OD 3 korištena je u ovom doktorskom radu u zatvorenom prostoru intervencijskih dvorana.

⁵⁹ GPS - engl. Global Positioning System – sustav globalnog navigacijskog satelitskog pozicioniranja

8.6 Memorija; EEPROM AED-a

U redovnom radu AED ALARA OD x mikrokontroler podatke iz GM cijevi pohranjuje u EEPROM (*engl.* Electrically Erasable Programmable Read Only Memory). U EEPROM memoriji pohranjeni su i svi relevantni operativni podaci:

- trajanje izloženosti – impulsi
- vremenski nizovi izloženosti – impulsi
- intervali zapisa u N načinu rada
- zadani pragovi za prelazak u E način rada
- datumi
- ukupne doze
- ukupni broj impulsa
- ukupno vrijeme mjerenja
- umjerni i korekcijski faktori za umjeravanje pojedinog AED ALARA OD x,
- zadani dozni pragovi za alarm,
- zadan interval zapisivanja podataka u memoriju itd.

Sadržaj EPROM memorije moguće je promijeniti bez otvaranja uređaja i vađenja memorije iz uređaja u kojem se koristi radi očitavanja i/ili reprogramiranja. Ovlašteni korisnik AED-a prema potrebi može memoriju izbrisati i ponovno programirati. Taj se postupak može ponoviti više puta ali se ne mogu mijenjati kalibracijski faktori pojedinog AED-a dodijeljeni mu u SSDL-u. Korisnik može jednostavnim pritiskom na upravljačku tipku na zaslonu AED-a prikazati sljedeće veličine:

- *Ukupnu akumuliranu ekvivalentnu dozu od zadnjeg poništenja podataka.*
Prikazane vrijednosti biti će u rasponu od 0,01 μSv do 1999 μSv . Kad doza dosegne maksimalnu preprogramiranu vrijednost, uključuje se alarm i uređaj je potrebno spojiti na računalo da se trajno spremne izmjereni podaci. Potom se izbriše EEPROM memoriju i dozimetar se može ponovo koristiti.
- *Brzinu ekvivalentne doze.*
Prikazuje se prosječna brzina ekvivalentne doze u zadanom vremenskom periodu (obično 8 sati) i raspona 0,1 $\mu\text{Sv/h}$ do 1999 $\mu\text{Sv/h}$.
- *Ukupnu akumuliranu ekvivalentnu dozu od trenutka uključivanja uređaja.*
Bilježe se akumulirane ekvivalentne doze u rasponu 0,01 μSv do 46 mSv.
- *Sat*
- *Ukupno Vrijeme rada uređaja*
- *Vrijeme koje je uređaj proveo u polju zračenja.*

8.7 Posebnost AED-a ALARA OD x; programska podrška za DVA načina rada

AED ALARA OD x imaju dva načina rada, što je inovacija u načinu mjerenja i prikazivanju rezultata mjerenja elektronskih dozimetara [Prlić, I. i sur. 2009a; Prlić, I. i sur. 2008]. Ona je rezultat dugogodišnjeg eksperimentalnog rada autora ovog doktorskog rada na osobnoj dozimetriji, a izravno je povezana s potrebom razlučivanja LBG zračenja koje mjeri osobni dozimetar, i stvarno primljenog dodatnog vanjskog ozračenja tijekom rada u polju umjetnog zračenja.

Programski je riješeno da AED ALARA OD x radi u tzv. normalnom (N), tj. LBG načinu rada u kojem se zbrajaju impulsi – ionizacijski događaji na GM cijevi prebrojeni tijekom prethodno programski zadanog vremenskog intervala (od 10 min do 256 h). U memoriju se bilježi ukupan broj impulsa na kraju⁶⁰ svakog proteklog zadanog vremenskog intervala. AED će raditi u N načinu rada tako dugo dok u njegovoj blizini nema nikakvih drugih izvora zračenja osim prirodnog ili urbanog okoliša. AED u N načinu rada bilježi isključivo LBG zračenje, što je prikazano na slici 8.6. za lokaciju mjerne stanice IMI u Zagrebu tijekom 2003. godine.

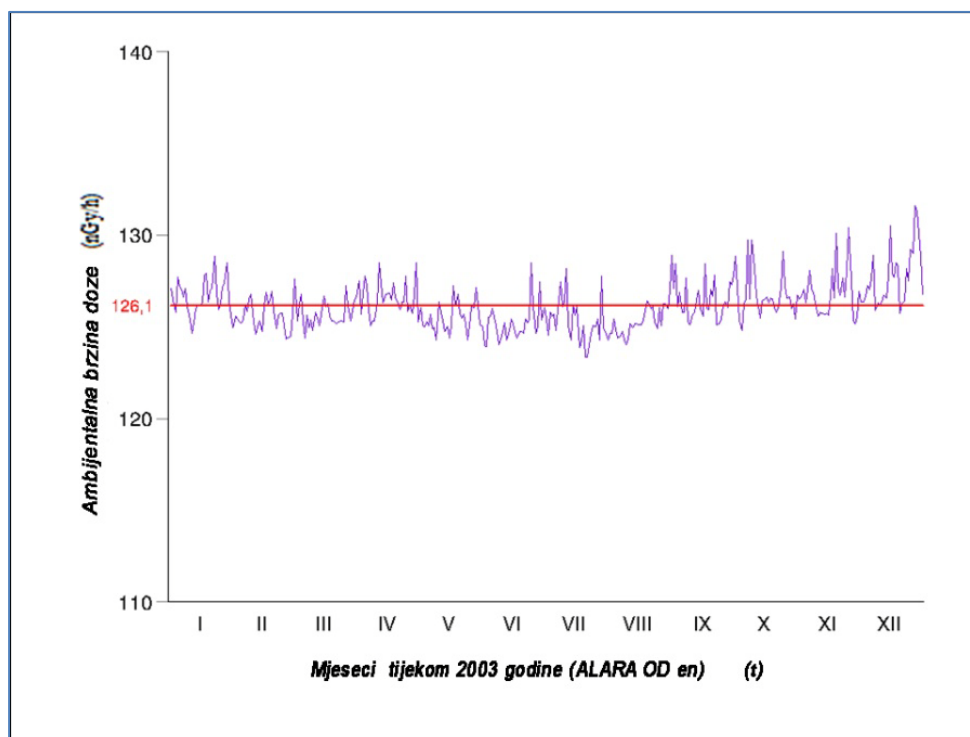
Kad se AED ALARA OD x koristi za određivanje $H^*(10)$ tada je vremenski interval najčešće postavljen na 8 h, dok je za potrebe eksperimenata gdje se traži veća vremenska rezolucija postavljan na vremenske intervale od 1 h, pa i manje. Veća vremenska rezolucija u stvarnosti smanjuje broj impulsa koji će biti zabilježeni i zbrojeni tijekom jednog vremenskog intervala brojanja tj. kraće vrijeme zapisa brže puni memoriju pa je AED-ove pretprogramirane za veću vremensku rezoluciju potrebno očitavati u kraćim vremenskim razmacima. Na slici 8.5. plavom su pozadinom označena vremena kada je AED radeći u N načinu rada zabilježio broj izmjerenih impulsa – ionizacijskih događaja na GM cijevi, u memoriju: a) svakih 8 sati i b) svaki sat. Crvenkasta pozadina s oznakama 0 s (sekundi) znači da se ni u jednom trenutku mjerenja AED nije našao u vanjskom polju ionizirajućeg zračenja koje potiče od umjetnog izvora zračenja ili od znatnijeg (akcidentnog) povećanja LBG zračenja na lokaciji mjerenja. Takav, N način rada za neprekidni jednogodišnji mjerni period prikazan je na slici 8.6.

⁶⁰ Primjer LBG tj. N načina rada AED-a ALARA OD x: ako se vrijeme sakupljanja impulsa namjesti na 1 h, svi će izbrojeni impulsi tijekom tog jednog sata biti po njegovu proteku ubilježeni u memoriju dozimetra zajedno s vremenom u kojem je vršeno zbrajanje. Ciklus nakon tog upisivanja u memoriju kreće ispočetka i dozimetar skuplja impulse tijekom slijedećeg sata i opet ih upisuje u memoriju sve dok se memorija ne popuni.

Dozimetrijski izvjestaj za:					Dozimetrijski izvjestaj za:				
Dozimetar broj: 205					Dozimetar broj: 120				
Korisnik: RMC					Korisnik: stodvadeset				
Startno vrijeme : 17.4.2012. 20:07:11					Startno vrijeme : 26.11.2008. 11:27:59				
Vrijeme očitavanja: 19.4.2012. 23:18:38					Vrijeme očitavanja: 1.12.2008. 13:34:47				
Instrument je podesen na background					Instrument je podesen na background				
ukupna doza: 14.3 uSv 2584 impulsa					ukupna doza: 0.91 uGy/10 3192 impulsa				
54 zapisa u memoriji Brojac: 0					15 zapisa u memoriji				
17.04.12.	21:07:11	0 s	33 impulsa	0.2 uSv	26.11.08.	19:27:59	0 s	215 impulsa	0.06 uGy/10
17.04.12.	22:07:11	0 s	66 impulsa	0.4 uSv	27.11.08.	03:27:59	0 s	411 impulsa	0.12 uGy/10
17.04.12.	23:07:11	0 s	92 impulsa	0.5 uSv	27.11.08.	11:27:59	0 s	629 impulsa	0.18 uGy/10
18.04.12.	00:07:11	0 s	128 impulsa	0.7 uSv	27.11.08.	19:27:59	0 s	829 impulsa	0.24 uGy/10
18.04.12.	01:07:11	0 s	161 impulsa	0.9 uSv	28.11.08.	03:27:59	0 s	1038 impulsa	0.30 uGy/10
18.04.12.	02:07:11	0 s	182 impulsa	1.0 uSv	28.11.08.	11:27:59	0 s	1260 impulsa	0.36 uGy/10
18.04.12.	03:07:11	0 s	219 impulsa	1.2 uSv	28.11.08.	19:27:59	0 s	1469 impulsa	0.42 uGy/10
18.04.12.	04:07:11	0 s	260 impulsa	1.4 uSv	29.11.08.	03:27:59	0 s	1661 impulsa	0.48 uGy/10
18.04.12.	05:07:11	0 s	287 impulsa	1.6 uSv	29.11.08.	11:27:59	0 s	1895 impulsa	0.54 uGy/10
18.04.12.	06:07:11	0 s	317 impulsa	1.8 uSv	29.11.08.	19:27:59	0 s	2115 impulsa	0.61 uGy/10
					30.11.08.	03:27:59	0 s	2310 impulsa	0.66 uGy/10
					30.11.08.	11:27:59	0 s	2522 impulsa	0.72 uGy/10
					30.11.08.	19:27:59	0 s	2705 impulsa	0.77 uGy/10
					01.12.08.	03:27:59	0 s	2909 impulsa	0.83 uGy/10
					01.12.08.	11:27:59	0 s	3118 impulsa	0.89 uGy/10

Slika 8.5. Primjer: Izvadak iz izvješća - ispis podataka iz memorije AED - vremenska razlučivost u N, (LBG) načinu rada

- a) ALARA OD 2; grupe podataka - impulsa zabilježenih u memoriju AED nakon 8 h sakupljanja i
- b) ALARA OD 3; grupe podataka - impulsa zabilježenih u memoriju AED nakon 1 h sakupljanja



Slika 8.6. Primjer: prikaz izmjenjenog LBG na lokaciji referentne mjerne stanice IMI tijekom 2003.god. \dot{D} (nGy/h) prema ukupnom vremenu od jedne godine, a mjereni podaci su grupirani po mjesecima. Godišnja usrednjena vrijednost \dot{D} na danoj lokaciji iznosila je 126,1 nGy/h⁶¹.

⁶¹ Godišnje vrijednosti usrednjenih \dot{D} na referentnoj mjernoj stanici IMI dane su u godišnjim izvješćima IMI-a o praćenju stanja radioaktivnosti životne sredine u Republici Hrvatskoj, npr. za 2010.g. u [IMI- CRZ-90, 2011].

Drugi, pretprogramirani jedinstveni način rada AED ALARA OD x jest aktivni (E_A) (od *engl.* Event i A-active) način rada u kojem uređaj prepoznaje „vanjski ionizacijski događaj“, tj. programom definirani broj dodatnih impulsa koji stižu u GM cijev i posljedica su povišene razine vanjskog zračenja. To povišenje može biti uzrokovano poremećajem (uzrokovanim akcidentom i sl.) u LBG zračenju ili prisutnošću umjetnog izvora ionizirajućeg zračenja u blizini AED-a. Povišena razina zračenja bilježi se u elektronskom dozimetru kao impulsi koji se zabilježe u nekom zadanom, vrlo kratkom vremenu u GM cijevi, tj. kao brzina doze koja je viša od prethodno programom zadanog praga. AED ALARA OD x uvijek radi u N načinu rada sve dok je brzina brojanja impulsa (brzina doze), koja se elektronički provjerava svake sekunde, ispod prethodno programski u mikrokontroleru zadane vrijednosti praga (najmanje 2-3 imp/s). Nakon prekoračenja zadane vrijednosti AED automatski prelazi iz N u E_A način rada u kojem bilježi vrijeme trajanja vanjskih događaja (u sekundama) i ukupan broj impulsa na kraju tog novog vremenskog E_A intervala.

U tablici 8.1. prikazane su grupe podataka koje se bilježe u memoriju za vrijeme mjerenja u E_A načinu rada AED-a.

Bilježi se:

- Datum mjerenja
- Vrijeme u zadanim intervalima N načina rada (10 min do 256 sati), najčešće vremenske razlučivosti upisivanja podataka u memoriju su 8 ili 1 sat (tablica 8.1.).
- Vrijeme početka rada u E_A načinu rada i trajanja rada u E_A načinu rada u sekundama pri čemu je najmanja vremenska razlučivost 1 sekunda (tablica 8.1.).
- Broj sakupljenih impulsa u posljednjem vremenskom intervalu prije upisivanja u memoriju pribrojen broju sakupljenih i zapisanih impulsa u prethodnom intervalu
- S obzirom na kalibracijski faktor osjetljivosti AED izračunava dozu (u modelu ALARA OD 3; $H^*(10)$ ionizirajućeg zračenja) na način da množi broj impulsa s faktorom osjetljivosti za jedan impuls čime se dobija ukupna akumulirana $H^*(10)$ do danog trenutka vremena koje je naznačeno u koloni vrijeme (vidi izraz (8.1) koji je primjer jednog takvog izračuna za zadani AED i njegov kalibracijski faktor).
- Broj impulsa sakupljenih u svakom pojedinom vremenskom intervalu zasebno (broj impulsa po zapisu) (tablica 8.1.).
- $H^*(10)$ akumulirana isključivo u pojedinom vremenskom intervalu ($H^*(10)$ po zapisu) (tablica 8.1.).

Svaki AED ALARA OD x ima svoj faktor osjetljivosti – kalibracijski faktor koji ovisi o energetske ovisnosti svake pojedine GM cijevi. Taj se podatak nakon umjeravanja AED-a u SSDL-u (Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju) upisuje u EEPROM svakog pojedinog AED-a i koristi za sva preračunavanja i kalibraciju uređaja. Kalibracijom u

SSDL-u odredi se koliko će impulsa proizvesti GM cijev AED-a ALARA OD x uređaja kada je ozračena dozom (K_{zrak}) iz kalibracijskog izvora rendgenskog ili γ zračenja iznosa 100 μ Gy. Dobiveni broj impulsa je osjetljivost te GM cijevi. Faktor osjetljivosti izračuna doze iz broja prebrojenih impulsa za svaki AED dobiva se na sljedeći jednostavan način:

33608 impulsa	≅	100 μ Sv	
1 impuls	≅	0,00298 μ Sv	= faktor osjetljivosti (μ Sv/impuls)

(8.1.)

Izraz (8.1.) primjer je izračuna faktora osjetljivosti–kalibracijskog faktora AED-a koji se koristi za preračun brzine brojanja impulsa u dozimetrijsku veličinu, npr. u $H^*(10)$ u Sv.

Tablica 8.1. Primjer ispisa osnovnog izvotka iz izvješća - ispisi podataka iz memorije AED u E_A načinu rada – vremenska razlučivost prikazanog ispisa iz AED ALARA OD 3 bila je 8 sati. Žuta podloga vizualizira trenutak automatskog prelaska AED-a u E način rada i njegovo trajanje.

AED br. 053						
Početno vrijeme:	1.9.2001.	u 23:25				
Vrijeme očitavanja:	13.3.2002.	u 18:05				
770 zapisa u memoriji						
datum	vrijeme	Enačin rada (s)	akumulirani (broj)	akumulirana	broj impulsa	akum doza
		trajanje izloženosti	impulsi-događaji	doza (ASv)	po zapisu	po zapisu
1.9.2001	23:25:25	0	129	1,016	129	1,016
2.9.2001	7:25:25	0	268	2,108	139	1,091
2.9.2001	15:25:25	0	391	3,079	124	0,972
2.9.2001	23:25:25	0	523	4,111	131	1,031
3.9.2001	7:25:25	0	648	5,097	125	0,987
3.9.2001	15:25:25	0	764	6,009	116	0,912
2.2.2002	7:25:25	0	124	0,972	124	0,972
2.2.2002.	8:14:22	3	659	2,820	235	1,849
2.2.2002.	8:14:38	4	969	4,529	310	2,439
3.2.2002	15:25:25	0	1075	5,366	106	0,837

U tablici 8.1. vidi se da je AED radio u N načinu rada s 8 satnom vremenskom rezolucijom upisivanja broja impulsa u memoriju i to od 01.09.2001.godine. u 23:25:25 sati do 02.02.2002.godine. u 7:25:25 sati. Sljedeća 8 satna grupa podataka N načina rada bila bi upisana na dan 02.02.2002.godine. u 15:25:25 sati da se u 8:14:22 sati toga dana nije dogodio neočekivani ionizacijski događaj. AED je bio izložen vanjskom zračenju većem od LBG, elektronika je uključila E_A način rada koji je trajao 3 sekunde za vrijeme kojih je

dozimetar prebrojio 235 ionizacijskih događaja–fotona–impulsa i to je automatski zabilježeno u memoriju AED-a odmah na kraju treće sekunde mjerenja. Istovremeno je zabilježeno i vrijeme kraja treće sekunde. Bio je to E_A način rada. AED ALARA OD x vraća se u N način rada.

Neposredno nakon toga dogodio se drugi ionizacijski događaj, AED ponovno uključuje E_A način rada i u slijedeće 4 sekunde bilježi još 310 impulsa na GM cijevi. Na dan 03.02.2002. u 15:25:25 sati AED ponovno radi u N načinu rada i bilježi sve impulse koji su u N načinu rada skupljeni nakon 8:14:38 sati. Ispisi E_A načina rada u memoriju AED ALARA OD 3 označeni žutom pozadinom prikazani su u tablici 8.1. i na slici 8.7.

Dozimetrijski izvjestaj za:						
Dozimetar broj: 261						
Korisnik: dvjesto61						
Startno vrijeme : 17.4.2012. 20:01:42						
Vrijeme očitavanja: 19.4.2012. 23:33:55						
Instrument je podesen na background						
ukupna doza: 18.9 uSv 3419 impulsa						
15 zapisa u memoriji Brojac: 15						
18.04.12.	04:01:42	0 s	284 impulsa	1.6 uSv		
18.04.12.	06:36:22	1 s	401 impulsa	2.2 uSv		
18.04.12.	09:52:47	1 s	792 impulsa	4.4 uSv		
18.04.12.	12:01:42	0 s	925 impulsa	5.1 uSv		
18.04.12.	20:01:42	0 s	1406 impulsa	7.8 uSv		
19.04.12.	04:01:42	0 s	1644 impulsa	9.1 uSv		
19.04.12.	12:01:42	0 s	1907 impulsa	10.5 uSv		
19.04.12.	13:04:52	9 s	2303 impulsa	12.7 uSv		
19.04.12.	13:04:55	1 s	2311 impulsa	12.8 uSv		
19.04.12.	13:30:24	9 s	2680 impulsa	14.8 uSv		
19.04.12.	13:30:26	1 s	2685 impulsa	14.9 uSv		
19.04.12.	13:30:28	1 s	2694 impulsa	14.9 uSv		
19.04.12.	13:39:37	10 s	3095 impulsa	17.1 uSv		
19.04.12.	13:39:39	1 s	3104 impulsa	17.2 uSv		
19.04.12.	20:01:42	0 s	3312 impulsa	18.3 uSv		

a)

Dozimetrijski izvjestaj za:						
Dozimetar broj: 205						
Korisnik: RMC						
Startno vrijeme : 17.4.2012. 20:07:11						
Vrijeme očitavanja: 19.4.2012. 23:18:38						
Instrument je podesen na background						
ukupna doza: 14.3 uSv 2584 impulsa						
54 zapisa u memoriji Brojac: 0						
17.04.12.	21:07:11	0 s	33 impulsa	0.2 uSv		
17.04.12.	22:07:11	0 s	66 impulsa	0.4 uSv		
17.04.12.	23:07:11	0 s	92 impulsa	0.5 uSv		
18.04.12.	00:07:11	0 s	128 impulsa	0.7 uSv		
18.04.12.	01:07:11	0 s	161 impulsa	0.9 uSv		
18.04.12.	02:07:11	0 s	182 impulsa	1.0 uSv		
18.04.12.	03:07:11	0 s	219 impulsa	1.2 uSv		
18.04.12.	04:07:11	0 s	260 impulsa	1.4 uSv		
18.04.12.	05:07:11	0 s	287 impulsa	1.6 uSv		
18.04.12.	06:07:11	0 s	317 impulsa	1.8 uSv		
18.04.12.	06:30:38	3 s	622 impulsa	3.4 uSv		
18.04.12.	07:07:11	0 s	644 impulsa	3.6 uSv		
18.04.12.	08:07:11	0 s	716 impulsa	4.0 uSv		
18.04.12.	09:07:11	0 s	835 impulsa	4.6 uSv		
18.04.12.	09:46:40	4 s	1203 impulsa	6.7 uSv		
18.04.12.	09:46:56	1 s	1217 impulsa	6.7 uSv		
18.04.12.	10:07:11	0 s	1231 impulsa	6.8 uSv		
18.04.12.	11:07:11	0 s	1269 impulsa	7.0 uSv		
18.04.12.	12:07:11	0 s	1389 impulsa	7.7 uSv		

b)

Slika 8.7. Primjer: Izvadak iz izvješća - ispisi podataka iz memorije AED - vremenska razlučivost AED-a ALARA OD 3 u E_A načinu rada:

- grupe podataka - impulsa zabilježenih u memoriju AED-a nakon 8 h sakupljanja i dodatni podaci skupljeni u E_A načinu rada,
- grupe podataka - impulsa zabilježenih u memoriju AED-a nakon 1 h sakupljanja i dodatni podaci skupljeni u E_A načinu rada.

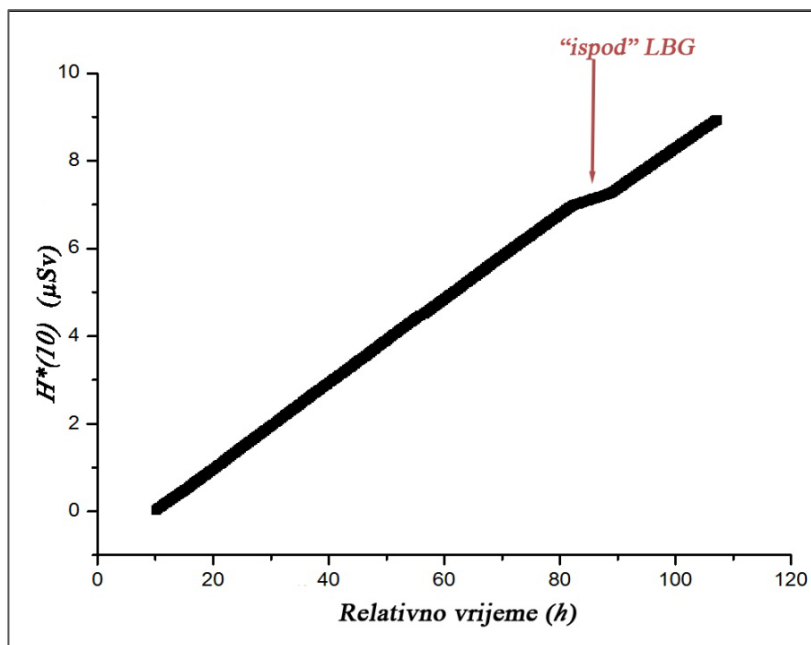
Konačno, AED je sakupio sve impulse od interesa. Na taj način se u zadanoj točki mjerenja (mjestu na kojem se AED nalazio u prostoru) dobiva detaljan zapis vremenskih nizova primljenih impulsa (doza).

Koristeći izraz (8.1.) izračunava se ukupni $H^*(10)$. No najvažniji rezultat prikazanog rada AED-a ALARA OD x na dva načina, N i E_A , u tome je što AED mjeri vrijeme i broji impulse oba načina rada istovremeno te time omogućava izračun brzine primanja impulsa/fotona. Koristeći kalibracijski faktor za dane AED-e može se izračunati brzina doze, tj. $\dot{H}^*(10)$ vanjskog ionizacijskog događaja na mjestu AED-a.

Pouzdanost i ponovljivost te elektroničke osobine AED-a ALARA OD x omogućila je oblikovanje AED-a ALARA OD 2A i ALARA OD 3 koji su kalibrirani na jedinicu za $H^*(10)$ (Sv) i bilježe vremenske nizove primljenih doza tj. $\dot{H}^*(10)$.

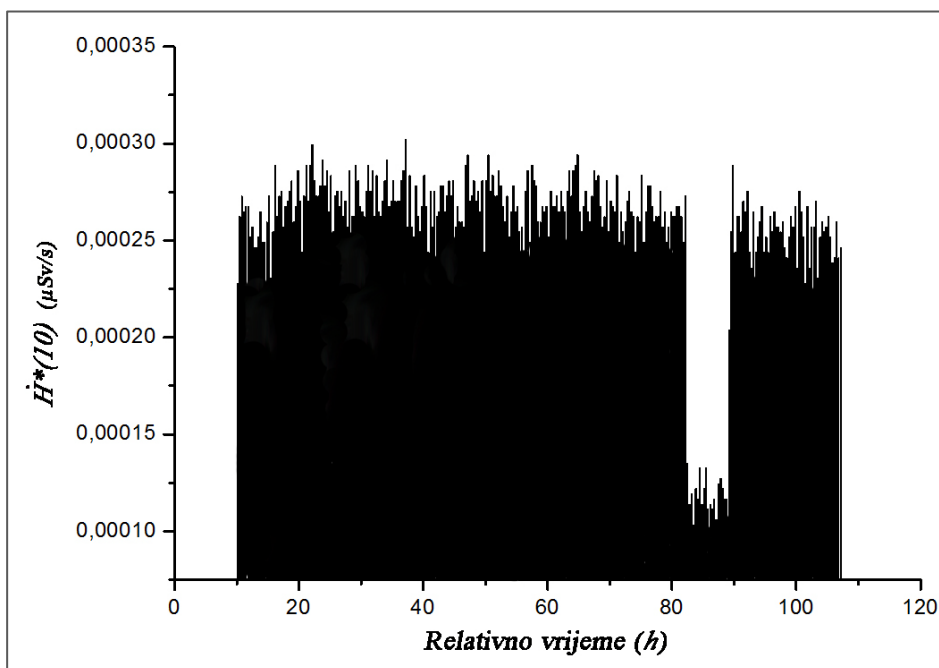
Tipičan oblik grafičkih prikaza ispisa akumuliranih doza koje sakuplja AED ALARA OD 3 prikazan je na slikama 8.8., 8.9., 8.10. i 8.11.

Prikazan graf na slici 8.8. zapravo je diskontinuiran skup mjernih podataka koje je u jednakim vremenskim intervalima bilježio AED. Pojava koljena na grafu, nelinearnost, na slici 8.8. znači da je AED u nekom trenutku osim normalnog LBG-a u N načinu rada mjerio i najmerno smanjeni LBG. Kada se krivulja naginje prema dolje (prema apscisi) to znači da je AED ušao (ili je stavljen) u prostor u kojem je LBG niži od do tada mjenenog. Mjerenje prikazano na slici 8.8. izvedeno je na otvorenom prostoru s namjerom da se utvrdi da li AED mjeri i sniženi LBG, tj. hoće li na neki način u N načinu rada prihvatljivo pouzdano prikazati da se je i LBG smanjio. Zbog toga je u zadanom trenutku AED stavljen u olovnu kutiju u kojoj je proveo 7 sati mjereći LBG unutar nje. To se na slici 8.8. vidi kao koljeno i označeno je s „ispod“ LBG.



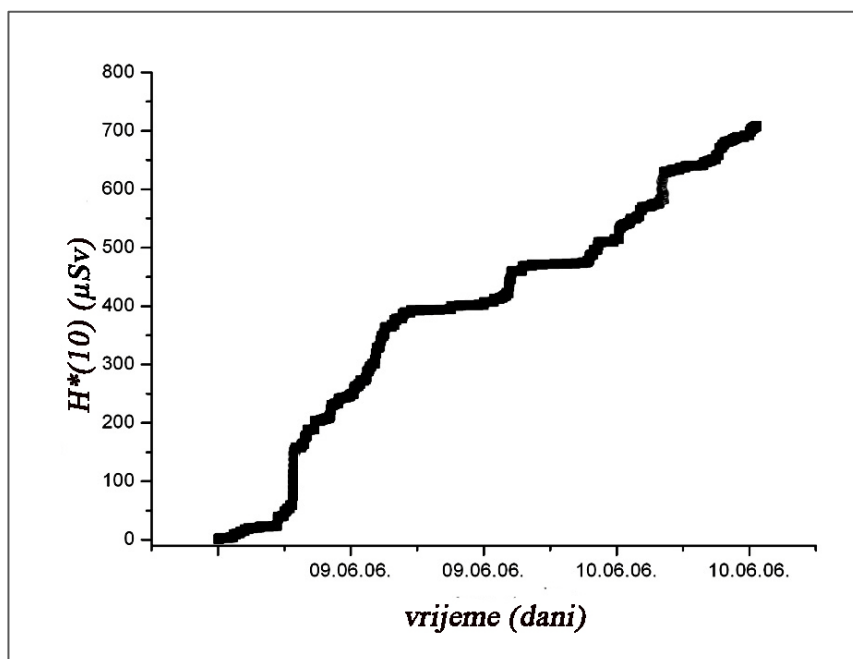
Slika 8.8. Akumulirana doza, $H^*(10)$, za vrijeme kontrolnog (kalibracijskog) mjerenja LBG-a AED-om ALARA OD 3 na otvorenom prostoru tijekom nekoliko dana (120 sati). AED je jednom trenutku bio stavljen u olovnu kutiju (smanjeni LBG) na sedam sati. Koljeno na linearnom prikazu grafa označeno s „ispod“ LBG upućuje na smanjene doprinose akumuliranoj $H^*(10)$ tijekom sedam sati jer je AED bio u području smanjenog LBG-a. Graf je usmjeren prema osi apscisa, prema dolje.

Slika 8.9 prikazuje isto mjerenje LBG-a ali ovaj puta graf prikazuje mjerenja $\dot{H}^*(10)$ u ovisnosti o istom vremenu kao na slici 8.8. Vidi se mjesto pojave „koljena“ tj. mjesto kada je $\dot{H}^*(10)$ LBG-a naglo pala jer je AED stavljen u olovnu kutiju u kojoj je LBG sigurno bio niži nego na otvorenom prostoru. Slijedećih sedam sati AED je mjerio LBG unutar olovne kutije za koji je $\overline{\dot{H}^*(10)} = 54,9$ nSv/h. Taj podatak bio je od iznimne važnosti za daljnja mjerenja niskih i vrlo niskih doza pomoću AED-a ALARA OD 3 jer je značio da će AED stvarno bilježiti promjene $\dot{H}^*(10)$ reda veličine nSv/h.

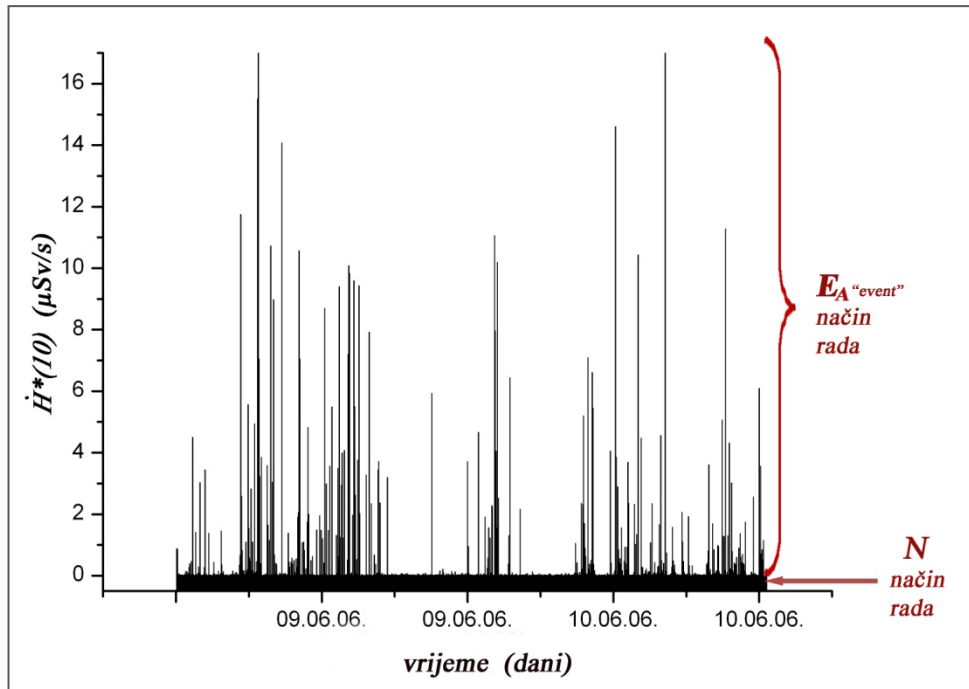


Slika 8.9. $\dot{H}^*(10)$ u ovisnosti o vremenu, za vrijeme kontrolnog (kalibracijskog) mjerenja LBG-a AED-om ALARA OD 3 na otvorenom prostoru tijekom nekoliko dana (120 sati). AED je u jednom trenutku bio stavljen u olovnu kutiju (smanjeni LBG) na sedam sati. Iznosi izmjerene $\dot{H}^*(10)$ prikazani su kao stupci sa svrhom vizualizacije trenutka kada AED počinje mjeriti smanjeni LBG, te njegovog trajanja. Udubina na grafu upućuje na smanjenje iznosa mjerene $\dot{H}^*(10)$ u trajanju od sedam sati nakon kojih je AED opet mjerio $\dot{H}^*(10)$ normalnog LBG-a.

Slika 8.10. prikazuje koliko je akumulirane doze $H^*(10)$ u definiranoj točki na zidu IR dvorane sakupio AED dva dana mjereći $\dot{H}^*(10)$. Za to vrijeme liječnici su obavili nekoliko IR dijagnostičkih pretraga bolesnika. Ovaj put su koljena na grafu rezultat E_A načina rada AED-a, uključivanja i isključivanja rendgenskog zračenja, tj. dodavanja umjetnog zračenja različitog od LBG u IR dvorani.



Slika 8.10. Akumulirana doza, $H^*(10)$, za vrijeme mjerenja AED-om ALARA OD 3 u IR dvorani tijekom dva dana. Svako „koljeno“ na krivulji upućuje na uključivanje E_A načina rada tj. na uključivanje rendgenskog zračenja i doprinosu $H^*(10)$ od raspršenog rendgenskog zračenja u IR dvorani.



Slika 8.11. Mjerene vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ u N i E_A načinu rada u ovisnosti o vremenu prikazane kao stupci čija visina odgovara iznosu $\dot{H}^*(10)$, a gustoća zadanim intervalima upisivanja mjerenih podataka u memoriju za vrijeme rada u N načinu rada pomiješanim s potpuno nasumičnim ionizacijskim događajima mjerenim u E_A načinu rada. Vrijednosti mjerene u E_A načinu rada jednostavno se nadograđuju na vrijednosti mjerene u N (LBG) načinu rada, i to u vremenskim trenucima kada se dogode ionizacijski događajki. AED ALARA OD 3 kalibriran je na jedinicu za ambijentalni dozni ekvivalent (Sv).

Na slici 8.11. istaknute su mjerene vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ LBG-a (N načina rada) i vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ dobivene u E_A načinu rada za isti mjerni period. Jasno se vidi da se vrijednosti mjerene u E_A načinu rada jednostavno nadograđuju na vrijednosti mjerene u N načinu rada tvoreći „ramena“ prikazana na grafu na slici 8.10. te da se svaki puta kada vanjski impuls dodatnog, neprirodnog, zračenja nestane AED vraća u N način rada (linearni dio grafa blagog nagiba prema ordinati) i nastavlja mjeriti LBG.

Prikazani grafovi na slikama 8.8. do 8.11. tipičan su i standardizirani oblik prikazivanja mjerenih akumuliranih doza i brzina doza AED-a ALARA OD x u N i E_A načinu rada. U ovom doktorskom radu koristi se taj oblik grafičkog prikazivanja mjerenih podataka.

8.8 Mjerenja niskih i vrlo niskih doza pomoću AED-a ALARA OD 3

Ako se npr. jednim AED-om mjeri isključivo LBG u N načinu rada, a drugima ozračenost istog prostora umjetnim zračenjem u E_A načinu rada, vrlo se jednostavno izračuna doprinos vanjskog, umjetnog ozračenja u mjernoj točki prostora, čak i ako su te vrijednosti vrlo malih doza, bliskih LBG-u što je prikazano na slikama 8.8. i 8.9.

AED ALARA OD 3 u stanju je razlučiti LBG zračenje $\dot{H}^*(10)$ reda veličine nSv/s od umjetnog zračenja $\dot{H}^*(10)$ reda veličina od nSv/s do $\mu\text{Sv/s}$. To svakako potvrđuje AED za mjerenja rendgenskog zračenja niskih i vrlo niskih doza što je i bio cilj razvoja AED ALARA OD 3.

AED ALARA OD 3 kalibriran je za mjerenja operativnih dozimetrijskih veličina $H^*(10)$ i $\dot{H}^*(10)$ sve u Sv/h.

8.9 Eksperimentalni razvoj AED-a ALARA OD x

Svi tipovi AED ALARA OD x nastali su kao posljedica zahtjeva osnovanih na iskustvu. N i E_A načini rada omogućili su definiranje postupka kalibracije koji je zavisan o mjestu na kojem se uređaji koriste, npr. u medicini uz rendgenske izvore ionizirajućeg zračenja, te za istraživanja i monitoring okoliša gdje su izvori ionizirajućeg zračenja NORM, tj. prirodno zračenje.

8.9.1 ALARA OD x kao AED za nadzor prostora/okoliša

AED tipovi ALARA OD 2 i ALARA OD 2A pokazali su se vrlo dobrim uređajima za mjerenje ionizacijskih događaja u prostoru, za nadzor prostora u okolini izvora ionizirajućeg zračenja, posebno izvora kod kojih je bio važno mjeriti raspršeno zračenje u stvarnom vremenu. Za nadzor radnog prostora uz rendgenske uređaje za kontrolu ručne prtljage i malih paketa na zračnim lukama koristi se AED ALARA OD 2A [Prlić, I., 1998-; Prlić, I. i sur., 2009a; Surić Mihić, M. i sur., 2012b]. Neobično je važno da uz takva radna mjesta mjerni uređaj pokaže trenutak povećanog zračenja u svojoj okolini, jer to znači da je u taj prostor unesen nedozvoljeni izvor ionizirajućeg zračenja ili da s rendgenskim uređajem nešto nije u redu. Osim toga, raspršeno zračenje rendgenskog uređaja za kontrolu prtljage, koji radi na 140 kV i s 8 mA struje, vrlo je malo i izmjerene $\dot{H}^*(10)$ takvog raspršenog zračenja jesu reda veličine nSv/h. Višegodišnja uporaba AED-a ALARA OD 2A u zračnim lukama u potpunosti je verificirala podatke objavljene u literaturi [Surić Mihić, M. i sur., 2012].

AED ALARA OD 3 može se koristiti i za mjerenja LBG na bilo kojem otvorenom prostoru, jednostavno zato jer je količina impulsa potrebnih za mjerenje neprirodnih ionizacijskih događaja oblikovanjem elektroničkog E_A načina rada svedena na bilježenje 2 i više imp/s što je dovoljna vremenska razlučivost uređaja. Vrijednosti BG zračenja u RH kreću se od 70 do 140 nSv/h [IMI-CRZ-90, 2011; Prlić, I. i sur., 2010] mjereno na visini od 1 m od površine tla.

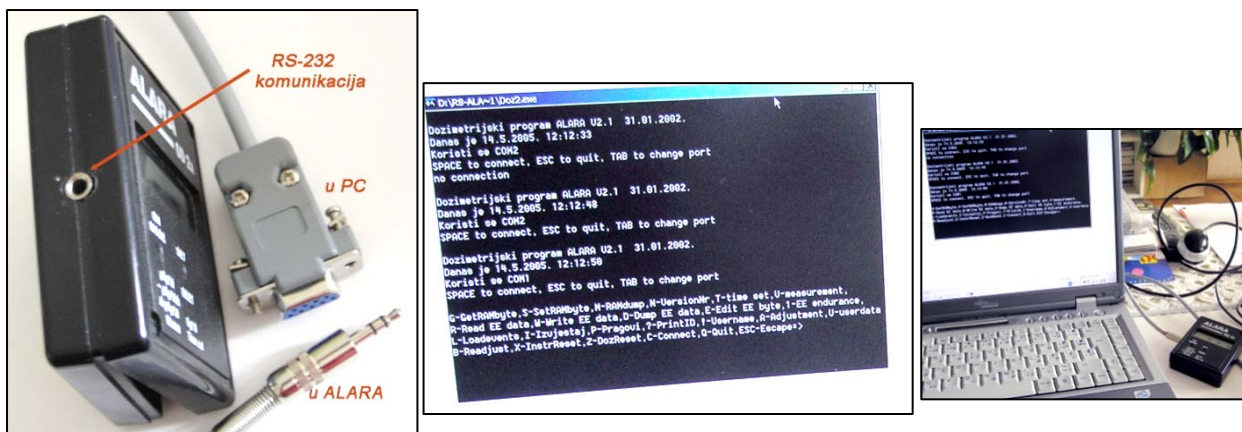
AED ALARA OD 3 dovoljno je osjetljiv i za mjerenja malih promjena $\dot{H}^*(10)$ iznad vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ LBG zračenja što je iskorišteno za istraživanja i mjerenje prostornog ponašanja raspršenog zračenja na odlagalištu NORM-a [Prlić, I. i sur., 2012; Prlić, I. i sur., 2009b]. Modeliranje raspršenog zračenja podrijetlom od NORM-a radi određivanja anizotropije raspršenja i uz određivanje stvarnog stanja dugotrajnog vremenskog kolebanja LBG zračenja, korištenjem AED ALARA OD 2A objavljeno je u literaturi [Bituh, T., 2012; Prlić, I. i sur., 2004; 2006; 2009; 2010].

8.9.2 Kompenzacija GM cijevi AED-a ALARA OD 3 s obzirom na pseudopulsni način rada izvora rendgenskog zračenja

Moderni rendgenski uređaji rade i u pseudopulsnom⁶² i u pulsnom načinu rada. Kako je vrijeme odziva AED-a ALARA OD 3 zadano mrtvim vremenom i vremenom oporavka GM cijevi koji su oko 5 μ s i 10 μ s, AED će zabilježiti samo one impulse-ionizacijske događaje koji će se događati u vremenima većim od $\sim 10 \mu$ s. Na primjer, ako izlazni rendgenski snop zračenja pulsira na 400 Hz, tad će rendgenski foton proći kroz GM cijev svakih 2,5 s, što je dovoljno da bude zabilježen. Navedeno znači da AED ALARA OD 3, koji je kalibriran i na rendgensko zračenje uskih energijskih intervala (N-80 i N-100 ISO snopovi) i u kojem se koristi kompenzirana GM cijev, sasvim sigurno može biti uporabljen za mjerenja niskih i vrlo niskih brzina doza u modernim medicinskim intervencijskim dvoranama, gdje se koriste i rendgenski uređaji za prosvjetljavanje koji rade u pseudopulsnom režimu rada rendgenske cijevi [Zutz, H. i sur., 2012].

8.9.3 Komunikacija AED-a ALARA OD x s vanjskim uređajima za pohranu i obradu podataka

AED ALARA OD x komuniciraju s vanjskim uređajima za pohranu i obradu podataka pomoću RS-232 i USB serijskih veza.



Slika 8.12. RS-232 prijenos podataka iz memorije AED-ova ALARA OD x u računalu i GUI⁶³ DOS programskog sučelja DOZ3 pri pokretanju programa (aplikacije).

⁶² Pseudopulsni način rada rendgenskog uređaja; pulsni mod nije elektronički stvoren u generatoru već mehanički pomoću rotirajućih blendi (shutter) u samoj rendgenskoj cijevi i ne smije ga se miješati s vremenom osvježavanja slike.

⁶³ GUI (*engl.* Graphic User Interface) – grafičko korisničko sučelje (prozor na ekranu računala)

Za vezu, tj. protok mjernih i ostalih podataka, (slika 8.13.), iz AED-a ALARA OD x u računalo koristi se RS-232 veza i verzija računalnog programa, aplikacija DOZ3 (DOZimetar3) u *.exe obliku koja u svim sučeljima MS Windows operativnih sustava radi kao zasebni prozor DOS⁶⁴ operativnog sustava. Sučelje tada izgleda kao na slici 8.12.

<pre>Dozimetar broj: 205 Korisnik: RMC Startno vrijeme : 17.4.2012. 20:07:11 Vrijeme očitavanja: 19.4.2012. 23:18:38 Instrument je podesen na background ukupna doza: 14.3 uSv 2584 impulsa 54 zapisa u memoriji Brojac: 0 Osjetljivost: 0 2 0 18036 1 1: 1 0 0 33 0 2: 2 0 0 66 0 3: 3 0 0 92 0 4: 4 0 0 128 0 5: 5 0 0 161 0 6: 6 0 0 182 0 7: 7 0 0 219 0 8: 8 0 0 260 0 9: 9 0 0 287 0 10: 10 0 0 317 0</pre>	<pre>Dozimetrijski izvjestaj za: Dozimetar broj: 205 Korisnik: RMC Startno vrijeme : 17.4.2012. 20:07:11 Vrijeme očitavanja: 19.4.2012. 23:18:38 Instrument je podesen na background ukupna doza: 14.3 uSv 2584 impulsa 54 zapisa u memoriji Brojac: 0 17.04.12. 21:07:11 0 s 33 impulsa 0.2 uSv 17.04.12. 22:07:11 0 s 66 impulsa 0.4 uSv 17.04.12. 23:07:11 0 s 92 impulsa 0.5 uSv 18.04.12. 00:07:11 0 s 128 impulsa 0.7 uSv 18.04.12. 01:07:11 0 s 161 impulsa 0.9 uSv 18.04.12. 02:07:11 0 s 182 impulsa 1.0 uSv 18.04.12. 03:07:11 0 s 219 impulsa 1.2 uSv 18.04.12. 04:07:11 0 s 260 impulsa 1.4 uSv 18.04.12. 05:07:11 0 s 287 impulsa 1.6 uSv 18.04.12. 06:07:11 0 s 317 impulsa 1.8 uSv</pre>
---	---

a)

b)

Slika 8.13. GUI DOS programskog sučelja DOZ3 prilikom prikaza izvotka sirovih mjernih rezultata digitalnog oblika zapisa u obliku datoteka: a) *.doz i b) *.text; GUI prikaz na monitoru računala (sličan primjer nalazi se i na www.alara.hr).

8.9.4 Izgled računalnog programa USB Report; GUI prozor AED-a ALARA OD 3 i izvješća iz memorije AED-a ALARA OD 3

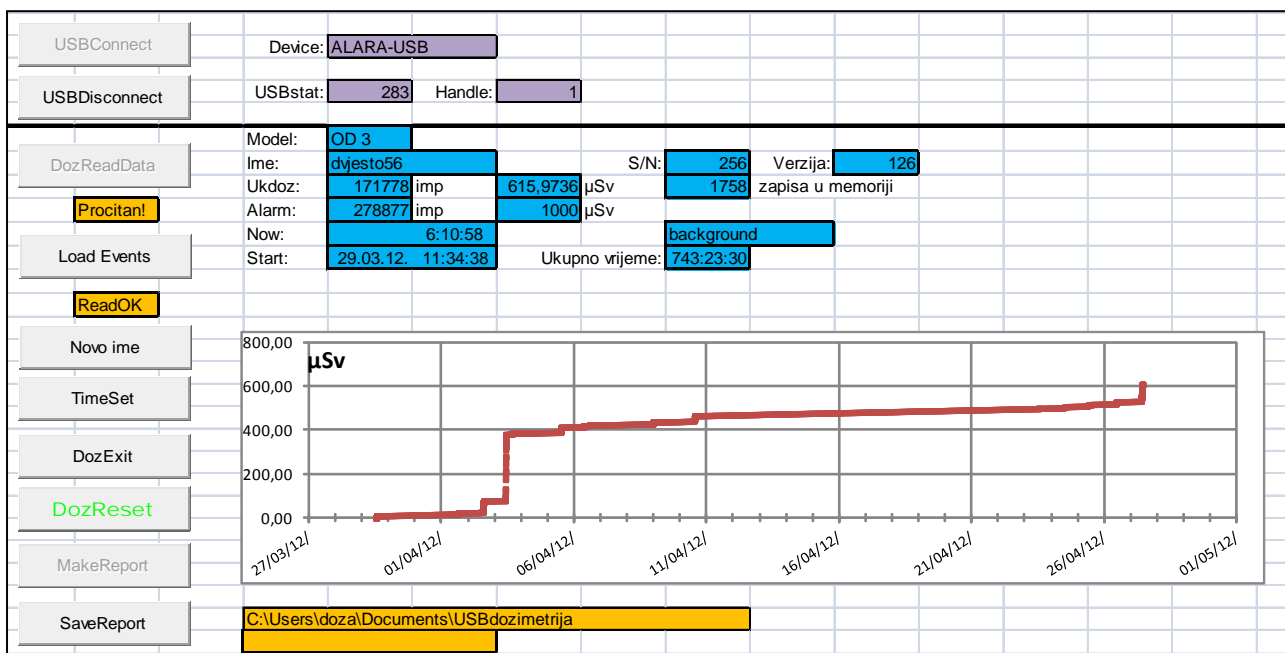
Programski paket za komunikaciju AED-a i računala naziva DOZ3.exe, posebno je oblikovan upravljački program mikrokontrolera unutar AED-a za rad u DOS sučeljima računala. Najnovija verzija programske podrške jest aplikacija naziva REPORT.exe.

AED ALARA OD 3 i prototip osobnog modularnog AEPD ALARA OD 4 koriste USB sučelje za prijenos podataka iz AED-a u računalo.

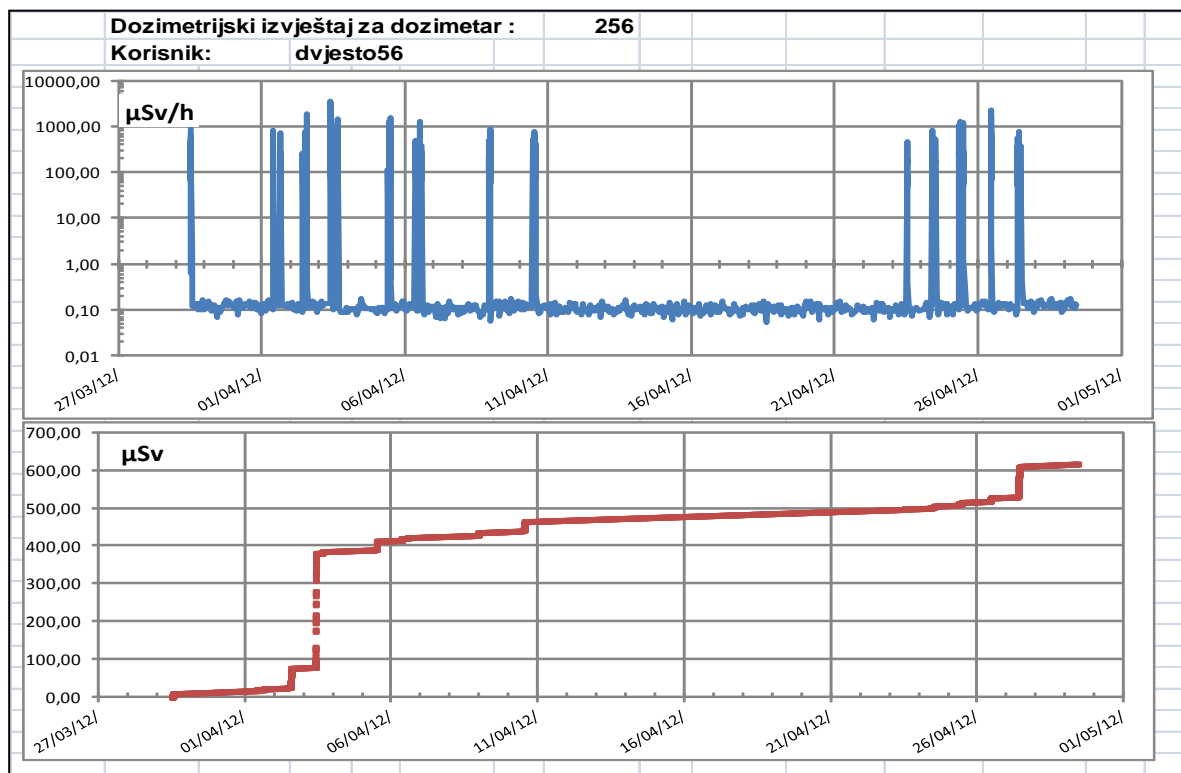
Nova aplikacija i USB komunikacija kompatibilni su suvremenim operativnim računalnim sustavima što korisnicima maksimalno olakšava primjenu i korištenje AED-a.

Ispisi USB GUI sučelja AED-a ALARA OD 3 prikazani su na slikama 8.14., 8.15. i 8.16. koje sukcesivno prikazuju osnovni, početni korisnički GUI prozor i primjer izvještavanja. Prikazan je i tablični ispis mjerenih i pomoću kalibracijskih faktora, preračunatih vrijednosti doza.

⁶⁴ DOS (*engl.* Disk Operating System) ; (operacijski sustav za diskove) – operacijski sustavi upravljanja diskovima računala.



Slika 8.14. Početni GUI USB komunikacije AED-ova ALARA OD 3/4 i računala: aplikacija REPORT.exe; MS Excel korisničko programsko sučelje prilikom pokretanja prijena podataka iz AED-a u računalo odmah prikazuje akumulirane vrijednosti doze i osnovne podatke o AED-u, korisniku, ukupnom broju prebrojenih impulsa, i ukupnom vremenu korištenja dozimetra.



Slika 8.15. Radni prikaz GUI USB komunikacije i grafički prikaz rezultata mjerenja obrađenih pomoću aplikacije REPORT.exe. AED-om mjereni rezultati: $\dot{H}^*(10)$ i vrijeme – obrazac primanja $\dot{H}^*(10)$, vremenska razlučivost dozimetra u E_A načinu rada i prikaz sakupljanja doze u vremenu – akumulirana doza $H^*(10)$.

Start:	29.03.12.	11:34:38	Uk. doza:	171778 imp	615,97 μ Sv			
	1758	zapisa u memoriji	Ukupno vrijeme:	743:23:30				
29.03.12.	12:31:58	1 sek	75 imp	0,27 μ Sv	0,965566	0,000278	968,18 μ Swh	
29.03.12.	12:34:38	0 sek	83 imp	0,30 μ Sv	1	0,044444	0,65 μ Swh	
29.03.12.	12:39:23	1 sek	95 imp	0,34 μ Sv	1,079167	0,000278	154,91 μ Swh	
29.03.12.	12:41:15	1 sek	144 imp	0,52 μ Sv	1,110278	0,000278	632,65 μ Swh	
29.03.12.	12:41:37	11 sek	208 imp	0,75 μ Sv	1,116389	0,003056	75,11 μ Swh	
29.03.12.	12:41:48	10 sek	259 imp	0,93 μ Sv	1,119444	0,002778	65,84 μ Swh	
29.03.12.	12:42:03	14 sek	325 imp	1,20 μ Sv	1,123611	0,003889	70,08 μ Swh	
29.03.12.	12:42:17	3 sek	354 imp	1,27 μ Sv	1,1275	0,000833	81,76 μ Swh	
29.03.12.	12:42:21	2 sek	367 imp	1,32 μ Sv	1,128611	0,000566	83,91 μ Swh	
29.03.12.	12:42:37	3 sek	392 imp	1,41 μ Sv	1,133056	0,000833	107,58 μ Swh	
29.03.12.	12:42:39	1 sek	400 imp	1,43 μ Sv	1,133611	0,000278	103,27 μ Swh	
29.03.12.	12:42:59	1 sek	407 imp	1,46 μ Sv	1,139167	0,000278	90,36 μ Swh	
29.03.12.	12:43:13	3 sek	425 imp	1,52 μ Sv	1,143056	0,000833	77,45 μ Swh	
29.03.12.	12:43:20	5 sek	454 imp	1,63 μ Sv	1,146	0,001389	74,87 μ Swh	
29.03.12.	12:45:06	3 sek	491 imp	1,76 μ Sv	1,174444	0,000833	159,21 μ Swh	
29.03.12.	12:45:08	1 sek	498 imp	1,79 μ Sv	1,175	0,000278	90,36 μ Swh	
29.03.12.	12:45:11	2 sek	509 imp	1,83 μ Sv	1,175833	0,000566	71,00 μ Swh	
29.03.12.	12:45:13	1 sek	517 imp	1,85 μ Sv	1,176389	0,000278	103,27 μ Swh	
29.03.12.	12:45:23	6 sek	557 imp	2,00 μ Sv	1,179167	0,001667	86,06 μ Swh	
29.03.12.	12:45:25	1 sek	563 imp	2,02 μ Sv	1,179722	0,000278	77,45 μ Swh	
29.03.12.	12:45:28	1 sek	573 imp	2,05 μ Sv	1,180566	0,000278	129,09 μ Swh	
29.03.12.	12:45:34	1 sek	593 imp	2,13 μ Sv	1,182222	0,000278	258,18 μ Swh	
29.03.12.	12:45:37	2 sek	610 imp	2,19 μ Sv	1,183056	0,000566	109,73 μ Swh	
29.03.12.	12:45:43	4 sek	632 imp	2,27 μ Sv	1,184722	0,001111	71,00 μ Swh	
29.03.12.	12:45:45	1 sek	641 imp	2,30 μ Sv	1,185278	0,000278	116,18 μ Swh	
29.03.12.	12:45:48	2 sek	652 imp	2,34 μ Sv	1,186111	0,000566	71,00 μ Swh	
29.03.12.	12:45:51	2 sek	663 imp	2,38 μ Sv	1,186944	0,000566	71,00 μ Swh	
29.03.12.	12:46:43	1 sek	703 imp	2,52 μ Sv	1,201389	0,000278	516,37 μ Swh	
29.03.12.	12:46:49	1 sek	719 imp	2,58 μ Sv	1,203056	0,000278	206,55 μ Swh	
29.03.12.	12:46:55	1 sek	738 imp	2,65 μ Sv	1,204722	0,000278	245,27 μ Swh	
29.03.12.	12:46:58	1 sek	747 imp	2,68 μ Sv	1,205566	0,000278	116,18 μ Swh	
29.03.12.	12:47:05	1 sek	767 imp	2,75 μ Sv	1,2075	0,000278	258,18 μ Swh	
29.03.12.	12:47:20	1 sek	799 imp	2,87 μ Sv	1,211667	0,000278	413,09 μ Swh	
29.03.12.	12:47:34	2 sek	835 imp	2,99 μ Sv	1,215566	0,000566	232,36 μ Swh	
29.03.12.	12:47:45	1 sek	856 imp	3,07 μ Sv	1,218611	0,000278	271,09 μ Swh	
29.03.12.	12:48:09	1 sek	868 imp	3,11 μ Sv	1,225278	0,000278	154,91 μ Swh	
29.03.12.	13:04:57	1 sek	906 imp	3,25 μ Sv	1,505278	0,000278	490,55 μ Swh	
29.03.12.	13:05:04	1 sek	915 imp	3,28 μ Sv	1,507222	0,000278	116,18 μ Swh	
29.03.12.	13:06:52	12 sek	1034 imp	3,71 μ Sv	1,537222	0,003333	128,02 μ Swh	
29.03.12.	13:07:00	7 sek	1081 imp	3,88 μ Sv	1,539444	0,001944	86,68 μ Swh	
29.03.12.	13:07:02	1 sek	1088 imp	3,90 μ Sv	1,54	0,000278	90,36 μ Swh	
29.03.12.	13:07:21	1 sek	1119 imp	4,01 μ Sv	1,545278	0,000278	387,27 μ Swh	
29.03.12.	13:07:45	1 sek	1137 imp	4,08 μ Sv	1,551944	0,000278	245,27 μ Swh	
29.03.12.	13:07:49	1 sek	1149 imp	4,12 μ Sv	1,553056	0,000278	154,91 μ Swh	
29.03.12.	13:07:53	1 sek	1157 imp	4,15 μ Sv	1,554167	0,000278	103,27 μ Swh	
29.03.12.	13:07:58	1 sek	1171 imp	4,20 μ Sv	1,555566	0,000278	180,73 μ Swh	
29.03.12.	13:08:06	1 sek	1190 imp	4,27 μ Sv	1,557778	0,000278	245,27 μ Swh	
29.03.12.	13:08:09	1 sek	1196 imp	4,29 μ Sv	1,558611	0,000278	77,45 μ Swh	
29.03.12.	13:12:23	5 sek	1311 imp	4,70 μ Sv	1,629167	0,001389	296,91 μ Swh	
29.03.12.	13:12:26	1 sek	1320 imp	4,73 μ Sv	1,63	0,000278	116,18 μ Swh	
29.03.12.	13:12:29	1 sek	1327 imp	4,76 μ Sv	1,630833	0,000278	90,36 μ Swh	
29.03.12.	13:15:25	6 sek	1408 imp	5,05 μ Sv	1,679722	0,001667	174,27 μ Swh	
29.03.12.	13:15:48	3 sek	1429 imp	5,12 μ Sv	1,686111	0,000833	90,36 μ Swh	
29.03.12.	13:16:58	3 sek	1449 imp	5,20 μ Sv	1,705566	0,000833	86,06 μ Swh	
29.03.12.	13:17:09	2 sek	1474 imp	5,29 μ Sv	1,708611	0,000566	161,36 μ Swh	
29.03.12.	13:18:46	1 sek	1505 imp	5,40 μ Sv	1,735566	0,000278	400,18 μ Swh	
29.03.12.	13:18:50	2 sek	1517 imp	5,44 μ Sv	1,736667	0,000566	77,45 μ Swh	
29.03.12.	13:18:55	1 sek	1532 imp	5,49 μ Sv	1,738056	0,000278	193,64 μ Swh	
29.03.12.	13:19:00	2 sek	1548 imp	5,55 μ Sv	1,739444	0,000566	103,27 μ Swh	
29.03.12.	13:19:05	1 sek	1557 imp	5,58 μ Sv	1,740833	0,000278	116,18 μ Swh	
29.03.12.	13:19:11	5 sek	1593 imp	5,68 μ Sv	1,7425	0,001389	67,13 μ Swh	
29.03.12.	13:19:13	1 sek	1593 imp	5,71 μ Sv	1,743056	0,000278	129,09 μ Swh	
29.03.12.	13:19:19	5 sek	1625 imp	5,83 μ Sv	1,747222	0,001389	82,62 μ Swh	
29.03.12.	13:19:29	2 sek	1643 imp	5,89 μ Sv	1,7475	0,000566	116,18 μ Swh	
29.03.12.	13:19:35	5 sek	1673 imp	6,00 μ Sv	1,749167	0,001389	77,45 μ Swh	
29.03.12.	13:19:40	1 sek	1687 imp	6,05 μ Sv	1,750566	0,000278	180,73 μ Swh	
29.03.12.	13:19:57	2 sek	1701 imp	6,10 μ Sv	1,755278	0,000566	90,36 μ Swh	
29.03.12.	13:20:06	6 sek	1740 imp	6,24 μ Sv	1,757778	0,001667	83,91 μ Swh	
29.03.12.	13:20:12	5 sek	1772 imp	6,35 μ Sv	1,759444	0,001389	82,62 μ Swh	
29.03.12.	13:20:17	3 sek	1796 imp	6,44 μ Sv	1,760833	0,000833	103,27 μ Swh	
29.03.12.	13:20:22	3 sek	1818 imp	6,52 μ Sv	1,762222	0,000833	94,67 μ Swh	
29.03.12.	13:20:36	13 sek	1891 imp	6,78 μ Sv	1,766111	0,003611	72,49 μ Swh	

Slika 8.16. Radni GUI USB komunikacije AED-a i računala i tablični prikaz pomoću REPORT.exe aplikacije mjernih rezultata: datum, vrijeme, broj impulsa u N i E_A načinima rada i trajanje N i E_A načina rada.

8.9.5 Bežična komunikacija AED-a ALARA OD 3 s perifernim uređajima

S obzirom da se dosadašnja praktična uporaba AED ALARA OD x pokazala uspješnom, te da elektronička osnova tog uređaja omogućava modularno oblikovanje njegovih mjeriteljskih osobina, radi se na bijekcijskom povezivanju AED uređaja i modula za bežičnu telekomunikaciju na visokim frekvencijama. To će omogućiti oblikovanje novog modela, AED ALARA OD 4w (w, *engl.* wireless – bežično) s kojim bi korisnici komunicirali preko javnih pokretnih telekomunikacijskih mreža, (npr. GSM, UMTS, 3G ili 4G, koje su operativno već povezane s GPS sustavom za pozicioniranje)⁶⁵.

Time se otvara mogućnost oblikovanja radiološke karte RH [Prlić, I. i sur., 1996; 2009b; 2010; 2012a] u realnom vremenu jer se može koristiti veliki broj AED-ova ALARA OD 4w na mnogo lokacija.

8.10 AED ALARA OD 4 kao stvarno/regulatorno osobni elektonski dozimetar

Da bi bilo kakav dozimetar u stvarnosti bio i osobni, mora zadovoljavati tri najvažnija uvjeta osobne dozimetrije.

- Prvo, mora ga neprekidno nositi djelatnik, profesionalac i AEPD se umjerava na tkivno ekvivalentno fantomu.
- Drugo, korisniku dozimetra mora biti onemogućeno da na bilo koji način manipulira mjerenjima i rezultatima mjerenja.
- Treće, kako je osobna dozimetrija zakonom propisana procedura, dozimetar mora neprekidno bilježiti moguću izloženost, mjeriti LBG (N način rada) i svakako registrirati i mjeriti svako drugo umjetno ionizirajuće zračenje u čijem bi se polju korisnik mogao naći (E_A način rada) bez mogućnosti gašenja uređaja, tj. gubitka podataka u najmanjem trajanju od jednog propisanog mjernog dozimetrijskog perioda. Mora imati dovoljno veliku memoriju za spremanje mjerenih podataka.

AED-ovi ALARA OD 3 i 4 konstruirani su tako da ih nije moguće ugasiti, niti korisnik može na bilo koji način mijenjati njegove osobine mjerenja i spremanja podataka. Potrošnja struje u AED-u isto tako je svedena na najmanju moguću mjeru prikladnim elektroničkim rješenjem što omogućava da AED s jednom napajačkom baterijom neprekidno radi i do 5

⁶⁵ GSM (*engl.* Global System for Mobile Communications) – globalni sustav pokretnih komunikacija; UMTS (*engl.* Universal Mobile Telecommunications System) – univerzalni sustav pokretnih komunikacija; 3G i 4G ukupno ime za treću i četvrtu generaciju mobilnih telefona, (*engl.* Smart Phones) – pametni telefoni.

godina. Time je ispunjen uvjet osobne dozimetrije o neprekidnom mjerenju na propisanom mjestu na djelatniku i nemogućnosti gašenja AEPD-a. Odgovarajuća memorija pretvara AED iz mjerača broja fotona u dozimetar. Kako su svi uvjeti za provedbu osobne dozimetrije pomoću elektronskih dozimetara ispunjeni, AED ALARA OD 4 svakako će biti podvrgnut i dodatnim umjeravanjima. Usporedbom s drugim validiranim dozimetrijskim sustavima biti će i regulatorno (zakonski) validiran kao osobni elektronski dozimetar (AEPD) za mjerenje $H_p(10)$ i $\dot{H}_p(10)$, u poljima ionizirajućeg, posebno rendgenskog zračenja koja se koriste u medicini i industriji. AEPD-i će kao takvi biti ponuđeni znanstvenoj zajednici za nova eksperimentalna istraživanja, ali i na tržištu za potrebe osobne dozimetrije [Prlić, I. i sur., 2002a; 2002b; 2006b; 2007a; 2007c; 2012b].

8.11 Pouzdanost mjerenja AED-a ALARA OD x; umjeravanje AED-a ALARA OD x

Da bi uređaj s GM cijevi kao detektorom od brojača fotona postao dozimetar potrebno ga je primjereno umjeriti tj. pretvoriti broj impulsa u dozu zračenja zbog čega je memorija nužan dio takvog dozimetra. Pretvorba se radi umjeravanjem za područje energije koje je od interesa za konkretan problem [Prlić, I. i sur., 2008; Prlić, I. i sur., 2012], kako bi se mjerna nesigurnost što više smanjila. Taj princip primjenjen je i u ovom doktorskom radu.

S obzirom da se u AED ALARA OD x ugrađuju GM cijevi koje variraju u svom energijskom odzivu, umjeravanje AED-a provodi se po normi ISO 4037-1:1996. Osim umjeravanja po navedenoj normi nužno je provoditi umjeravanja vezana uz vrstu (kvalitetu) zračenja i uz posebnosti položaja ili radnog mjesta za koja se koriste.

Zbog toga su svi AED-i ALARA OD 3 umjereni u SSDL-u Instituta Jožef Štefan u Ljubljani po protokolu ISO X 4037-3 [ISO 4037-3, 1999]. U doktorskom radu [Surić Mihić, M., 2012] dan je standardni opis protokola umjeravanja AED-a ALARA OD 3 koji dijelom slijedi i u ovom doktorskom radu. Posebno je istaknuta važna činjenica da je umjeravanje provedeno na energiji 661,6 keV izotopa ^{137}Cs te za dvije vrijednosti energija ISO uskih rendgenskih snopova. Umjeravanje s različitim kvalitetama zračenja (energija) provodi se zato jer su GM cijevi različito osjetljive na zračenje različitih energija. Svaka GM cijev ima svoju krivulju osjetljivosti. U praksi to znači da će GM cijev za istu dozu (broj ionizacijskih događaja) energije cca. 60 keV dati i do 16 puta više impulsa nego za energiju zračenja ^{60}Co ili ^{137}Cs . To je osobito važno pri mjerenjima uz dijagnostičke rendgenske uređaje koji rade u

području od 35 keV do 125 keV jer postoji velika razlika u odzivu GM cijevi na taj spektar energija zračenja pa je nužno umjeriti AED i odrediti odziv na rendgenskim energijama.

Svaki AED se ozračuje u referentnim uvjetima u SSDL-u na uniformnom fantomu ispunjenom vodom koji simulira ljudsko tkivo (tkivno ekvivalentan). Fantom je dimenzija 30(š)×30(v)×15(d) cm, stijenki od Polymethyl methacrylata (PMMA) te ispunjen vodom. Ulazna stijenka je debljine 5 mm, a ostale 10 mm. Osobine fantoma propisane su normom ISO 4037-1:1996 [ISO 4037-1, 1996; 1999]. Prednja stijenka fantoma postavlja se na udaljenost veću od 1 m od izvora ^{137}Cs ili ISO rendgenskog snopa, okomito na upadni snop zračenja na AED (kut upada 0°). Sljedivost rezultata mjerenja osigurava se ozračivanjem AED-a u referentnim uvjetima u SSDL-u. $H_p(10)$ se izračunava kao $1,21K_{\text{zrak}}$ za ^{137}Cs i $1,88K_{\text{zrak}}$ za rendgenske energije N-80 i N-100 [IPEM Rep. 78, 1997; IPEM rep.91, 2005].

Pri umjeravanju AED-i ALARA OD 3 izloženi su homogenom polju zračenja, a uloga fantoma je osiguranje povratnog raspršenja zračenja koje odgovara raspršenju u ljudskom tijelu prilikom nošenja dozimetra. Svaki se AED ALARA OD 3 može umjeriti u SSDL-u, no iz praktičnih razloga (a i financijskih razloga) umjeravanje se provodi tako da se umjeri jedan (budući etalon) ili grupa uređaja, a ostali se onda umjere prema etalonu ili srednjoj vrijednosti umjerene referentne grupe. Kod AED-a ispravke na izmjereni rezultat se ne odnose samo na faktore koji će dati $H^*(10)$ ili $H_p(10)$ po zabilježenom impulsu, već treba uzeti u obzir i osjetljivost cijevi (vidi poglavlje 8.7 i faktor osjetljivosti AED-a (8.1.)) i filtriranje šuma.

Na primjer, kod većine GM cijevi broj impulsa koji odgovara $H_p(10)$ od 100 μSv je između 18000 i 36000. Tom broju prilagođeni su svi elektronički sklopovi AED-a ALARA OD x i on je konstantan unutar čitavog mjernog područja AED-a (GM cijev dolazi u zasićenje daleko iznad garantiranog mjernog opsega AED-a).

Osjetljivost pojedinog AED-a može se prema etalonskom⁶⁶ AED-u programski podesiti s pogreškom manjom od 1 %. Time se dobiva vrlo visoka mjerna pouzdanost pa je konačna pogreška mjerenja vrlo mala.

U slučaju da je GM cijev osjetljivija tj. da se u njoj se za isti iznos $H_p(10)$ (u Sv) dobije više od 36000 impulsa, uvodi se binarno djelilo koje će taj broj impulsa svesti unutar navedenog intervala. Kod slabije osjetljivih cijevi uvodi se binarni multiplikator koji će broj impulsa za željeni osobni dozni ekvivalent uvesti u navedeni raspon. Na taj se način dobiva

⁶⁶ Etalonski AED je onaj koji je u SSDL-u umjerne prema normi i prema kojem se rade umjeravanja terenskih AED-a.

faktor osjetljivosti kojim se množi broj zabilježenih impulsa na GM cijevi da bi se dobili $\dot{H}^*(10)$ ili $H_p(10)$, (izraz 8.1.). Izborom različitih faktora osjetljivosti – kalibracijskih faktora za svaki pojedini AED možemo nekom broju impulsa na GM cijevi AED-a pripisati najveću teoretsku moguću dozu (ili neku usrednjenu dozu) uz očekivanu pogrešku.

AED se može različito umjeriti u ovisnosti o mjestu gdje se mjeri i koja vrsta zračenja se mjeri. Najveća teoretska pogreška mjerenja AED-a koji koristi GM cijev bila bi $\pm 20\%$, no kako je svaki AED ALARA OD 3 pažljivo umjeren na gore opisani način, njegova pogreška mjerenja je daleko manja i iznosi maksimalno $\pm 5\%$ za umjeravanje na ^{137}Cs . Linearnost brzine doze iznosi $\pm 7\%$, a energijski odziv do $\pm 15\%$ (podaci su navedeni i u Dodatku C, Osnovni tehnički podaci o uporabi elektronskog digitalnog dozimetra ALARA OD 3).

9. MJERENJE IZLAZNE DOZE PRIMARNOG SNOPA ZRAČENJA; ODZIV AED-a ALARA OD 3 U PSEUDOPULSNOM RENDGENSKOM POLJU ZRAČENJA

S obzirom da je tema ovog doktorskog rada raspršeno rendgensko zračenje niskih i vrlo niskih doza potrebno je raspraviti ponašanje AED-a ALARA OD 3 u raspršenom polju rendgenskog zračenja koje proizvode angiografski rendgen uređaji za prosvjetljavanje u intervencijskoj radiologiji. Oni najčešće rade u pseudopulsnom načinu rada. Trajanje takvog pseudopulsa rendgenskog zračenja u rasponu je od 1 ms do 20 ms, a frekvencije pulsa su u rasponu od 1 s^{-1} do 30 s^{-1} .

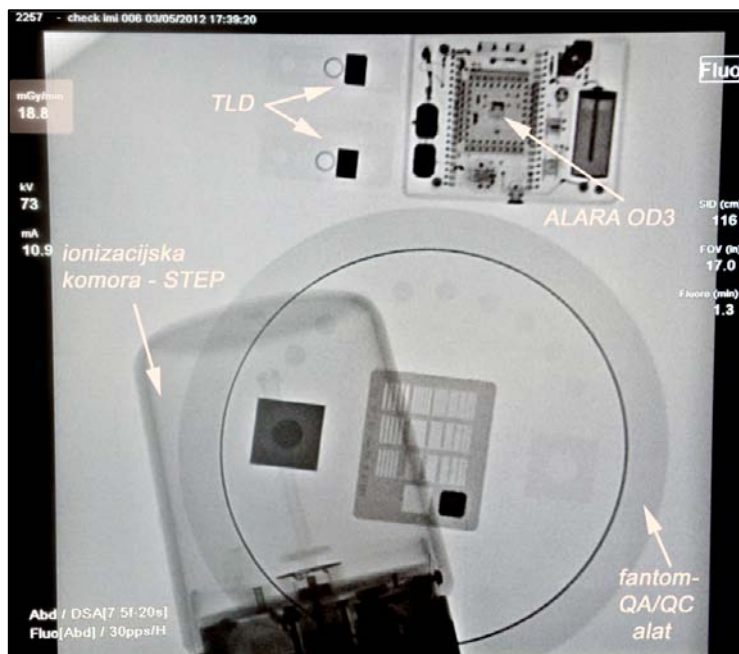
AED ALARA OD 3, koji kao detektor ima GM cijev s mrtvim vremenom od najviše 10 μs , može razlučiti takve ionizacijske događaje uzrokovane rendgenskim zračenjem. Proveden je eksperiment mjerenja $\dot{H}^*(10)$ u, iz bolesnika izlaznom, ali još uvijek primarnom snopu zračenja, i u stvarnim radnim uvjetima dvorane za intervencijsku radiologiju. Oponašani su uvjeti zračenja i raspršenja kakvi su svakodnevno uobičajeni u intervencijskoj radiologiji. Bolesnik – raspršivač je bio aluminijski fantom, ploča debljine 4 cm (slika 6.7.) [ICRU, 2005; 2011; ICRP 110, 2009; ICRP 120, 2012; ICRP 121, 2012].

Mjerenja $H^*(10)$ i $\dot{H}^*(10)$ napravljena su korištenjem AED ALARA OD 3, umjerenih uređaja Thermo Eberline FH 40 GL 10 i ionizacijske komore STEP RFD volumena 1 l koja je prikladan instrument za mjerenja u pulsним i pseudopulsnim poljima zračenja [ICRU 51, 1993; EC RP160, 2009; ICRU 85, 2011; ICRP 51, 1987].

Rendgenska cijev intervencijskog rendgenskog uređaja bila je postavljena u PA položaj (vidi tablicu 3.2.), a mjerni uređaji (ionizacijska komora) STEP RFD i AED ALARA OD 3 bili su na površini fantoma od aluminijske (na bolesniku). Uređaji FH 40GL 10 bili su udaljeni 1 m vodoravno od centralne osi snopa u ravnini i na visini rendgenskog stola, cca. 1 m od poda dvorane (slika 9.1.). Prosvjetljavanja su obavljena u ukupnom trajanju od 84,3 minute u 18 odvojenih procedura (tablica 11.1.). Korištene su vrijednosti površine polja ozračivanja FOV 42*42 cm² i 30*30 cm², uz automatsko namještanje radnih parametara rendgena za snimanje abdomena ili glave. Maksimalna $\dot{H}^*(10)$, koju je zabilježio Thermo Eberline FH 40 GL 10 na udaljenosti 1 m vodoravno od centralne osi primarnog snopa bila je 0,27 mSv/min (slika 9.1.). STEP RFD ionizacijska komora volumena 1 l nalazila se u primarnom snopu rendgenskog zračenja isto kao i DAP metar rendgenskog uređaja (slika 9.2.).



Slika 9.1. Al debljine 4 cm – rendgenskom uređaju pripadajući originalni fantom trupa bolesnika – sekundarni izvor raspršenog zračenja STEP ionizacijska komora volumena 1 l – priznati instrument za mjerenja u pulsним poljima i FH 40GL mjerne sonde.



Slika 9.2. Prikaz – rendgenski snimak STEP RFD ionizacijske komore, AED-a ALARA OD 3, dva TLD-a i fantoma za razlučivanje za vrijeme mjerenja u primarnom snopu rendgenskog zračenja, pri 73 kV i 10,9 mA u trajanju prosvjetljavanja od 1,3 min. $\dot{D}_{\text{primarno}}$ u primarnom snopu iznosila je 18,8 mGy/min, STEP RFD komora izmjerila je 18,9 mGy/min.

STEP RFD je zabilježio $\dot{H}^*(10) = 24,2$ mSv/min, a DAP je izmjerio $\dot{D}_{\text{primarno}} 18,8$ mGy/min što je u suglasju s STEP RFD-om. Ponovno treba istaknuti da je uz prikladno umjeravanje $H^*(10) = D W_R$, pri čemu je $W_R = 1$ za rendgensko zračenje u zraku.

AED ALARA OD 3, koji se je nalazio 0,5 m vodoravno od centralne osi primarnog rendgenskog snopa tijekom provođenja eksperimenta zabilježio je ukupnu $H^*(10)$ od 185,7 μSv dok je vrijednost $H^*(10)$ zabilježena pomoću kontrolnih TLD-a koji su bili uz AED bila 210 μSv . Tako mala razlika validira AED ALARA OD 3 za mjerenja u pseudopulsnim poljima intervencijskih rendgenskog uređaja čak i kada se AED nalazi u direktnom snopu zračenja [Zutz, H. i sur., 2012]. S obzirom da su izmjerene vrijednosti ukupne $H^*(10)$ pri kontrolnom umjeravanju u raspršenom polju rendgenskog zračenja bile od nekoliko μSv do dvadesetak mSv, što svakako jesu niske doze u smislu ovog doktorskog rada, te iz svega navedenog, može se zaključiti da je AED ALARA OD 3 pouzdan mjerni uređaj za provedbu istraživanja raspršenog rendgenskog zračenja niskih i vrlo niskih doza u IR dvoranama.

9.1.1 Određivanje mjerne nesigurnosti AED-a ALARA OD 3

Mjerne nesigurnosti uključuju pogreške mjerenja zbog osjetljivosti AED-a o energiji i smjeru upada ulaznog zračenja u GM cijev, pogreške pri umjeravanju AED-a, te pogreške koje uzrokuje elektronika i način prikazivanja rezultata na zaslonu samog dozimetra. Uz uvjet da su AED-ovi umjereni u SSDL-u na već opisani način, rezultati mjerenja H ili $H^*(10)$ te \dot{H} ili $\dot{H}^*(10)$ u provedbi zaštite od zračenja AED-ima, u načelu ne uključuju mjernu nesigurnost osim u slučajevima kada se to izričito traži ili prilikom među usporednih laboratorijskih mjerenja [EA-4/02 DZM RH, 2008; IAEA SS 115, 1996; IAEA TRS 457, 2007].

9.1.2 Uočena ograničenja AED-a ALARA OD 3

AED ALARA OD 3 s kompenziranom GM cijevi potrebno je pažljivo umjeravati s obzirom na činjenicu da materijal od kojeg je sačinjena kompenzacija GM cijevi često u sebi sadži određenu koncentraciju aktivnosti prirodnih radionuklida (NORM-a, posebno ^{232}Th) i događa se da ta radioaktivnost unosi značajan mjeriteljski šum u elektronički sustav mjerenja. I staklo i čelik od kojih je izrađena GM cijev imaju svoj LBG. To je konstanta koju onda treba oduzimati od mjerenja inače baždarna krivulja ne prolazi kroz ishodište. Može se oduzimati samo opisani doprinos ili vrijednost cijelog BG kako se to radi prilikom očitavanja TLD-a. Baždarne vrijednosti bi se nakon par godina trebale ispravljati radi poluraspada radionuklida.

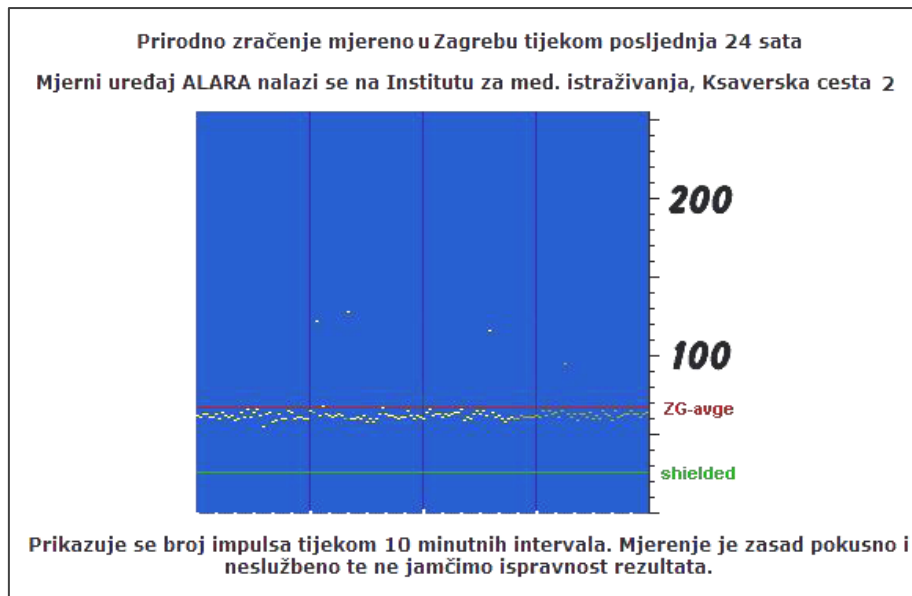
10. MJERENJE REFERENTNOG PRIRODNOG POZADINSKOG ZRAČENJA

Svako ispitivanje razine ionizirajućeg zračenja koje proizvodi bilo kakav umjetni izvor zračenja provodi se nakon mjerenja LBG u prostoru (točki prostora) od interesa ili u radnim prostorima koji okružuju izvor. Mjerenje LBG-a mora biti provedeno tako da se iz rezultata mjerenja isključi bilo kakav utjecaj zračenja umjetnog izvora. Kad se mjerenja provode u zatvorenom prostoru, prisutnost različitih građevinskih materijala i/ili umjetne podloge na kojoj se vrši mjerenje može značajno utjecati na rezultat mjerenja LBG-a zbog mogućeg povišenog NORM-a u materijalu. Mjerenje LBG-a provodi se usrednjavanjem rezultata u trajanju od najmanje 15 minuta. Da bi se mogle validirati izmjerne vrijednosti LBG-a u nekom zatvorenom prostoru, potrebno je provesti i referentna mjerenja LBG-a na nekoj, po mogućnosti udaljenoj lokaciji.

Institut već dugi niz godina (od 1959.) na svojoj lokaciji u Zagrebu na Ksaverskoj cesti (45° 50' 7.3'' N, 15° 58' 7'' E) provodi referentna mjerenja LBG zračenja. Detektor na IMI mjernoj stanici jest komercijalna Phillips ZP1201 GM cijev smještena na 1 m visine od tla. Cijev je brojač gamma fotonskih energija s gotovo ravnom energetsom ovisnosti u rasponu od 55 do 1250 keV, s obzirom na energetske baždarni fotovrh ¹³⁷Cs na 661 keV.

U sklopu eksperimentalnog razvoja izrađen je AED ALARA OD en s velikom GM cijevi koja je prikladna za mjerenja u prirodnom okruženju i ima dovoljno veliki volumen za sakupljanje rijetkih „događaja“ BG zračenja u okolišu. AED ALARA OD en priključen je on-line u mjernu stanicu IMI gdje u realnom vremenu mjeri impulse (događaje) LBG-a. Prikaz mjerenja je eksperimentalan i javan. Obje mjerne stanice, stalna LBG IMI i eksperimentalna razvojna AED ALARA OD en koriste GM cijevi. Zbog toga se prikazane vrijednost s oznakom ZG_{-avge} odnosi na vrijednost LBG izmjerenu na LBG IMI stalnoj mjernoj stanici.

Vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ LBG-a izmjerene na stalnoj IMI mjernoj stanici uzete su za referentne i kreću se u rasponu od 108 nSv/h do 126 nSv/h.



Slika 10.1. On-line GUI prikaz na zaslonu računala eksperimentalnog mjerenja LBG-a na mjernom mjestu IMI, Zagreb, pomoću AED ALARA OD en. Prikazuje se samo broj impulsa bez naznaka jedinica doze. Svakih 10 minuta računalo zabilježi izmjerni podatak o broju impulsa i ucrtava ga na zaslon. Izvor: <http://www.alara.hr/bkgnd.html>; neprekidno mjerenje; pristup 12.02.2013.

Za očekivati je da će s obzirom na tehnološku opremljenost (protok zraka-ventiliranje) i dobru izoliranost te dobar odabir građevinskih materijala⁶⁷, LGB mjeren u IR dvoranama biti niži od onoga na otvorenom prostoru. Nužno ga je mjeriti što duže vremena u dva različita prostora, na otvorenome, u blizini mjesta gdje se nalazi IR dvorana i u samoj dvorani za vrijeme dok niti jedan drugi uređaj ne radi, bolje noću.

Time se dobiva LGB čiji se doprinos ukupnom $H_p(10)$, u stvarnoj radnoj situaciji mora oduzeti od vrijednosti $H_p(10)$ izmjerenih AEPD-ima za vrijeme rada rendgen uređaja (vidi slike 8.10. i 8.11.).

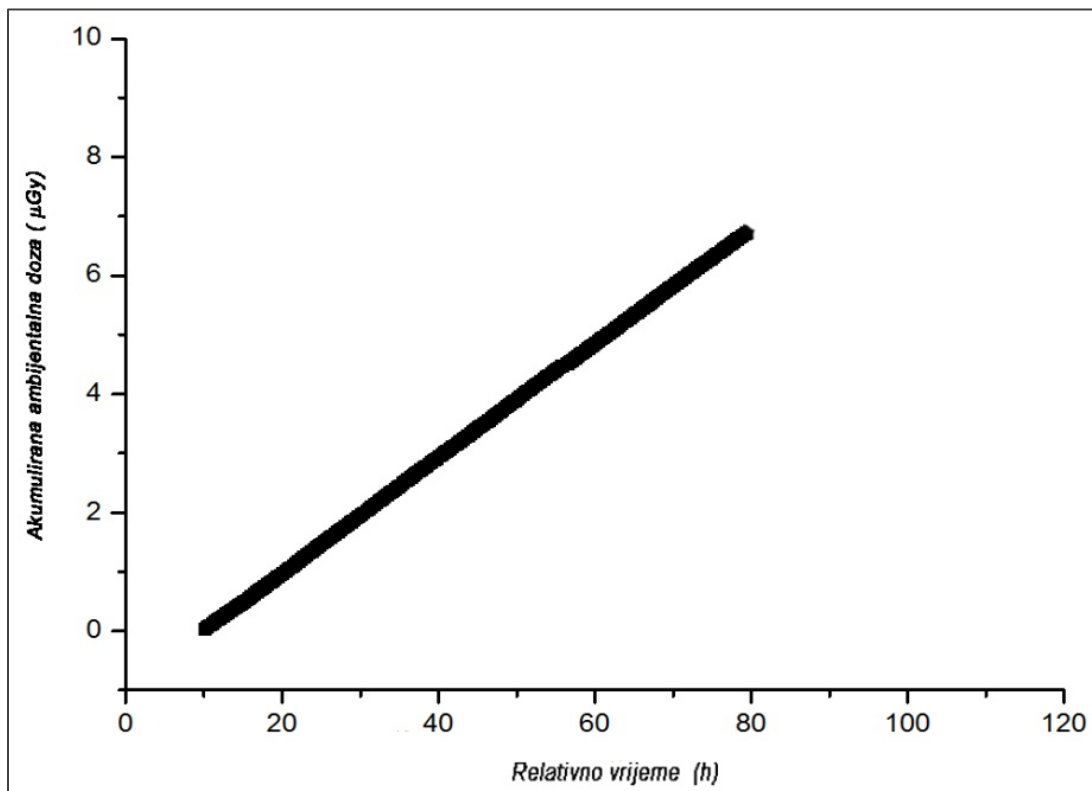
Istovremeno s istraživanjima u intervencijskoj radiologiji, AED-ovi ALARA OD 3 korišteni su za istraživanja i mjerenja $H^*(10)$ i $\dot{H}^*(10)$ na otvorenom prostoru [Surić Mihić, M. i sur., 2012; Prlić, I. i sur., 2012a].

⁶⁷ Građevinski materijal s zanemarivim sadržajem NORM-a.

10.1 AED ALARA OD 3 – mjerenje LBG u prostoru IR dvorane

Slika 10.2. prikazuje rezultat mjerenja LBG zračenja u IR dvorani pomoću AED ALARA OD 3.

$\dot{H}^*(10)$ LBG zračenja u IR dvorani u dane mjerenja je varirala od 82 nSv/h do 95 nSv/h.



Slika 10.2. Akumulirana $H^*(10)$ LBG zračenja izmjerena AED-om ALARA OD 3 u IR dvorani prije eksperimentalnih mjerenja i kada rendgenski uređaj nije radio tj. nisu vršene intervencije na bolesnicima.

11. PROSTORNO-VREMENSKA RASPODJELA RASPRŠENOG RENDGENSKOG ZRAČENJA VRLO NISKIH DOZA U INTERVENCIJSKOJ DVORANI

Uporaba AED-a ALARA OD 3 za mjerenje raspršenog rendgenskog zračenja u realnom vremenu i u zadanom, zatvorenom prostoru intervencijske dvorane oslanja se na zamisao istovremenog mjerenja zračenja na što više položaja u neposrednoj blizini raspršivača – bolesnika uzimajući u obzir svu raspoloživu zaštitnu opremu (vidi slike 5.5.). Cilj je zabilježiti raspodjelu raspršenog zračenja u prostoru uz uvjet da istovremeno razlučimo doprinos LBG mjerenom rezultatu. Zbog toga je bilo potrebno izmjeriti i stvarno stanje vremenskog kolebanja LBG-a u tom prostoru što je prikazano na slici 10.2. Na taj način se uklanja utjecaj vremenskih promjena u samom LBG jer se očekuje da i najmanja količna raspršenog rendgenskog zračenja, čak i ona koja jedva nadilazi LBG, bude izmjerena.

Istovremeno s 20 AED-a ALARA OD 3, mjerenja $\dot{H}^*(10)$ raspršenog zračenja provedena su i proporcionalnim mjeračem proizvođača Thermo Eberline tipa ESM FH40G-L [NCRP, 1985; Knoll, 1989] na koji se dodatno mogu priključiti različiti vanjski detektori, pa i scintilacijski. Taj mjerač zračenja ima mjerno područje od 0,1 $\mu\text{Sv/h}$ do 0,99 Sv/h za energije od 36 keV do 1,3 MeV, što pokriva područje rendgenskog spektra zračenja od interesa.

Za mjerenja u primarnom snopu korištena je mala ($V = 11$) ionizacijska komora STEP RGD27091 koja mjeri $\dot{H}^*(10)$ maks. do 2 mSv/h u energijskom području od 6 keV do 3 MeV, dok je velika visokotlačna ionizacijska komora proizvođača Reuter Stokes tipa HPIC RS 131 ($V = 25$ l) raspona mjerenja $\dot{H}^*(10)$ do 1 mSv/h, korištena za potvrdu mjerenja LBG-a AED-om.

11.1 Oblikovanje i temeljne postavke modela raspršenja rendgenskog zračenja na bolesniku pri IR postupcima

Za vrijeme provedbe IR postupka na bolesniku, radiolog, neki drugi specijalist i njegov intervencijski tim borave u istom prostoru s bolesnikom i neizbježno su izloženi raspršenom rendgenskom zračenju [Prlić, I. i sur., 1997; Prlić, I. i sur., 2007; Prlić, I. i sur., 2008; Prlić, I. i sur., 2006a; Schueler, B.A., 2006]. Za mjerenje prostorne raspodjele na bolesniku raspršenog rendgenskog zračenja potrebno je u istom vremenskom trenutku mjeriti u što više mjernih točaka raspoređenih u prostoru.

Mjerenja su provedena korištenjem uobičajenih radnih parametara rendgenskog uređaja za dvije radiološke intervencijske pretrage, one abdomena i glave.

S obzirom na mjeriteljsku zahtjevnost i etički kodeks⁶⁸, eksperiment je izveden poštujući protokol rada koji je opisao radiolog, specijalist intervencijske radiologije, ali uz korištenje aluminijskog fantoma debljine 4 cm. Takav fantom je sastavni dio opreme za kontrolu kvalitete i testiranje prihvatljivosti rendgenske cijevi. Naime, automatska kontrola ekspozicije (AEC)⁶⁹ namještena je tako da pri prosvjetljavanju i slikanju bude osigurana maksimalna prodornost rendgenskog zračenja kroz bolesnika radi oblikovanja dijagnostičke slike. To znači maksimalnu struju kroz rendgensku cijev za zadani napon na cijevi. Maksimalna struja proizvodi najveću K_{zrak} u izlaznom snopu rendgenskog zračenja što je važno za ponovljivost mjerenja ambijentalne ekvivalentne doze raspršenog rendgenskog zračenja. Važno je mjeriti uvijek uz istu vrijednost K_{zrak} tj. uz iste radne parametre rendgenskog uređaja za snimanje abdomena. Kako tema ovog rada nije simuliranje bolesnika niti raspršenje zračenja unutar bolesnika, odabran je aluminijski penetrantski fantom, a ne antropomorfni.

Nakon što je radiolog pokazao gdje se on osobno nalazi za vrijeme intervencije, i kako izgleda cijeli radni postav rendgena, bolesnika, zaštitne opreme (slika 5.5.a)) i sve potrebne medicinske opreme, autor ovog doktorskog rada osmislio je model raspršenja na bolesniku.

Za vrijeme provedbe IR postupaka, u dvorani se osim radiologa nalazi i prateće medicinsko osoblje koje zauzima svoje radne pozicije u prostoru uvijek na isti način (anesteziolog, instrumentarka, tehničar-asistent, liječnik neke druge subspecijalnosti) (slika

⁶⁸ Zakoni RH ne dozvoljavaju neopravdano ozračivanje bolesnika.

⁶⁹ AEC – *engl.* Automatic Exposure Control – automatska kontrola ekspozicije rendgenske cijevi

5.5.b)). Iako oni ne utječu na raspršenje zračenja na bolesniku-fantomu, s obzirom da zauzimaju prostor, utječu na njegovu prostornu raspodjelu [Prlić, I. i sur., 2008].

Model raspršenja postavljen je za sekundarni izvor rendgenskog zračenja koji čine bolesnik i stol na kojem leži, što je prikazano u na slikama 6.11. i 9.1.

Prvo mjerimo:

- LBG u intrevencijskoj dvorani kad rendgenski uređaj nije uključen
- vrijednost brzine doze u primarnom snopu u točki izlaska⁷⁰ snopa iz bolesnika
- vrijednosti ambijentalne brzine doze raspršenog zračenja od bolesnika i opreme u intervencijskoj dvorani u odabranim mjernim točkama,

Drugi korak bi bio smještanje medicinskog osoblja i zaštitne opreme u to polje raspršenog zračenja i rasprava o njihovom utjecaju na prostornu raspodjelu, tj. o tome tko je od njih, i koliko, stvarno izložen raspršenom zračenju.

Iako određivanje $H_p(10)$ za osoblje koje provodi intervenciju nije predmet ovog doktorskog rada u 12.1. poglavlju opisan je primjer procjene maksimalne $H_p(10)$ (njezin interval) pomoću fantoma liječnika jednostavnog geometrijskog elipsoidnog oblika iz modelom oblikovanih izodoznih krivulja (ploha) i vremena trajanja prosvjetljavanja bolesnika.

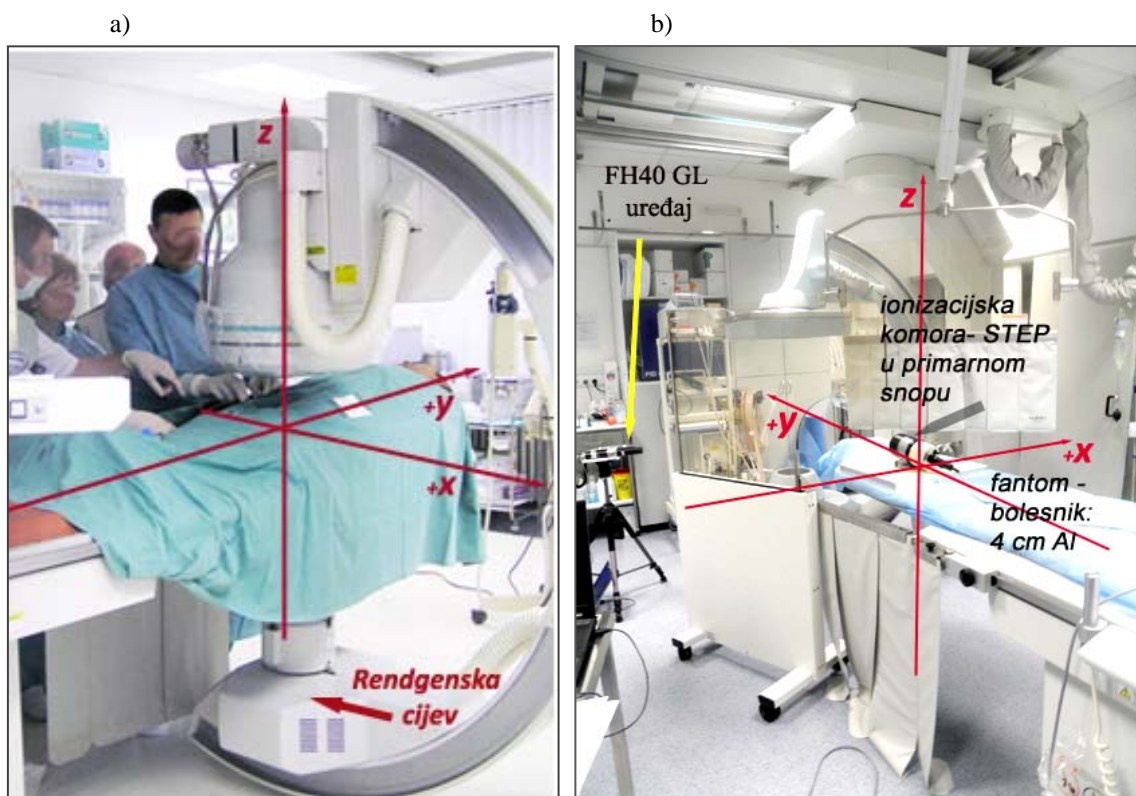
11.2 Model raspršenja

Model raspršenja, na bolesniku i rendgenskom stolu, iz kojeg slijedi prostorna raspodjela raspršenog zračenja, osmišljen je na sljedeći način:

- Primarni izvor zračenja je rendgenska cijev intervencijskog rendgenskog uređaja koja radi u AEC načinu rada. Maksimalna vrijednost $\dot{H}^*(10)$ mjerene u primarnom snopu u točki izlaska iz bolesnika prema detektoru slike je i najveća doza koju sekundarni izvor može raspršenjem na bolesniku „isporučiti u prostor“ (tablica 11.1.).

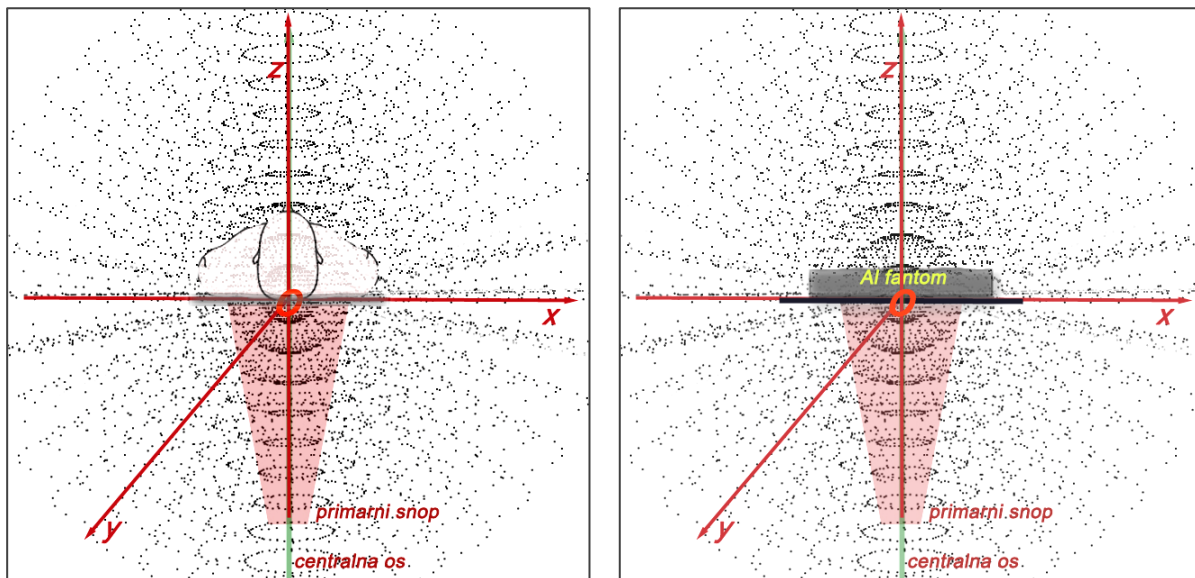
⁷⁰ Snop rendgenskog zračenja koji izađe iz bolesnika u smjeru detektora slike dijagnostički je koristan jer donosi slikovnu informaciju u detektor slike, na čijoj ulaznoj površini postoji uređaj koji mjeri ulaznu dozu snopa koji je prošao kroz bolesnika u tri definirane točke. To je tzv. AEC (*engl.* Automatic Exposure Control) – uređaj koji upravlja radnim parametrima rendgenskog uređaja. DAP uređaj na izlazu iz rendgenske cijevi mjeri dozu, a na zaslonu rendgenskog uređaja u komandnoj sobi prikazuje se usrednjena vrijednost \dot{D} primarnog snopa prije ulaza u bolesnika (slika 9.2.).

- Bolesnik je sekundarni izvor zračenja iz kojeg se u prostor širi raspršeno zračenje. Središte sekundarnog izvora, (koordinatnog sustava) jest točka O koja se nalazi na visini od 0,9 m od poda IR dvorane u točki dodira dijagnostičkog stola i leđa bolesnika. O je sjecište centralne osi primarnog snopa zračenja (z) i ravnine (xy) koju određuje kvadratno polja ozračivanja na leđima bolesnika, npr. za pretragu abdomena, $FOV = 42 \times 42 \text{ cm}^2$, (slika 11.2.a). Površina presjeka primarnog snopa zračenja određena je otvorom blendi na rendgenskoj cijevi. Bolesnik je simuliran aluminijskim fantomom debljine 4 cm i površine veće od maksimalnog FOV ($42 \times 42 \text{ cm}^2$). Donja ploha fantoma predstavlja leđa bolesnika (slika 9.2.b).
- Pozitivna os z koordinatnog sustava usmjerena je od rendgen cijevi prema detektoru slike (prema gore), y os je položena duž rendgenskog stola s pozitivnom orijentacijom od nogu prema glavi bolesnika, dok je $+x$ os položena u smjeru od bolesnika prema nosaču rendgenske cijevi (slike 5.5., 11.1. i 11.4.).



Slika 11.1. Osnovni koordinatni sustav u koji se postavlja model raspršenja na bolesniku:

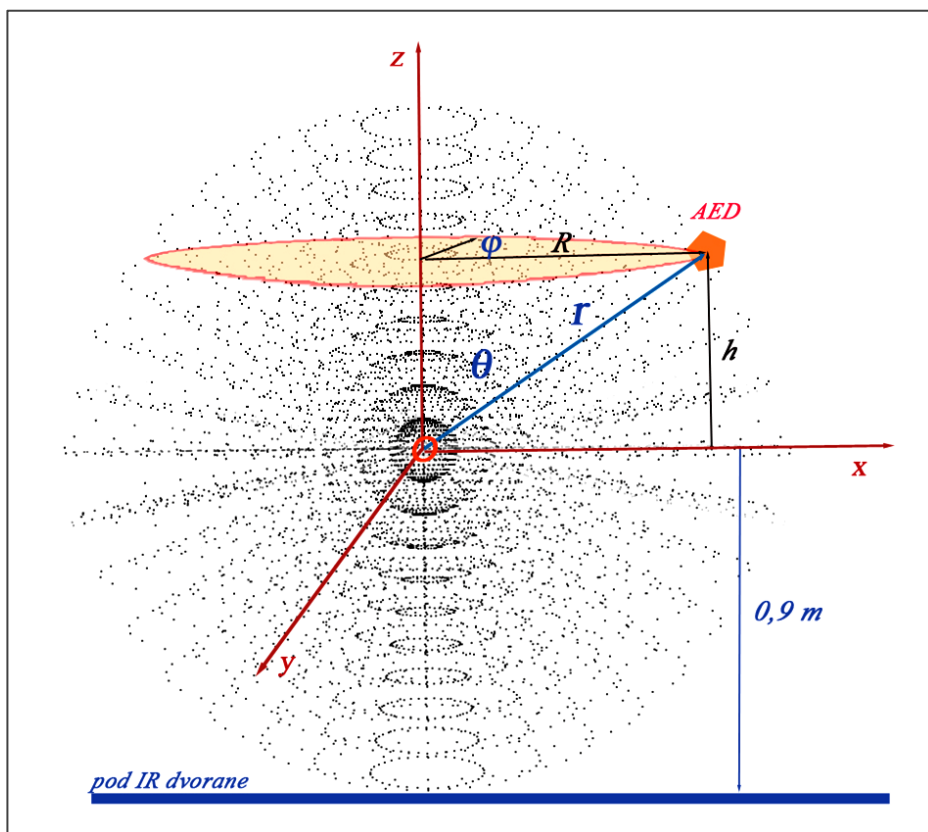
- a) u stvarnoj radnoj intervencijskom postupku i
- b) u eksperimentalnom postavu u kojem je bolesnik aluminijski fantom, ploča debljine 4 cm.



a)

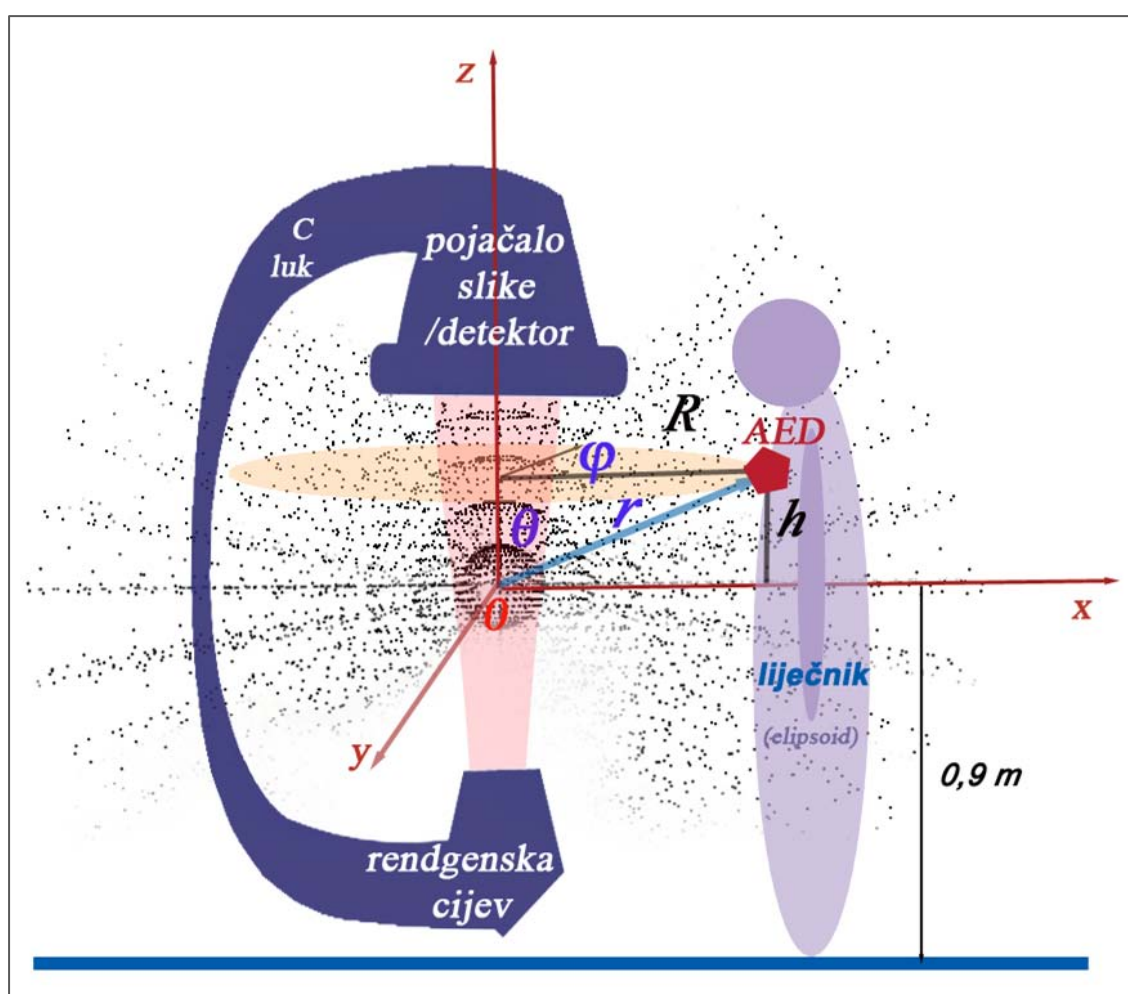
b)

Slika 11.2. Skica modela sekundarnog izvora zračenja i sfernog raspršenja u prostor sa središtem $O(0,0,0)$ u raspršivaču: a) bolesniku i b) u fantomu od aluminija debljine 4 cm. Crveno sjenčanje je primarni snop zračenja dok crne točkice kvalitativno vizualiziraju zračenje raspršeno u prostor IR dvorane.



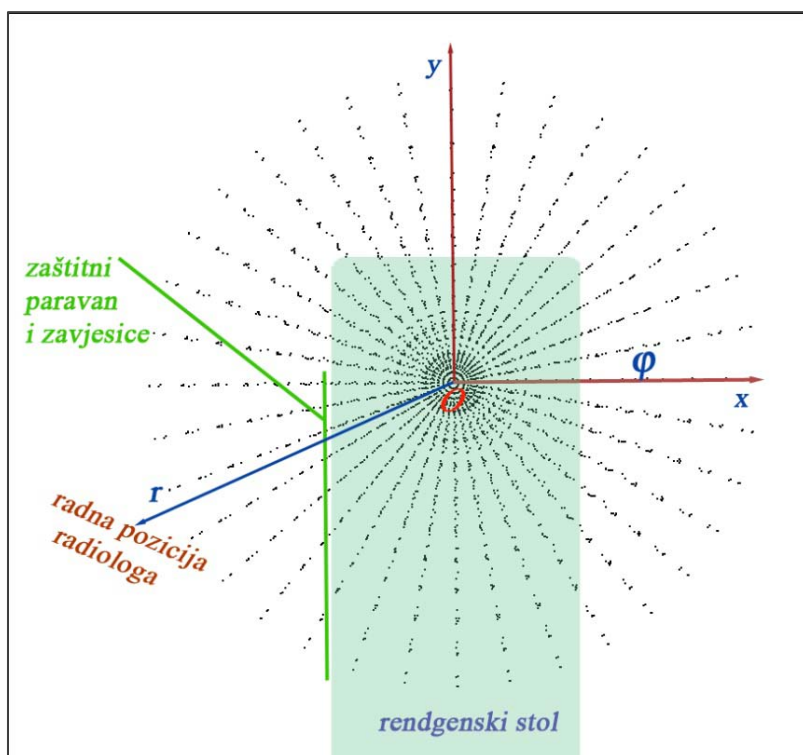
Slika 11.3. Model raspršenja sa središtem u sekundarnom izvoru zračenja, bolesniku-raspršivaču. $O(0,0,0)$. Skica vodoravnog presjeka ravnine xy na visini $h+0,9$ m od poda IR dvorane i pozicija AED-a na visini h od ravnine xy opisana polarnim kordinatama φ u ravnini xy , θ u ravnini xz i udaljenošću r koja ovisi o R i h . Točkice kvalitativno vizualiziraju zračenje raspršeno u prostoru

- Udaljenost od fokusa rendgenske cijevi do točke O nije od važnosti za model raspršenja na bolesniku i opremi. Na tom putu rendgenskog zračenja događa se samo raspršenje na molekulama zraka. Kućište rendgenske cijevi apsorbira raspršenje koje nastaje pri proizvodnji rendgenskog zračenja u cijevi. Visina rendgenskog stola od poda dvorane određena je stvarnim radnim uvjetima za pretrage abdomena i glave bolesnika (slike 5.5. 11.4).
- Zračenje se iz sekundarnog izvora raspršuje u prostor kako je prikazano na slikama 11.2. i 11.2. i φ i θ kutevi su polarnog koordinatnog sustava (slika 11.3.) sa središtem u točki O u središtu FOV-a na leđima bolesnika (slike 11.1. i 11.2.).



Slika 11.4. Vizualizacija točkica prikazuje kvalitativno rasprostiranje raspršenog rendgenskog zračenja u prostor IR dvorane. Označen je primarni snop (crveno) koji se osim na molekulama zraka (što je beznačajno) ne raspršuje sve dok ne „udari“ u rendgenski stol i bolesnika. To je kvalitativno vizualizirano točkicama. Skiciran je i liječnik radiolog uz bolesnika, a pozicija AED-a opisana polarnim koordinatama φ u ravnini xy , θ u ravnini xz i udaljenošću r od točke $O(0,0,0)$, koja se nalazi na visini od 0,9 m od poda IR dvorane.

- Model uzima u obzir činjenicu da se primarni snop zračenja ne raspršuje sve dok ne dosegne rendgenski stol i bolesnika. Zbog toga se na slici 11.4. u prostoru ispod rendgenskog stola ne prikazuje vizualizacija raspršenog zračenja [Whitby, M., Martin, C.J., 2003].
- Zaštitna oprema, zavjesice, stropni stakleni paravani i pokretni podni paravani (slika 11.5.) ne uzimaju se unaprijed u obzir kao prepreke raspršenju. Mjerenjem $\dot{H}^*(10)$ zračenja u odabranim se točkama prostora oblikuju izodozne krivulje. Utvrđuje se „vide“ li se na prostornoj raspodjeli raspršenog zračenja mjesta u prostoru u kojima se za vrijeme mjerenja nalazila zaštitna oprema. To se radi da bi se utvrdilo je li ona, i na koji je način, zasjenila prostor iza sebe, tj. atenuirala u sebe ulazno raspršeno zračenje.

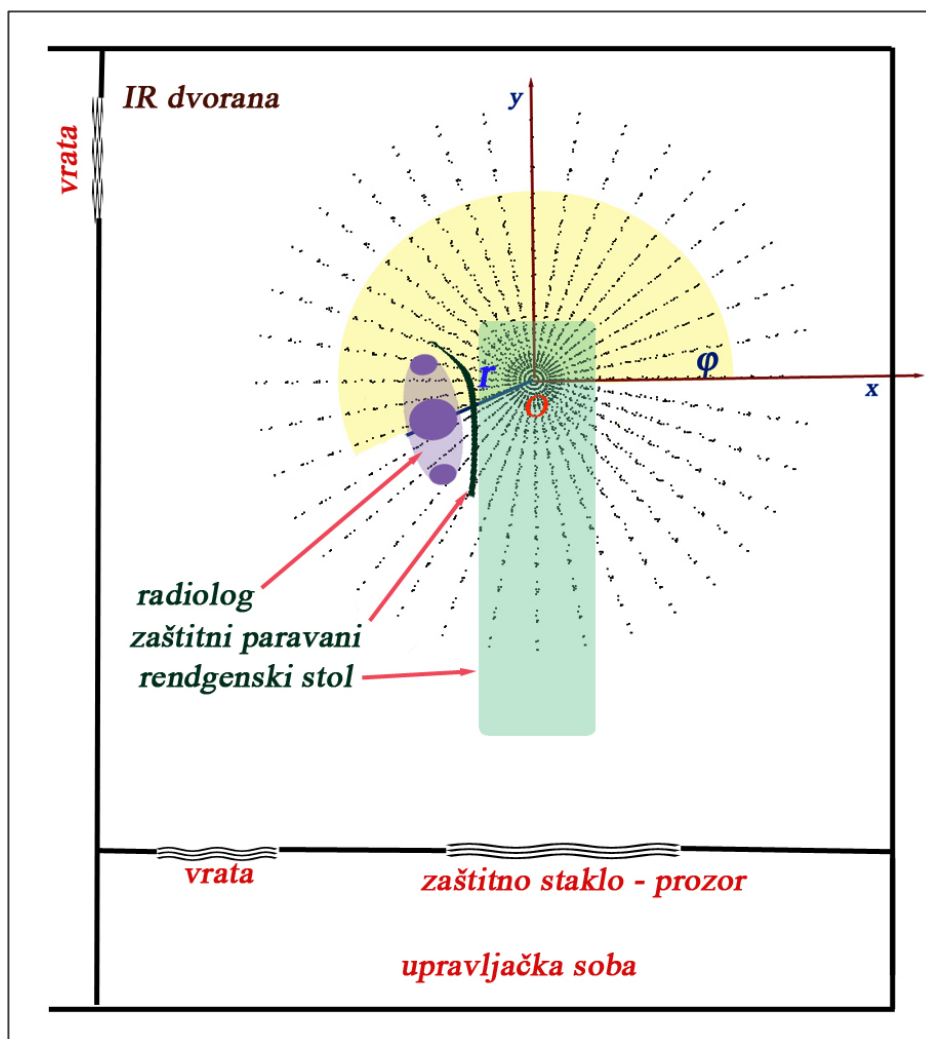


Slika 11.5. Tlocrtni pogled, skica položaja rendgenskog stola i zaštitnih pokretnih paravana, zaštitnih zavjesica i pozicije radiologa, u prikazu modela vodoravne raspodjele raspršenog zračenja na visini gonada⁷¹ liječnika opisanog polarnom koordinatom φ u ravnini xy , i udaljenošću r od točke $O(0,0,0)$ koja se nalazi na visini od 0,9 m od poda IR dvorane do AED-a.

- Postupak istovjetan prethodnom provodi se i za radiologa. Na njegovo se mjesto u prostoru postavlja fantom, opremljen mjernim uređajima (slike 11.6. i 11.8.). Mjeri se $\dot{H}^*(10)$ raspršenog zračenja, a nakon što se iz izmjerenih vrijednosti izračuna i

⁷¹ Gonada grč.gone (spol, proizvodnja) i aden (žlijezda); kod muškarca testis, kod žena jajnik; organi koje se s posebnom pažnjom štiti od prekomjerne izloženosti ionizirajućem zračenju zbog mogućih stohastičkih učinaka koje bi zračenje moglo imati na nasljedni biološki materijal.

oblikuje prostorna raspodjela raspršenog zračenja, utvrđuje se utjecaj radiologa na ukupnu raspodjelu raspršenja, tj. na prostor unutar IR dvorane koji on svojim tijelom zasjenjuje. Količina raspršenog zračenja koja je „izgubljena“ tim zasjenjenjem zapravo je $H_p(10)$ samog radiologa, tj. onaj dio raspršenog zračenja koji je atenuirao u njegovom tijelu, na njegovoj osobnoj zaštitnoj odjeći, a čiji je maksimalni mogući $H_p(10)$ izmjeren AEPD-om (slike 11.6. i 11.7.).



Slika 11.6. Skica stola intervencijskog rendgen uređaja, mjesta radiologa uz bolesnika i iza zaštitnih paravana i zavjesica u tlocrtu (x,y) ravnina stvarne intervencijske dvorane s naznakom vodoravne (xy) ravnine raspršenja. Žutom bojom označena je vrijednost polarne koordinate φ u ravnini xy za položaj radiologa, a s r udaljenost AED-a na radiologu od točke $O(0,0,0)$

Ovaj doktorski rad ne obrađuje utjecaj raspršenog zračenja na članove intervencijskog tima radi određivanja njihovih osobnih doznih ekvivalenata.

Za oblikovanje prostorne raspodjele raspršenog zračenja dovoljan je i nužan uvjet da se u obzir uzmu samo čimbenici koji utječu na raspršenje na bolesniku i zaštitnoj opremi prije nego se u to polje raspršenog zračenja postavi radiolog i članovi njegovog tima.

Radiolog je svakako najizloženiji član tima [Prlić, I. i sur., 2008; Schueler, B.A. , 2006] dok će drugi članovi uzrokovati dodatno dinamičko iskrivljavanje izodoznih krivulja u prostoru IR dvorane ovisno o svom kretanju u prostoru iza radiologa za vrijeme intervencije.

11.3 Rezultati mjerenja brzine doze

Ukupna lokalna doza za kožu $H_p(0,07)$ na pacijenta i ukupni $H_p(10)$ liječnika ovise i o trajanju prosvjetljavanja. Trajanje prosvjetljavanja za potrebe eksperimenta odabirano je u rasponu od 0,1 do 12 minuta što je srednja vrijednost trajanja prosvjetljavanja za 65 stvarna klinička intervencijska postupka. Vrijeme trajanja stvarnih radioloških intervencija na bolesniku variralo je od 1,2 minute pa do 49,5 minuta (npr. u stvarnosti se događaju i ekstremna prosvjetljavanja u trajanju do 90 minuta).

Kao što je već rečeno, mjerenja su izvedena za dva različita radiološka intervencijska postupka na bolesniku, tj. za prosvjetljavanje abdomena i prosvjetljavanje glave.

Uz prisustvo manekena-fantoma radiologa (slika 11.7.) na njegovoj uobičajenoj radnoj poziciji uz bolesnika (r od cca. 1 m od točke $O(0,0,0)$ i φ od cca. 200° , (slika 11.6.)), s postavljenim zaštitnim sredstvima oko rendgenskog stola (slika 5.5.), provedeno je ukupno 18 mjerenja navedenih u tablici 11.1. AED-i su postavljeni na fantom, u blizinu kućišta rendgenske cijevi, na C luk, na zidove, na zaštitne zastavice i zaštitno staklo te na okomite nosače koji su pomicali po IR dvorani slika 11.7.

Abdomen je volumno⁷² veći sekundarni izvor zračenja pa je FOV za pretragu abdomena veći od FOV-a za pretragu glave. Radi toga je za provedbu ciljanih mjerenja $\dot{H}^*(10)$ raspršenja odabrana pretraga abdomena (redni broj postupka 0 u tablici 11.1. označen plavo), koja je kontrolirano ponovljena 3 puta uz različite položaje 20 AED-a ALARA OD 3 u prostoru IR dvorane (slika 11.8.).

⁷² FOV abdomena · debljina fantoma = $42 * 42 \text{ (cm}^2\text{)} \cdot 4 \text{ (cm)} = \text{Volumen raspršivača}$

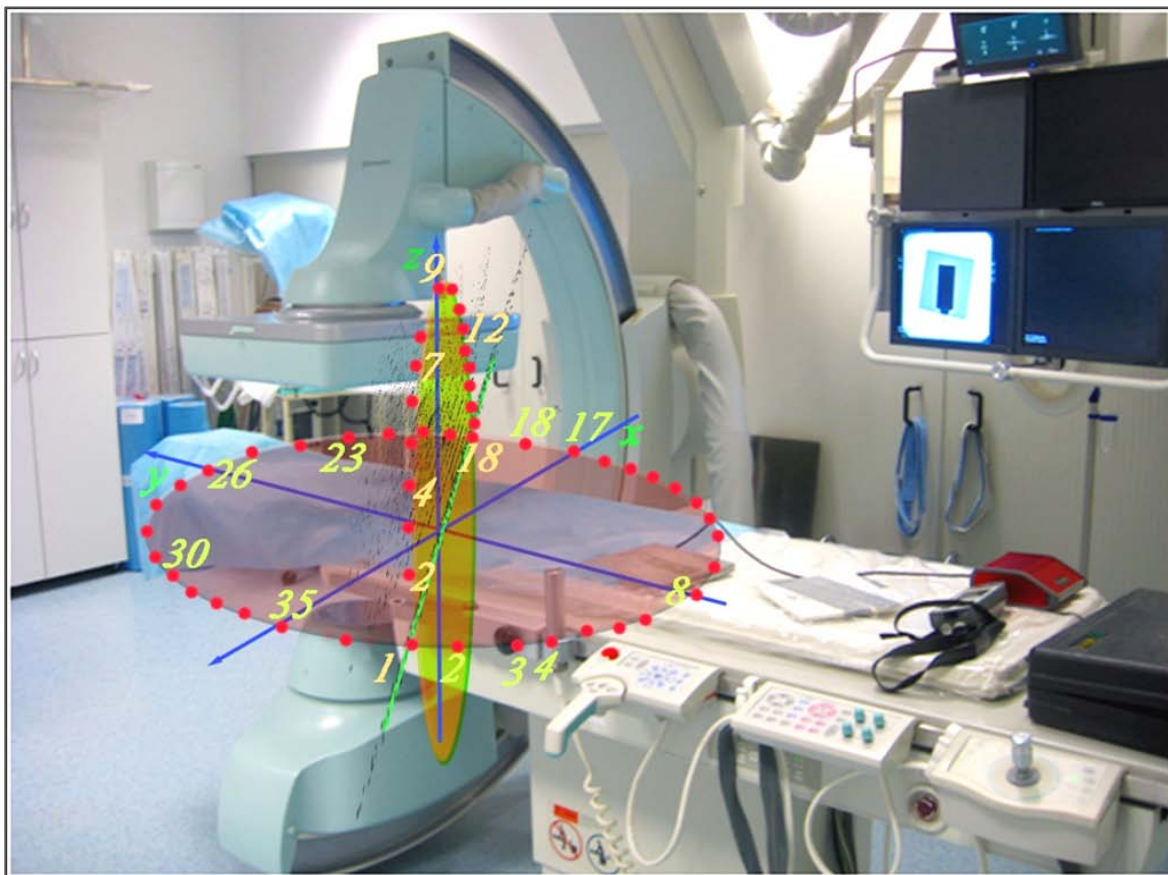


Slika 11.7. Skica mjernih pozicija AED ALARA OD 3 u IR dvorani za 17 IR postupaka navedenih od 1 do 17 u tablici 11.1. AED-i su bili uvijek na istim pozicijama u IR dvorani, u ravnini xy na visini 0,9 m od poda i na raznim pozicijama i visinama. Pozicije AED-a skicirane su zvjezdasto crveno. Za vrijeme mjerenja nisu svi AED-i bili na jednakim udaljenostima od točke $O(0,0,0)$. Maneken – fantom liječnika opremljen je mjernim instrumentima i zaštitnom pregačom prema pravilima struke.

Za prvo mjerenje 20 AED-a postavljeno je u okomitu ravninu xz (na nosačima i mreži) tako da su bile različito udaljene od $O(0,0,0)$, slika 11.8.

Za drugo i treće mjerenje AED-i su bili postavljeni na mjerna mjesta određena polarnim koordinatama modela raspršenja na različite udaljenosti r u xy ravnini s korakom $\varphi = 10^0$ (slike 11.6. i 11.8.). Ukupno je mjereno na:

- 35 pozicija po jednom vodoravnom presjeku, u ravnini xy na visini od 0,9 m od poda IR dvorane i s korakom od 10^0 za φ (slike 11.3, 11.6. i 11.8) i na
- 16 okomitih pozicija u ravnini xz s korakom od 10^0 za θ , na odabranim udaljenostima r od točke $O(0,0,0)$, i za φ od cca. 200^0 (slike 11.3. i 11.6. i 11.8).



Slika 11.8. Skica smjerova mjernih pozicija AED ALARA OD 3 u IR dvorani za tri provedena mjerenja koja u modelu predstavljaju jedan mjerni trenutak i jednu prostornu situaciju raspodjele raspršenog zračenja. Ravnina xy je na visini 0,9 m od poda, položaj xz ravnine je u φ od cca. 200° . Pozicije AED-a skicirane su crvenim točkama i izborom brojeva u smjeru suprotnom od kazaljke na satu. Za vrijeme mjerenja nisu svi AED-i bili na jednakim udaljenostima od točke $O(0,0,0)$.

Mjereći $\dot{H}^*(10)$ AED-i su automatski prelazili iz N u E_A način rada, a njihovi usklađeni satovi bilježili su vrijeme prelaska iz N u E_A način rada te vrijeme trajanja E_A načina rada, što omogućava usporedbu mjerenih rezultata u vremenu.

Na opisani način dobiven je 51 mjerni podatak za $\dot{H}^*(10)$ na različitim udaljenostima r od $O(0,0,0)$ za iste parametre rada rendgenskog uređaja prikazan u tablici 11.2.

Tablica 11.1. i slika 11.9. prikazuju izlaznu $\dot{H}^*(10)_{\text{primarno}}$ primarnog snopa koja ovisi o struji kroz rendgensku cijev (uz približno konstantan napon U) dok promjena drugih parametara rada rendgenskog uređaja značajno ne utiče na $\dot{H}^*(10)$ raspršenog zračenja.

Najveća vrijednost $H^*(10)_{\text{primarno}}$ nakon prolaska kroz aluminijski fantom iznosila je 27,3 mSv/min za pretragu abdomena i 20,1 mSv/min za pretragu glave.

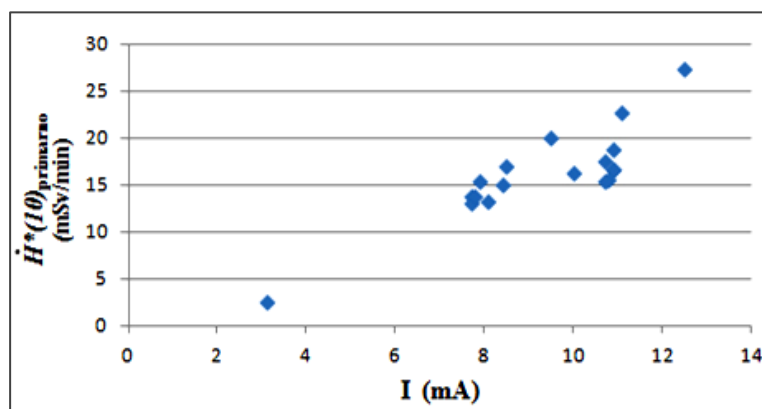
Tablica 11.1. Intervencijski postupci za vrijeme kojih su provedena mjerenja $\dot{H}^*(10)$ u prostoru IR dvorane. Prvi postupak, označen plavo, proveden je 3 puta bez promjene parametara rada rendgenske cijevi, jedino su mijenjane pozicije AED ALARA OD 3 kao što je prikazano na slici 11.8. Ostalih 17 postupaka provedeno je i radi dodatnih mjerenja $\dot{H}^*(10)_{\text{primarno}}$ u središtu raspršenja, a AED-i su uvijek bili na istim pozicijama u IR dvorani kao što je prikazano na slici 11.7.

IR - prosvjetljavanje (Fluo mod) ⁷³ ; fantom: aluminij $d = 4$ cm							
opis IR postupka	FOV* (cm ²)	SID** (cm)	U (V)	I (mA)	trajanje prosvjetljavanja (min)	$\dot{H}^*(10)_{\text{primarno}}$ u izlaznom - primarnom snopu mSv/min	Redni broj IR postupka
PA abdomen*	42·42	116	74	11,1	0,7	22,7	0
			73	10,9	1,3	18,8	1
			73	10,9	1,3	16,7	2
			73	10,9	2,4	16,6	3
			73	10,8	1,8	15,5	4
			73	10,7	7,8	15,3	5
			75	8,1	3,5	13,2	6
			78	12,5	7,3	27,3	7
PA glava**	30·30	95	57	3,1	5,3	2,5	8
			70	10	0,1	16,3	9
			73	10,7	15	17,5	10
			74	7,7	4,4	13,8	11
			74	7,9	9,5	15,3	12
			74	7,7	5,9	13	13
			74	7,8	4,4	13,8	14
			76	8,4	3,1	15,1	15
			76	8,5	3,3	17	16
			80	9,5	7,2	20,1	17

Oznake na dijagnostičkim slikama: * check imi 06, ** check imi 07.

* FOV - engl. Field of View – površina otvora blendi koja se vidi kao rendgenska slika na monitoru.

** SID - engl. Source to Image Distance – udaljenost od fokusa rendgenske cijevi do detektora slike.



Slika 11.9. Izlazna $\dot{H}^*(10)_{\text{primarno}}$ u ovisnosti o struji I kroz rendgensku cijev (uz približno konstantan napon U).

⁷³ (engl. Fluo mod) – oznaka na rendgenskoj slici (monitoru) koja označava način rada, fluoroskopiju – prosvjetljavanje.

11.4 Oblikovanje izodoznih krivulja

Autor doktorskog rada pretpostavlja da je $\dot{H}^*(IO) \approx 1/r^2$, te je stoga

$$\dot{H}^*(IO) = \kappa \frac{f(\theta)g(\varphi)}{r^2}, \quad (11.1.)$$

gdje se $\kappa = \text{const.}$, $f(\theta)$ i $g(\varphi)$ imaju odrediti iz eksperimentalnih podataka.

Mjerni podaci uvrstavaju su u model prostorne raspodjele raspršenog zračenja, tj. u „prostornu matricu“ na onome mjestu gdje je bio AED. Mjesto je određeno polarnim koordinatama modela, φ , θ i r , tj. udaljenostima R od osi primarnog snopa i h od visine rendgenskog stola (slike 11.3. i 11.4.). U tablicu 11.2. unesene su vrijednosti za φ u intervalu od 0^0 do 360^0 s korakom od 10^0 (35 podataka) i za θ u intervalu od -90^0 do 90^0 također s korakom od 10^0 (16 podataka) (slika 11.8.). Vrijednosti za r , od $O(0,0,0)$ do točke mjerenja (proračuna) unesene su do udaljenosti od 2 m s korakom od 0,2 m.

Tablica 11.2. sadrži i izračunate $g(\varphi)$ i $f(\theta)$ te vrijednosti supstitucijskih polinoma šestog stupnja.

Opisanoj mreži točaka (slike 11.4., 11.7. i 11.8.) pridružene su normirane vrijednosti izmjerenih $\dot{H}^*(IO)$, tablica 11.2.

$$\dot{H}^*(IO)_{\text{normi}} = \dot{H}^*(IO) / \dot{H}^*(IO)_{\text{maksimalno}} \quad (11.2.)$$

za svaku mjernu poziciju (slike 11.7. i 11.8.).

U ravnini xy na poziciji AED-a broj 11. (slika 11.7.) koji se nalazio na C-nosaču rendgenske cijevi izmjerena je $\dot{H}^*(IO)_{\text{maksimalno}} = 18,9 \text{ mSv/min.}$

Na slici 11.8. to je pozicija u ravnini xy za $\theta = 0^0$ i φ cca. 80^0 .

Sve izmjerene $\dot{H}^*(IO)$ normirane su na $\dot{H}^*(IO)_{\text{maksimalno}}$, a $g(\varphi)$ i $f(\theta)$ dobivene su rješavanjem jednadžbi:

$$\dot{H}^*(IO)_{\text{normi}}(\varphi) r^2 = \kappa g(\varphi) f(\theta = \text{const.}) \quad (11.3.)$$

$$\dot{H}^*(IO)_{\text{normi}}(\theta) r^2 = \kappa g(\varphi = \text{const.}) f(\theta). \quad (11.4.)$$

Za odabrane $\dot{H}^*(IO)_{\text{normi}}$ izračunat je koeficijent κ .

Utvrđeno je da je koeficijent konstanta iznosa $\kappa \approx 1,8$ te je korištena za oblikovanje modela raspršenja. Za neke druge mjerne podatke i drugačije oblikovan model raspršenja ta, izračunata konstanta bila bi drugačijeg iznosa.

U slijedećem koraku određene su supstitucijske krivulje, polinomi šestog stupnja oblika

$$g_{\text{pol}}(\varphi)f_{\text{pol}}(\theta) = 1,1446^{-7}\varphi^6 - 1,24781^{-5}\varphi^5 + 5,0550^{-4}\varphi^4 - 9,1151^{-3}\varphi^3 + 6,6309^{-2}\varphi^2 - 0,11612\varphi + 0,6801$$

$$g_{\text{pol}}(\varphi)f_{\text{pol}}(\theta) = 3,4383^{-12}\theta^6 + 0,3584^{-10}\theta^5 - 3,8648^{-8}\theta^4 - 0,8474^{-6}\theta^3 + 0,3989^{-4}\theta^2 + 0,5692\theta + 0,6384$$

(11.5.)

Polinomi su upotrebljeni za izračun $\dot{H}^*(10)_{\text{normi}}$ za svaku točku prostora u kojoj nije mjereno.

$$\dot{H}^*(10)_{\text{normi}}(\varphi) r^2 = \kappa g_{\text{pol}}(\varphi)f_{\text{pol}}(\theta=\text{const.}) \quad (11.6.)$$

$$\dot{H}^*(10)_{\text{normi}}(\theta) r^2 = \kappa g_{\text{pol}}(\varphi=\text{const.})f_{\text{pol}}(\theta) \quad (11.7.)$$

U tablici 11.2. prikazani su eksperimentalni podaci.

Stupci označeni s $\dot{H}^*(10)_{\text{normi}}(\varphi)$ i $\dot{H}^*(10)_{\text{normi}}(\theta)$ jesu, prema najvećoj izmjerenoj $\dot{H}^*(10)_{\text{maksimalno}}$, normirane vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ u mSv/min na raznim udaljenostima r od sekundarnog izvora, u smjerovima φ i θ sukcesivno, s korakom od 10^0 , (slika 11.8).

$\dot{H}^*(10)_{\text{normi}}(\varphi)$ i $\dot{H}^*(10)_{\text{normi}}(\theta)$ opisuju izodozne krivulje u ravninama xy i xz .

Stupci s oznakama $\dot{H}^*(10)_{\text{normi}}(\varphi)_{\text{pol}}$ i $\dot{H}^*(10)_{\text{normi}}(\theta)_{\text{pol}}$ u mSv/min sukcesivne su supstitucije izodoznih krivulja polinomima šestog stupnja.

Crvena podloga označava maksimalnu izmjerenu normiranu $\dot{H}^*(10)_{\text{normi}}$ i pripadajuću poziciju AED-a br.18, slika 11.8.

Konačno, vrijednosti izodoznih krivulja u mSv/h dane su sa

$$\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = \kappa \dot{H}^*(10)_{\text{normi}}(\varphi)_{\text{pol}} \dot{H}^*(10)_{\text{normi}}(\theta)_{\text{pol}} / r^2, \quad (11.8.)$$

a konstanta κ je u jedinicama $\text{m}^2/\text{Sv}/\text{h}$.

Za neki drugi model raspršenja izraz (11.8.) bio bi drugačijeg oblika.

Prihvatljivost, tj. prikladnost modela uspoređena je s vrlo šturim literaturnim podacima [Schueler, B.A. i sur., 2006; Adad, M.C.B.T. i sur., 2008; Jurado, D., i sur., 2004; Olea, R.A. 1974] i raspravljena je u 13. poglavlju ovog doktorskog rada.

Tablica 11.2. Izvadak za 51 u eksperimentu izmjerenih podataka $\dot{H}^*(10)$ (od ukupno 4724 podataka) iz matrice podataka modela raspršenja opisanog polarnim koordinatama φ , θ , r položaja rendgenskog uređaja, stola, bolesnika, liječnika i AED-a ALARA OD 3. $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)$ su izmjereni i normirani podaci. $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)_{pol}$ su pomoću polinoma šestog stupnja modelirani podaci i važno ih je izračunati do na vrlo veliku točnost te su radi toga prikazani na 6 decimalnih mjesta.

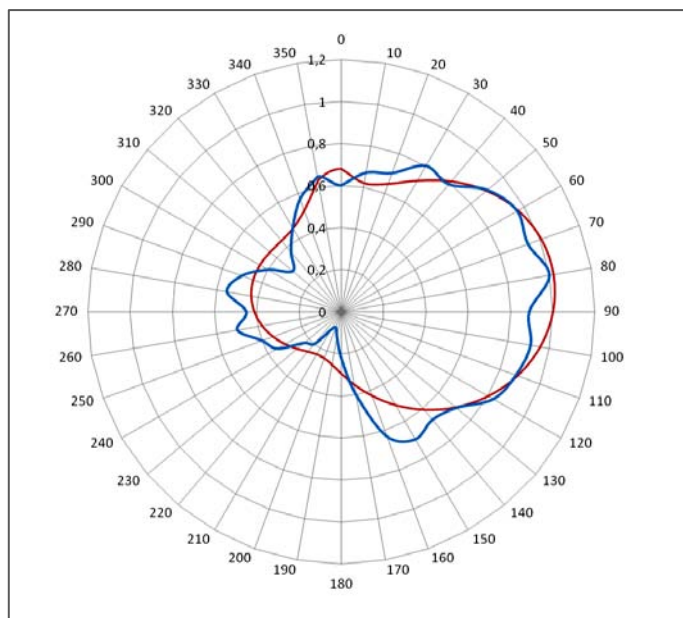
R.br. AED	φ°	$\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)$	$\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)_{pol}$	R.br. AED	θ°	$\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)$	$\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)_{pol}$	r (m)	$1/r^2$
26	0	0,6	0,6801	10	90	0,4	0,3592243	0,2	25
25	10	0,67	0,621667	9	80	0,3	0,3509353	0,4	6,25
24	20	0,7	0,647871	8	70	0,4	0,4784532	0,6	2,7777
23	30	0,8	0,72041	7	60	0,6	0,627894	0,8	1,5625
22	40	0,79	0,810297	6	50	1	0,7401734	1	1
21	50	0,9	0,896569	5	40	0,8	0,7944848	1,2	0,6944
20	60	0,96	0,965081	4	30	0,7	0,7942538	1,4	0,5102
19	70	0,94	1,007374	3	20	0,65	0,7555679	1,6	0,3906
18	80	1	1,019635	2	10	0,6	0,6980821	1,8	0,3086
17	90	0,89	1,001736	1	0	0,7	0,6384	2	0,25
16	100	0,91	0,95635	2	-10	0,6	0,5859298		
15	110	0,88	0,888159	3	-20	0,76	0,5412169		
14	120	0,83	0,803136	4	-30	0,43	0,4967515		
13	130	0,71	0,707917	5	-40	0,43	0,440252		
12	140	0,67	0,609247	6	-50	0,27	0,3604234		
11	150	0,7	0,513514	7	-60	0,18	0,2551925		
10	160	0,63	0,426366	8	-70	0,21	0,142417		
9	170	0,4	0,352409	9	-80	0,15	0,0730719		
8	180	0,22	0,294981	10	-90	0,1	0,1469103		
7	190	0,12	0,256024						
6	200	0,078	0,23602						
5	210	0,1	0,234023						
4	220	0,2	0,247768						
3	230	0,23	0,273861						
2	240	0,35	0,308058						
1	250	0,4	0,345616						
0	260	0,5	0,381736						
35	270	0,45	0,412086						
34	280	0,55	0,4334						
33	290	0,5	0,44417						
32	300	0,4	0,44541						
31	310	0,3	0,441513						
30	320	0,37	0,441178						
29	330	0,46	0,458434						
28	340	0,57	0,513731						
27	350	0,65	0,635125						

Radi vizualizacije opisanog modela raspodjele raspršenog zračenja na slikama 11.10. i 11.11. prikazani su isti eksperimentalni podaci, izodozna krivulja $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)$ koju oblikuju mjerenja u ravnini xy za kut $\theta = 0^0$ (u visini gonada radiologa 0,9 m od poda dvorane (visina stola slika 11.4.)) na pozicijama φ (slika 11.8.) i izodozna krivulja $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)_{pol}$ koju oblikuje supstitucijski polinom šestog stupnja.

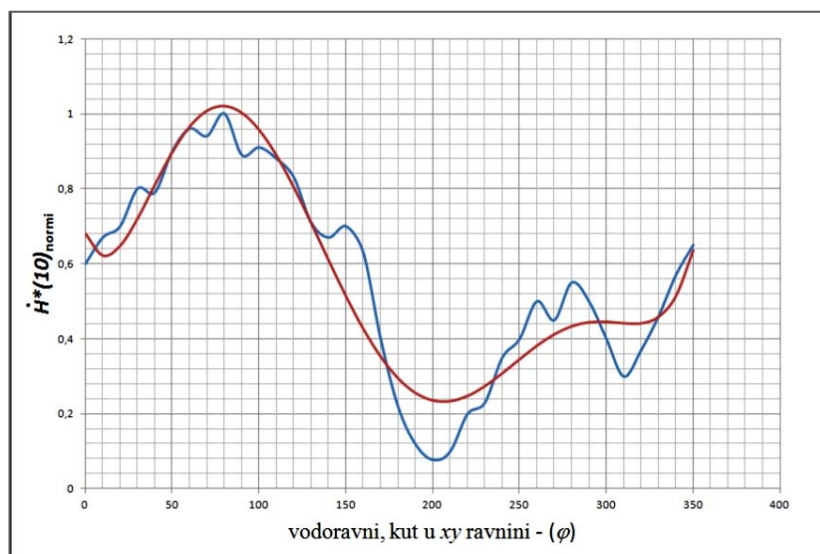
Izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)$ i $\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)_{pol}$, oblikovane supstitucijskim polinomom šestog stupnja u ovisnosti o kutu θ , nalaze se u ravnini xz koja prolazi središtem modela raspršenja na poziciji na kojoj stoji radiolog, tj. prolazi njegovom okomitom osi (slike 11.4., 11.5., 11.6. i 11.7.). Mjereni podaci obrađeni su na isti način kao i za izodozne krivulje u xy ravnini.

Izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)$ i $\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)$ na slikama 11.10., 11.11., 11.12. i 11.13. prikazane su plavom, a krivulje $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)_{pol}$ i $\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)_{pol}$ crvenom bojom te prikazuju jedan statični „snimak“ raspršenja zračenja u prostoru u ovisnosti o udaljenosti r od bolesnika u danom trenutku vremena u IR dvorani.

Slike 11.10 i 11.11. vizualiziraju iste izodozne krivulje u ravnini xy na dva načina prikaza.

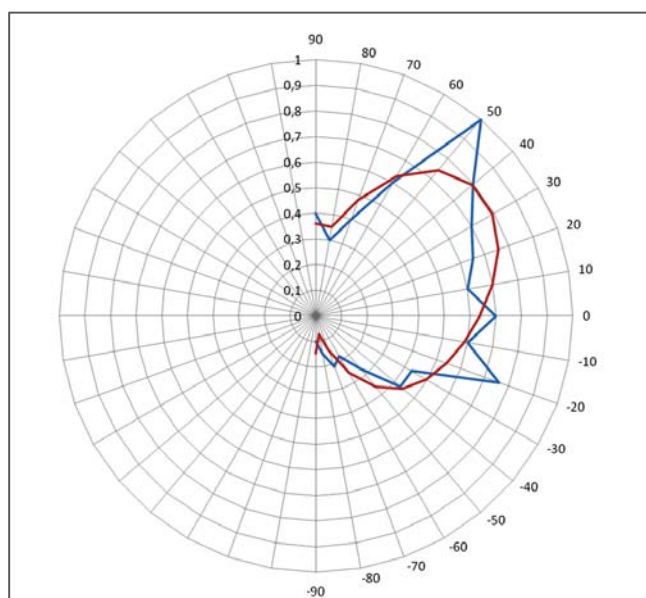


Slika 11.10. Vodoravni presjek za $\theta = 0^0$, xy ravnina, kroz središte raspršenja – bolesnika na visini od 0,9 m od poda IR dvorane. Izodozna krivulja $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)$ za $r = R = 1$ m tj. za poziciju AED-a 11 gdje je izmjerena maksimalna $\dot{H}^*(10)_{maksimum}$ u mSv/min na koju su normirane sve ostale izmjerene vrijednosti. Plava krivulja opisuje izodoznu krivulju $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)$ za $\theta = 0^0$ u xy ravnini temeljem mjerenja. Crvena krivulja opisuje izodoznu krivulju $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)_{pol}$ temeljem supstitucije polinomom šestog stupnja.

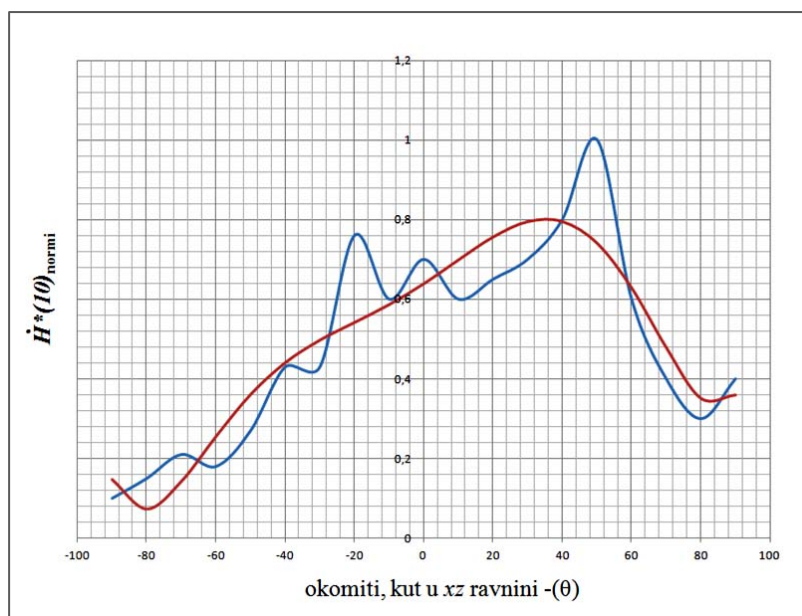


Slika 11.11. Plava krivulja opisuje izodoznu krivulju $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)$ za $\theta = 0^0$ u xy ravnini temeljem mjerenja. Crvena krivulja opisuje izodoznu krivulju $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)_{pol}$ temeljem supstitucije polinomom šestog stupnja. $\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)$ najveća je na poziciji $\varphi = 80^0$ i najmanja na poziciji $\varphi = 200^0$ gdje se iza paravana nalazi radiolog. Na tome je mjestu ujedno i najveća razlika između izmjerenih i polinomom šestog stupnja supstituiranih vrijednosti.

Slike 11.12. i 11.13. vizualiziraju iste izodozne krivulje u ravnini xz , ali na dva načina prikaza.



Slika 11.12. Izodozna krivulja $\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)$ oblikovana je u xz ravnini koja prolazi središtem modela raspršenja $O(0,0,0)$ na poziciji na kojoj stoji radiolog u $\varphi = cca 200^0$, tj. prolazi njegovom okomitom osi (slike 11.4. i 11.6.). Plava krivulja opisuje izodoznu krivulju $\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)$ za $\varphi = 200^0$ u xz ravnini temeljem mjerenja. Crvena krivulja opisuje izodoznu krivulju $\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)_{pol}$ temeljem supstitucije polinomom šestog stupnja.



Slika 11.13. Izodozna krivulja $\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)$ oblikovana je u xz ravnini koja prolazi središtem modela raspršenja $O(0,0,0)$ na poziciji na kojoj stoji radiolog u $\varphi = cca 200^0$, tj. prolazi njegovom okomitom osi (slike 11.4. i 11.6.). Plava krivulja opisuje izodoznu krivulju $\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)$ za $\varphi = 200^0$ u xz ravnini temeljem mjerenja. Crvena krivulja opisuje izodoznu krivulju $\dot{H}^*(10)_{normi}(\theta)_{pol}$ temeljem supstitucije polinomom šestog stupnja. Uočava se da je najveća razlika između vrijednosti na krivuljama u točki neposredno ispod nivoa rendgenskog stola ($\theta = -20^0$) na mjestu gdje su zaštitne zastavice rendgenskog stola, i u točki $\theta = 50^0$ na poziciji AED-a 5 (slika 11.7.), tj. AED-a 2 i 3 na slici 11.8.

Dobivena matrica podataka uvrštena je u računalni program Voxler⁷⁴ čiji su algoritmi korišteni za oblikovanje vizualizacije 2D izodoznih krivulja u ravninama xy i xz te izodoznih ploha u prostoru IR dvorane. Radi bolje vizualizacije „ponašanja“ izodoznih krivulja i ploha raspršenog zračenja u blizini radiologa i zaštitne opreme u 3D vizualizaciju uvrštena je i skica radiologa [Shueler, B. i sur., 2006]⁷⁵ u xz ravnini što je prikazano na slikama 11.14 do 11.22.

Programom za 3D vizualizaciju oblikovana je jedna statična⁷⁶ situacija prostorne raspodjele raspršenog zračenja u IR dvorani. $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ stvarne su vrijednosti u mSv/h izodoznih krivulja opisanih s φ u xy i s θ u xz ravninama sukcesivno.

Izmjerene vrijednosti $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta}$ u točkama prostora IR dvorane i u nekom sljedećem vremenskom trenutku daju drugu statičnu situaciju prostorne raspodjele raspršenog zračenja u tom, drugom, vremenskom trenutku koja nužno i ne mora biti slična prethodnoj.

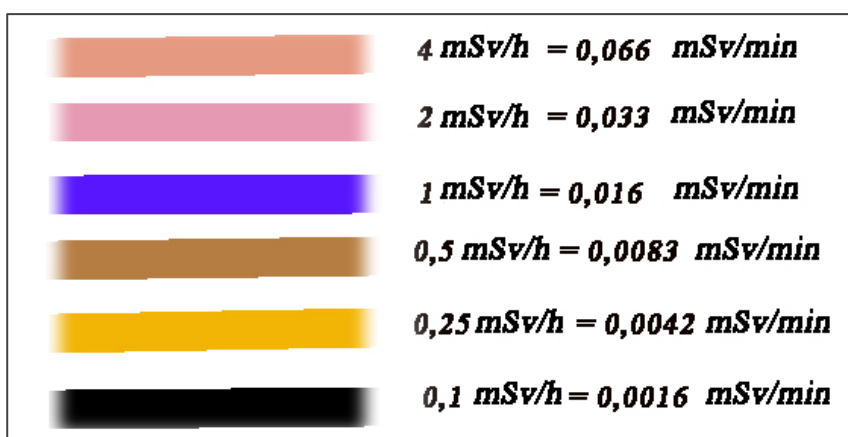
⁷⁴ Golden Software, Inc.: Voxler ver.2.1.935(32-bit), 2010,: 3D - volumna vizualizacija.

⁷⁵ Osobna prepiska – dozvola za edukacijski prikaz skice radiologa i bolesnika za vrijeme provođenja IR intervencije.

⁷⁶ Prostorna raspodjela raspršenog zračenja „zamrznuta“ u jednom vremenskom trenutku.

S obzirom na navedeno, autor ovog doktorskog rada smatra prijeko potrebnim raspraviti moguće ponašanje raspršenog zračenja tijekom cijelog trajanja IR postupka na bolesniku, tj. za svaki trenutak kada radiolog pritisne papučicu za uključenje zračenja rendgenskog uređaja i kad AEPD-i počnu mjeriti u E_A načinu rada što je prikazano u 12. poglavlju ovog doktorskog rada u kojem se raspravljaju rezultati vremenske raspodjele raspršenog zračenja.

Za sve slike koje slijede, a na kojima su prikazane izodozne krivulje, vrijedi legenda boja i pridruženih izmjerenih i modelom proračunatih, ali ne i normiranih vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ u mSv/h (prikazana na slici 11.14.).



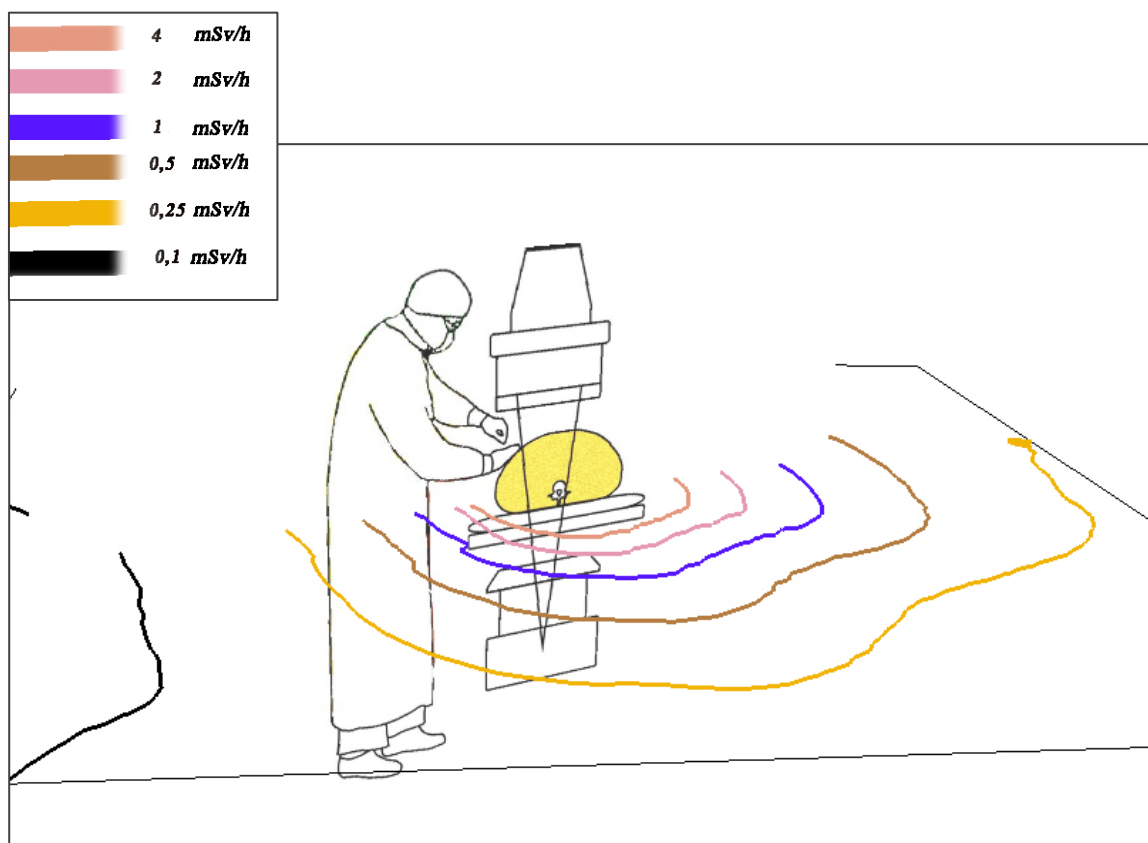
Slika 11.14. Legenda boja izodoznih krivulja i ploha i pridruženih izmjerenih vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ u mSv/h.

Slika 11.15. prikazuje izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)_\varphi$ u xy ravnini za $\theta = 0^0$ i na visini $h = 0$ od točke $O(0,0,0)$ te skicu radiologa u radnoj poziciji uz bolesnika, rendgenski stol, cijev i detektor slike.

Slike 11.16. prikazuju niz izodoznih krivulja u xy ravnini za $\theta = 0^0$ s pripadajućim visinama h od točke $O(0,0,0)$.

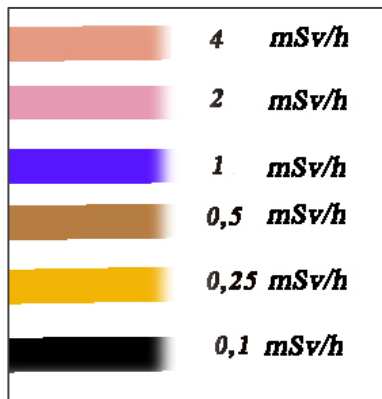
Slika 11.17. prikazuje okomite izodozne krivulje u xz ravnini na poziciji $\varphi = 200^0$, tj. ravninu koja prolazi okomitom osi radiologa (vidi slike 11.6. i 11.9.).

Slika 11.18. prikazuje okomite izodozne krivulje u xz ravnini na poziciji $\varphi = 200^0$, tj. ravninu koja prolazi okomitom osi radiologa i skicu radiologa, bolesnika, rendgenske cijevi, stola i detektora slike.

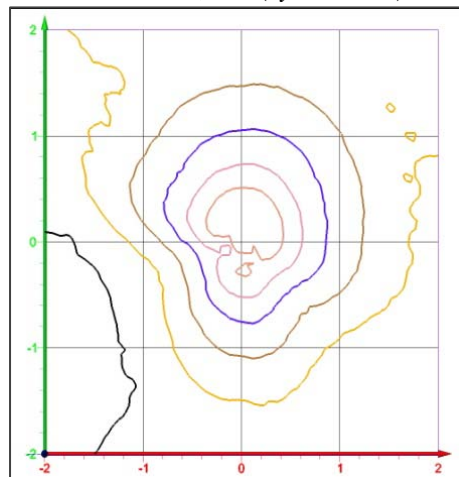


Slika 11.15. Prikaz xy ravnine na visini $h = 0$ od točke $O(0,0,0)$ za $\theta = 0^0$ i pripadajućih izodoznih krivulja $\dot{H}^*(10)_\varphi$ u mSv/h sa skicom radiologa na poziciji $\varphi = 200^0$, bolesnika i rendgenske cijevi i stola. Skica liječnika unutar 3D prikaza; Izvor [Shueler, B. A. i sur., 2006].

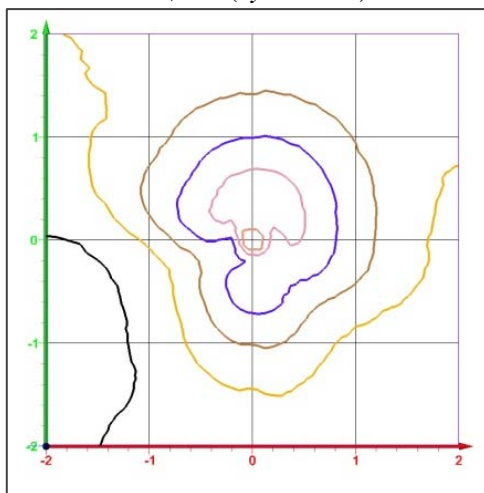
Legenda: izodozne vrijednosti $\dot{H}^*(10)_\phi$



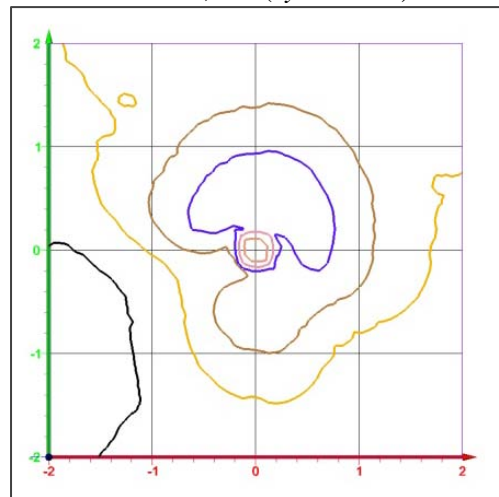
$h = 0,2$ m (xy ravnina)



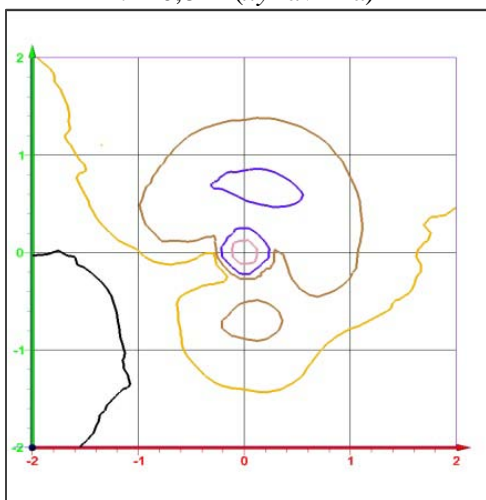
$h = 0,4$ m (xy ravnina)



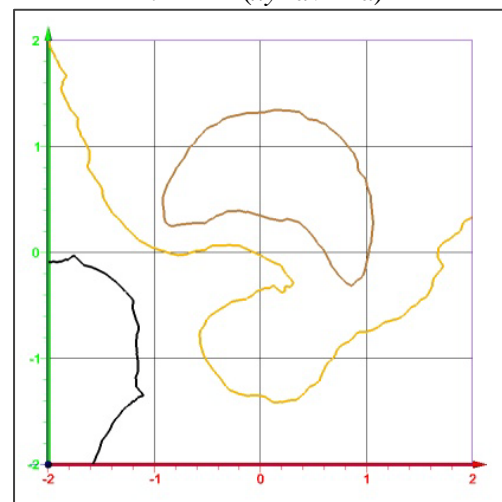
$h = 0,6$ m (xy ravnina)



$h = 0,8$ m (xy ravnina)

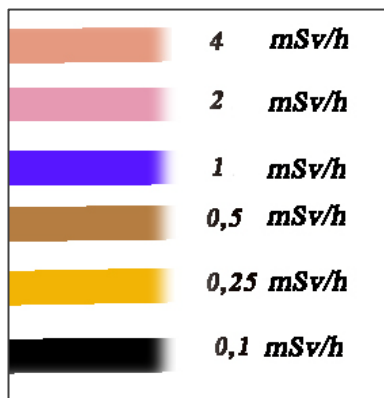


$h = 1$ m (xy ravnina)

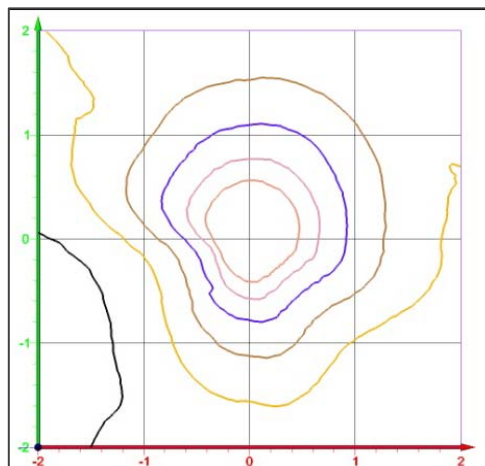


Slika 11.16. a) Niz od prvih 5 prikaza u ravnini xy na različitim visinama h od rendgenskog stola.

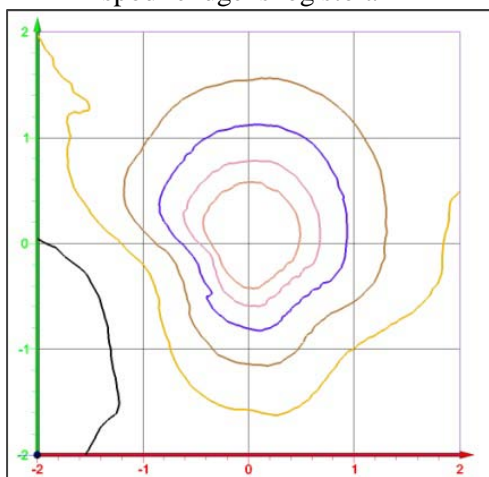
Legenda: izodozne vrijednosti $\dot{H}^*(10)_\phi$



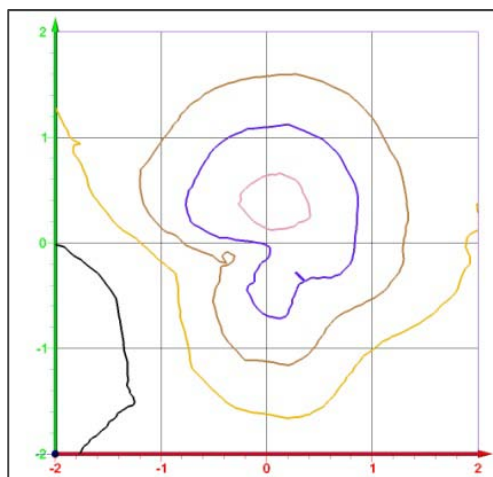
$h = 0$ m (xy ravnina)



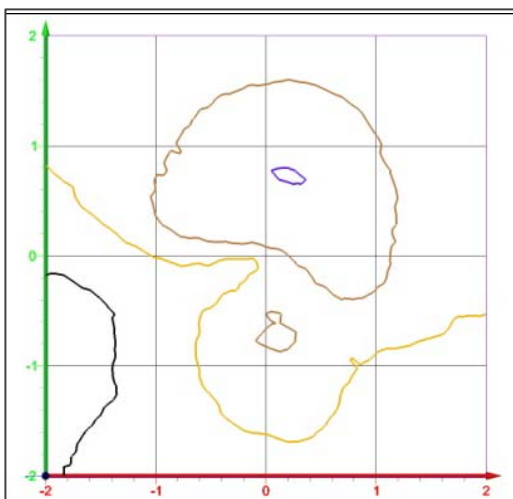
$h = -0,2$ m (xy ravnina);
ispod rendgenskog stola



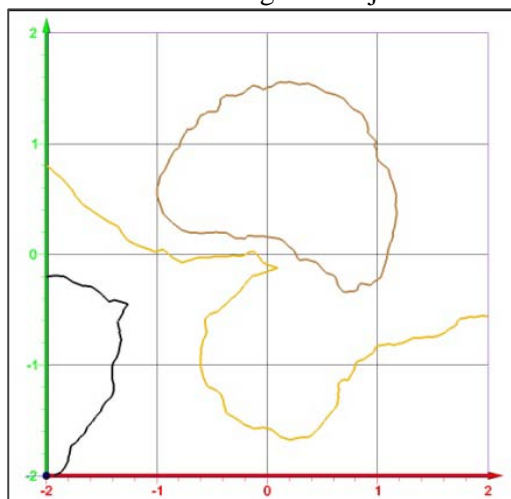
$h = -0,6$ m (xy ravnina)



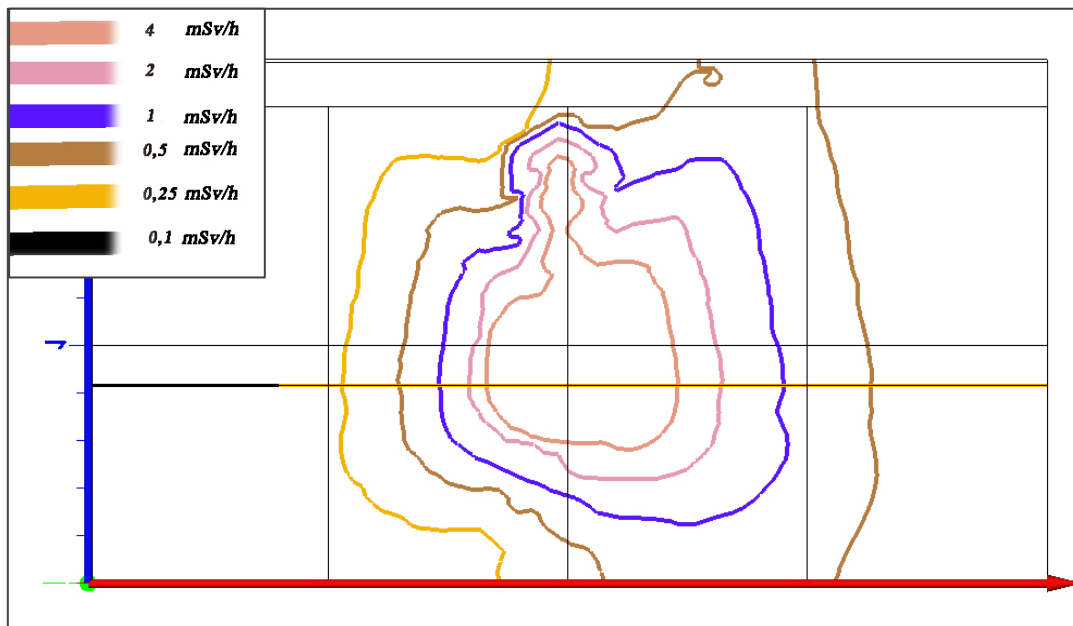
$h = -0,8$ m (xy ravnina)



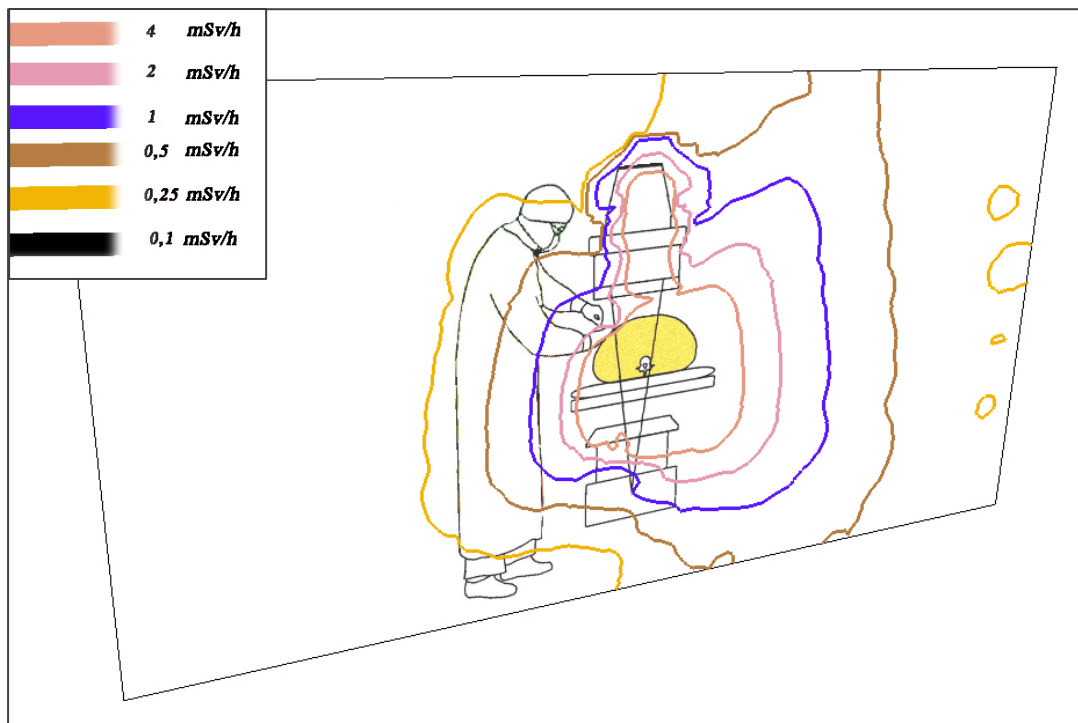
$h = -0,95$ m (xy ravnina);
visina rendgenske cijevi



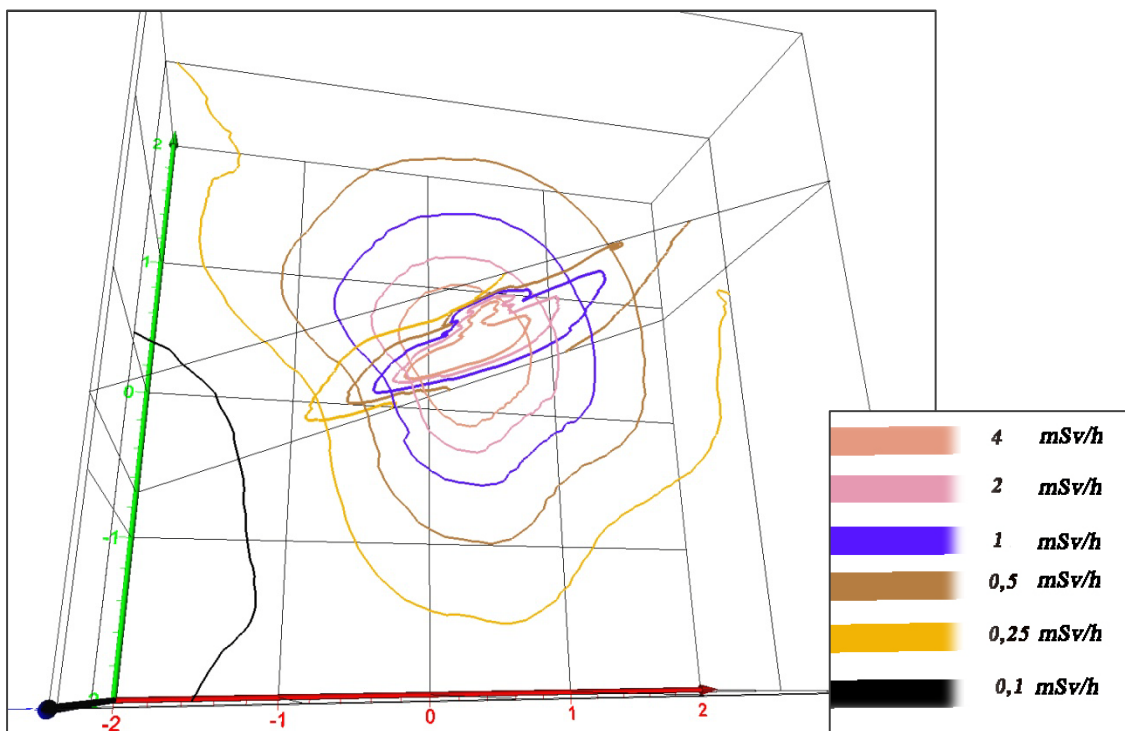
Slika 11.17. b) Niz od drugih 5 prikaza u ravnini xy na različitim visinama h od rendgenskog stola, tj. od točke $O(0,0,0)$ za $\theta = 0^\circ$ i pripadajućih izodoznih krivulja $\dot{H}^*(10)_\phi$ u mSv/h za svaki prikaz ravnine.



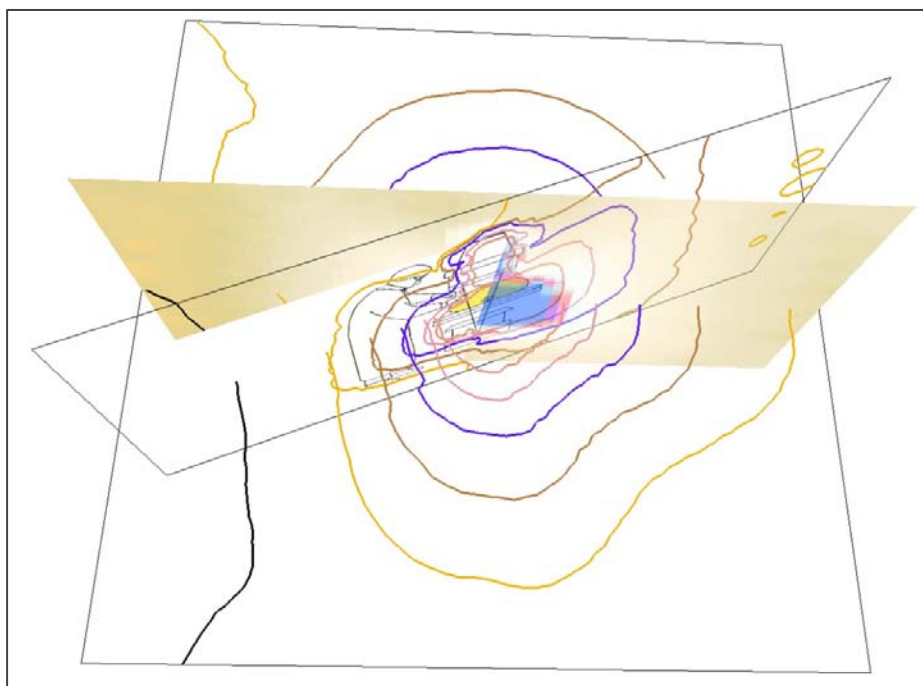
Slika 11.18. Okomite izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)_\theta$ u mSv/h u xz ravnini na poziciji $\varphi = 200^\circ$, tj. ravnina koja prolazi okomitom osi radiologa.



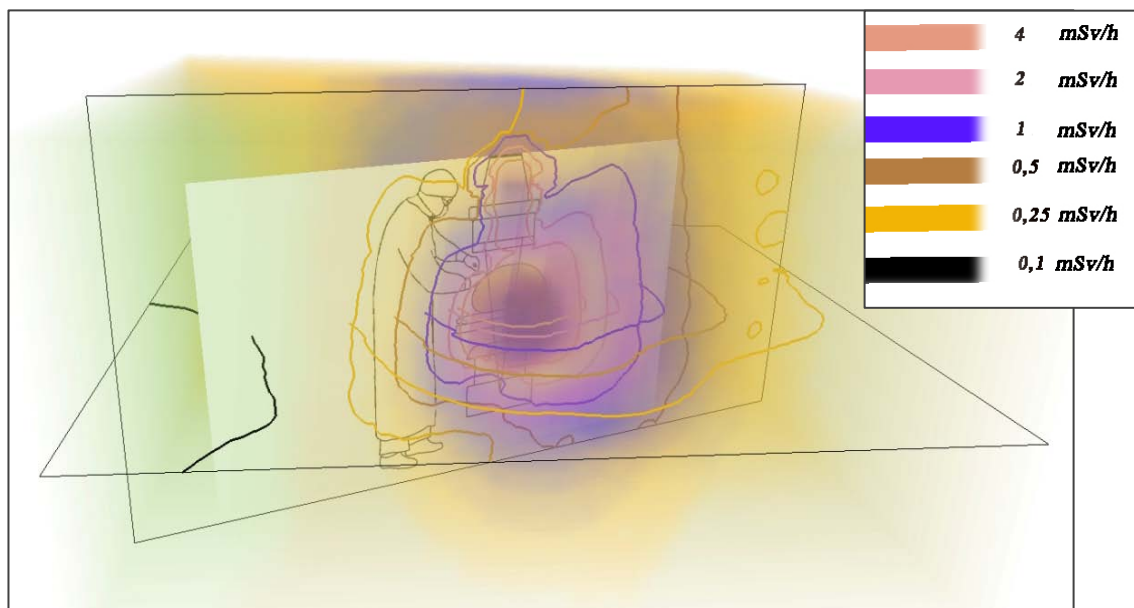
Slika 11.19. Okomite izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)_\theta$ u mSv/h u xz ravnini na poziciji $\varphi = 200^\circ$, tj. ravnina koja prolazi okomitom osi radiologa i na njoj i skica radiologa, bolesnika, rendgenske cijevi i stola. Skica liječnika unutar 3D prikaza; Izvor [Shueler, B. A. i sur., 2006].



Slika 11.20. Okomite izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)_\theta$ u mSv/h u xz ravnini na poziciji $\varphi = 200^\circ$, tj. ravnina koja prolazi okomitom osi radiologa i xy ravnina na visini $h = 0$ od od točke $O(0,0,0)$ s pripadajućim vodoravnim $\dot{H}^*(10)_\theta$ izodoznim krivuljama za $\theta = 0^\circ$.



Slika 11.21. Okomite izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)_\theta$ u mSv/h u xz ravnini na poziciji $\varphi = 200^\circ$, tj. ravnina koja prolazi okomitom osi radiologa i na njoj skica radiologa, bolesnika, rendgenske cijevi i stola te xy ravnina na visini $h = 0$ od od točke $O(0,0,0)$ s pripadajućim vodoravnim izodoznim $\dot{H}^*(10)_\theta$ i krivuljama za $\theta = 0^\circ$. Naznačena je i xz ravnina koja prolazi centralnom osi C-luka rendgenskog uređaja. *Skica liječnika unutar 3D prikaza; Izvor [Shueler, B. A. i sur., 2006].*



Slika 11.22. Okomite izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)_\theta$ u mSv/h u xz ravnini na poziciji $\varphi = 200^\circ$, tj. ravnina koja prolazi okomitom osi radiologa i na njoj skica radiologa, bolesnika, rendgenske cijevi i stola i xy ravnina na visini $h = 0$ od od točke $O(0,0,0)$ s pripadajućim vodoravnim $\dot{H}^*(10)_\varphi$ izodoznim krivuljama za $\theta = 0^\circ$. Naznačena je xz ravnina koja prolazi centralnom osi C-luka rendgena. Slika je ista kao i 11.18. uz ilustrativni vizualni dodatak procjenjenih izodoznih volumnih ploha. Skica liječnika unutar 3D prikaza; Izvor [Shueler, B. A. i sur., 2006].

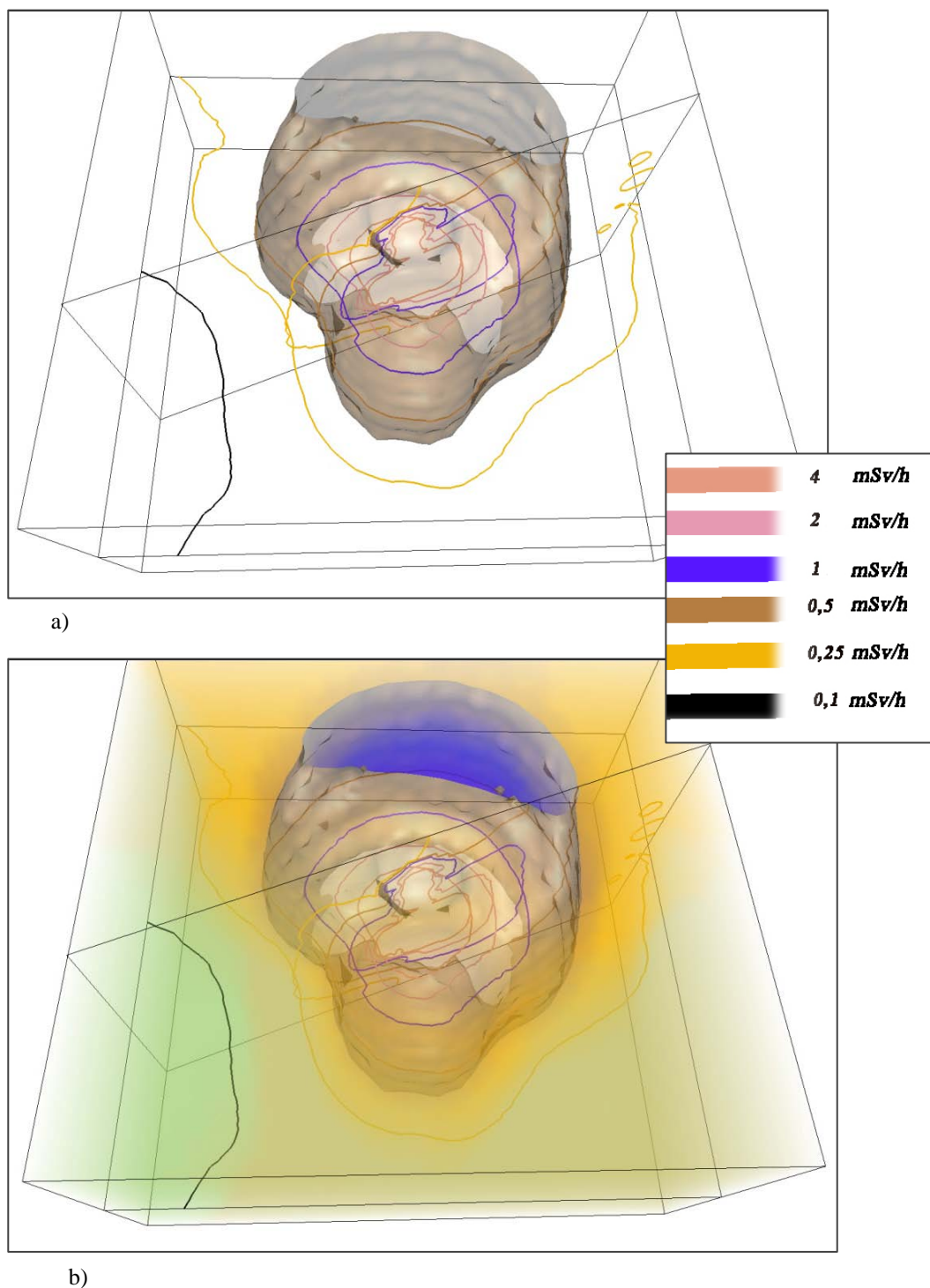
Slike 11.19., 11.20. i 11.21. prikazuju vodoravne, u ravnini xy za $\theta = 0^\circ$, i okomite izodozne krivulje u ravnini xz na poziciji $\varphi = 200^\circ$, tj. ravninu koja prolazi okomitom osi radiologa. Prikazuju skicu radiologa, bolesnika, rendgenske cijevi, stola i detektora slike, te vizualizaciju prostorne izodozne situacije (izodozne plohe) za jedan statični trenutak raspršenja zračenja u IR dvorani.

Slika 11.22. je 3D vizualizacija izodozne plohe $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ raspršenog rendgenskog zračenja u jednom statičnom trenutku vremena.

Kao što je već rečeno, u sljedećem trenutku ta se 3D raspodjela mijenja, no izmjerene $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ pokazuju da se za navedeni statični trenutak radi o raspršenju niskih i vrlo niskih brzina doza u intervalu od 0,1 mSv/h do 5 mSv/h.

To znači da će i vremenska raspodjela opisivati promjene $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ u istom intervalu veličina.

Ukupna $H^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ za zadanu točku prostora i $H_p(10)$ za radiologa dobit će se integracijom u vremenu. Izračun E za radiologa nije tema ovog doktorskog rada ali se radi sustavnosti rasprave rezultata u 13. poglavlju prikazuje jednostavna procjena $H_p(10)$.



Slika 11.23. Vizualizacija 3D raspršenog rendgenskog zračenja u IR dvorani u jednom trenutku vremena za parametre rada rendgenskog uređaja: 75 keV, max 11 mA, prosvjetljavanje.
a) 0,5 mSv/h vodoravne i okomite izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)$ oblikuju plohu izvan koje je $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ manja od 0,5 mSv/h što je uputa radiologu kuda se treba kretati u prostoru.
b) ploha oblikovana izodoznim krivuljama 0,5 mSv/h i volumna vizualizacija raspršenja.

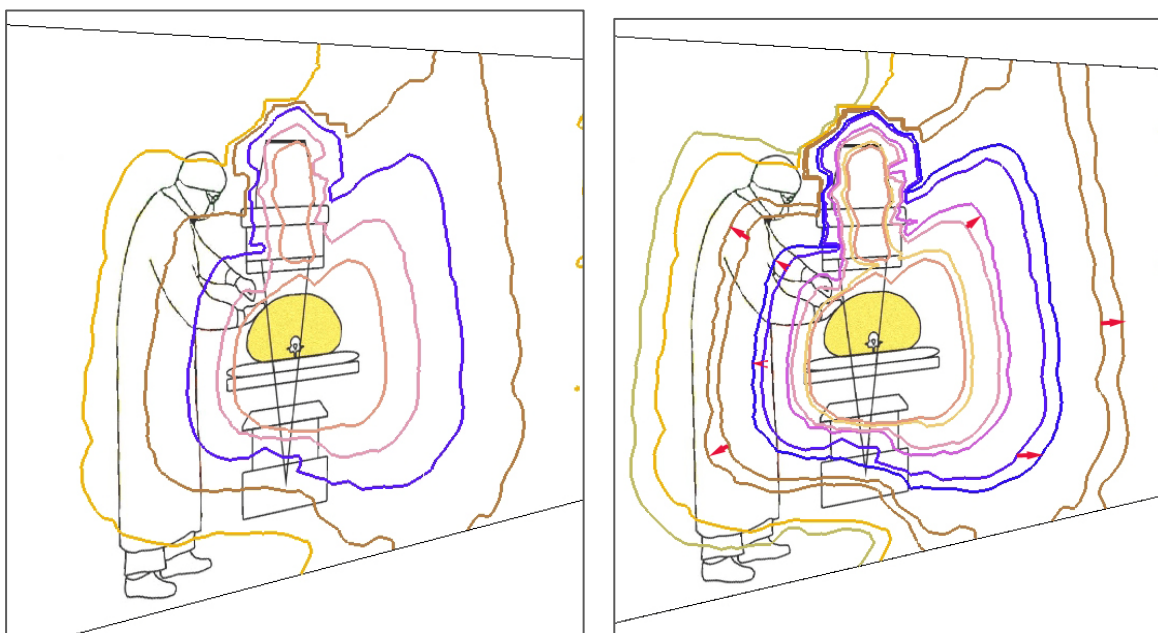
Interval vrijednosti $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ ovisi o parametrima rada rendgenskog uređaja, debljini bolesnika, vrsti IR pretrage, trajanju prosvjetljavanja, vremenskom frakcioniranju prosvjetljavanja, obliku i rasporedu zaštitnih sredstava, umješnosti liječnika specijaliste, broju

djelatnika u timu itd. Iskustveno je za očekivati da $\dot{H}^*(10)_{\varphi, \theta, r}$ raspršenog rendgenskog zračenja za neku drugu IR situaciju neće biti veći od 100 mSv/h što je još uvijek područje niskih doza

O vremenskom obrascu ozračivanja bolesnika i ponašanja raspršenog rendgenskog zračenja može se raspravljati temeljem mjernih rezultata AED-a ALARA OD 3, a to je prikazano u 12. poglavlju ovog doktorskog rada.

11.4.1 Ponašanje izodoznih krivulja u ovisnosti o promjeni konstante κ

Konstanta κ za odabrani model raspršenja predstavlja osnovni parametar. Ako se promjeni κ oblik izodoznih krivulja će se promijeniti ovisno o preprekama u prostoru (zaštitni paravani) ali ne značajno. Sigurno će se promijeni udaljenost izodoznih krivulja iste vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ od $O(0,0,0)$.



Slika 11.24. Vizualizacija 3D raspršenog rendgenskog zračenja u IR dvorani u jednom statičnom trenutku vremena za parametre rada rendgenskog uređaja: 75 keV, max 11 mA, prosvjetljavanje.

a) okomite izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)$.

b) okomite izodozne krivulje $\dot{H}^*(10)$ za neki drugi, veći κ .

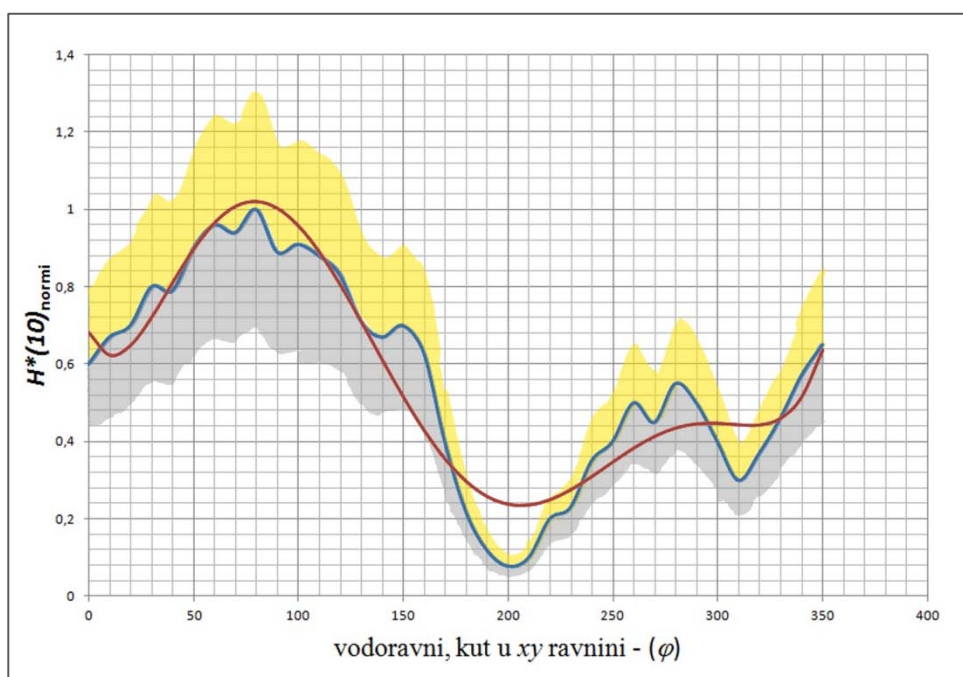
Skice liječnika unutar 3D prikaza; Izvor [Shueler, B. A. i sur., 2006].

Za veći κ izodozne krivulje se pomiču prema većim r . To znači da su djelatnik i cijeli intervencijski tim u polju raspršenog rendgenskog zračenja veće $\dot{H}^*(10)$ što konačno znači i veći $H_p(10)$ svakog pojedinca za isto vrijeme boravka u IR dvorani za vrijeme intervencije.

Radi vizualizacije izrečenog prikazuje se primjer u kojem je za κ odabran iznos veći od 1,8 (slika 11.23. b)) na kojem se jasno vidi pomak izodoznih krivulja. Ne raspravlja se zašto je κ veći tj. koja sastavnica modela raspršenja svojom promjenom utječe na povećanje, nego se navedenim primjerom pokazuje osobina koeficijenta koja jasno upućuju na potrebu i sadržaj optimizacije zaštite od zračenja u IR dvoranama.

11.4.2 Provjera valjanosti i vizualizacija odstupanja izmjerenih podataka i modela raspršenja

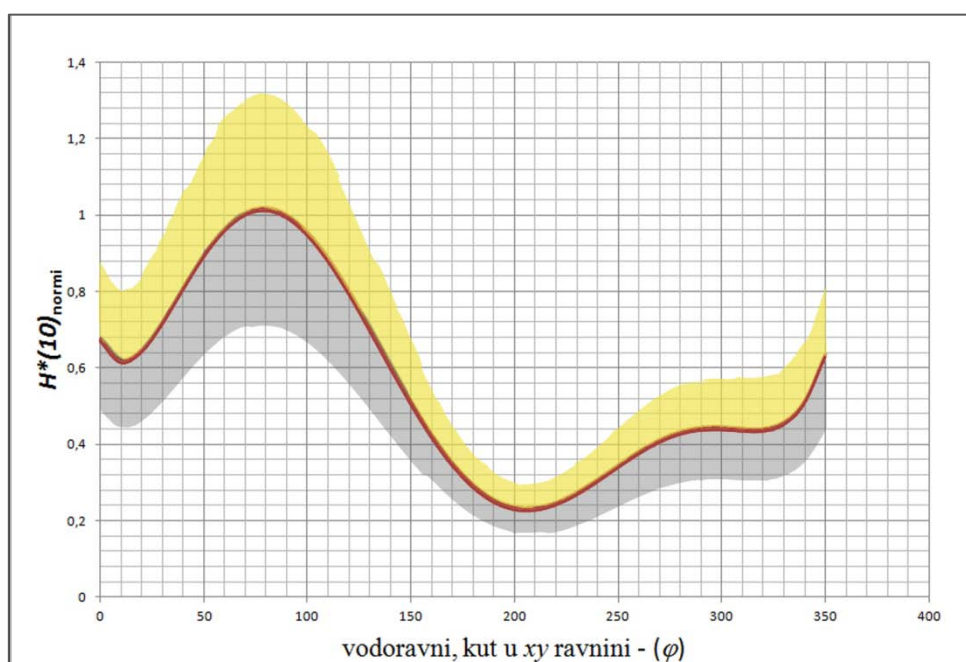
Na slikama 11.10. do 11.13. vidi se da se supstitucijski polinomi i izodozne krivulje (mjerni podaci) ne preklapaju u potpunosti. Jednom je vrijednost krivulje mjernih vrijednosti veća, drugi puta supstitucijskih polinoma. Potrebno je odrediti odstupaju li izmjereni podaci uopće i koliko od predloženog modela raspršenja.



Slika 11.25. Primjer vizualizacije kada bi mjerna pouzdanost AED-a za mjerenja u IR dvorani bila $\pm 30\%$. Plavom krivuljom prikazani su diskretni mjerni podaci (slika 11.11.). Crvena krivulja je supstitucijski polinom šestog stupnja (slika 11.11.). Žuto je prikazano područje pozitivnog odstupanja od mjerenih podataka (moguća teoretska pogreška mjerenja veća od 30% - precjenjivanje $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$). Sivo su prikazana područja negativnog odstupanja (moguća teoretska pogreška mjerenja opet je veća od 30%, ali je negativna, tj. u području podcjenjivanja $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$). U modelu raspršenja veličina odabrane granice za mjernu pouzdanost (teoretsku pogrešku) ovisi o čitavom nizu čimbenika koji utječu na raspršenje u točki prostora u danom trenutku.

Prikaz moguće mjerne pouzdanosti (teoretske pogreške) mjerenja prikazan je na slici 11.24.

$\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ izmjerena je do na točnost mjernog instrumenta (pouzdanost) koja se iskazuje u umjernici AED-a ALARA OD 3. Normiranjem opisanim u 11. poglavlju ta se pogreška izgubi pa je važno utvrditi prihvatljivo odstupanje mjerenih podataka i predloženog modela raspršenja oblikovanog supstitucijskim polinomima šestog stupnja, a da model još uvijek bude validan. Slika 11.25. prikazuje jedan supstitucijski polinom šestog stupnja u ovisnosti o φ , žuto područje od + 30 % (precjenjivanje $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ i sivo područje od – 30% (podcjenjivanje $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$) koja je autor doktorskog rada zadao kao područja prihvatljivog maksimalnog odstupanja mjerene $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ i modela.

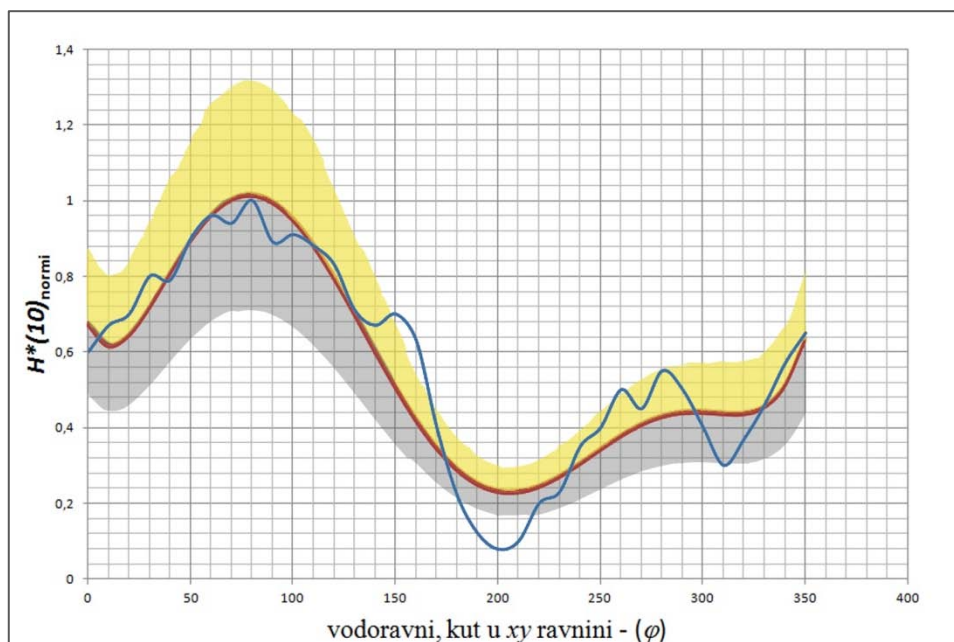


Slika 11.26. Primjer vizualizacije modela prikazanog jednim supstitucijskim polinomom šestog stupnja u ovisnosti o φ (crveno) i područjem prihvatljivog odstupanja $\pm 30\%$ oko njega u koje bi morali ući svi mjereni podaci za $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$. Žuto je prikazano područje pozitivnog odstupanja od mjerenih podataka (moguće precjenjivanje $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$). Sivo su prikazana područja negativnog odstupanja od mjerenih podataka (moguće podcjenjivanje $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$).

Kada se na grafu sa slike 11.25. prikažu i mjereni podaci $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ u ovisnosti o φ (plava krivulja) dobije se cjelovit prikaz vizualizacije prihvatljivog ($\pm 30\%$) odstupanja modela prikazanog jednim supstitucijskim polinomom šestog stupnja i mjerenih podataka (slika 11.26).

Na slici 11.26. vidljivo je da se mjereni podaci vrlo dobro uklapaju u model.

Model je validan.



Slika 11.27. Primjer vizualizacije modela prikazanog jednim supstitucijskim polinomom šestog stupnja u ovisnosti o φ (crveno) i područjem prihvatljivog odstupanja $\pm 30\%$ oko njega u koje bi morali ući svi mjerni podaci za $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$. Žuto je prikazano područje pozitivnog odstupanja od mjerenih podataka (moguće precjenjivanje $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$). Sivo su prikazana područja negativnog odstupanja od mjerenih podataka (moguće podcjenjivanje $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$). Plavo su prikazani mjerni podaci koji se vrlo dobro uklapaju u model.

$\dot{H}^*(10)_{normi}(\varphi)$ je za $\theta = 0$ najveća na poziciji $\varphi = 80^\circ$ i najmanja na poziciji $\varphi = 200^\circ$ gdje se iza paravana nalazi radiolog što je jasno vidljivo na slici 11.26. Na tome je mjestu ujedno i najveća razlika između izmjerenih i polinomom šestog stupnja supstituiranih vrijednosti što se također jasno vidi. Jedino na tome mjestu mjerni podaci izlaze iz područja validnosti modela i puno su nižih vrijednosti $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ nego što predviđa model što je sa stajališta zaštite od zračenja vrlo značajna činjenica. To znači da će model prikazan u ovom doktorskom radu uvijek precijeniti stvarnu $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ raspršenog rendgenskog zračenja koje se probija kroz zaštitnu opremu rendgenskog uređaja do djelatnika.

S obzirom na navedene činjenice autor ovog doktorskog rada tvrdi da je prikazani model raspršenja rendgenskog zračenja u IR dvorani određen mjerenjima $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ prihvatljiv i za procjenu E i $H_p(10)$ za djelatnike te ga shodno tome valja koristiti za potrebe provedbe zaštite od zračenja u intervencijskoj radiologiji i kardiologiji.

Slike 11.12. i 11.13. prikazuju θ ovisnost supstitucijskog polinoma šestog stupnja i mjerene podatke. Najveća razlika između vrijednosti na krivuljama ovisnima o θ u ravnini xz uočava se u mjernoj točki neposredno ispod razine rendgenskog stola ($\theta = -20^\circ$), tj. na mjestu gdje su zaštitne zavjesice od olovne gume rendgenskog stola i u točki $\theta = 50^\circ$ na poziciji

AED-a rednog broja 5 slika 11.7. tj. AED-a rednog broja 2 i rednog broja 3 na slici 11.8. To su mjesta uz IR rendgenski uređaj koja su već privukla istraživački interes [Whitby, M., Martin, C.J., 2003]

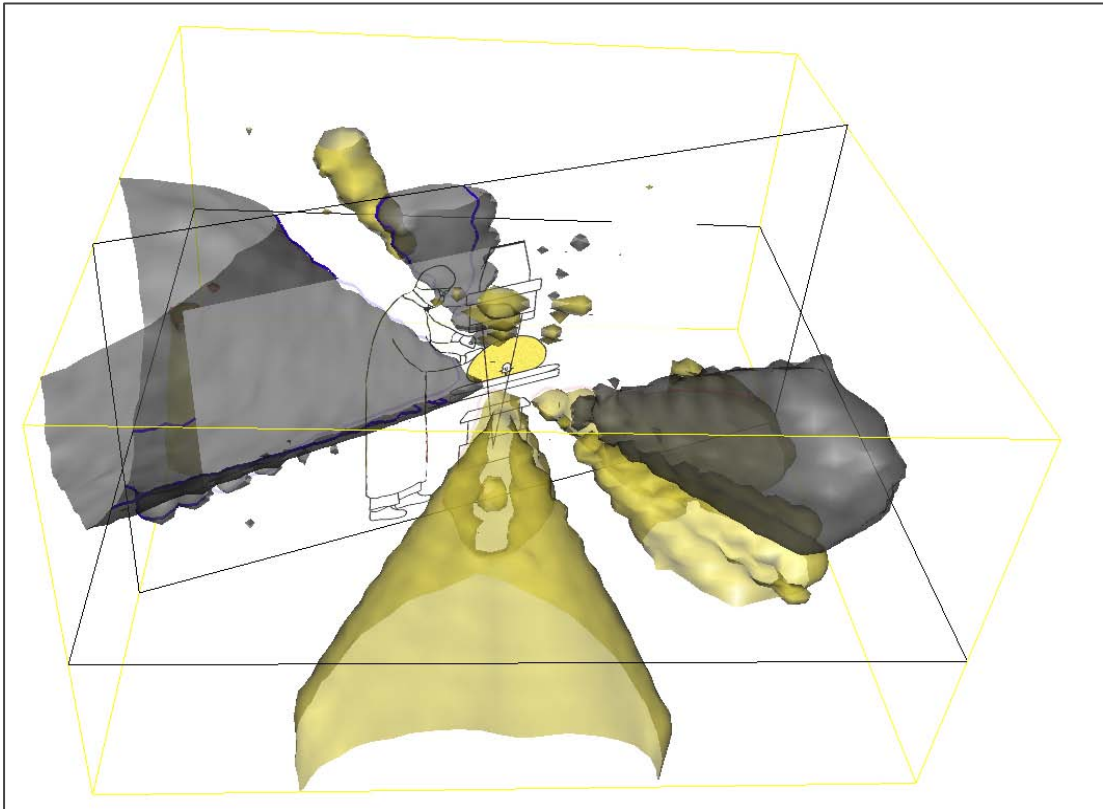
Autor ovog doktorskog rada odlučio je prikazati opisana odstupanja (prihvatljivost) 3 D vizualizacijom prostora u IR dvorani u čijem dijelu je moguće očekivati precjenjivanje i/ili podcjenjivanje $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$.

Prostorna vizualizacija odstupanja pojašnjena na slikama 11.25 i 11.26. prikazana je u 3D na slici 11.27. Kad je vrijednost supstitucijskog polinoma manja od mjerenih vrijednosti to se smatralo pozitivnim odstupanjem (+30%), tj. modelirane vrijednosti $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ su podcijenjene (žuto na slici 11.27.). Kad je vrijednost polinoma veća od mjerenih vrijednosti, to se smatra negativnim odstupanjem (-30%), tj. model pokazuje veću $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ nego što je u stvarnosti. To je na slici 11.27. prikazano kao sivo područje.

Posebno je važan rezultat da siva zona, zona precjenjivanja $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ obuhvaća i radnu poziciju radiologa ($\varphi = 200^\circ$ u xy ravnini) gdje je mjereno uz prisutnost zaštitnih paravana.

Činjenica da model precjenjuje $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ raspršenog rendgenskog zračenja na tom mjestu u IR dvorani ohrabrujuća je. Naime sa stajališta zaštite od zračenja uvijek je bolje neznatno precijeniti moguću očekivanu izloženost djelatnika nego ju podcijeniti.

3D vizualizacija modela raspršenja na slici 11.27. u ostatku prostora IR dvorane pokazuje odstupanja značajno manja od odabranih granica od $\pm 30\%$ što je prihvatljivo. U modelu se granice prihvatljivog odstupanja mogu proizvoljno odabrati i raspraviti. Autor ovog doktorskog rada odabrao je maksimalnu granicu od $\pm 30\%$ jer je to vrijednost uobičajena i/ili najčešće citirana u literaturi o niskim i vrlo niskim dozama i provedbi zaštite od zračenja.



Slika 11.28. 3D vizualizacija prihvatljivog odstupanja raspršenog rendgenskog zračenja u IR dvorani od modela. Prikazano je područje podcjenjene $\dot{H}^*(10)_{\varphi, \theta, r}$ od (+ 30%; žuto) i precjenjene $\dot{H}^*(10)_{\varphi, \theta, r}$ (-30 %; sivo) u jednom statičnom trenutku. U ostatku prostora IR dvorane mjerenja su unutar stvarnih vrijednosti jer ne postoje smetnje od zaštitne opreme. U modelu se granice prihvatljivog odstupanja mogu proizvoljno odabrati. *Skica liječnika unutar 3D prikaza; Izvor [Shueler, B. A. i sur., 2006].*

12. VREMENSKA IZLOŽENOST RASPRŠENOM RENDGENSKOM ZRAČENJU VRLO NISKIH DOZA U INTERVENCIJSKOJ DVORANI

Diskretne, statične situacije prostorne raspodjele raspršenog zračenja u danom vremenskom slijedu trajanja IR postupka, oblikuju i vremenski opis „ponašanja“ raspršenog zračenja. Niz takvih statičnih prostornih raspodjela ukupnog trajanja, koliko traje i prosvjetljavanje bolesnika u IR postupku, u potpunosti opisuje prostorno-vremensku raspodjelu raspršenog rendgenskog zračenja unutar IR dvorane. Za vrijeme trajanja jednog intervencijskog postupka moguće je oblikovanje više grupa prostorno-vremenskih raspodjela zato jer radiolog prosvjetljava bolesnika po zadanom protokolu uključivanjem i isključivanjem zračenja pomoću nožne pedale. Zračenje se uključuje što kraće, ali učestalo, sve dok ne završi intervencijska pretraga. Učestalost uključivanja i isključivanja zračenja oblikuje jedan vremenski slijed već opisanih prostornih raspodjela raspršenog zračenja.

Trenutne promjene prikazanih prostornih izodoznih krivulja uzrokovat će:

- Pomicanje rendgenskog stola u bilo kojem smjeru. Time se pomiče i bolesnik unutar FOV polja primarnog snopa. Mijenja se atenuacija primarnog snopa zračenja s obzirom na debljinu pacijenta i vrstu tkiva.
- Pomicanje rendgenske cijevi i detektora slike u z smjeru (gore-dolje) ili u bilo kojem drugom smjeru,
- gibanje liječnika – radiologa,
- pomicanje zaštitnih paravana,
- gibanje članova intervencijskog tima,
- te niz drugih neočekivanih dinamičkih promjena tijekom IR postupka.

Neobično je važno istaknuti da se prostorna raspodjela raspršenog zračenja u IR dvorani mijenja svakog trenutka za vrijeme provedbe IR postupka jednostavno zato jer je cijeli postupak dinamičan. Rendgenski uređaj cijelo vrijeme automatski mijenja napon na cijevi i struju kroz cijev ne bi li dozu na detektoru slike održao konstantnom [Oresegun, M., i sur., 1999; Sprawls Jr, P., 1995]. Samo na taj način mogu se osigurati kvalitetni slikovni podaci koji tvore dijagnostičku sliku.

Učestalost uključivanja i isključivanja zračenja oblikovat će vremensku sastavnicu raspršenja u prostoru. Vrijeme prosvjetljavanja najčešće ovisi o trenutnoj procjeni radiologa tako da za istu vrstu IR pretrage i različite bolesnike ono nikada nije isto.

Uključivanje i isključivanje zračenja oblikuje „obrazac“ promjene brzine doze u vremenu [Prlić, I. i sur., 2007; Prlić, I. i sur., 2008; Surić Mihić, M. i sur., 2007b].

AED ALARA OD 3 zabilježit će te dinamičke promjene vrijednosti $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ u točkama prostora i vrijeme u kojem se promjena dogodila (E_A način rada AED-a). Njihova učestalost u promatranom vremenu daje vremensku raspodjelu $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ u zadanoj točki prostora [Prlić, I. i sur., 2002]. Kada se vrijednosti izmjerene $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ i vrijeme grafički prikažu na prikladan način, dobiva se „obrazac“ promjene $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ s vremenom [Prlić, I. i sur., 2008] što je prikazano na slici 12.1.

Slika 12.1. a) prikazuje ukupnu izmjerenu $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ tijekom jednog dana u kojem je uvijek isti AED bio u IR dvorani. Radiolog koji je obavio svih devet intervencija toga dana nosio ga je uvijek na istom mjestu izvan zaštitne pregače u visini prsiju (slika 11.9.).

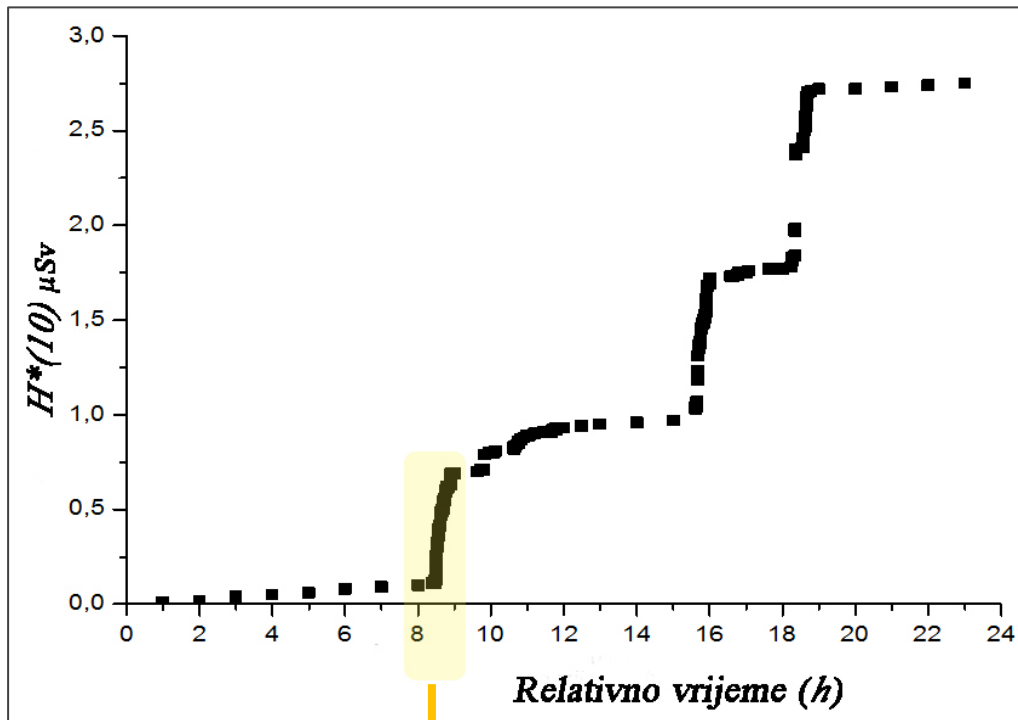
Za to mjerenje $H^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ u stvarnosti je proporcionalan $H_p(10)$ radiologa.

Slika 12.1. b) prikazuje obrazac po kojem je AED „primao“ $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ u ovisnosti o vremenu trajanja intervencija. Uočava se 9 grupa podataka koje je AED izmjerio radeći u E_A načinu rada. Svaka grupa podataka izmjerena je tijekom jedne intervencije.

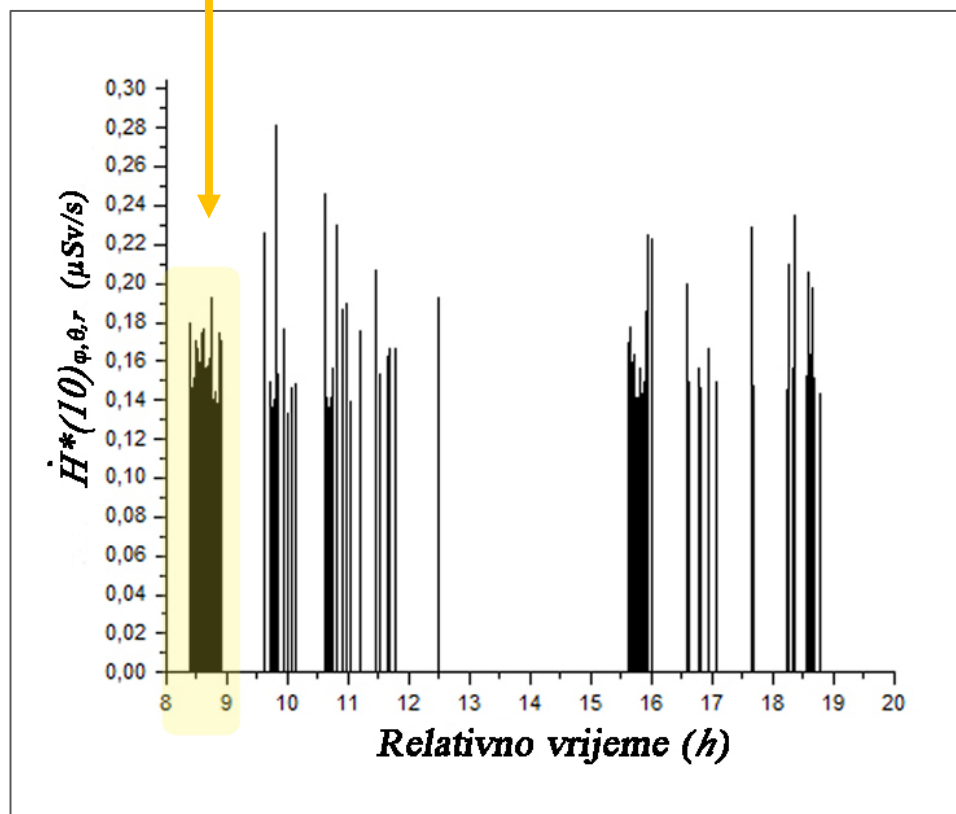
Slika 12.1.c) prikazuje izdvojenu prvu grupu podataka, tj. „obrazac“ promjene $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$, s vremenom trajanja prve intervencije. Uočava se učestalost mjerenja $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ tj. svaki put kad je radiolog pritisnuo papučicu za uključivanje zračenja, AED je u E_A načinu rada zabilježio zračenje. Visina stupca na slici označava trajanje tog zračenja u sekundama. Broj stupaca upućuje na broj uključivanja zračenja papučicom.

Učestalost tih promjena u promatranom vremenu daje vremensku raspodjelu $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ raspršenog zračenja na mjestu gdje se u prostoru nalazi AED [Prlić, I. i sur., 2008].

Vrijednosti $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ kretale su se u intervalu od 0 do 0,42 $\mu\text{Sv}/\text{min}$, (slika 12.1. b) i $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 2,75 \mu\text{Sv}$ u jednom danu (slika 12.1. a) što su sigurno vrlo niske doze raspršenog rendgenskog zračenja.

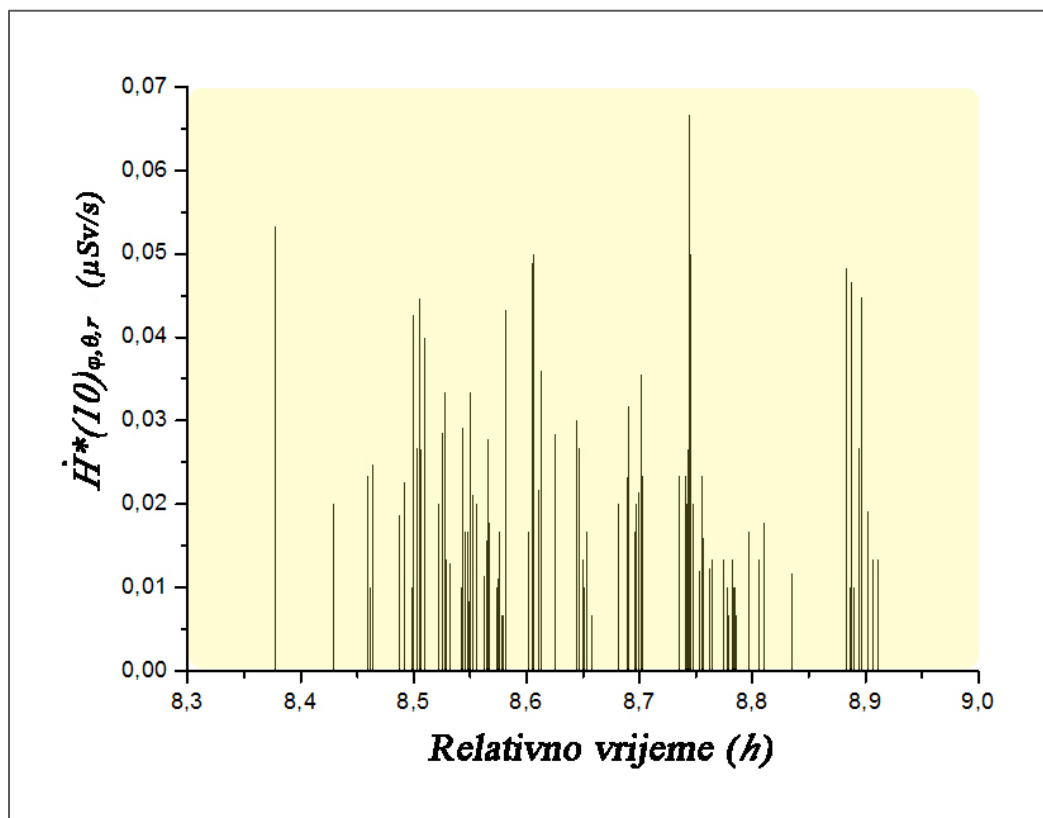


a)



b)

Slika 12.1. a) Akumulirana $H^*(10)$ tijekom jednog vrlo zahtjevnog radnog dana u IR dvorani. Radiolog je nosio AEPD cijelo mjerno vrijeme na istom mjestu na svom tijelu – visina dozimetra. b) Obrazac „primanja“ $\dot{H}^*(10)_{\phi, \theta, r}$ za vrijeme provođenja intervencija. Uočava se 9 grupa podataka.



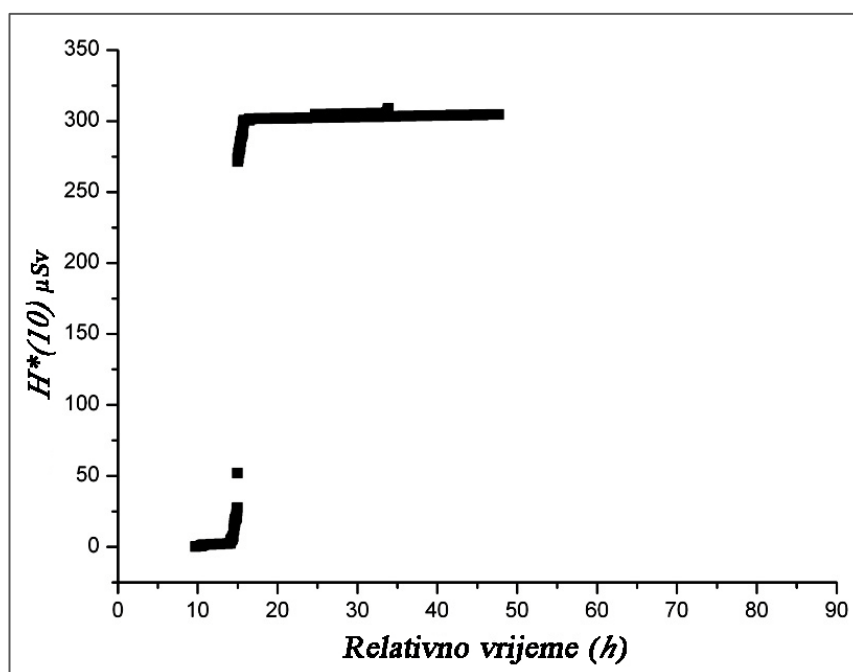
Slika 12.2. Izdvojeni „obrazac“ promjene $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$ s vremenom trajanja intervencije za prvu grupu mjernih podataka – prva intervencija sa Slike 12.1. b). Uočava se učestalost mjerenja $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$, tj. svaki put kad je radiolog pritisnuo papučicu za uključivanje zračenja. Visina stupca označava trajanje tog zračenja u sekundama. Broj stupaca upućuje na broj uključivanja zračenja, tj. „obrazac“. Učestalost tih promjena u promatranom vremenu daje vremensku raspodjelu $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$ u zadanoj točki prostora, tj. na mjestu gdje se nalazi AEPD.

Obrazac uključivanja zračenja (prosvjetljavanja) čini se potpuno nasumičan, što u stvarnosti i nije tako. Ovdje je važno istaknuti da je tijekom provedbe mjerenja za ovaj doktorski rad uočeno da se iz obrazaca primanja $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$ za više AED-a i različite liječnike pažljivom raščlambom može svakom od njih „pridružiti“ svojstven obrazac uključivanja zračenja rendgenskog uređaja za zadanu IR pretragu. Svaki liječnik poštuje proceduru obavljanja pretrage ali uvijek dodaje sebi svojstveni obrazac načina rada na bolesniku.

Taj obrazac određuje stvarnu količinu uporabljenog dijagnostičkog zračenja te time i količinu raspršenog zračenja u IR dvorani. Vremenski obrazac tih događaja može se odrediti mjerenjima AED-ima u E načinu rada. Uz stalni monitoring unaprijed definiranih točaka u prostoru IR dvorane može se pratiti prostorna raspodjela raspršenja. Oba obrasca raspršenja rendgenskog zračenja, prostorni i vremenski, mogla bi opisati liječniku svojstvenu „dinamičku“ dozimetriju zračenja za vrijeme provedbe određenog IR postupka na bolesniku.

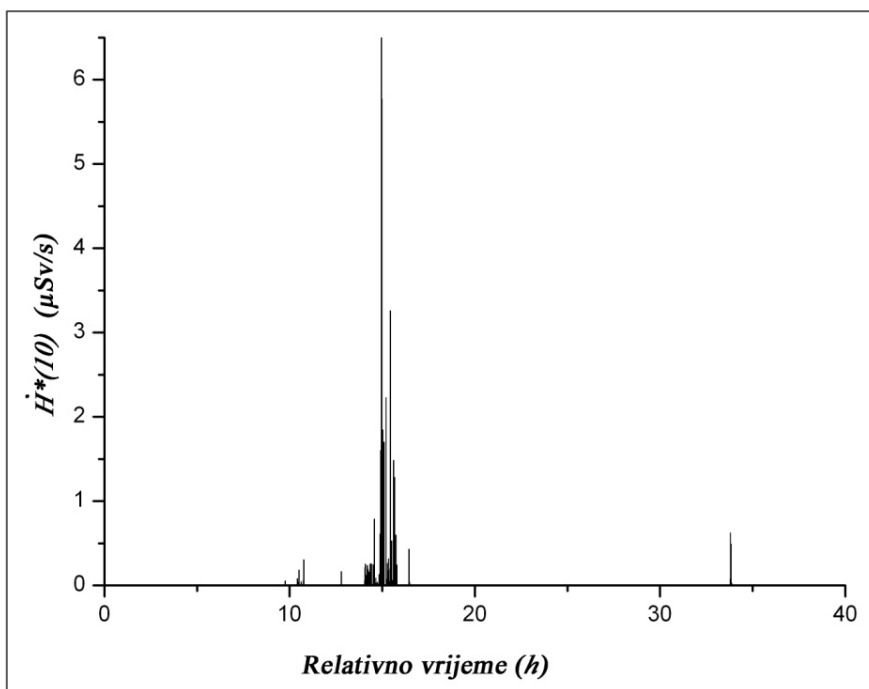
12.1 Primjer obrasca promjene $\dot{H}^*(10)$ s vremenom u intervencijskoj kardiologiji

Primjer prikazuje vrijednosti izmjerenih $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ i $H^*(10)$ tijekom 40 sati u kardiološkoj intervencijskoj dvorani jednim jedinim AED-om ALARA OD 3 koji je bio postavljen na zaštitni paravan u visini štitnjače kardiologa koji je provodio intervencije. Ponovno je dobiven „obrazac“ promjene $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ u definiranoj točki prostora IR dvorane u vremenu [Prlić, I. i sur., 2008], što je prikazano na slikama 12.4. i 12.6. u standardiziranim obliku prikazivanja mjerenih rezultata iz AED-a (standardizirani prikaz - vidi poglavlje 8.7.).

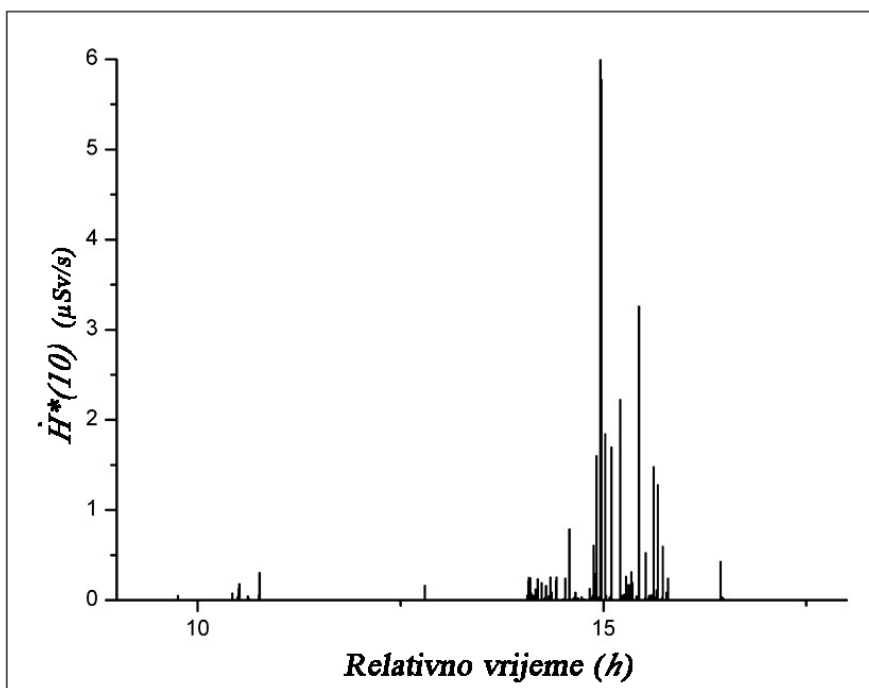


Slika 12.3. Izdvojeni „obrazac“ promjene $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ s vremenom trajanja intervencije za prvu grupu mjernih podataka – prva intervencija sa Slike 12.1. b). Uočava se učestalost mjerenja $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$, tj. svaki put kad je radiolog pritisnuo papučicu za uključivanje zračenja. Visina stupca označava trajanje

Slika 12.3. prikazuje akumuliranu $H^*(10)$ i na njoj se vidi (kao što je to opisano u 8.7. poglavlju ovog doktorskog rada) nagli koljenasti skok akumuliranja doze i vrijeme prelazaka AED-a iz N i E_A način rada i natrag. Prikazom ovisnosti $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ i vremena dobiva se detaljniji uvid u vremena tih prelazaka (slika 12.4.). Uočava se neznatno povećano zračenje u IR dvorani nakon 11 sati mjerenja i gusta grupa ionizacijskih događaja u E_A načinu rada oko 15. sata mjerenja. Još detaljniji uvid prikazan je na slici 12.5 koja pokazuje vrlo „burne“ ionizacijske događaje u intervencijskoj kardiološkoj dvorani u trajanju od približno dva sata.

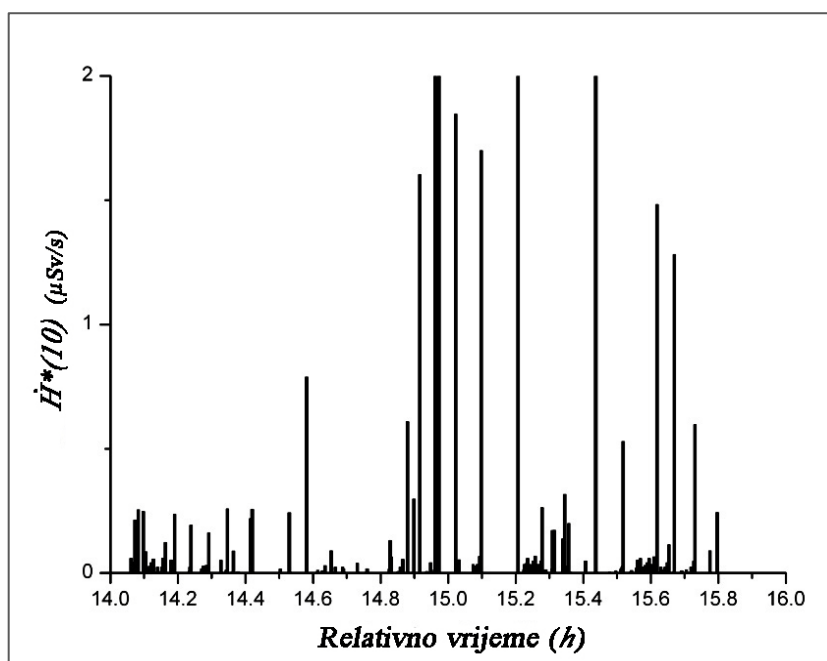


Slika 12.4. Izdvojeni „obrazac“ promjene $\dot{H}^*(10)$ u vremenu trajanja jedne kardiološke intervencije (intervencija sa slike 12.3.). Uočava se događanje „zračenja“ u intervalu oko 15. sata mjerenja. Visina stupaca označava $\dot{H}^*(10)$.



Slika 12.5. Izdvojeni „obrazac“ promjene $\dot{H}^*(10)$ u vremenu trajanja jedne kardiološke intervencije (intervencija sa slike 12.3.). Uočava se učestalost mjerenja $\dot{H}^*(10)$ u intervalu oko 15. sata mjerenja. Visina stupaca označava $\dot{H}^*(10)$.

Kada se prikaz detaljizira uz veću vremensku razlučivost prikaza mjerenih podataka dobije se slika 12.6. na kojoj se vrlo jasno vidi da je kardiolog započeo intervenciju na srcu bolesnika neposredno nakon 14. sata mjerenja AED-om. Iz količine stupaca (od kojih svaki predstavlja $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$ pri jednom držanju papučice zračenja) vidi se učestalost uključivanja zračenja rendgenskog uređaja. Kardiolog je pritisnuo papučicu za ukapčanje zračenja cca. 85 puta. Slika 12.6. tipičan je primjer vremenskog obrasca kojim AED prima $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$ tijekom kardioloških intervencija.



Slika 12.6. Vrlo detaljan izdvojeni „obrazac“ promjene $\dot{H}^*(10)$ u vremenu trajanja jedne kardiološke intervencije (intervencija sa slike 12.3.). Uočava se učestalost mjerenja $\dot{H}^*(10)$, tj. svaki put kad je kardiolog pritisnuo papučicu za uključivanje zračenja. Visina stupaca označava $\dot{H}^*(10)$.

Valja uočiti da su vrijednosti $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$ u navedenom primjeru znatno veće nego one prikazane na slikama 12.1. i 12.2. što je sukladno literaturnim podacima [Vaño, E. i sur., 1998; Vaño, E. i sur., 2006]. Odnos je 3 μSv naprama 350 μSv tijekom cca. 30 sati rada. Navedeni primjer razlikuje se od primjera prikazanog na slikama 12.1. i 12.2. po tome što slike 12.3. do 12.6. opisuju ozračenost AED-a tijekom samo jedne kardiološke intervencije za vrijeme koje je rendgenski uređaj radio prema kardiološkom protokolu, tj. rendgenska cijev je povremeno bila u lateralnom (LAT) položaju (tablica 3.2.). Stoga je obrazac raspršenog rendgenskog zračenja značajno drugačiji od onoga koji je oblikovao $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$ u vremenu prikazan na slikama 12.1. i 12.2. Te slike prikazuju obrazac primanja $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$ u vremenu tijekom kojeg je nekoliko timova radiologa obavilo devet intervencija na bolesnicima pri

čemu rendgenska cijev nikad nije bila u lateralnom položaju. To je uobičajen rutinski rad u IR dvorani i radiološkim postupcima na perifernim arterijama vrata, bedra ili unutar abdomena. AED je akumulirao dozu od 9 različitih intervencija.

Drugi primjer, (slike 12.3. do 12.6.) pripada jednom jedinom kardiološkom intervencijskom postupku kateterizacije srca koji je klinički vrlo zahtjevan i pri kojem i bolesnici primaju vrlo značajne doze zračenja [ICRP 120, 2012b].

Jasno je da za vrijeme obaju intervencijskih postupaka liječnik i njegov tim sakupljaju $H_p(10)$ od raspršenog rendgenskog zračenja niskih doza (reda veličine μSv). Potrebno je naglasiti da je izloženost intervencijskih djelatnika prikazana u obama primjerima različita zbog različitih kliničkih protokola provedbe intervencijskih postupaka na bolesniku, različite težine zahvata, različite vještine djelatnika itd.

12.2 Primjer jednostavnog postupka procjene E iz izmjerenih $\dot{H}^*(10)_{\phi, \theta, r}$

Bez obzira na to što određivanje E nije tema ovog doktorskog rada, autor smatra da je korisno prikazati jednostavan postupak procjene E za intervencijske djelatnike u IR dvoranama iz izmjerenih $\dot{H}^*(10)_{\phi, \theta, r}$ i temeljem modela prostorno vremenske raspodjele raspršenog zračenja prikazanog u ovom doktorskog radu.

Kao što je već rečeno, za procjenu E koristi se komplicirani postupak umjeravanja dozimetara na antropomorfnom umjernom fantomu u SSDL-u.

Kako bi procijenio E djelatnika koji se nalazi na svom radnom mjestu i koje je u modelu prostornog raspršenja rendgenskog zračenja u IR dvorani (poglavlje 11.) određeno polarnim koordinatnim sustavom, autor ovog doktrskog rada odlučio je medicinskog djelatnika prikazati jednostavnim, ali ipak antropomorfnim fantomom-elipsoidom [Prlic, I., 2005c].

Da bi elipsoid bio jedno tkivno ekvivalentan (antropomorfan) mora biti jednolike gustoće po cijelom svom volumenu i za svaku točku volumena mora vrijedi $W_R = 1$. To znači da je sačinjen od jedne vrste tkiva, onog najosjetljivijeg na zračenje. Kad ga se postavi u polje raspršenog rendgenskog zračenja tada za njega također vrijedi:

$$K_{\text{zrak}} = DF_k = H^*(10) \quad \text{i} \quad W_R = F_k = 1. \quad (12.4.)$$

Jednostavno geometrijski opisati površinu ljudskog tijela najprihvatljivije je pomoću modela elipsoida (slika 12.7.) površine dobivene rotacijom elipse oko njene glavne osi b koja

u modelu raspršenja predstavlja debljinu čovjeka u visini pupka. Visinu čovjeka opisuje parametar a , dok je

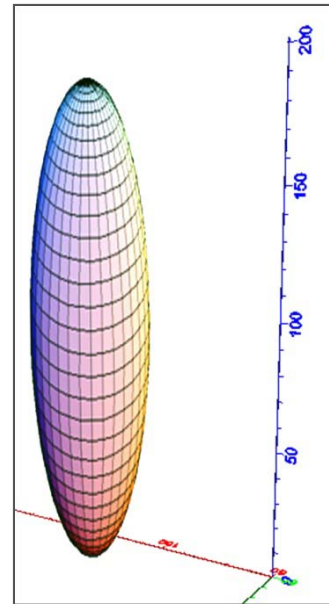
$$\text{ekscentricitet elipse } e = \left(1 - \left(\frac{b^2}{a^2}\right)\right)^{\frac{1}{2}} \quad (12.1.)$$

$$\text{Volumen takvog elipsoida je } V = \frac{4}{3}\pi ab^2, \quad (12.2.)$$

površina je jednaka

$$\pi \left(2a^2 + \frac{b^2}{e} \ln\left(\frac{1+e}{1-e}\right)\right) \cong \text{površini ljudskog tijela}, \quad (12.3.)$$

dok su $a = 170 \text{ cm}$ i $b \approx 18 - 30 \text{ cm}$.



Slika 12.7. Elipsoid – jednostavan geometrijski model za opis površine ljudskog tijela.

Slika 12.8. prikazuje vizualizaciju elipsoida na realnom radnom mjestu IR djelatnika.



Slika 12.8. Vizualizacija elipsoida (i manekena- fantoma djelatnika) na radnom mjestu u IR dvorani tijekom provođenja intervencijskog postupka na bolesniku. Eksperimentalni postav.

Na opisani način može se procijeniti osobni dozni ekvivalent koji vrijedi za ograničeni dio prostora – fantom elipsoida koji se nalazi u prostoru omeđenom izodoznim krivuljama oblikovanih modelom raspršenja (11. poglavlje).

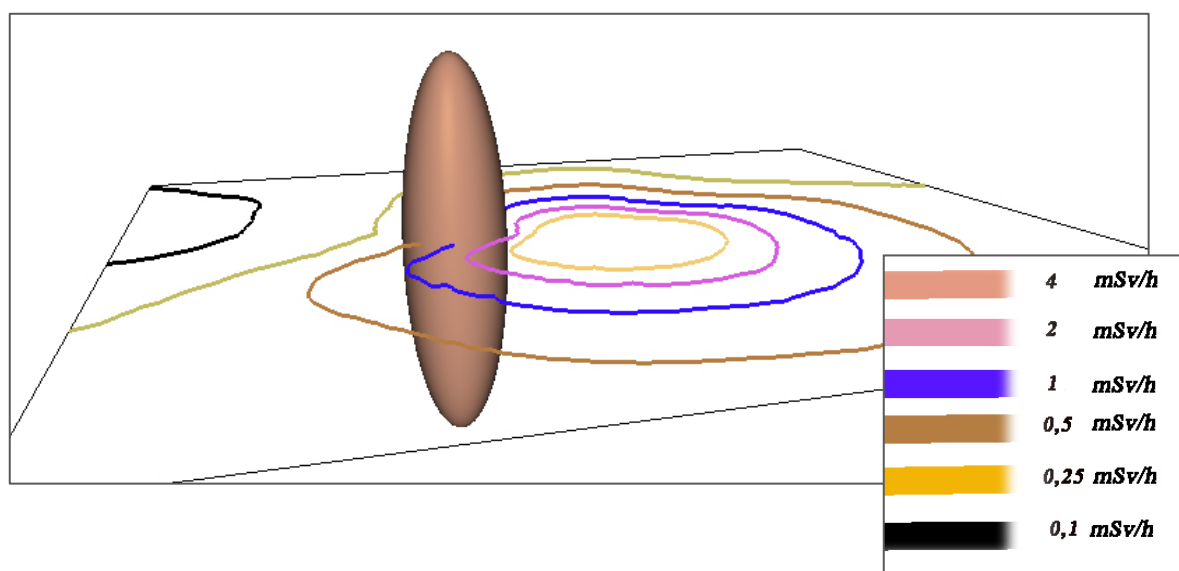
Oblikovat će se interval unutar kojeg je maksimalni E za cijelo „tijelo“ elipsoida, tj. djelatnika.

Mjerena i/ili u doktorskom radu prikazanim modelom raspršenja procijenjena vrijednost $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ nakon integracije po vremenu trajanja izloženosti elipsoida raspršenom rendgenskom zračenju maksimalno će iznositi $H^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ u točki prostora u kojoj je mjereno. Vrijeme integracije je ukupno vrijeme prosvjetljavanja bolesnika za vrijeme intervencijskog postupka.

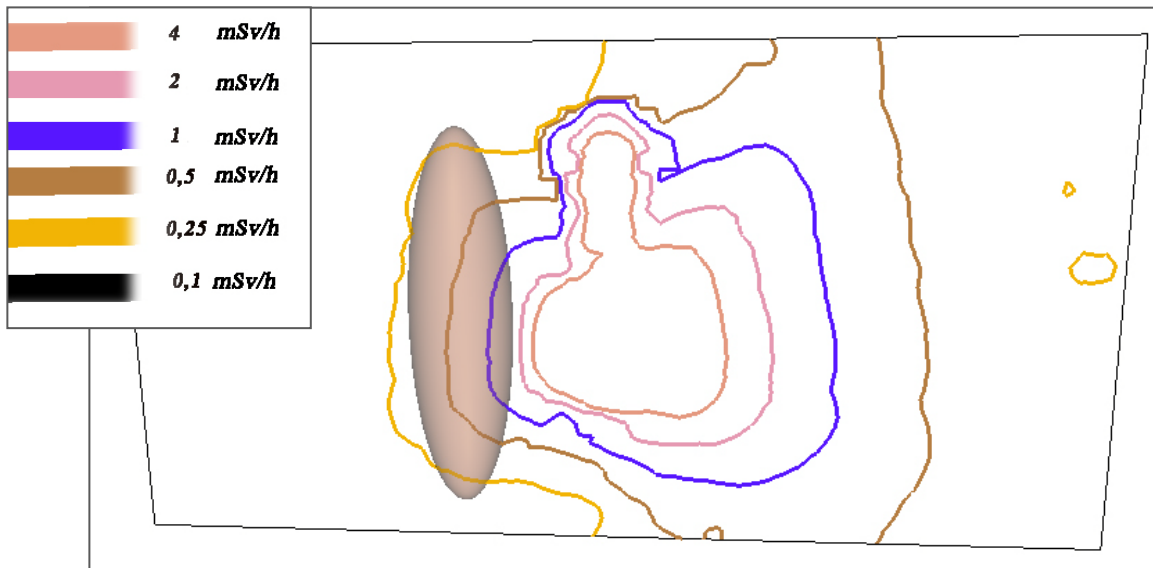
Tako procijenjeni, maksimalni E je ujedno i precijenjen, a to je sa stajališta zaštite od zračenja IR djelatnika i njegovog tima povoljno.

Slike 12.9. do 12.13. prikazuju 3D vizualizaciju fantoma elipsoida zajedno s izodozama raspršenog rendgenskog zračenja u IR dvorani. Vidi se da kroz elipsoid probijaju izodoze u ravnini xy čije su vrijednosti $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,5 \text{ mSv/h}$ i $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 1 \text{ mSv/h}$.

Elipsoid probijaju i izodoze u ravnini xz s vrijednostima $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,25 \text{ mSv/h}$, $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,5 \text{ mSv/h}$ i $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 1 \text{ mSv/h}$.

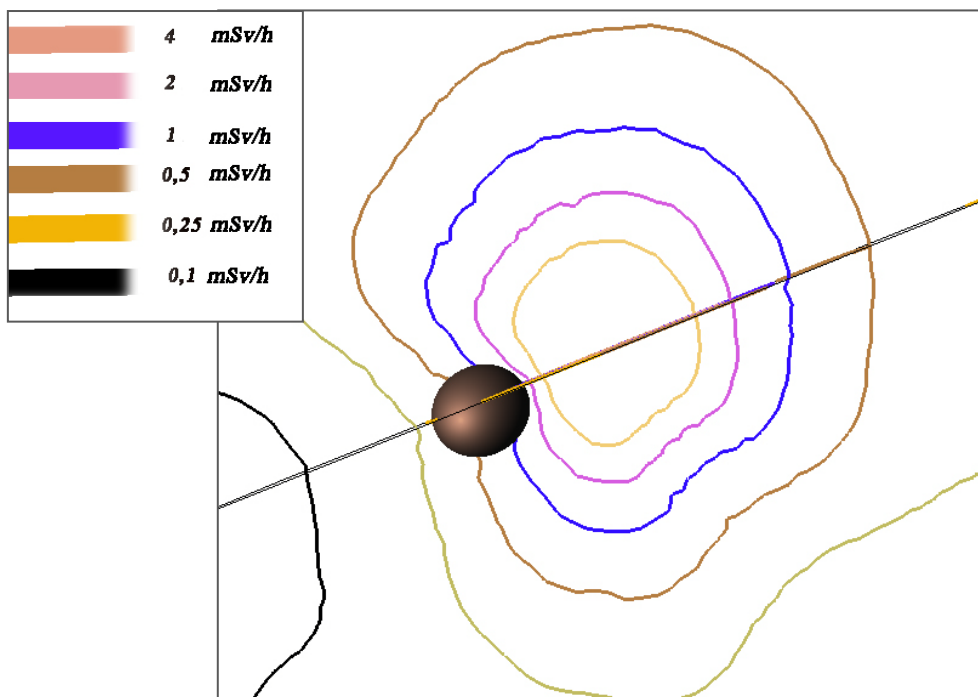


Slika 12.9. Vizualizacija izodoza raspršenog rendgenskog zračenja u ravnini xy i prikaz proboja izodoza $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,5 \text{ mSv/h}$ i $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 1 \text{ mSv/h}$ kroz elipsoid, fantom djelatnika.

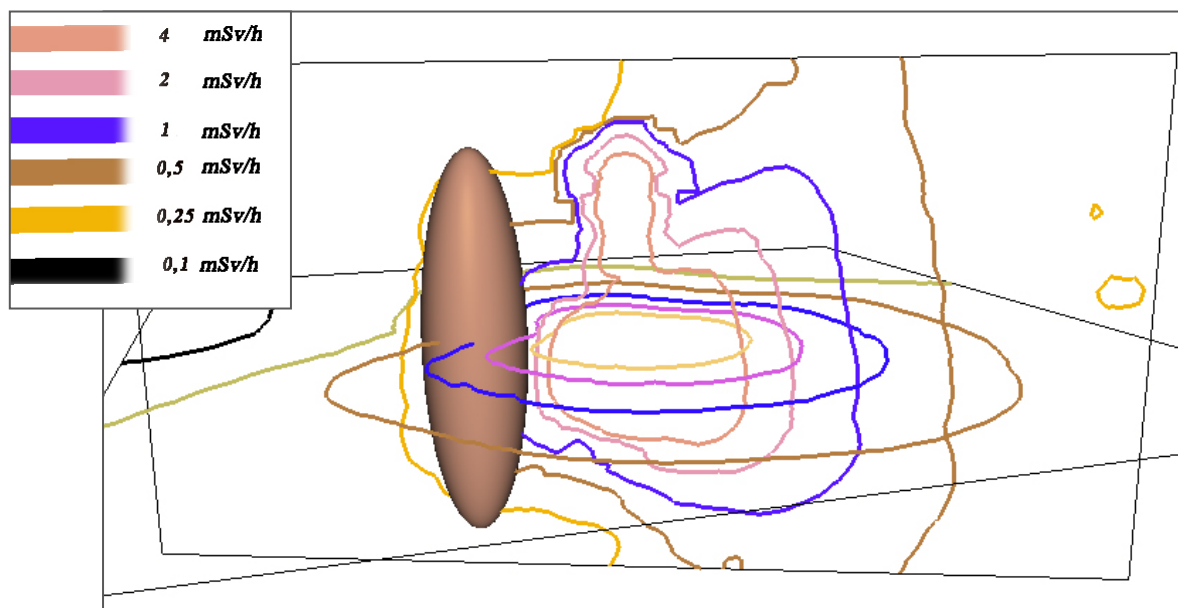


Slika 12.10. Vizualizacija izodoza raspršenog rendgenskog zračenja u ravni xz i prikaz proboja izodoza $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,25$ mSv/h, $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,5$ mSv/h i $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 1$ mSv/h kroz elipsoid, fantom djelatnika.

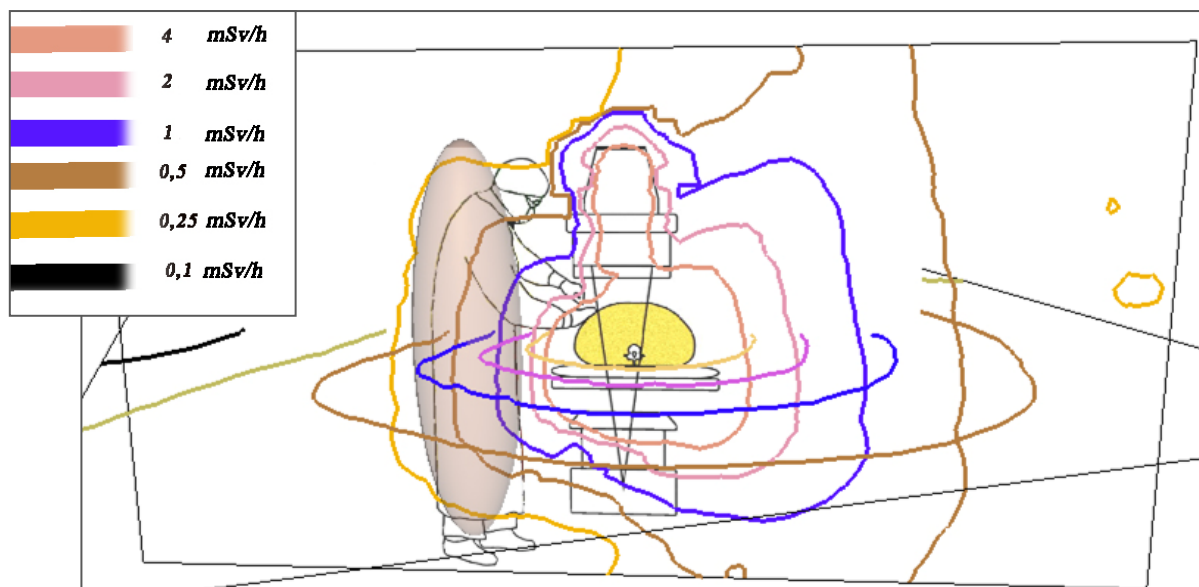
Vizualizaciju na slici 12.11. treba usporediti sa skicom na slici 11.6. i slikom 11.10.



Slika 12.11. Tlocrtna vizualizacija izodoza raspršenog rendgenskog zračenja u ravni xy i prikaz proboja izodoza $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,5$ mSv/h i $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 1$ mSv/h kroz elipsoid, fantom djelatnika.



Slika 12.12. Vizualizacija izodoza raspršenog rendgenskog zračenja u ravninama xy i xz te prikaz proboja izodoza $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,5$ mSv/h, $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,5$ mSv/h i $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 1$ mSv/h kroz elipsoid, fantom djelatnika. Vidi se da izodoza $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 2$ mSv/h prolazi neposredno ispred elipsoida.



Slika 12.13. Vizualizacija izodoza raspršenog rendgenskog zračenja u ravninama xy i xz te prikaz proboja izodoza $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,5$ mSv/h, $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,5$ mSv/h i $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 1$ mSv/h kroz elipsoid, fantom djelatnika. Vidi se da izodoza $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 2$ mSv/h prolazi neposredno ispred elipsoida. *Skica liječnika unutar 3D prikaza; Izvor [Shueler, B. A. i sur., 2006].*

Na svim slikama 12.2. poglavlja, a posebno na slici 12.12., vidi se da u objema ravninama, xy i xz , izodoza $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 2$ mSv/h prolazi neposredno ispred elipsoida. Ta će izodoza biti odabrana kao gornja granica procjene $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$. Izodoza koja u obje ravnine prolazi iza elipsoida vrijednosti tek neznatno dodirujući fantom i iznosi $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r} = 0,25$ mSv/h, biti će odabrana za donju granicu procjene.

Utvrđuje se interval $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ od 0,25 mSv/h do 2 mSv/h.

Akumulirana $H^*(10)$ po jednoj intervenciji na mjestu od interesa dobit će se integracijom $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ po ukupnom vremenu trajanja prosvjetljavanja bolesnika za vrijeme te intervencije.

Ako za primjer odaberemo trajanje jedne od intervencija prikazanih u tablici 11.1., npr. intervenciju rednog broja 7., za vrijeme koje je prosvjetljavanje trajalo 7,3 minute dobiva se interval maksimalne $H^*(10)$ na mjestu elipsoida od 0,03 mSv do 0,24 mSv za tu i samo tu intervenciju.

Uz činjenicu da izraz (12.4.) vrijedi za fantom tkivno ekvivalentnog elipsoida koji dobro opisuje oblik ljudskog tijela procjena, koja je ujedno i precjenjivanje E za djelatnika iz modela raspršenja, interval je maksimalne moguće E od 0,03 mSv do 0,24 mSv po intervenciji što je sukladno literaturnim podacima [Vaño, E. i sur., 1998; Prlić, I. i sur., 2008; Prlić, I. i sur., 2007c; Suric Mihic., M. i sur., 2012b; Cusma, J.T. i sur., 1999; Jurado, D. i sur., 2004; Miller, D.L. i sur., 2010; Schultz, F.W., Zoetlief, J., 2006; Vaño, E. i sur., 2012; Vaño, E. i sur., 2006].

Interval maksimalne moguće E od 0,03 mSv do 0,24 mSv po intervenciji znači da će E za ukupno 65 intervencijskih postupaka usrednjenih u trajanju od dvanaest minuta i kratko opisanih u 11.3. poglavlju ovog rada iznositi od 1,9 mSv do 15,6 mSv.

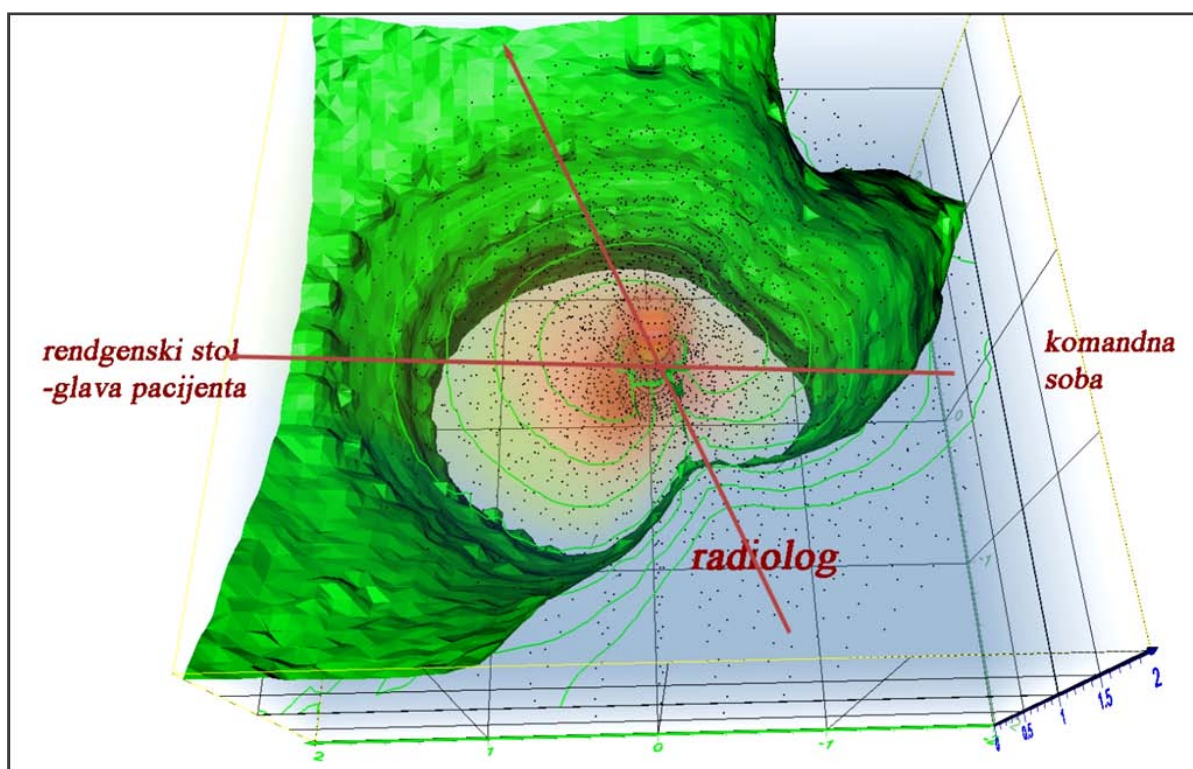
Prosječne vrijednosti TLD-ima mjerenih $H_p(10)$ dvaju intervencijskih radiologa koji su proveli te intervencije koristeći isti rendgenski uređaj koji je korišten u eksperimentu iznose za prvog radiologa 0,22 mSv, a za drugog 0,049 mSv po jednoj intervenciji.

Vrijednost maksimalno moguće E procijenjene pomoću prikazanog modela raspršenja za oba radiologa nalaziti će se unutar intervala od 0,03 mSv do 0,24 mSv po intervenciji [DZRNS, 2013; Suric Mihic., M. i sur., 2012b; Vaño, E. i sur., 1998].

Prema tome, uočavanjem izodoza u modelu raspršenog rendgenskog zračenja najbližih radnom mjestu intervencijskog djelatnika, moguće je jednostavno odrediti interval za njegov maksimalan (a time i neznatno precijenjen) E .

12.3 3D vizualizacija izodozne plohe – osnova dinamičke dozimetrije

Slika 12.14. vizualizacija je jednog 3D trenutka postojanja raspršenog zračenja u prostoru IR dvorane (podaci iz 11. poglavlja ovog doktorskog rada). Niz takvih, „zamrznutih u vremenu“ situacija raspršenja zabilježenih u obliku filmskih sličica prikazati će promjene izodoznih ploha raspršenog zračenja u vremenu (npr. tijekom trajanja prosvjetljavanja bolesnika), tj. dinamiku promjena prostorne raspodjele $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$ raspršenog zračenja u vremenu, dinamičku dozimetriju.



Slika 12.14. Tlocrtni pogled na jedan trenutak postojanja prostorne izodozne 3D raspodjele $\dot{H}^*(10)_{\phi,\theta,r}$ raspršenog zračenja u IR dvorani. Zeleni je plašt jedna prostorna izodozna ploha ucrtana radi vizualizacije. Točkice su vizualizacija raspršenog zračenja, zelenom bojom su prikazane vodoravne izodozne 2D krivulje, mjesto radiologa s obzirom na mjesto raspršenja zračenja i utjecaj zaštitne opreme na raspršenje zračenja.

Prikazan je i primarni snop zračenja („gljiva“ crvene boje u središtu) od poda prema stropu dvorane.

13. UKUPNOST PRIKAZANIH REZULTATA I PERSPEKTIVE

S obzirom da su izmjerene i modelom procijenjene vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ raspršenog rendgenskog zračenja u IR dvorani bile u intervalu od $\mu\text{Sv/h}$ do mSv/h što jesu niske i vrlo niske doze [UNSCEAR 2010, 2011; IAEA TECDOC-1641, 2010; IAEA TECDOC-1423, 2004; Miller, D. i sur., 2010; Prlic, I. i sur., 2007c] ovaj doktorski rad prikazuje prostorno-vremensku raspodjelu niskih i vrlo niskih doza raspršenog rendgenskog zračenja u IR dvoranama.

Dodatno, korištenjem modela raspodjele pokazuje kako se jednostavno može procijentirati maksimalna moguća vrijednost E za intervencijskog djelatnika i njegov tim.

Svi prikazani rezultati u ovom doktorskom radu dobiveni su mjerenjima pomoću AEPD ALARA OD 3. Poseban doprinos zaštiti od zračenja ugrađen u AEPD ALARA OD 3 jest mjerenje $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ i njegova dva načina rada N i E_A , te način grafičkog prikaza mjernih rezultata.

AEPD iz „čistog“ podatka o izmjenenom broju fotona i mjerenjem realnog vremena pojave ionizacijskog događaja (E_A način rada) te bilježenja trajanja izloženosti tom umjetnom zračenju, daje podatak o $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ i o vremenskom slijedu primanja te brzine doze po čemu je jedinstven.

Takvim načinom mjerenja bilo je moguće odrediti vremensku raspodjelu primanja vrlo niskih doza raspršenog rendgenskog (i ostalih vrsta) ionizirajućeg zračenja kako je opisano u prethodnom poglavlju. Uz integraciju $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$ u vremenu i uz korištenje umjernih faktora dobiva se $H_p(10)$ što je vrlo značajno za provedbu zaštite od zračenja profesionalaca.

Prostornu raspodjelu zračenja moguće je u svako doba oblikovati istovremenim mjerenjima u dovoljnom broju točaka u prostoru od interesa što je prikazano u 11. poglavlju ovog doktorskog rada.

Ako se postigne dobra dozimetrija prostora, tj. kada se u što više točaka prostora može odrediti $\dot{H}^*(10)_{\varphi,\theta,r}$, moguće je vrlo točno odrediti E za cijelo tijelo svih djelatnika u tom prostoru. To je neobično značajno za procjenu zdravstvenog rizika od profesionalnog izlaganja zračenju na suvremenim radnim mjestima intervencijske radiologije i kardiologije.

Osobne obrasce primanja doza koji oslikavaju vremensku raspodjelu raspršenja koju oblikuje svaki liječnik posebice svojim načinom rada, moguće je iskoristiti za oblikovanje

osobnih protokola zaštite pojedinih profesionalaca. Uz dodatna istraživanja moguće je oblikovati i referentne dozimetrijske prostorno-vremenske raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja za svaku pojedinu IR proceduru na bolesniku, čak i u ovisnosti o liječniku koji ju provodi.

Autor ovog doktorskog rada i njegovi suradnici nastavit će s istraživanjem prostorno-vremenske raspodjele niskih i vrlo niskih doza rendgenskog zračenja radi oblikovanja modela dinamičke dozimetrije, tj. dozimetrije raspršenog zračenja koja vodi računa o fluktuaciji raspršenja na bolesniku u vremenu za zadanu IR proceduru i radiološki protokol.

U 8. poglavlju prikazan je i tehnološki doprinos doktorskog rada, „state of the art“, AEPD ALARA OD 3 koji je u redovitoj istraživačkoj uporabi. U Dodatku A prikazan je model AED-a koji je u završnoj fazi razvoja, modularni AEPD ALARA OD 4 koji će zadovoljiti i sve regulatorne zahtjeve za provedbu osobne dozimetrije.

Suvremene međunarodne preporuke [UNSCEAR 2010, 2011; ICRP 120 i ICRP 121, 2012;] ograničavaju ulaznu D na kožu bolesnika veću od 2 Gy, tj. $H_p(0,07)$ veći od 2 Sv, po intervencijskom postupku.

To upućuje na to da će razvoj dozimetrije, posebno osobne dozimetrije, u budućnosti biti sve usmjereniji prema elektronskoj osobnoj dozimetriji i izradi kvalitetnih modela raspršenja zračenja u prostoru.

Poznavanje prostorno-vremenske raspodjele brzine $H^*(10)$ raspršenog rendgenskog zračenja od iznimnog je značaja jer omogućuje otkrivanje smjerova raspršenog zračenja u prostoru koji oblikuju moguće „vruće zone“ u nekom trenutku tijekom IR intervencije. To su mjesta gdje je vrijednost brzine $H^*(10)$ viša nego što uobičajena mjerenja u sklopu kontrole kvalitete samog uređaja procjenjuju. Poznavajući položaje takvih „vrućih zona“ moguće je pred njih postaviti dodatna sredstva za zaštitu od zračenja ako je to primjenjivo ili uzeti u obzir provođenje drugačijeg dozimetrijskog nadzora djelatnika.

Ono što je važnije, moguće je odrediti reprezentativno mjesto na djelatniku za nošenje osobnog dozimetra jer ovisno o položaju tijela djelatnika tijekom izlaganja model „uočava“ ona mjesta na tijelu koja su više izložena zračenju kod pojedinog tipa IR intervencije.

Osobnu dozimetrija može se prilagoditi posebnostima ove medicinske subspecijalnosti.

Drugačiji položaj dozimetra na tijelu doduše iziskuje traženje odgovarajućeg matematičkog modela za izračun E za cijelo tijelo iz očitavanja dozimetra, ali to nije tema ovog doktorskog rada.

Takva dozimetrija moći će odgovoriti i na izazov dozimetrijskog praćenja bolesnika za vrijeme intervencija i procjene njihovog E što je suvremeni izazov zaštititi od zračenja u narednom desetljeću [IAEA CN192 Bonn, 2012].

Stoga se, nakon sveobuhvatnih istraživanja, očekuje i skora primjena AEPD-a u nadzoru ozračenja bolesnika na kojima se provode radiološke intervencije.

ZAKLJUČAK

Ovaj doktorski rad donosi sveobuhvatan pregled suvremenih trendova u dozimetriji ionizirajućeg elektromagnetskog zračenja, kao i novi model raspršenog rendgenskog zračenja u prostoru dvorana intervencijske radiologije (IR). Pomoću tog modela moguće je kvantitativno procijeniti izloženost medicinskih djelatnika, pa i izloženost bolesnika, rendgenskom zračenju pri provođenju intervencijskih radioloških i kardioloških (terapijskih) postupaka. Valja istaknuti da se model odnosi na oblikovanje izodoznih ploha polikromatskog, na specifičnom volumenu bolesnika raspršenog rendgenskog zračenja u prostoru intervencijske dvorane. Kad se djelatnik kreće po IR dvorani, on je izložen tom polju raspršenog zračenja niskih i vrlo niskih doza.

Autor je razradio vlastiti modela raspršenja, uz korištenje prikladno oblikovanog pristupa mjerenju prostornog ekvivalenta doze te numeričke obrade rezultata.

Rezultati se zatim u obliku izodoznih ploha i ravninskih krivulja vizualiziraju, prikazuju i o njima se raspravlja. Podaci su prikazani u standardiziranim grafičkim oblicima (posebno za ambijentalnu ekvivalentnu dozu i posebno za brzinu ambijentalne ekvivalentne doze) te je raspravljena jedinstvenost opisanog načina mjerenja koja omogućava oblikovanje vremenskih obrazaca primanja „doze“ za svakog djelatnika i bolesnika.

Valjanost modela provjerena je dodatnom analizom ponašanja izodoznih krivulja u ovisnosti o promjeni glavnih parametara modela raspršenja i provjerom odstupanja izmjerenih podataka i modela raspršenja. Svi ostvareni rezultati dodatno su vizualizirani u tri dimenzije.

Opisano je tehnološko oblikovanje nove vrste *Aktivnog Elektronskog Dozimetra* (AED) tipa ALARA OD x za mjerenje ionizirajućeg zračenja u području niskih i vrlo niskih doza (te brzina doza). Postignuta je mjerna pouzdanost sumjerljiva s kolebanjem prirodnog pozadinskog ionizirajućeg zračenja.

Nadalje, prikazan je presudan doprinos autora razvoju AED-a, koji se najizravnije očituje kroz jedinstvenu mjernu osobinu da se pomoću dvaju načina rada i mjerenja realnog vremena omogućuje razlučivanje izmjerenih podataka o brzini doze od prirodnog pozadinskog ionizirajućeg zračenja (BG). Pomoću njega je, osim prostorne raspodjele, izmjeren vremenski obrazac primanja doze (tj. brzine doze) te su oblikovani tipični vremenski obrasci ponašanja raspršenog rendgenskog zračenja za pojedinu tipičnu intervencijsku proceduru na bolesniku.

Istraživanje tih doza, a osobito međudjelovanja rendgenskog zračenja s ljudskim organizmom, od velike je važnosti za epidemiološka istraživanja učinaka zračenja na ljude. Implikacije tog novog pristupa obrađene su kroz primjer procjene efektivne doze zračenja za cijelo tijelo za najizloženijeg djelatnika u IR dvorani (implicitno i cijelog tima), temeljene na gore spomenutom modelu raspršenog rendgenskog zračenja i vremenskom obrascu primanja te doze. Pri tome je korišten prikladan geometrijski model elipsoida koji je autor oblikovao kao jedno-tkivno ekvivalentan fantom djelatnika.

Na osnovi toga autor daje primjer procjene osobnog doznog ekvivalenta (a time i efektivne doze za cijelo tijelo) za djelatnika koji provodi intervencijski postupak. Vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta dobivene na taj način su rasponu od 0,03 mSv do 0,24 mSv po intervenciji. To je sukladno podacima iz baze podataka o osobnim doznim ekvivalentima za dva odabrana radiologa i 65 odabranih intervencijskih postupaka. Ostvareno slaganje upućuje na zaključak da se prikazanom novom metodom, koja se zasniva na mjerenju prostorno-vremenske structure, a ne neposrednom očitavanju osobnih dozimetara, može s dovoljnom pouzdanošću pristupiti procjeni zdravstvenog rizika za gotovo svaki postupak unutar intervencijske dvorane.

Autor posebno ističe prepoznavanje „obrazaca“ primanja doze u vremenu, što su jedinstveni dozimetrijski podatci ovog doktorskog rada, a koje svakako treba dalje istraživati. Naglašava se činjenica da prikazani AED ALARA OD 3 u EA (aktivnom) načinu rada mogu dati prikaz učestalosti ozračivanja što omogućava oblikovanje dinamičke dozimetrije raspršenog rendgenskog ili drugog ionizirajućeg zračenja u nekom prostoru.

Vremenska ovisnost ponašanja raspršenog zračenja pri odabranim intervencijskim postupcima temelj je i za buduće mapiranje prostorno-vremenskog obrasca raspršenog rendgenskog zračenja za čitav niz IR postupaka. Ostvareni rezultati stoga predstavljaju moguću okosnicu za buduće precizno kvantificiranje procjena zdravstvenog rizika i potrebnih mjera zaštite za spomenuta radna mjesta, što je svakako jedna od važnih zadaća suvremene medicinske fizike.

LITERATURA

- Abdel-Rahman**, W., Podgorsak, E.B., *Energy transfer and energy absorption in photon interactions with matter revisited: A step-by-step illustrated approach*. Radiation Physics and Chemistry, Vol. 79, Issue 5, p. 552-566, (2010)
- Adad**, M.C.B.T., Hoff, G., Streck, E.E., Lykawka, R., *Air isodose curves in a mammography room*, Radiol. Bras., 41(4), 255-258, (2008)
- Al-Haj**, A.N., Lagarde, C.S. and Lobrigitto, A.M., *Variation of Occupational Doses among Subspecialties in Diagnostic Radiology*. Proceedings of 11th International Congress of the International Radiation Protection Association, May 23-28, Spain, Madrid, (2004)
- Ankerhold**, U., Ambrosi, P., Eberle, T., *A Chamber for Determining the Conventionally True Value of $H_p(10)$ and $H^*(10)$ Needed by Calibration Laboratories*, Rad.Prot.Dosim. Vol. 96, Nos 1-3, pp. 133 – 137, (2001)
- ANS, Position Statement 41**, *Health Effects of Low-level Radiation*, American Nuclear Society, (2004)
- Balabanić**, J. Ed., *Podrijetlo čovjeka i odabir u odnosu na spol*; napisao Charles Darwin u dva sveska. Zagreb, (2004)
- Bartlett**, D.T., *100 years of solid state dosimetry and radiation protection dosimetry*, Radiation Measurements, 43, 133-138, (2008)
- BFS**, *Strahlung und Strahlenschutz*, Bundesamt für Strahlenschutz, Bundesrepublik Deutschland, Salzgitter, (2008)
- Bituh**, T., *Istraživanje širenja fosfogipsa sa odlagališta u okoliš uporabom radionuklida*. Doktorski rad. Prirodoslovno matematički fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Zagreb, (2012)
- Bologneze-Milsztajn**, T., Ginjaume, M. Vanhavere, F., *Active methods & instruments for personal dosimetry of external radiation: present situation in Europe and future needs*. Proceedings of the IRPA 11th, Madrid 23-28.05. 2004, Spain, (2004) i tamo navedena literatura.
- Bond**, V.P., Sondhaus, C.A., Couch L.A., Brooks, A.L., *The requirement for energy imparted in radiation protection practice*, Int.J.Low Radiation, Vol. 1, No. 4, (2005)
- Brenner**, D., Huda, D., *Eqv ective Dose: A Useful Concept in Diagnostic Radiology*, Rad. Prot. Dosim., Acc. Pub. pp.1-6, (2008)
- Briesmeister**, J.F., *MNCP-A General Monte Carlo N-particle transport code, version 4A*. Report n. LA-12625-M. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico, (1993)
- Bushberg**, J.T. et.al., *The Essential Physics of Medical Imaging*, Lippincott Williams&Wilkins, Phočadelphia, USA ISBN: 0-683-30118-7, (2002)
- Calabrese**, E.J., Baldwin, L.A., *Defining hormesis*. Human & Experimental Toxicology 21, p.p. 91-97, (2002)

Carabajo, J., Baeza, I., Gonzales, I., Herrador, M. and Luis, F.J. *Occupational dosimetry in digital and conventional vascular/interventional radiology 2000*. Proceedings of 11th International Congress of the International Radiation Protection Association, May 23-28, Spain, Madrid, (2004)

Carlsson, C.A., Carlsson, G.A., *Basic physics of X-Ray imaging*. Series Report 8, Linköpings högskola, Institutionen för radiologi; ISRN:LIU-RAD-R-008, Second Ed., (1996)

CENTRONIC Ltd. ISS1, GM Tubes, (1990)

Compton, A.H. *The Spectrum of Scattered X-Rays*. Phys.Rev., Vol. 22, No. 5, 409, (1923)

Compton, A.H., Allison, S.K., *X- Rays in Theory and Experiment*, D.Van Nostrad Company, Inc., New York, (1935), Reprinted 1947.

Connolly, R., *Introduction to X-Ray Powder Diffraction*, EPS400-002, (2005)

Cusma, J.T, Bell, M.R., Wondrow, M.A., Taubelm J.P., Holmes, D.R. Jr., *Real-time measurement of radiation exposure to patients during diagnostic coronary angiography and percutaneous interventional procedures*. J Am Coll Cardiol. 33(2):427-35, (1999)

Darwin, C., *The Origin of Species*. London, (1859)

Dunai, T., *Cosmogenic Nuclides – Principles, Concepts and Applications in the Earths Surface Sciences*. Cambridge University Press, UK, ISBN 978-0-521-87380-2, (2010)

DZNM RH, *Tipno odobrenje za modele/tipove digitalnih dozimatera: ALARA OD 2 i ALARA OD 2A*. RH, Državni zavod za normizaciju i mjeriteljstvo; klasa:960-03/99-07/25, Ur.br.:558-03/5-99-5, Zagreb, (2000)

EA-4/02, *Izražavanje mjerne nesigurnosti pri umjeravanju*. DZM RH, Zagreb, (2008)

EC Directive 96/29/Euroatom, Basic Safety Standards, Council of the European Union, (1996)

EC RP 102, *Technical Recommendations on Measurements of External Environmental gamma radiation doses*. European Commission, A report of EURADOS WG 12, Radiation Protection 102, Brussels, (1999)

EC RP 116, *Guidelines on Education and Training in Radiation Protection for Medical Exposures*, European Commission, Radiation Protection 116, Brussels, (2000)

EC RP 160, *Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation*. European Commission, Radiation Protection 160, Brussels, (2009)

Flaud, J.M., Orphal, J., *Spectroscopy of the Earths Atmosphere*. Published Online: DOI: 10.1002/9780470749593.hrs099, John Wiley & Sons, Ltd., (2011)

Fowler, J.F., *21 years of Biologically Effective Dose*, The British Journal of Radiology, 83, 554-568, (2010)

Giacomuzzi, S.M., i sur., *Strahlenbelastung des Arztes bei Angiographie und interventioneller Radiologie*. Ber.nat.-med. Verein Innsbruck, Band 85, 369-373, Innsbruck, (1998)

Ginjaume, M., Bolognese-Milsztajn, T., Luszik-Bhadra, M. i sur. *Overview of active personal dosimeters for individual monitoring in the European Union.* Radiat.Prot.Dosim. 125 (1-4), pp 261-266, (2007)

Halmshaw, R., *Industrial Radiology, Theory and Practice,* Applied Science Publishers Ltd., New Jersey, USA, isbn 0-85334-105-2, (1982)

Harder, D., Herman, K.P., *Tissue-Equivalent materials and the ICRU Sphere,* Radiat. Prot. Dosimetry., 12, 125-128, (1985)

Hatori, S., *Radiation hormesis research findings and therapeutic applications,* Int.J.Low Radiation, Vol1, No. 4, (2005)

Hellawell, G.O., Mutch, S.J., Thevendran, G., Wells, E., Morgan, R.J., *Radiation exposure and the urologist: what are the risks?* J. Urol. 174 948-952, (2005)

Hubbell, J.H., Seltzer, S.M., *Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest*.* U.S. Secretary of Commerce, Radiation and Biomolecular Physics Division, NIST, (1996)

Hwang, S., *Three Dimensional Body Scanning System With Potential for Use in the Apparel Industry,* North Carolina University, Degree of Doctor of Philosophy, (2001)

IAEA J1-CN-192, *International Conference on Radiation Protection in Medicine - Setting the Scene for the Next Decade,* Proceedings, Bonn 2012, International Atomic Energy Agency, IAEA, Vienna, (2012)

IAEA Safety Report Series No. 13. *Radiation Protection Safety in Industrial Radiography.* International Atomic Energy Agency, Vienna, (1999a)

IAEA Safety Series No. 115. *International Basic Safety Standards for Protection from Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources,* International Atomic Energy Agency, Vienna, (1996).

IAEA Safety Series, Safety Guide RS-G-1.3., *Assessment of Occupational Exposure Due to External Sources of Radiation,* International Atomic Energy Agency- IAEA, ILO, Vienna (1999b)

IAEA STI/PUB/1113 *Radiological Protection of Patients in diagnostic and interventional radiology, nuclear medicine and radiotherapy,* Proceedings of and Int. Conference held in Malaga 26-30.03. 2001., Spain, IAEA, EC, PAHO and WHO, IAEA, ISSN 0074-1884, Vienna, (2001)

IAEA TECDOC-1423, *Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography,* International Atomic Energy Agency, Vienna, (2004)

IAEA TECDOC-1641, *Patient Dose Optimization in Fluoroscopically Guided Interventional Procedures,* International Atomic Energy Agency, Vienna, (2010)

IAEA TRS 457, *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International code of Practice,* International Atomic Energy Agency, Vienna, (2007)

ICRP Committee 1, *Low-dose Extrapolation of Radiation-Related cancer Risk*, Task Group Report, (2004)

ICRP Publication 103, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford and New York, Ann., (2007)

ICRP Publication 110, *Adult Reference Computational Phantom*, International. Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford and New York ,Ann., (2009)

ICRP Publication 117, *Radiological Protection in Fluoroscopically Guided Procedures Performed Outside the Imaging Department*, 1st Edition, International Commission on Radiological Protection, Oxford, UK, Pergamon Press, Elsevier Science Ltd, Ann., (2012a)

ICRP Publication 120, *Radiological Protection in Cardiology*, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford and New York ,Ann., (2012b)

ICRP Publication 121, *Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology*, International Commission on Radiological Protection. Oxford: Pergamon Press, Ann., (2012c)

ICRP Publication 51(17-2), *Data for Use in Protection Against External Radiation*. International Commission on Radiological Protection. Oxford: Pergamon Press, Ann., (1987)

ICRP Publication 60,. *Annals of the ICRP 1990 Recommendations*, International Commission on Radiological Protection, 21. No.1-3 (Oxford, UK, Pergamon Press Elsevier Science Ltd), (1990)

ICRP Publication 74, *Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation*. International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford and New York ,Ann., (1997a)

ICRP Publication 75, *General Principles for the Radiation Protection of Workers*. International. Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford and New York, Ann.,(1997b)

ICRP Publication 85, *Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures*. International Commission on Radiological Protection , Oxford, UK, Pergamon Press, Elsevier Science Ltd, Ann. 30(2), (2000)

ICRP Publication 89, *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values*, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, Oxford and New York ,Ann., (2001)

ICRU Report 51, *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. International Commission on Radiation Units and Measurements, (ICRU Bethesda), (1993)

ICRU Report 57, *Conversion Coefficients for use inRadiological Protection Against External Radiation*. International Commission on Radiation Units and Measurements , (ICRU Bethesda), (1998)

ICRU Report 74, *Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging*, International Commission on Radiation Units and Measurements , (ICRU Bethesda), (2005)

ICRU Report 85, *Fundamental Quantities and Units for Ionising Radiation*. International Commission on Radiation Units and Measurements, (ICRU Bethesda), (2011)

IMI CRZ-90-2010, *Praćenje stanja radioaktivnosti životne sredine u Republici Hrvatskoj*, (2011)

IMI HAA, *Potvrda o akreditaciji br. 1288*, Osposobljenost prema zahtjevima norme HRN EN ISO/IEC 17025:2007 za područja: *Određivanje radioaktivnosti, Određivanje kakvoće zraka i onečišćujućih tvari u zraku i Ispitivanja u području zaštite od ionizirajućeg zračenja*, (2011)

IMI ME-608-001, *Određivanje Hp (10) korištenjem termoluminiscentnih dozimetara*, Radna uputa, Prilog Potvrdi o akreditaciji br. 1288., (2011)

IPEM Report 78, *Spectrum Processor*, Reilly, A.J., Sutton, D., London, (1997)

IPEM Report 91, *Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems*, London, (2005)

ISO, *X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 1: Radiation characteristics and production methods*. International Standard ISO 4037-1. International Organization for Standardization. ISO, (1996)

ISO, *X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the determination of their response as a function of energy and angle of incidence*. International Standard ISO 4037-3. International Organization for Standardization, ISO, (1999)

Jakobović, Z., *Leksikon mjernih jedinica*, Školska knjiga d.d., ISBN: 978-953-0-61-482-6, Zagreb, (2008)

Javad Mortazavi, S.M., Ihushima, T., Mozdarani, H., *An Introduction to Radiation Hormesis*. University of Kyoto, Radioadaptive info., Kyoto, (1999)

Jurado, D., et.al, *Study of the Spatial Distribution of Scattered Radiation Dose Around a Surgical C-arm. Assessment of Radiation Exposure to Staff*. Proceedings of the 11th International Congress of the International Radiation Protection Association, 23-28.05.2004. Madrid, Spain, (2004)

Kase, K, Bjangard, B. and Attix, F. ed, *The dosimetry of ionizing radiation*, Volume III, Academic Press, San Diego, (1990)

Kato, H., *Method of Calculating Side Scatter Factor for Diagnostic X-rays*, S.S. Techno-Engineering Corp., C.no. 622, (2003)

Klein, O., Nishina, Y., *Über die Streuung von Strahlung durch freie Elektronen nach der neuen relativistischen Quantendynamik von Dirac*. Zeits.f.Phys. 52, 853, (1929)

Knoll, G.F., *Radiation detection and measurements*. John Willey, New York, (1986)

Koterov, A.N., *Genomic instability at exposure of low dose radiation with low let. Mythical mechanism of unproved carcinogenic effects*, Int.J.Low Radiation, Vol.1, No.4, (2005)

Kramer, R., Khoury, H.J., Vieira, J.W. Lima, V.J.M., *Max06 and Fax06 update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry*. Phys.Med.Biol. 51, 3331-3346, (2006)

Kramer, R., Vieira, J.W., Khoury, H.J., Lima, F.R.A., Loureiro, E.C.M. Lima, V.J.M., Hoff, G., *All about FAX; a Female Adult voXel Phantom for Monte Carlo Calculation in Radiation Protection dosimetry.* Phys.Med.Biol. 49, 5203-5216, (2004)

Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. and Drexler, G., *The calculation of Dose from external Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods Part I, The Male (Adam) and female (Eva) Adult Mathematical Phantoms.* GSF-Bericht No. 5-885, GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, (1982)

Kumar, P., *Radiation Safety Issues in Fluoroscopy During Percutaneous Nephrolithomy.* Urol J. 2008;5:15-23, (2008)

Lee, E.K., Zaider, M. *Intraoperative dynamic dose optimization in permanent prostate implants.* Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, Vol. 56, No. 3, pp. 854-861, (2003)

Luszik-Bhadra, M., Perle, S., *Electronic personal dosimeters will replace passive dosimeters in near future.* Radiat.Prot.Dosim. 123 (4) 546-553, (2006)

Martin, C.J., *Effective dose: how should it be applied to medical exposures?*, The British Journal of Radiology, 80, 639-647, (2007)

McDonald, J.C. Editorial, *Uncertainties in Dosimetry,* Rad. Prot. Dosim. Vol. 123, No. 3, pp.275-276, (2007)

McVey, G., Weatherburn, H., *A study of scatter in diagnostic X-ray rooms,* The British Journal of Radiology, 77, 28-38, (2004)

Miller, D.L. i sur., *Occupational Radiation Protection in Interventional Radiology: A Joint Guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology,* J.Vasc.Interv.Radiol., 21, 607-615, (2010)

Mossman, K.L., *The Linear No-Threshold Debate in Radiation Protection,* RSA Publications, Arizona State University, p.p.11-16, (2003)

Muckerheide, J., *It is Time to Tell the Truth About the Health Benefits of Low-Dose Radiation,* 21st Century Science and Technology Magazine, (2000)

NCRP Report No. 147, *Structural Shielding design for Medical X-ray Imaging Facilities.* The National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP, Bethesda, (2004)

NCRP report No. 122, *Use of Personal Monitors to Estimate Effective Dose Equivalent and Effective Dose to Workers for External Exposure to Low-LET Radiations,*The National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP, Washington, DC, (1995)

NCRP report No. 82, *SI Units in radiation Protection and Measurements,* The National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP, Bethesda, (1985)

O'Brien, B., Putten van der, W., *Quantification of Risk-Benefit in Interventional Radiology,* Rad. Prot. Dosim. Adv. Acc. pp.1-4, (2008)

ÖKD, Dittler, R., Witzani, J., *Calibration of a Personal Dosimeter for Personal Dose Equivalent $H_p(10)$,* EA – Interlaboratory Comparison IR 4 Final Report 03, Vienna, (2010)

Olea, R.A., *Optimal contour mapping using universal kriging*, J. Geophys. Res., Vol. 79, No.5; 695-702, (1974)

Oresegun, M., LeHeron, J., Maccia, C., Padovani, R., Vano, E. In collaboration with Karpel, S., **Prlić, I.**, Zachariasova, I., Milu, C., Kowski, R., Yousfi Charif, M., Miah, F. Wei, K., Berry, M., Nasukha, Sohrabi, M., Ng, K., Hag, M., Lobrigitto, A., Pataramontree, J., Than Loung, D., *Radiation protection and quality assurance in diagnostic radiology – an IAEA coordinated research project in Asia and Eastern Europe*. Applied Radiation and Isotopes 50, 271-271, (1999c)

Panasonic Ltd., *TL Badge Technical Data, Unique qualities of thermoluminescence*. Quaternary TL surveys Panasonic, (1985)

PBNC, *Effects of Low Dose of Radiation*. Joint statement at the 15th Pacific Basin Nuclear Conference, Sydney, Australia, (2006)

Pettersson, H., i sur. Ed. *The Encyclopaedia of Medical Imaging. Vol 1, Physics, Techniques and Procedures*. New York, (1998)

Prlić, I., *External Ionising Radiation Exposure During Cargo - Vehicle Radiographic Inspections*. Scientific Study, Institute for Medical research and Occupational Health, IMROH, Zagreb and International Road Transport Union, IRU, Geneva, pp. 78, Zagreb, Geneva, (2012a)

Prlić, I., *Provedba radioloških istražnih radova na lokaciji bivše tvornice Jugovinil i u njezinoj okolini*, Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada, Zagreb – Fond za zaštitu okoliša i energetska učinkovitost, Zagreb : Klasa: 406-07/09-01/00051, Ur.br. 563-04-BS-09-7, Jedinstveni dokument završnog izvješća projekta, Ur. br. IMI 01-100/131-11, pp. 211, Zagreb, (2011)

Prlić, I., *Development of Hazardous Waste Management System, Including The Identification And Management of “Hot Spot Sites” In Croatia. Task 2.1. Development of remediation action plans for the phosphogypsum tailing facility in Petrokemija fertilizer Factory, Kutina*, PHARE 2006 - (EUROPEAID /125867/D/SER/HR; Contract 2006-0505-060201:2009-2010)/ SubConsultancy Prlić I., Zagreb, (2010)

Prlić, I., Surić Mihić, M., Marović, G., Meštrović, T., *Total Occupational Exposure During Characterisation, Conditioning And Securing Of Radioactive Sealed Sources: A New Dosimetric Concept Using Active Electronic Dosimeters*. Arhiv za higijenu rada i toksikologiju. No. 60,1; 53-60, (2009a)

Prlić, I., Marović, G., Vučić, Z., Turk, R., Spitaler, E., Bituh T., Cerovac, Z., Surić Mihić, M., *Radiological characterization of Phosphogypsum Tailing Facility at Fertilizer Plant in Kutina Municipality – Croatia, including comments on possible reuse of PG products*, PHARE 2006 - (EUROPEAID /125867/D/SER/HR; Contract 2006-0505-060201:2009-2010), Zagreb, (2009b)

Prlic, I., Suric Mihic, M. and Vucic, Z., *Active electronic personal dosemeter in interventional radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 132 (3), 308-312, (2008).

Prlić, I., Vučić, Z., *Novi osobni dozimetar za novi koncept zaštite od zračenja*, Knjiga sažetaka 5. Znanstvenog sastanka Hrvatskog fizikalnog društva. Zagreb, Fizički odjel, PMF, Zagreb, (2007a)

Prlic, I., Suric Mihic, M., Milkovic-Kraus, S., Mestrovic, T. and Vrtar, M., *Characterization of workplaces in interventional radiology using active dosimeters ALARA OD.* Radiat.Prot. Dosim. 125 (1-4), 379-382, (2007c)

Prlić, I., Rubin, O., Milković-Kraus, S., Vučić, Z., Vrtar, M., *Active Electronic Personal Dosemeter In Interventional Radiology,* IPMBE Proceedings World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006 "Imaging the Future Medicine". Springer Verlag Berlin, (2006a)

Prlic, I., Suric Mihic, M., Mestrovic, T., Vucic, Z. and Cerovac, Z., «ALARA OD» *Active Electronic Personal Dosemeter – implementing a new concept in radiation dosimetry.* Book of Abstracts. 10th International Symposium on Radiation Physics. 17-22 October, Coimbra, Portugal, (2006b)

Prlić, I., Cerovac, Z., Radalj, Ž., Cerovac, H., ALARA OD X *Aktivni elektronički dozimetar - AED, AEPD, (model, instrument),* Državni izavod za normizaciju i mjeriteljstvo RH, Zagreb, (2005a).

Prlic, I., Suric Mihic, M., Milkovic-Kraus, S., Mestrovic, T. and Rojnica, F., *Characterization of workplaces in Interventional Radiology using Active Dosimeters ALARA OD.* Book of Abstracts, IM 2005-European workshop on individual monitoring of ionizing radiation, Vienna, Austria, (2005b).

Prlić, I., *Studija Utjecaja neionizirajućeg zračenja na okoliš oko i u dometu budućeg radarskog sustava na masivu Učka – procjena rizika od mogućeg ozračivanja ljudi i okoliša.* Ministarstvo graditeljstva i prostornog uređenja; Ured za prostorno uređenje Primorsko goranske županije RH, IMI-06-1/RAD-677/01-2005/, Učka, Zagreb, (2005c).

Prlić, I., *Digitalni dozimetar ALARA OD,* Knjiga sažetaka 4. Znanstvenog sastanka Hrvatskog fizikalnog društva, Krešimir Kumerički (ur.). Zagreb : Hrvatsko fizikalno društvo, (2003)

Prlić, I., *Protecting Workers against Exposure to Ionizing Radiation.* IAEA-ILO meeting, Beč : IAEA, 219-224, (2002a)

Prlić, I., Milković-Kraus, S., Radalj, Ž., Vrtar, M., Cerovac Z., Tonković, V., Golubović, D., Surić, M., *The use of digital dosimeter "ALARA OD2" in medicine ,* Proceedings of the 12th Nordic Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics, Islandic Society of Biomedical Engineering and Medical Physics, Reykjavik, 92-194, (2002b)

Prlic I. i sur., *Digital Dosemeter «ALARA OD2» - «Ort» and Personal Dosimetry.* Proceedings of International Conference on Occupational Radiation Protection: Protecting Workers against Exposure to Ionizing Radiation (IAEA, ILO, EU, OECD/NEA, WHO); Geneva, Switzerland. IAEA – CN-91; 219.-224, (2002c)

Prlić, I., Momčilović, B., Radalj, Ž., *Why me? The compliance of the occupationally exposed health care workers with the mandatory dosimetry control of the radiation risk in the Republic of Croatia,* 3rd IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe, Hungarian Radiation Protection Society, Budapest : Kyodo, A216 (1999a)

Prlić, I. i sur., *Uspostava elektronske dozimetrije uz rendgen uređaje za kontrolu prtljage i pošiljaka.* Projekt IMI_RH MUP, Zagreb, (1998-)a

Prlić, I. i sur., *Daljnji tehnološki razvoj i nadogradnja elektronskih dozimetara tipa ALARA.* Projekt IMI_ALARA uređaji d.o.o., Zagreb, (1998-)b

Prlić, I., i sur., *Quality control in diagnostic radiology - patient dosimetry I*. Medical & biological engineering & computing. 35, Suppl 2; 1115-1115, (1997)

Prlić, I., Radalj, Ž., Cerovac, H., Brumen, V., *Assessment of parameters required for optimization of X-ray procedures*, IRPA9:Proceedings of 1996 International Congress on Radiation Protection, Duftschmidt, K.E., Beč: IRPA, 3/422-3/424, (1996)

Prlić, I. Svrtnan, Z., *Medical and Environmental Dosimetry Inventory (MEDI)[®]*. Professional Data Base software package IMI[®], Projekt IMI-dozimetrija 1989 (voditelj Prlić, I.), Zagreb, (1990)

Rajan, Govinda., Izewska, J., *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, ERS, Bhabha Atomic Research Centre, India, IAEA, Vienna, (2003)

RCR, *Radiotherapy Dose Fractination*. The Royal College of Radiologists, London, (2006)

Rez, P., Metzger, R.L., Mossman, K.L., *The Dose from Compton Backscatter screening*, Radiat.Prot.Dosim. Vol. 145, No.1, pp.75-81, Advance Access, (2010)

Rozgaj, R., Kašuba, V., Šentija, K., **Prlić, I.**, *Radiation-induced chromosomal aberrations and haematological alterations in hospital workers*. Occupational medicine-Oxford. 49, 6; 353-360, (1999b)

Schueler, B.A., Vrieze, T.J., Bjarnason, H., Stanson, A.W., *An Investigation of Operator Exposure in Interventional Radiology*, RadioGraphic, 26., 1533-1541, (2006) i osobna prepiska.

Schultz, F.W. and Zoetlief, J., *Estimating effective dose for a cardiac catheterisation procedure with single or double personal dosimeters*. Radiat. Prot. Dosim. 118 :196-204, (2006)

Seibert, A.J., Boone, J.M., *X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-Ray Interactions and Image Formation*. J.Nucl.Med.Technol., 33, 3-18, (2005)

Seibert, A.J., Boone, J.M., *X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-Ray Interactions and Image Formation*. J.Nucl.Med.Technol., 33, 3-18, (2005)

Shimadzu Corporation, *Bransist Safire – Digital Angiography System (VB9 Slender)*, Technical Documentation, Tokyo, Japan, (2012)

Siiskonen T., Tapiovaara M., Kosunen A., Lehtinen M. and Vartiainen E. *Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology*. Br. J. Radiol. 80: 460-468, (2007)

Siiskonen, T., Tapiovaara, M., Kosunen, A., Lehtinen, M. and Vartiainen, E.. *Occupational radiation doses in interventional radiology: simulations*. Radiat. Prot. Dosim. 129 (1-3):36-38, (2008)

Sirajuddin, D., Krupansky, N., Qiu, Y., *Geiger Mueller Counting*. Formal report, (1995)

Snyder, W.S., Ford, M.R., Warne, G.G. and Fishe, H.I., *Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom*. MIRD Pamphlet No 5, Supplement No 3. J. Nucl. Med. 10(1969). Revised, (1978)

Sorenson, J.A. and Phelps, M.E. *Physics in nuclear medicine*. Grune&Straton Inc., New York, (1980)

Sprawls J., P., *Physical Principles of Medical Imaging*, Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, USA ISBN: 0-944838-54-5, (1995)

Surić Mihić, M., Prlić, I., Meštrović, T., *Vremenski razlučiva osobna dozimetrija liječnika tijekom radiološke intervencije*, Knjiga sažetaka 5.znanstvenog sastanka Hrvatskog fizikalnog društva. Zagreb, Fizički odjel, PMF, Zagreb, (2007b)

Surić Mihić, M., *Vremenski razlučiva osobna dozimetrija rendgenskog zračenja vrlo niskih doza*. Doktorski rad. Prirodoslovno matematički fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Zagreb, (2012)

Surić Mihić, M., Vučić Z., Prlić, I, Lulić, I. and Meštrović, T., *Radiation measurements around X-ray cabinet systems*. Radiat.Prot.Dosim. 150 (3), 375-380, (2012b)

Todor, D.D., Zaider, M., Cohen, G.N., Worman, M.F. and Zelafsky M.J. *Intraoperative dynamic dosimetry for prostate implants*. Phys. Med. Biol. Vol. 48, No. 9. 1153, (2003)

Tsapaki, V., Kottou, S., Patsilinos, S., Voudris, V. and Cokkinos, D.V. *Radiation dose measurements to the interventional cardiologist using an electronic personal dosimeter*. Radiat. Prot. Dosim. 112(2), 245-249, (2004).

TUD, *Strahlenbiophysik, Vorlesungsinhalte*, Technische Universität Darmstadt, (2011)

Turner, J.E., Wright, A.H., Hamm, R.N., *A monte Carlo Primer for Health Physicist*. (Review Article). Health Physics. 48. 717-733, (1985)

UNSCEAR 2006, *Report to the General Assembly with Scientific Annexes- Effects of Ionizing Radiation*, Vol. I-II. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. (UN publications, New York), (2007)

UNSCEAR 2008, *Report to the General Assembly with Scientific Annexes – Sources and Effects of Ionizing Radiation*, Vol. I-II. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. (UN publications, New York), (2009)

UNSCEAR 2010, *Report to the General Assembly with Scientific Annexes – Summary of Low-Dose Radiation Effects on Health*. Vol. I-II. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. (UN publications, New York), (2012)

Vaño, E., Fernandez, JM. and Sanchez R. *Occupational dosimetry in real time. Benefits for interventional radiology*. FP7 ORAMED 2011. Proceedings of International Workshop on Optimization of Radiation Protection of Medical Staff, Barcelona, 2011., Radiation Measurements, Special Issue, Vol. 46. No.12., (2011)

Vaño, E., Gonzales, L., Fernandez, J. M., Alfonso, F. and Macaja, C. *Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow up*. Br. J. Radiol. 79, 383-388, (2006).

Vaño, E., Gonzales, L., Guibelalde, E., Fernandez, J.M. and Ten, J.I. *Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology*. Br. J. Radiol. 71, 954-960, (1998)

Webb, G. Ed., *Dosimetry research*, European Commission (EC) EUR21233, Brussels, (2006)

Weeks, A.R, Pottinger, M.P, Clarke, P.W. *The BNFL legal dosimetry service*. 3rd ISOE International Alara symposium, Portoroz (Slovenia), (2002)

Wernli, C., *External Dosimetry: Operational Quantities and their Measurement*, IRPA 11th, RC-3b, Refresher Course, Madrid, (2004)

Whitby, M., Martin, C.J., *Radiation doses to the legs of radiologist performing interventional procedures: are they a cause for concern?* The British Journal of Radiology, 76, 321-327, (2003)

White, D.R., *Tissue substitutes in experimental radiation physics*, Medical Physics, Vol. 5. No. 6., (1978)

WHO, *Efficacy and radiation safety in interventional radiology*. World Health Organization. Geneva, Switzerland: WHO, (2000).

Zankl, M., Wittman, A., *The adult Male Voxel Model „Golem“ Segmented from Whole-Body CT Patient data*, Radiat. Environ. Biophys. 40, 153-162, (2001)

Zutz, H., Hupe, O., Ambrosi, P., Klammer, J., *Determination of Relevant Parameters for the Use of Electronic Dosimeters in Pulsed Fields of Ionising Radiation*, Rad. Prot. Dosim. Adv. Acc., pp.1-8, (2012)

DZRNS RH, *Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost RH*, Centralna evidencija podataka o djelatnicima profesionalno izloženim ionizirajućem zračenju, [zadnji ovlašteni pristup odgovorne osobe tehničkog servisa IMI, 12.02.2013]

NDT ERC, *Educational Resource Center*, Iowa State University, USA, dostupno na: www.ndt-ed.org, (2012), [pristup rujan 2012.]

IAEA Radiation Protection of Patients (RPOP), dostupno na:

https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/4_InterventionalRadiology/index.htm [zadnji pristup 25. siječnja 2013]

Dodatak A

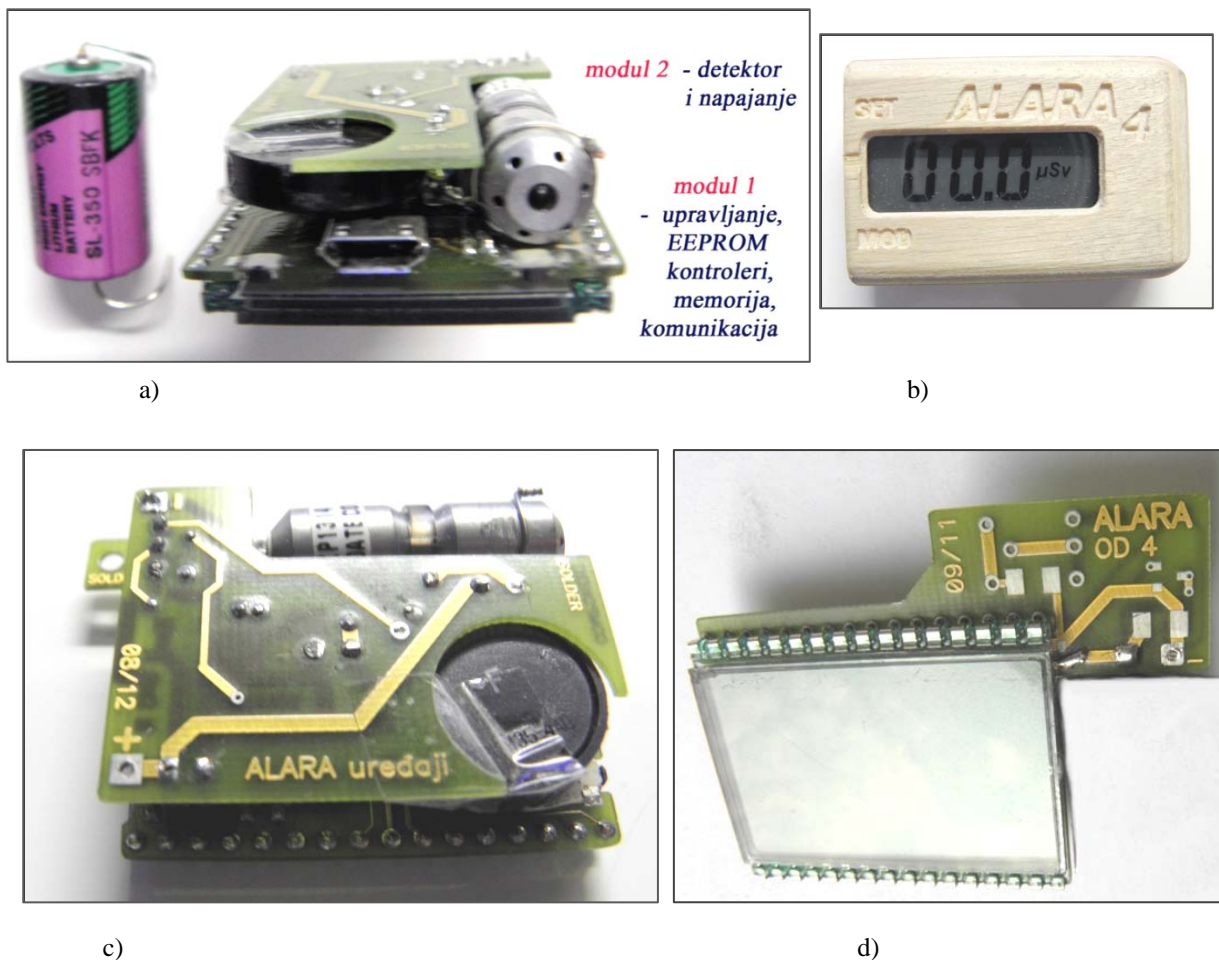
Daljni razvoj AED-a; AEPD ALARA OD 4

Model dozimetra koji je u trenutno u završnoj fazi razvoja, AEPD ALARA OD 4, nastao je nakon analiza iskustava mjerenja raspršenog rendgenskog zračenja malih i vrlo malih doza u IR te u zračnim lukama i pri carinskoj kontroli tereta. Potreba za novim modelom AED-a slijedi iz tehnološkog razvoja rendgenskih uređaja, posebno digitalnih, koji sve češće koriste pulsno ili pseudo-pulsno rendgensko zračenje [Zutz, H., i sur., 2012] za oblikovanje dijagnostičkih slikovnih anatomskih podataka. Treba istaknuti da su i linearni akceleratori koje medicina koristi za terapijske namjene na bolesnicima rendgenski uređaji. Već desetak godina linearni akceleratori su prisutni i u civilnoj uporabi, npr. za kontrolu tereta u kamionima, kontejnerima i slično. Razvoj slikovnih digitalnih tehnika i učinkovita pohrana izmjerenih podataka prešao je iz medicine u mnoga druga područja ljudskog djelovanja. Medicinska tehnologija kreće se u smjeru razvoja dinamičkih rendgenskih uređaja kojima će biti moguće pratiti i fiziološku funkciju organa i tkiva za vrijeme dok se pomoću njih prati i provodi intervencija na bolesniku. To znači da više neće biti moguće isključiti prisutnost medicinskih djelatnika, čak i tehničkog osoblja u prostoru zajedno s rendgenskom opremom i bolesnikom. Izloženost tih ljudi raspršenom rendgenskom zračenju niskih i vrlo niskih doza svakodnevno se povećava. Pasivna dozimetrija nije u stanju dati potpune i zadovoljavajuće istraživačke odgovore zaštiti od zračenja o mogućem riziku za zdravlje i utjecaju niskih doza na ljude.

AEPD ALARA OD 3 predstavljen u ovom doktorskom radu važan je doprinos daljnim istraživanjima izloženosti ljudi, pa i biote, svim vrstama ionizirajućeg zračenja, posebno onim neprirodnim.

Dosegnuti razvoj AED-a ALARA OD 4 prikazuje se informativno. Modularni pristup konceptu izrade AED-a nametnuo se tijekom njihovog svakodnevnog korištenja te radi činjenice da je pojedini AED ALARA OD x moguće umjeriti na određenu vrstu (kvalitetu) ionizirajućeg zračenja. S obzirom na tu činjenicu razvijena je komunikacijska, informacijska i memorijska elektronika koja sadrži nove i patentibilne funkcije već prikazanog AED-a.

Upravljačka i napajajuća elektronika detektora i sam detektor nalaze se na zasebnom modulu-pločici, slika A.1.



Slika A.1. Modularni AEPD ALARA OD 4 s USB priključkom.

- a) 2 - modul na kojem se nalazi GM detektor i mjerna elektronika s napajanjem.
- 1 - modul na kojem se nalazi upravljačka elektronika i memorija s priključcima za dodatne module (npr. GPS ili GSM) te USB komunikacijski priključak.
- b) Originalan izgled u drvenom kućištu (veličine slike prikazuje realnu veličinu AEPD-a).
- c) Funkcionalno spojeni moduli (bez baterije) - pogled na kompenziranu GM cijev.
- d) Pogled na zaslon koji pokazuje znakove prihvatljive veličine i mjernu dozimetrijsku veličinu.

Model AED ALARA OD 4 imat će modul za bežičnu komunikaciju s udaljenom upravljačkom konzolom. Do sada se to povezivanje uspostavljalo odvojenim mjernim tehnikama i mjernom opremom. Iskustvo istraživanja prostorne raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja uz uporabu AED-a ALARA OD 3 potaknulo je i razvoj modula koji će omogućiti GPS geopozicioniranje AED-a u trenutku zapisivanja mjernog podatka u memoriju. Time modularni AED ALARA OD 4 postaje i samostalna mjerna točka u prostoru koja može neprekidno mjeriti LBG u zadanoj, i GPS-om određenoj, točki prostora [Prlić, I., i sur., 2007a]. Mreža tih dozimetara u prostoru osnova je buduće radiološke karte [Prlić, I., i sur., 1998b; 2010] republike Hrvatske koja se oblikuje na IMI-ju.

Mala mreža tih dozimetara osnova je za izradu/procjenu prostorne izodozne raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja unutar dvorana intervencijske radiologije i kardiologije [Prlić, I., i sur., 2007c] i na otvorenom prostoru, u okolišu, npr. odlagalištima NORM-a, [Prlić, I., i sur., 2011; Prlić, I., i sur., 2009b].

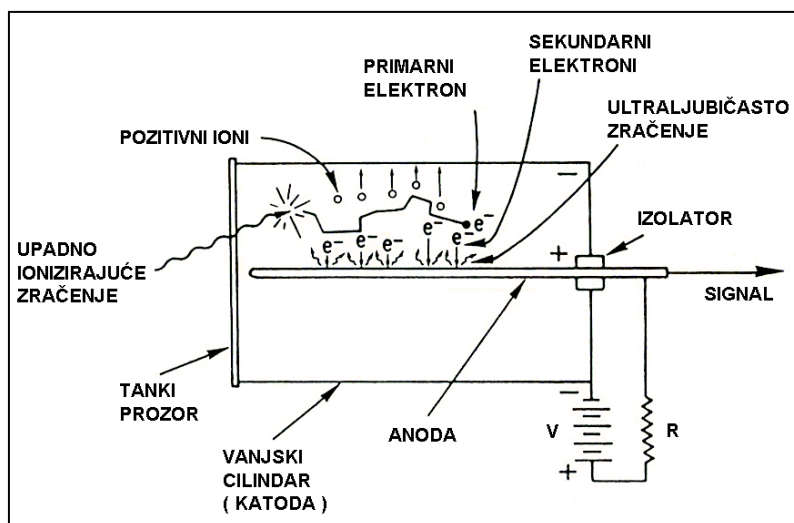
S regulatornog stajališta zaštite od zračenja modularni AED-a ALARA OD 4 bit će AEPD. Novi detektori u nekom budućem AED-u ALARA OD x ne moraju biti detektori samo za ionizirajuće zračenje.

Dodatak B

GM cijev – detektor AED-a ALARA OD x

Fizikalne osnove rada GM cijevi

Princip rada GM cijevi [Sorenson, J.A., Phelps, M.E., 1980] prikazan je na slici B.1. Centralna žica (anoda) održava se na visokom pozitivnom naponu u odnosu na vanjsku cilindričnu elektrodu (katodu). Vanjska elektroda može biti metalni valjak ili metalni film nanesen na unutrašnjost plastične ili staklene cijevi. Cilindrična je cijev zavarena i ispunjena specijalnom mješavinom plina, najčešće ¹⁸Ar pomiješanog s „quenching“⁷⁷ plinom.

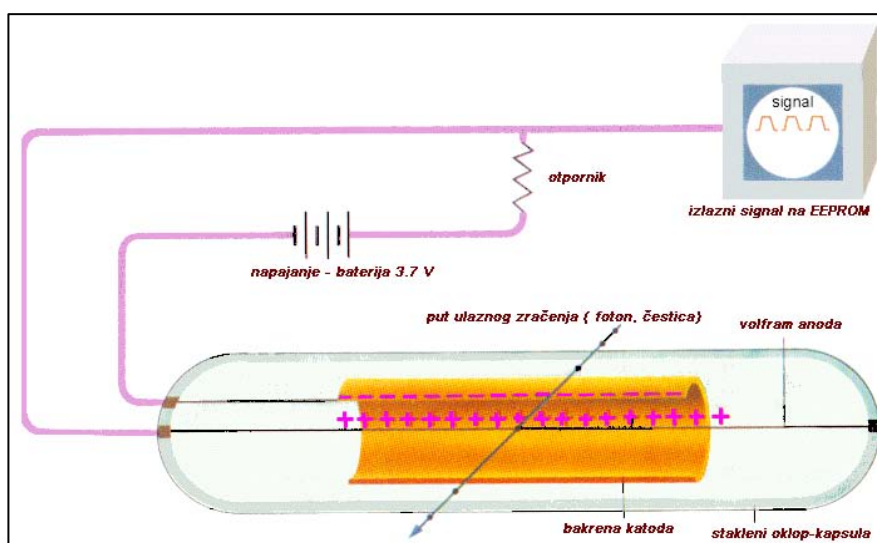


Slika B.1. Shematski prikaz principa rada GM cijevi. Izvor: [Sorenson, J.A., Phelps, M.E., 1980]

Kad se zbog djelovanja ulaznog (vanjskog) ionizirajućeg zračenja, tj. kad foton prođe kroz stijenku komore, plin u GM cijevi ionizira, elektroni oslobođeni ionizacijom ubrzavaju prema anodi te dolazi do pojave plinskog pojačanja ionizacije. Zbog velike brzine elektrona, njihovim udaranjem u anodu dolazi do oslobađanja ultravioletnog (UV) zračenja . Neki od UV fotona izazivaju dodatnu ionizaciju i oslobađaju elektrone koji, opet, velikom brzinom udaraju u centralnu žicu, oslobađaju nove UV fotone i tako ponavljaju proces. Na taj način dolazi do lavinske ionizacije koja se širi kroz volumen ispunjen plinom i uzduž cijele dužine centralne žice (anode). Nastavkom lavinske ionizacije, elektroni, koji su relativno lagani,

⁷⁷ Plin koji suzbija nepoželjna djelovanja tijekom procesa ionizacije u GM cijevi – suzbijajući plin

gibaju se brzo za razliku od teških, slabije pokretnih pozitivnih iona. Na koncu dolazi do oblikovanja „crijeva“ sporo gibajućih pozitivnih iona oko centralne žice (slika B.2.). Tad dolazi do prekida lavine jer se elektroni nađu unutar teškog oblaka pozitivnih iona koji ih „zarobe“ prije nego dođu do centralne žice. Lavinska ionizacija u GM cijevi oslobađa veliku i u osnovi konstantnu količinu električnog naboja, neovisno o naponu koji je primijenjen na cijevi i samoj energiji ulaznog ionizirajućeg zračenja.



Slika B.2. Oblikovanje „crijeva“ naboja oko centralne žice – anode u GM cijevi.

Na slici 0.4. prikazana je brzina oslobađanja naboja u ovisnosti o primijenjenom naponu [Centronics ISS1, 1990]. Dobiveni električni signal vrlo se lako može obraditi elektroničkim sklopovima, pa se GM cijev može koristiti za detektiranje i prebrojavanje pojedinačnih događaja uzrokovanih ionizirajućim zračenjem. No s obzirom da je postojanost izlaznog električnog signala neovisna o energiji upadnog ionizirajućeg zračenja, ne može se koristiti za razlikovanje različitih energija ulaznog zračenja, nije spektrometar.

U trenutku prestanka lavine naboja u GM cijevi, dolazi do dodatnog elektroničkog problema. Oblak pozitivnih iona giba se prema vanjskoj elektrodi. Kad se ionski oblak nađe vrlo blizu vanjskoj elektrodi dolazi do privlačenja elektrona iz nje. Neki od tih privučenih elektrona ulaze u visoke energijske nivoe pozitivnih iona, a njihovim prelaskom u niže energijske nivoe dolazi do emitiranja dodatnog UV zračenja. To zračenje može uzrokovati oslobađanje novih elektrona iz vanjske stijenke cijevi i uzrokovati novu lavinu naboja. Ako nisu poduzete mjere sprječavanja, na taj način jedan jedini ionizacijski događaj može dovesti do toga da GM cijev proizvede pulsirajuće serije pražnjenja naboja. Taj nepoželjan proces

spriječava se postupkom zvanim „suzbijanje“ (*engl.* quenching). Kod starijih tipova GM cijevi „quenching“ se rješavao elektronički, a danas je u uporabi tzv. „quenching plin“ koji se dodaje u osnovnu mješavinu plina u GM cijev.

„Quenching“ plin ima sljedeća svojstva:

- Lako otpušta elektrone. Kad se formira oblak pozitivnih iona, molekule „quenching“ plina neutraliziraju ga donirajući elektrone tako da ionski oblak praktično postanu ionizirane molekule „quenching“ plina
- Kad ionizirane molekule „quenching“ plina budu neutralizirane elektronima koji ulaze u više energijske nivoe, oni otpuštaju višak energije disocirajući na molekularne fragmente umjesto emitirajući UV zračenje.
- Molekule „quenching“ plina snažni su apsorberi UV zračenja tako da svako UV zračenje koje nastaje pri neutralizaciji pozitivnog ionskog oblaka biva brzo apsorbirano prije nego izazove novu lavinu.

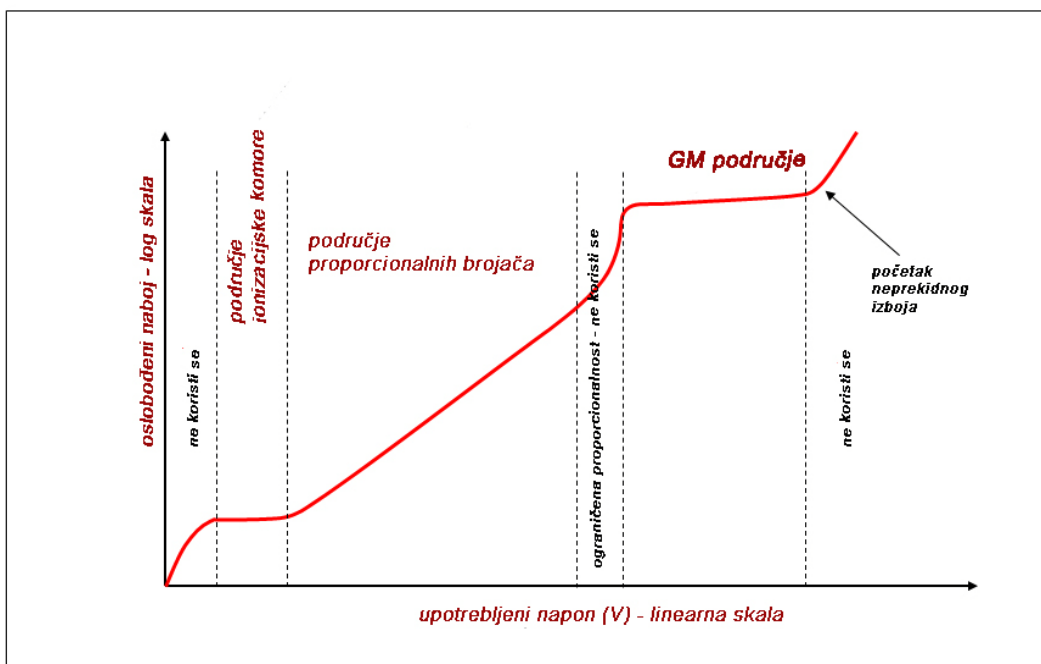
Kao „quenching“ plinovi u novije se vrijeme koriste isključivo halogeni plinovi, najčešće Cl_2 i Br_2 . Cijevi s halogenim plinovima imaju stabilne osobine i rok trajanja im je daleko veći od vremena potrebnog za bilježenje 10^{10} ionizacijskih događaja.

Da bi se održala lavinska ionizacija potreban je određeni minimalni iznos napona između elektroda GM cijevi. Krivulja koja pokazuje ovisnost broja impulsa/s u ovisnosti o naponu na GM cijevi (u polju zračenja istog intenziteta) tzv. je karakteristična krivulja GM cijevi. Da bi se dobila krivulja kao na slici B.4. korišteno je zračenje koje osigurava da broj impulsa u sekundi bude između 100 i 300 za vrijednost operativnog napona (centar GM platoa).

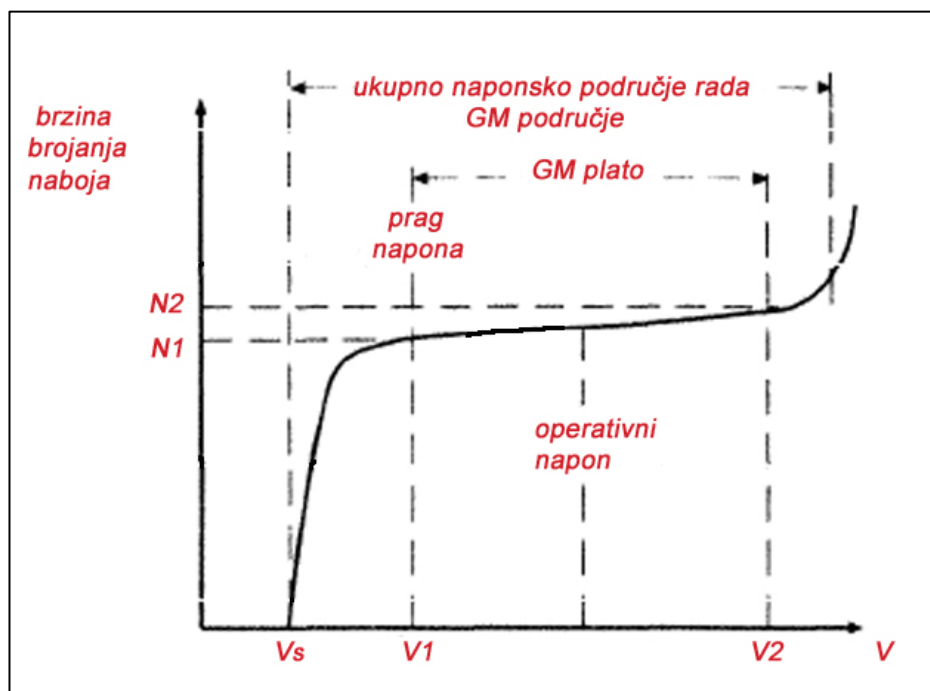
Pri niskim naponima GM cijevi nisu operativne jer nema lavinske ionizacije. Ona će se pojaviti tek kad je dosegnut napon V_S koji se definira kao najniži napon pri kojem impulsi mogu biti zabilježeni. Vrijednost V_S ovisi o dizajnu GM cijevi, ali najčešće je od 350 do 500 V. Nakon vrijednosti početnog inicijalnog napona za lavinu od 100 V vrijednosti napona dosežu prag napona V_1 . Pri $V = V_1 > V_S$ ionizacijski događaji u cijevi postaju potpuno razlučivi i proizvode izlazne naponske pulseve iste veličine.

Naboj sakupljen nakon ionizacijskog događaja gotovo je neovisan o originalno stvorenom broju iona. Napon praga V_1 ovisi o definiranim uvjetima za strujni krug same GM cijevi. Nakon napona praga V_1 počinje tzv. GM plato za uvjete pod kojima radi strujni krug. Širina platoa je tipično oko 100 V ($V_2 - V_1$ na slici B.4.).

Široki raspon napona na GM platou i njegov mali gradijent omogućavaju točna mjerenja intenziteta zračenja bez potrebe za stabilizacijom izvora napona.



Slika B.3. Područja korištenja plinskih detektora: količina naboja (ionizacija) u ovisnosti o primijenjenom naponu pri konstantnom ulaznom zračenju. : brzina oslobađanja naboja u ovisnosti o primijenjenom naponu na GM cijevi. Izvor: [Centronic ISS1, 1990].



Slika B.4. Karakteristična krivulja naponskog odgovora GM cijevi pokazuje brzinu impulsa kao funkciju anodnog napona. Prikazan je i tzv. GM plato. Izvor: [Centronic ISS1, 1990].

Razlozi postojanja gradijenta na platou su sljedeći:

- Povećanje napona blago produljuje aktivni volumen cijevi (dio prostora u kojem se ioni nalaze u odgovarajućem električnom polju osiguravajući tako mogućnost stvaranja lavinskog pražnjenja). Broj zabilježenih impulsa stoga blago raste s intenzitetom ulaznog zračenja.
- S obzirom da čak i pražnjenje „quenched“ plina ostavlja nešto rezidualnog naboja ili molekula u pobuđenom stanju, postoji konačna vjerojatnost induciranja sekundarnih pražnjenja. Ta vjerojatnost je mala, ali raste s porastom napona. Mali broj takvih „čudnih“ impulsa povećat će njihovu početnu učestalost i tako doprinijeti „nagibu“ platoa.

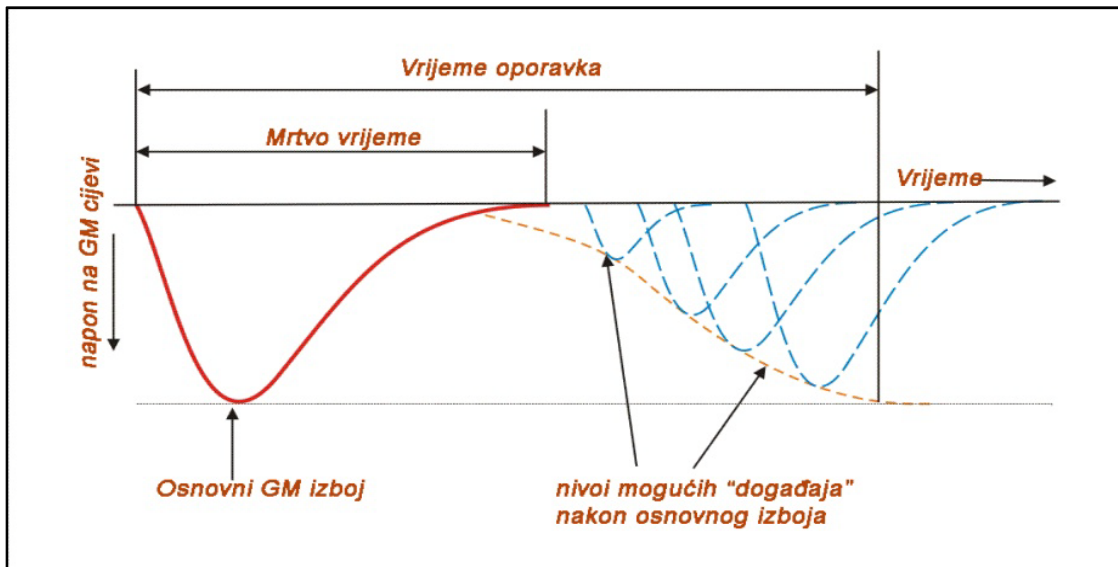
Na kraju GM platoa dolazi do oštrog rasta učestalosti impulsa s naponom. Veza između brzine brojanja impulsa i intenziteta zračenja više nije linearna. To se područje naziva područje spontanog pražnjenja i GM brojači u njemu ne mogu raditi. Uzimajući u obzir komponente strujnog kruga uz GM cijev i naponski izvor, čija se vrijednost napona postavlja u centar platoa, dobivaju se učestalosti impulsa koje su praktički neovisne o primjenjenom naponu duž cijelog raspona platoa kad je zračenje uniformno.

Mrtvo vrijeme i vrijeme oporavka GM cijevi

Učinkovitost brojanja GM cijevi određuju dva međusobno zavisna vremena, tj. „mrtvo“ vrijeme i vrijeme oporavka⁷⁸, i mogućnosti brojača su ograničene s tim dvama međusobno povezanim karakterističnim vremenima. Oba su povezana s vremenskim periodom odmah nakon pojave impulsa, a njihovo trajanje u odnosu na puls prikazano je na slici B.5.

Mrtvo vrijeme odnosi se na vrlo kratko razdoblje vremena nakon pražnjenja tijekom kojeg GM cijev nije u stanju zabilježiti bilo koji vanjski događaj vezan uz zračenje. Trajanje mrtvog vremena vezano je za elektroničke komponente uz GM cijev i traje do ponovnog punjenja efektivne kapacitivnosti kruga. U vremenu koje slijedi neposredno nakon mrtvog vremena mogući su novi događaji koji slijede osnovno pražnjenje GM cijevi, tj. tijekom tog vremena većina preostalih pozitivnih iona biva sakupljena od električnog polja, ali je samo polje nedovoljno jako da bi dozvolilo daljnja pražnjenja, čak i u slučaju novih ionizacija. To vrijeme naziva se „vrijeme oporavka“ [Centronic ISS1, 1990].

⁷⁸ (engl. Dead time) – mrtvo vrijeme, i (engl. Recovery time) – vrijeme oporavka.



Slika B.5. Mrtvo vrijeme GM cijevi. Prikaz moguće amplitude drugog naponskog pulsa kao funkcije vremena (oporavka), a neposredno nakon prvog naponskog pulsa (pulsa najveće amplitude) na GM cijevi izazvanog vanjskim impulsom zračenja. Izvor: [Centronic ISS1, 1990].

Mrtvo vrijeme ovisi o naponu na cijevi i bitan je faktor koji ograničava najveću brzinu bilježenja impulsa, jer ionizacijski događaji koji se dogode unutar mrtvog vremena neće proizvesti impuls na GM cijevi, što znači da neće biti zabilježeni. To je posebno važno pri mjerenju pulsnog rendgenskog zračenja.

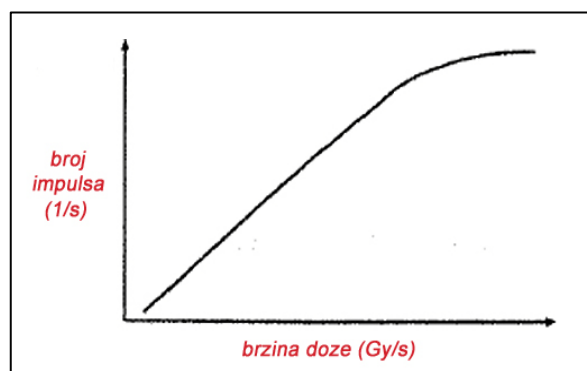
Prava brzina impulsa N_p povezana je s mrtvim vremenom τ i mjerenom brzinom impulsa N na sljedeći način:

$$N_p = \frac{N}{1 - N\tau} \quad (B.1.)$$

pri čemu za $N\tau \ll 1$ vrijedi $N_p \approx N$.

Utjecaj mrtvog vremena iznimno je velik kad se mjere velike brzine doze ulaznog zračenja jer se tijekom njega ne bilježe ionizacijski događaji koji su se u stvarnosti vjerojatno dogodili. Na taj način dolazi do gubitka značajnog broja impulsa, a to se u grafičkom prikazu karakteristične ovisnosti učestalosti impulsa o brzini doze (za određeni tip GM cijevi) vidi kao nelinearnost (slika B.6.).

Radi smanjenja mrtvog vremena, a time i povećanja maksimalne brzine brojanja impulsa, obično se primjenjuju elektronička rješenja različitog spajanja anode i katode s ostalim elektroničkim elementima. Time se smanjuje kapacitivnost cijelog elektroničkog sklopa, pa se ukupno mrtvo vrijeme može smanjiti na oko 5 μ s. Mrtvo vrijeme ograničava korištenje GM cijevi za mjerenja u vanjskim pulsним poljima zračenja. Naime pri visokim frekvencijama pulseva ulaznog zračenja može se dogoditi da unutar jednog mrtvog vremena bude više od jednog impulsa, a GM cijev to ne može zabilježiti.



Slika B.6. Brzina brojanja impulsa (učestalost impulsa) u odnosu na brzinu doze za tipičnu GM cijev.
Izvor: [Centronic ISS1, 1990].

Vrijeme oporavka definira se kao najkraće vrijeme između dvaju uzastopnih normalno izmjerenih impulsa i tipično je dvaput dulje od mrtvog vremena tj. iznosi cca. 10 μ s.

Odgovor GM cijevi na ulazno ionizirajuće zračenje

AED ALARA OD x koriste se za mjerenja γ i rendgenskog zračenja i ovdje će biti opisana samo uporaba i osobine GM cijevi vezane za takva, fotonska ulazna zračenja.

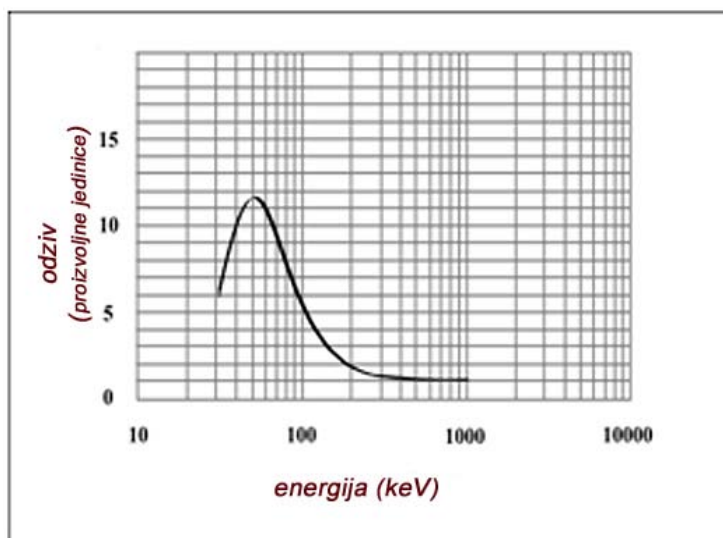
Kod rendgenskog zračenja energija nižih od 25 keV potrebno je koristiti GM cijevi s plinom koji ima visoki koeficijent apsorpcije (^{18}Ar , ^{54}Xe i ^{36}Kr pod višim tlakom nego u uobičajenim GM cijevima). Osim ionizacije atoma plina u cijevi, kod rendgenskog i zračenja viših energija dolazi do fotoelektričnog efekta na unutarnjoj metalnoj strani katode. Elektroni izbačeni iz katode na svom putu prema anodi ioniziraju atome ili molekule plina. Kako vjerojatnost interakcije na katodi raste s atomskim brojem materijala katode, raste i efikasnost GM cijevi za spomenute tipove zračenja. Najčešće se koriste cijevi s katodom od kromiranog željeza (28% ^{24}Cr) koji ne reagira s „quenching“ plinom. Također se koriste i katode presvučene platinom ($Z = 80$), koje pojačavaju efikasnost brojanja. Potrebno je

naglasiti da katode s materijalima visokog Z jako atenuiraju upadno zračenje niskih energija, a time i smanjuju odgovor detektora te nisu pogodne za ugradnju u AED ALARA OD x koji su namijenjeni mjerenju niskih i vrlo niskih doza.

Kompensacija GM cijevi kao detektora AED-a

Još jedna važna osobina GM cijevi o kojoj je trebalo voditi računa pri promišljanju novog elektronskog dozimetra jest njezina osjetljivost s obzirom na energiju. U AED-ima tipa ALARA OD x, GM cijevi imaju najveću osjetljivost u energijskom intervalu 40 - 200 keV, a nakon toga osjetljivost postupno pada s porastom energije, te iznad 300 keV ne više ne ovisi o upadnoj energiji zračenja, što je tipična osobina GM cijevi (slika B.7.).

Radi smanjivanja energijske ovisnosti brojačkog odziva cijevi, tj. povećanja osjetljivosti GM cijevi, osobito na energijama ulaznog zračenja nižim i oko 100 keV, koriste se kompenzacijski filtri od različitih materijala koji se postavljaju oko cijevi – cijev se oklopljuje. Najčešće se koriste olovo ili kositar, koji je povoljniji. Olovo ima apsorpcijski rub na 88 keV i nije prikladan za energije zračenja ispod te vrijednosti.

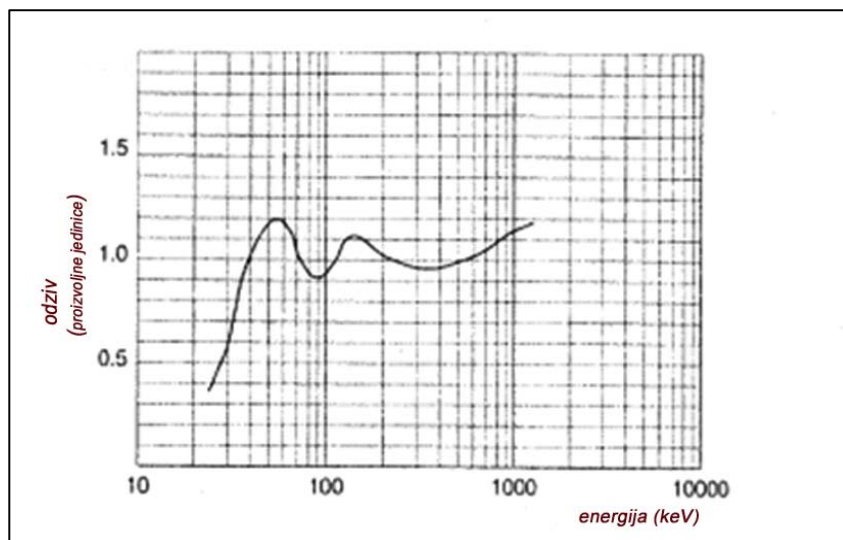


Slika B.7. Energijski odziv nekompensirane GM cijevi u odnosu na ^{137}Cs . Jasno je vidljiv karakteristični „peak“ na 60 keV. Izvor: [Centronic ISS1, 1990].

Kositar ima apsorpcijski rub na 29 keV što ga čini prikladnim za mjerenja zračenja nižih energija. Kompensacijski filter potpuni je omot oko GM cijevi, s time da se po sredini cijevi ostavi kružni procjep.

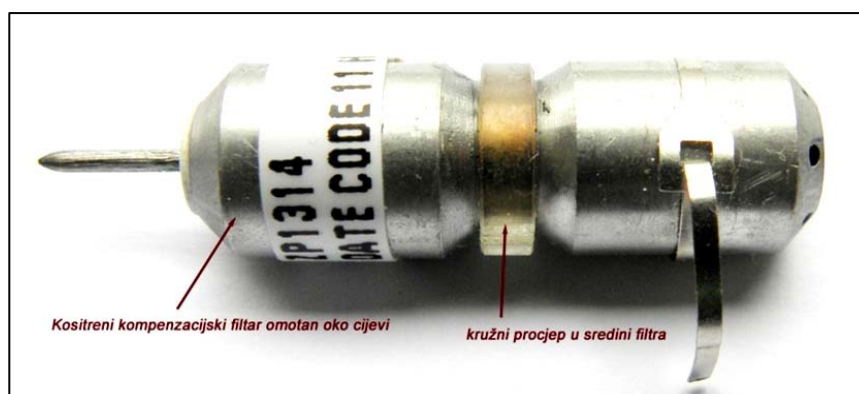
Širina procjepa podešava se tako da se maksimalni odziv nekompensirane cijevi (obično između 60 i 80 keV, slika B.7.) smanji. Na primjer, ako je odziv nekompensirane cijevi 10

puta veći na 60 keV od odziva kompenzirane cijevi procjep na filtru podešava se tako da 10% osjetljive površine nekompenzirane cijevi bude nezaštićeno kompenzacijskim filtrom. Slika B.8. prikazuje energijski odziv tako kompenzirane cijevi.



Slika B.8. Energijski odziv energijski kompenzirane cijevi u odnosu na ^{137}Cs . Izvor: [Centronic ISS1, 1990].

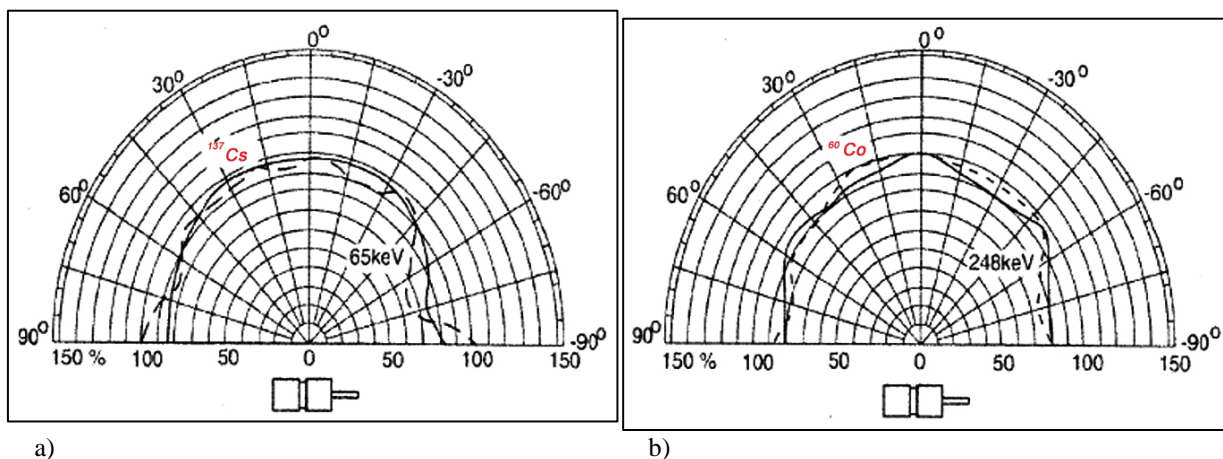
Opisane kompenzirane cijevi najprikladnije su za uporabu kao detektori za mjerenja doznih ekvivalenata. U tipu AED-a ALARA OD 3 koriste se kositrom kompenzirane GM cijevi.



Slika B.9. Kompenzirana GM cijev koja se koristi u AED-u ALARA OD 3 s omotom od kositrenog filtra i kružnim procjepom po sredini. Izvor: [Centronic ISS1, 1990].

Kutni odziv GM cijevi u ALARA OD x tipu dozimetra

Osim energijskog odziva važan je i kutni odziv GM detektora. S obzirom da je GM cijev cilindričnog oblika, normalnim smjerom upada zračenja (kut upada 0°) smatra se smjer okomit na os GM cijevi. Kompenzacijski filter ne smije utjecati na odgovor cijevi za različite kuteve zračenja. Zbog toga ima kružni procjep postavljen oko središta cijevi i prikazan je na slici 0.9. Kutni odziv energijski kompenzirane GM cijevi prikazan je na slici B.10.



Slika B.10. Kutni odziv energijski kompenzirane GM cijevi.

- slika predstavlja relativni odziv za γ zračenje ^{137}Cs i rendgenske fotone energije 65 keV, i
- slika za γ zračenje ^{60}Co i rendgenske fotone energije 248 keV. Izvor: [Centronic ISS1, 1990].

Dodatak C

Osnovni tehnički, i podaci o uporabi AED-a ALARA OD 3

Upute za uporabu:

ALARA OD 3 je digitalni dozimetar namjenjen mjerenju doze i brzine doze ionizirajućeg zračenja.

Mjeri γ i rendgensko, a registrira i beta zračenje.

Postoje dva osnovna načina na koje se uređaj može koristiti. Prvi način je da se uređaj koristi samostalno, podaci se očitavaju sa zaslona, a uređajem se upravlja pomoću dviju tipki: MODE i SET. Drugi je način da se uz uređaj koristi i računalo, koje se s uređajem povezuje RS-232 vezom, i služi za očitavanje rezultata mjerenja.

Za pritiskanje tipki MODE i SET može se koristiti obična ili kemijska olovka, čačkalica, šibica i sl., ali ne igla.

Tipke nije potrebno pritiskati velikom silom. Ako tipka ne reagira na pritisak, treba ga ponoviti.

Kada radi samostalno, uređaj ima slijedeće modove rada:

1. Integralna (akumulirana) doza

Na zaslonu se prikazuje integralna doza u μSv . Prikazana je doza primljena od trenutka uključenja uređaja ili od zadnjeg poništenja pritiskom na SET. Opseg mjerenja je od 0.1 μSv do 1999 μSv . Kad integralna doza premaši 1999 μSv na zaslonu piše +---. Kad integralna doza dosegne iznos alarm doze uključit će se zvučni signal.

MODE: Kratkim pritiskom (<1s) prelazi se u mod 2. dugim pritiskom (>1s) uređaj prelazi u mod OFF.

SET: Kratkim pritiskom (<1s) isključuje se zvučni signal ako je uključen. Dugim pritiskom (>1s) poništava se iznos integralne doze na 0.

2. Brzina doze

Na zaslonu se prikazuje brzina doze u $\mu\text{Sv/h}$ i simbol \sim . Prikazana je prosječna brzina doze kroz prethodnih 8 sekundi. Opseg mjerenja je od 1 $\mu\text{Sv/h}$ do 1999 $\mu\text{Sv/h}$. Brzina doze veća od 1999 $\mu\text{Sv/h}$ prikazuje se kao +---.

MODE: Prelazi se u mod 3.

SET: Nema funkciju.

3. Ukupna integralna doza

Na ekranu se prikazuje integralna doza u μSv i simbol Δ . Prikazana je ukupna primljena doza od trenutka uključenja uređaja. Ova doza ne ovisi o dozi prikazanoj u modu 1 i ne može se poništiti.

Uređaj svaki sat zapisuje iznos ove doze u EEPROM memoriju. Opseg mjerenja je od 0.1 μSv do 46 mSv. Doza veća od 1999 μSv prikazuje se na zaslonu kao +---, i očitava se pritiskom na SET.

MODE: Prelazi se u mod 4.

SET: Ako doza premaši 1999 μSv , pritiskom na SET može se očitati u mSv.

4. Sat

Na zaslonu se prikazuje vrijeme u formatu sati:minute. Podešavanje vremena: Pritisne se SET i drži pritisnut 1 sekundu. Vrijeme na satu ne teče. Svaki sljedeći pritisak na SET povećati će broj minuta za 1. Nakon 59 minuta brojač počinje brojiti od 0. Pritiskom na MODE počinje podešavanje sati. Svaki pritisak na SET povećati će broj sati za 1. Nakon 12 sati brojač počinje brojiti od 1. Pritiskom na MODE počinje teći vrijeme.

MODE: Prelazi se u mod 1.

SET: Dugim pritiskom (>>1s) prelazi se u mod za podešavanje vremena.

OFF Dozimetar isključen

Na zaslonu se prikazuje vrijeme u formatu sati:minute. Dvotočka treperi. U ovom modu uređaj ne mjeri zračenje, ali pamti iznose integralnih doza.

MODE: Dugim pritiskom (>>1s) uređaj prelazi u mod 1.

SET: Prvo se pritisne SET, a zatim i MODE. Kad dvotočka prestane treptati puste se i SET i MODE. Uređaj prelazi u mod 5.

5. Vrijeme rada

Na zaslonu se prikazuje vrijeme kroz koje je uređaj mjerio zračenje i simbol Δ . Do 19 sati i 59 minuta prikaz je sati:minute, a nakon toga se prikazuju samo sati. Nakon 1900 sati brojač se zaustavlja. U ovom modu uređaj ne mjeri zračenje, ali pamti iznose integralnih doza.

MODE: Prelazi se u mod 6.

SET: Dugim pritiskom (>1s) poništava se prikazani podatak i vrijeme se mjeri od 0 min.

6. Vrijeme u polju zračenja

Na zaslonu se prikazuje vrijeme koje je uređaj proveo u polju zračenja i simbol \sim . Mjeri se samo vrijeme provedeno u polju jačem od 10 $\mu\text{Sv/h}$. Do 19 sati i 59 minuta prikaz je sati:minute, a nakon toga se prikazuju samo sati. Nakon 255 sati brojač se zaustavlja.

U ovom modu uređaj ne mjeri zračenje, ali pamti iznose integralnih doza.

MODE: Prelazi se u mod 7.

SET: Dugim pritiskom (>>1s) poništava se prikazani podatak i vrijeme se mjeri od 0 min.

7. Alarm doza

Na zaslonu se prikazuje trenutna alarm doza u μSv . Kada integralna doza prikazana u modu 1 dosegne vrijednost zadane alarm doze aktivira se zvučni signal. Moguće alarm doze su 1000, 500, 250, 100, 50, 25, 10 i 5 μSv . U ovom modu uređaj ne mjeri zračenje, ali pamti iznose integralnih doza.

MODE: Prelazi se u mod OFF.

SET: Mijenja iznos alarm doze.

OSOBNI DOZIMETAR ALARA OD 3 UZ RAČUNALO

Kad se uređaj koristi kao osobni dozimetar, dostupna su samo prva 4 moda rada, a ostalim funkcijama upravlja se preko programa na računalu. Stoga korisnik ne može uključiti ili isključiti dozimetar koristeći tipke na uređaju. Ovlaštenim ispisom na računalu moguće je dobiti ne samo informaciju o ukupnoj izmjerenoj dozi, nego i kontinuirani zapis kako, koliko i kada se doza s vremenom povećavala. Uređaj periodički (svaki sat ili svakih 2,4,8,16,32,64 ili 128 sati) u EEPROM zapisuje podatak o iznosu ukupne integralne doze, a u slučaju da brzina doze prijeđe zadani prag zapisuje kad se to dogodilo, koliko je trajalo, i koliko se promjenila ukupna integralna doza. Memorija ima kapacitet 992 ovakva zapisa.

Kad se starta program DOZ3.exe na zaslonu računala se pojavi:

Dozimetrijski program ALARA ser.br.verzija.....

Danas je <<datum i vrijeme>>

Koristi se COM1

SPACE to connect, ESC to quit, TAB to change port

Svaki put treba provjeriti datum i vrijeme i po potrebi ih podesiti, jer je to jako važno za valjanost dozimetrijskih podataka. Ako kabel za komunikaciju sa osobnim dozimetrom nije u navedenom COM portu pritiskom na tipku TAB mijenja se aktivni COM port. Kraj kabla utakne se u osobni dozimetar. Ako želimo samo pročitati dozimetrijske podatke, pritisnemo razmaknicu. Na zaslonu bi se trebao pojaviti natpis:

connected

Ako se pojavi natpis

no connection

ili se ništa ne pojavi potrebno je ponovno pritisnuti (više puta po potrebi) razmaknicu. No ako je nemoguće uspostaviti komunikaciju treba provjeriti kabel ili stanje baterije u uređaju. Kad se uspostavi veza na zaslonu dozimetra treba biti natpis **-PC**, a na računalu se treba pojaviti natpis:

transfer ok

Dozimetar broj: <<serijski broj>>

Korisnik: <<ime korisnika>>

Startno vrijeme :

Vrijeme očitavanja:

Instrument je umjeren na ...

*ukupna doza: ... μ Sv ... impulsa
... zapisa u memoriji*

i spisak naredbi.

Ako se pojavi natpis

wrong chksum,

treba naredbom Q prekinuti vezu i ponoviti postupak. Ako se ništa ne pojavi, pritiskom na razmaknicu prekine se komunikacija, a zatim se ponovi postupak.

Program prepoznaje sljedeće naredbe:

- ?** ispisuje osnovne podatke o uređaju, korisniku, ukupnu dozu i interval unutar kojeg je sakupljena
- L** čita dozimetrijske podatke iz memorije dozimetra i sprema ih u memoriju računala
- I** šalje dozimetrijski izvještaj na ekran, printer ili disk u tekstualnom formatu
- H** sprema dozimetrijski izvještaj na disk u formatu za statističku obradu
- V** ispisuje sve mjerne podatke na ekran
- !** omogućava promjenu imena korisnika uređaja
- T** podešava sat u uređaju prema satu na računalu
- Z** resetira uređaj
- Q** prekida vezu računala s uređajem.

Da bi se dobio dozimetrijski izvještaj, resetirao dozimetar i prekinula veza potrebno je redom uporabiti naredbe L, H i/ili I i Z. Dozimetrijski izvještaj dobiven naredbom H ili I sprema podatke u datoteku čije je ime kombinacija serijskog broja dozimetra i datuma očitavanja, s nastavkom *.DOZ. Ako se dozimetar očita više puta u istom danu novi podaci prepisati će se preko starih.

Tehnički podaci:

Namjena:	mjerenje gama i X zračenja
Detektor:	energetski kompenzirana GM cijev
Raspon mjerenja:	0,01 μ Sv do 46 mSv za integralnu dozu, 1-1999 μ Sv/h za brzinu doze
Ovjeravanje:	$\pm 5\%$ (^{137}Cs)
Energetski odziv:	Uređaj prikazuje Hp(10) ambijentalnu dozu linearnu od 50 keV do 1,25 MeV, uz maks. pogrešku $\pm 15\%$ u odnosu na ^{137}Cs (661 keV)
Linearnost brzine doze:	$\pm 7\%$
Napajanje:	ugrađena 3,7 V baterija, dovoljna za 5 godina neprekidnog rada
Potrošnja uređaja:	80 μ W.
Radni uvjeti:	temperatura: -10 do +50 C°, vlažnost do 90%
Dimenzije:	80 x 61 x 21 mm
Težina uređaja (s baterijom):	85 g
Proizvođač:	ALARA uređaji d.o.o., Veslačka 2, Zagreb, Hrvatska

Napomena:

- S obzirom da uređaj mjeri i prirodno zračenje koje ukupno sumirano iznosi cca 2.5 μ Sv na dan, iznosi integralnih doza koje uređaj pokazuje povećavat će se čak i kada uređaj nije u polju umjetnih izvora zračenja jednostavno zato jer kontinuirano zbraja i vrijednosti lokalnog pozadinskog ionizirajućeg zračenja na lokaciji na kojoj se dozimetar nalazi.

Slijede preslike Tipnog odobrenja Državnog zavoda za normizaciju i mjeriteljstvo izdanog za AED-e tipa ALARA OD2 i ALARA OD2A i „Poročila o kalibraciji“ mjerila ALARA OD2 izdanog od Instituta „Jožef Štefan“, Nacionalnog laboratorija za dozimetrijske standarde, Ljubljana, Republika Slovenija u kojem se jasno vide energijska područja unutar kojih je provedeno umjeravanje AED-a.



REPUBLIKA HRVATSKA

DRŽAVNI ZAVOD ZA NORMIZACIJU
I MJERITELJSTVO

KLASA: 960-03/99-07/25
URBROJ: 558-03/5-99-5
Zagreb, 2000-1-11

Na temelju članka 202. stavka 1. Zakona o općem upravnom postupku ("Narodne novine" broj 53/91), članka 26. stavka 1. Zakona o mjeriteljskoj djelatnosti ("Narodne novine" broj 11/94) i članka 8 stavka 1. Pravilnika o načinu na koji se provodi tipno ispitivanje mjerila ("Narodne novine" broj 93/96), u povodu zahtjeva za tipno ispitivanje mjerila tvrtke "ALARA UREĐAJI" d.o.o., Veslačka 2, 10000 Zagreb radi odobravanja tipa mjerila, ravnatelj Državnog zavoda za normizaciju i mjeriteljstvo izdaje

TIPNO ODOBRENJE

1. Odobrava se tip mjerila:

- vrsta mjerila:	Digitalni dozimetar
- tvornička oznaka mjerila:	ALARA OD 2 i ALARA OD 2A
- proizvođač mjerila:	"ALARA UREĐAJI" d.o.o.
- mjesto i država proizvodnje mjerila:	Zagreb, Republika Hrvatska
- službena oznaka tipa mjerila:	HR RE-4-1007
2. Mjerila iz točke 1. ovog tipnog odobrenja mogu se podnositi na ovjeravanje.
3. Ovo tipno odobrenje vrijedi 10 godina.
4. U prilogu ovoog tipnog odobrenja su podaci propisani u članku 9. stavku 2. Pravilnika o načinu na koji se provodi tipno ispitivanje mjerila.

Obrazloženje

Tvrtka "ALARA UREĐAJI" d.o.o. podnijela je ovom Zavodu, 30. 03.1999., zahtjev za tipno ispitivanje mjerila iz točke 1. ovog tipnog odobrenja. Uz zahtjev je priložena tehnička dokumentacija o mjerilu i potreban uzorak mjerila.

Tipnim ispitivanjem mjerila iz točke 1. ovog tipnog odobrenja provedenim sukladno Pravilniku o načinu na koji se provodi tipno ispitivanje mjerila i izvješćem o ispitivanju utvrđeno je da mjerila udovoljavaju mjeriteljskim zahtjevima propisanim Pravilnikom o metrološkim uslovima za radne etalone jedinice ekspanzijske doze jonizirajućeg zračenja ("Narodne novine" broj 53/91) i da su prikladna za uporabu.

Ovo tipno odobrenje vrijedi 10 godina na temelju članka 8. stavka 2. Pravilnika o načinu na koji se provodi tipno ispitivanje mjerila.

Slijedom navedenog odlučeno je kao u izreci ovog tipnog odobrenja.

Upravna pristojba po tarifnom broju 1. i 2. Zakona o upravnim pristojbama ("Narodne novine broj 8/96) u iznosu od 20,00 kn i 50,00 kn naplaćena je od podnosioca zahtjeva i poništena na zahtjevu.

Prilog: kao u tekstu (5 str.)



- Dostaviti:
1. "ALARA UREĐAJI" d.o.o., Veslačka 2, 10000 Zagreb
 2. OMN-Zagreb, Osijek, Rijeka, Split
 3. Pismohrana, ovdje
 4. Glasilo Zavoda

Institut "Jožef Stefan", Ljubljana, Slovenija

1000 Ljubljana, Jamova 39 / p.p. 3000 / Tel.: 061 177 39 00 / Fax.: 061 123 21 20,

Nacionalni laboratorij za dozimetrične standarde



POROČILO O KALIBRACIJI

Številka: 2/39
Number:

CALIBRATION REPORT

Stran: 1 od 2
Page: of

Naročnik
Applicant ALARA UREĐAJI d.o.o.
Veslačka 2, Zagreb
Zdravko Cerovac

Lastnik
Owner ALARA UREĐAJI d.o.o.
Veslačka 2, Zagreb

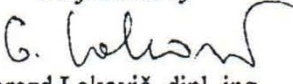
Merilo <i>Instrument</i>	Ime <i>Name</i>	ALARA OD-2
	Proizvajalec <i>Manufacturer</i>	ALARA UREĐAJI
	Tip <i>Type</i>	osebni digitalni dozimeter
	Oznaka <i>Code</i>	štev. 80

Čas kalibracije
Period of calibration 15. 6. 1999

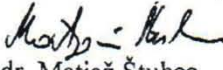
Pogoji okolja
Environmental conditions T = (20 ± 3)°C R.H. = (60 ± 6) %

Kalibracijski postopek
Calibration procedure Kalibracija je izvedena s primerjanjem kazanja merila s pravimi vrednostmi doze, realiziranimi z mednarodno sledljivimi etaloni.

Izvedel
Performed by


Gorazd Lakovič, dipl. ing.
metrolog

Odobril
Approved


dr. Matjaž Štuhec
vodja laboratorija

Datum
Date

15. 7. 1999

CERTIFIKAT O KALIBRACIJI
CALIBRATION CERTIFICATE

Številka
Number

Stran
Page 2 od
of 2

Rezultati
Results

1. kalibracija v polju vira ^{137}Cs ; čas obsevanja je 360 sek; merilna negotovost etalona je 2,4%

D_i (μSv)	D_m ($\mu\text{Gy}/10$)	R	U (%)
1080	108	1,00	2,5
264	27,3	1,03	2,8
94,4	9,7	1,03	3,7
7,72	0,81	1,05	8,8
1,36	0,15	1,10	18

2. energijska odvisnost pri energijah 40 keV - 150 keV; vir sevanja je rentgenski generator s kvalitetami ozkega spektra N40 - N150 po standardu ISO-4037; čas obsevanja je 36 sek; merilna negotovost etalona je 3,2%

kV/mA	D_i (μSv)	D_m ($\mu\text{Gy}/10$)	$1/R$	U (%)
40/10	114	42,4	0,269	4,2
60/6	163	112	0,145	3,5
80/10	131	107	0,122	3,5
100/22	102	71,6	0,142	3,9
120/20	109	62,2	0,175	3,9
150/50	117	54,4	0,215	3,9

3. razlaga simbolov:

D_i prava vrednost doze (fotonska ekvivalentna doza H_x)
 D_m kazanje merila
 R odziv, $R = D_m / D_i$
 U skupna merilna negotovost s faktorjem pokritja $k=2$, ki zagotavlja približno stopnjo zaupanja 95%
 MPE maksimalna dovoljena relativna napaka kazanja merila,
 $MPE = (R_{\max} - 1) 100\%$

Opombe
Remarks

Po standardih IEC je $MPE = \pm 15\%$ pri kalibraciji na ^{137}Cs .

Dodatak D

IMI je akreditiran prema normi HRN EN ISO/IEC 17025:2007, pri HAA. Koristi metode za mjerenja brzine prostornog (ambijentalnog) ekvivalenta doze $\dot{H}^*(10)$ rendgenskog i γ zračenja energija od 33 keV do 1.3 MeV.

Vrijednosti $\dot{H}^*(10)$ definirane su u intervalu od 100 nSv/h do 100 mSv/h u okolišu ili neposrednoj blizini izvora, posebno rendgenskog izvora ionizirajućeg zračenja u radnim prostorima ili na otvorenom.

Osim vlastitih AED-a ALARA OD 3 za mjerenja $\dot{H}^*(10)$ u ovom doktorskom radu korišteni su i THERMO SCIENTIFIC FH 40 mjerni uređaji (tip: FH 40 G-L10; $H^*(10)/t$) s ugrađenim proporcionalnim brojačem (unutarnje i vanjske sonde). Za mjerenje H i $H^*(10)$ korištena je i ionizacijska komora STEP RGD volumena 1 l.

Procjena mjerne nesigurnosti instrumenta FH 40 G-L10

U procjenu mjerne nesigurnosti ulaze doprinosi koji dolaze od mjernog uređaja karakteristika izvora zračenja i geometrije mjerenja. Procjena je izvršena temeljem proizvođačkih podataka o tipnim karakteristikama mjernog uređaja.

Doprinosi mjernoj nesigurnosti:

a) Umjeravanje – TIP B

Odstupanje pokazivanja mjernog uređaja pri energiji 662 keV i $\dot{H}^*(10)$ u području od 80 μ Sv/h do 80 mSv/h: <1,1 % (proizvođački podatak)

Mjerna nesigurnost umjeravanja: $< \pm 3$ %

Mjerna nesigurnost umjeravanja korigira se po potrebi na godišnjoj osnovi temeljem podataka koji dolaze od redovitog godišnjeg umjeravanja.

b) Energijski odziv – TIP B

Vrijednosti preuzete iz specifikacije proizvođača:

Relativno odstupanje u odnosu na energiju 662 keV (^{137}Cs), za područje energija od od 33 keV do 1,3 MeV: ± 20 %,

Mjerno područje energije zračenja prema specifikaciji proizvođača iznosi od 30 keV do 4.4 MeV. Područje iznad 1.25 MeV ne koristi se zbog nedostatka podataka o energijskom odzivu mjernog uređaja u navedenom području.

c) Kutni odziv – TIP B

Vrijednosti preuzete iz specifikacije proizvođača:

Relativno odstupanje u odnosu na odziv pri energiji 662 keV i kut upada zračenja 0° , za područje energija od 118 keV do 1,3 MeV, te za područje kuteva upada zračenja od 0° do $\pm 90^\circ$: -5 % do +20 %

Relativno u odnosu na odziv pri energiji 65 keV i kut upada zračenja 0° , za područje energija 48 keV do 100 keV, te za područje kuteva upada zračenja od 0° do $\pm 90^\circ$: -40 % do +20 %

Za navedenu kutnu pogrešku maksimalno odstupanje mjernog uređaja kroz navedeno područje energija zračenja iznosi manje od ± 15 %.

Temperaturna ovisnost – TIP B

Vrijednosti preuzete od proizvođača:

- odstupanje manje od 20 % za područje temperatura od -30°C do $+55^\circ\text{C}$

Razlučivanje očitavanja – TIP B

Uz razlučivanje uređaja od 3 digita procjenjuje se odstupanje < 1 % za sve vrijednosti očitavanja mjernog uređaja.

ŽIVOTOPIS

Ivica Prlić rođen je u Zagrebu 1955. godine. Oženjen, bez djece. Osnovnu školu, XV-matematičku gimnaziju i srednju muzičku školu pohađao je u Zagrebu. Na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu diplomirao je 1982. godine na studiju eksperimentalne inženjerske fizike – smjer atomska fizika. Volontira na Institutu za fiziku i do 1985. godine radi u Tehničkoj školi Ruđera Boškovića u Zagrebu gdje predaje fizikalnu optiku, optičku instrumentaciju i fiziku te stječe pedagoško obrazovanje na Odsjeku za pedagogiju Filozofskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Kao vanjski predavač, predaje optiku i instrumentaciju u obrazovanju odraslih u tehničkoj školi Ruđera Boškovića u Zagrebu sve do 1995. godine.

Od 1985. godine stalno je zaposlen na Institutu za medicinska istraživanja i medicinu rada u Zagrebu u Jedinici za dozimetriju zračenja i radiobiologiju.

Voditelj jedinice je od 1998. godine do danas. Stručni je savjetnik u sustavu znanosti.

Tijekom osamdesetih godina upisuje poslijediplomski magistarski studij atomske fizike, 1995. godine dovršava i magistarski studij medicinske fizike nakon kojega, 2004. godine direktno upisuje doktorski studij medicinske fizike na Prirodoslovno matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Doktorsku disertaciju iz znanstvenog polja fizike-medicinske fizike izradio je na Institutu za medicinska istraživanja i medicinu rada pod mentorstvom znanstvenog suradnika instituta dr.sc. Dinka Babića.

Govori engleski, njemački i dobro se služi ruskim jezikom. Aktivan je u austrijskom i njemačkom (ÖGMP-DGMP) društvu medicinske fizike i član je nekoliko domaćih strukovnih društava. Suosnivač je i aktivni član Sekcije medicinske fizike Hrvatskog društva za medicinsku i biološku tehniku čiji je delegat bio u Međunarodnoj organizaciji medicinske fizike (IOMP) u dva mandata. Član je tehničkih odbora za normizaciju TO62 i TO45.

Pohađao je veći broj međunarodnih specijalističkih – znanstvenih i strukovnih škola i stekao status medicinskog fizičara, eksperta. Aktivan je i kao vještak za područje zaštite od zračenja i dozimetriju zračenja – osobnu dozimetriju.

Dugogodišnji je predavač zaštite od zračenja na Policijskoj akademiji u Zagrebu i u Hrvatskom društvu za kontrolu bez razaranja (centar za certificiranje), Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu, a od nedavno i na Zdravstvenom veleučilištu u Zagrebu.

Bavi se znanstvenim istraživanjima i stručnim radom te popularizacijom znanosti iz područja medicinske fizike, posebno zaštite od ionizirajućeg i neionizirajućeg zračenja i dozimetrijske instrumentacije. Objavio veći broj originalnih znanstvenih radova i priopćenja te veliki broj stručnih studija iz tih područja.

Suradnik je na projektima IMI-MZOS 022-0222882-2335-„Radioaktivnost okoliša i zaštita od zračenja“ i 022-0222411-2406 -„Biološki pokazatelji djelovanja elektromagnetskog neionizirajućeg zračenja“.

Vodio je veći broj domaćih i međunarodnih projekata (IAEA; FP5; PHARE2006).

Voditelj je domaćeg tehnološkog razvojnog projekta “Uspostava elektronske dozimetrije uz rendgen uređaje za kontrolu prtljage i pošiljaka” [Prlić, I., i sur., 1998.-] i međunarodnog projekta IAEA(CRO/3/002) „Establishing a National Radioactive Waste Storage and Processing Facility. Part 2: Establishment, implementation and supervision of an electronic system for monitoring the flow of low-level radioactive medical materials within a health-care institution, from their delivery through usage to their safe disposal“.

Vodio je i znatan broj istraživačkih i stručnih studija iz područja zaštite okoliša i utjecaja ionizirajućeg i neionizirajućeg zračenja na okoliš i ljude (posebno područja mobilnih telekomunikacija, radarskih sustava i prirodnih radioaktivnih materijala s povećanom radioaktivnošću).

Zajedno sa suradnicima proveo je akreditaciju IMI-Jedinice za dozimetriju zračenja i radiobiologiju pri Hrvatskoj akreditacijskoj agenciji za područje mjerenja osobnih doznih ekvivalenata TL dozimetrima i mjerenja ambijentalne brzine doze, temeljem čega je Institut dobio ovlasnicu Državnog zavoda za radiološku i nuklearnu sigurnost i postao ovlaštenu Tehnički servis za obavljanje stručnih poslova zaštite od ionizirajućih zračenja. Voditelj je izrada studija i ostalih poslova zaštite okoliša od ionizirajućeg i neionizirajućeg zračenja temeljem ovlasnice koju je IMI ishodio od Ministarstva zaštite okoliša i prirode RH 2011. godine. Recenzent je za potrebe časopisa Arhiv za higijenu rada i toksikologiju.

Jedan je od nositelja prepatentnog tipnog odobrenja aktivnog elektronskog dozimetra (AED) ALARA OD 2A.

Kao član Glavnog sanitetskog stožera Republike Hrvatske bio je aktivan sudionik Domovinskog rata. Odlikovan je Spomenicom domovinskog rata 1995. godine i Spomenicom domovinske zahvalnosti 1998. godine.

POPIS OBJAVLJENIH RADOVA

Suradnja na knjizi

1. Raos, Nenad.

Opasnost od mobitela (što je istina, a što su priče).//Zagreb, Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada/ Stručni savjetnik, ur.: Prlić, I./ISBN 953-96817-2-3, Zagreb, 2003.

Poglavlja u knjizi:

1. Grancarić, Anamarija; Prlic, Ivica; Tarbuk, Anita; Marović, Gordana.

Activated Natural Zeolites on Textiles: Protection from Radioactive Contamination // Intelligent Textiles and Clothing for Ballistic and NBC Protection Intelligent Textiles and Clothing for Ballistic and NBC Protection / Kiekens, Paul ; Jayaraman, Sundaresan (ur.). Heidelberg : Springer, 2012. Str. 157-176.

2. Trošić, Ivančica; Mataušić-Pišl, Mirjana; Brumen, Vlatka; Radalj, Željko; Prlić, Ivica; Cerovac,

Hrvoje. **The relevance of animal bioassays in assessing human health hazards related to occupational and ambient exposures** // Pokusni modeli u biomedicini / Radačić, Marko ; Bašić, Ivan ; Eljuga, Damir (ur.). Zagreb : Medicinska naklada, Zagreb, 2000. Str. 245-248.

Izvorni znanstveni i pregledni radovi u CC časopisima

1. Surić Mihić, Marija; Vučić, Zlatko; **Prlić, Ivica**; Lulić, Ivan; Meštrović, Tomislav.

Radiation measurements around X-ray cabinet systems. // *Radiation protection dosimetry*. **150** (2012), 3; 375-380 (članak, znanstveni).

2. **Prlić, Ivica**; Surić Mihić, Marija; Vučić, Zlatko.

Active Electronic Personal Dosimeter in Interventional Radiology. // *Radiation protection dosimetry*. **132** (2008) , 3; 308-312 (članak, znanstveni).

3. Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav; **Prlić, Ivica**; Surić, Dunja.

Importance of Quality Assurance Program Implementation in Conventional Diagnostic Radiology. // *Collegium Antropologicum*. **32** (2008) , S2; 181-184 (članak, znanstveni).

4. **Prlić, Ivica**; Surić Mihić, Marija; Milković-Kraus, Sanja; Meštrović, Tomislav; Vrtar, Mladen.

Characterization of workplaces in interventional radiology using active dosimeters ALARA OD. // *Radiation Protection Dosimetry*. **125** (2007) , 1-4; 379-382 (članak, znanstveni).

5. Marović, Gordana; Senčar, Jasminka; Kovač, Jadranka; **Prlić, Ivica**.

Improvement of the radiological environmental situation due to remedial actions at the coalfired power plant. // *Journal of radioanalytical and nuclear chemistry*. **261** (2004) , 2; 451-455 (članak, znanstveni).

6. Rozgaj, Ružica; Kašuba, Vilena; Šentija, Karmela; **Prlić, Ivica**.

Radiation-induced chromosomal aberrations and haematological alterations in hospital workers. // *Occupational medicine-Oxford*. **49** (1999) , 6; 353-360 (članak, znanstveni).

7. **Prlić, Ivica**; Radalj, Željko; Vrtar, Mladen; Gladić, Jadranko; Terček, Vedran; Brumen, Vlatka; Svrtan, Zoran; Cerovac, Hrvoje; Trošić, Ivančica.

Quality control in diagnostic radiology - patient dosimetry I. // *Medical & biological engineering & computing*. **35** (1997) , Suppl 2; 1115-1115 (članak, znanstveni).

8. Surić Mihić, Marija; Vučić, Zlatko; **Prlić, Ivica**; Lulić, Ivan; Meštrović, Tomislav.

Radiation measurements around X-ray cabinet systems. // *Radiation protection dosimetry*. **150** (2012) , 3; 375-380 (članak, znanstveni).

9. Oresangun, M., LeHeron, J., Maccia, C., Padovani, R., Vano, E. In collaboration with Karpel, S., **Prlic, I.**, Zachariasova, I., Milu, C., Kowski, R., Yousfi Charif, M., Miah, F. Wei, K., Berry, M., Nasukha, Sohrabi, M., Ng, K., Hag, M., Lobriguito, A., Pataramontree, J., Than Loung, D., **Radiation protection and quality assurance in diagnostic radiology – an IAEA coordinated research project in Asia and Eastern Europe.** // *Applied Radiation and Isotopes*. **50**, 271-271, (1999) (članak, znanstveni).

Znanstveni radovi u drugim časopisima

1. Marović, G.; Franić, Z.; Prlić, I.; Skoko, B.; Branica, G.; Senčar, J.

Aktualna izloženost opće populacije u Hrvatskoj ionizirajućem zračenju. // *Arhiv za higijenu rada i toksikologiju*. **61** (2010) , Supplement; 61-67 (pregledni rad, znanstveni).

2. Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Mrčela, Iva; Cerovac, Zdravko; Marović, Gordana; Golubović, Dobrila; Meštrović, Tomislav; Hajdinjak, Mladen.

Izloženost stanovništva u Hrvatskoj otvorenim izvorima ionizirajućeg zračenja - radioizotopima u medicini. // *Arhiv za higijenu rada i toksikologiju*. **61** (2010) , Supplement; 69-78 (pregledni rad, znanstveni).

3. Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Schmidt, Saša; Hajdinjak, Mladen; Meštrović, Tomislav; Cerovac, Zdravko.

Putovi izlaganja i izloženost stanovništva u Hrvatskoj izvorima elektromagnetskog zračenja. // *Arhiv za higijenu rada i toksikologiju*. **61** (2010) , Supplement; 3-22 (pregledni rad, znanstveni).

4. Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Marović, Gordana; Meštrović, Tomislav.

Total Occupational Exposure During Characterisation, Conditioning And Securing Of Radioactive Sealed Sources: A New Dosimetric Concept Using Active Electronic Dosimeters. // *Archives of Industrial Hygiene and Toxicology*. **60** (2009) , 1; 53-60 (članak, znanstveni).

5. Franić, Zdenko; Marović, Gordana; Lokobauer, Nevenka; Prlić, Ivica.

Radioaktivnost u biosferi i u profesionalnoj izloženosti u nas. // *Arhiv za higijenu rada i toksikologiju*. **51** (2000), 1 (Supplement); 103-114 (članak, znanstveni).

6. Trošić, Ivančica; Mataušić-Pišl, Mirjana; Radalj, Željko; Prlić, Ivica.

Animal Study on Electromagnetic Field Biological Potency. // *Archives of Industrial Hygiene and Toxicology*. **50** (1999) , 1; 5-11 (članak, znanstveni).

7. Trošić, Ivančica; Mataušić-Pišl, Mirjana; Brumen, Vlatka; Prlić, Ivica; Radalj, Željko.

Kinetics of Different Particulates within the Rat Lung in the Acute Exposure Phase. // *Toxicology letters*. **95** (1998) , Suppl.1; 223-223 (članak, znanstveni).

8. Plavšić, Franjo; Petrovečki, Mladen; Fuchs, Radovan; Šoštarić, Branko; Wolf-Čoporda, Alka; Bairuši, Daut; Ivičić, Nikola; Romić, Željko; Prlić, Ivica.

Chemical and Ecological Aspects of the War against Croatia. // *Croatian Medical Journal*. **2** (1992) , 33; 220-224 (članak, znanstveni).

Ostali radovi u drugim časopisima

1. Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav.

Nedosljednosti pravilnika o zaštiti od elektromagnetskih polja. // *Sigurnost*. **50** (2008) , 2; 167-172 (članak, stručni).

Plenarna izlaganja

1. Prlić, Ivica.

External Ionising Radiation Exposure During Cargo - Vehicle Radiographic Inspections. // Scientific Study –/Institute for Medical research and Occupational Health, Zagreb and International Road Transport Union, Geneva, IRU Consortium meeting, Geneva April 12th.2012, Geneva,2012.(istraživačka studija, plenarno predavanje, objavljeno)

2. Prlić, Ivica.

Radiation Protection in a mixed Contaminant Context, Risk Assessment Methodologies.//2. *Međunarodni kongress ERA nove ekonomije i novih zanimanja:ekonomija vrijednosti,održivosti, odgovornosti i zdravlja.*/28.-29.11.2012., Zagreb, (plenarno predavanje)

3. Prlić, Ivica.

Domovinska sigurnost; nove tehnologije i nova radna mjesta.// 2. *Međunarodni kongress ERA nove ekonomije i novih zanimanja:ekonomija vrijednosti,održivosti, odgovornosti i zdravlja.*/28.-29.11.2012., Zagreb, (plenarno predavanje)

4. Prlić, Ivica; Milković-Kraus, Sanja; Radalj, Željko; Vrtar, Mladen; Cerovac Zdravko; Tonković, Vladimir; Golubović, Dobrila; Surić, Marija.

The use of digital dosimeter "ALARA OD2" in medicine // *Proceedins of the 12th Nordic Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics / Islandic Society of Biomedical Engineering and MEDical Physics* (ur.). Reykjavik, 2002. 192-194 (plenarno predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

Objavljena pozvana predavanja na skupovima

1. Brumen, Vlatka; Goldoni, Jasminka; Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Trošić, Ivančica; Cerovac, Hrvoje.

Comprehensive approach to the estimation of biological potency of electromagnetic spectrum // *Delineation of differences in the mode of energy coupling and mechanisms of interaction at ELF & RF and dosimetry* / Šimunić, Dina (ur.). Zagreb : Cost 244, 1997. 1-2 (pozvano predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

Znanstveni radovi u zbornicima skupova s međunarodnom recenzijom

1. Grancarić, Anamarija; Prlic, Ivica; Tarbuk, Anita; Marović, Gordana.

Activated Natural Zeolites On Textiles - Ability To Protect From Radioactive Contamination // *Book of Abstracts of NATO ASI "Defense Related Intelligent Textiles and Clothing for Ballistic and NBC (Nuclear, Biological, Chemical) Protection*. 2010. 29-31 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

2. Surić Mihić, Marija; Prlić, Ivica; Novaković, Mladen; Meštrović, Tomislav; Marović, Gordana.

The occupational exposure during characterisation, conditioning and securing of radioactive sealed sources in Croatia – case study // *Proceedings of the 12th International Congress of the IRPA* ;.Buenos Aires : IRPA, 2008. (poster, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

3. Prlić, Ivica; Marović, Gordana; Turk, Rajka; Bituh, Tomislav; Surić Mihić, Marija; Skoko, Božena; Meštrović, Tomislav; Spitaler, Ewald; Vučić, Zlatko.

TENORM Characterisation, Conditioning and Remediation to be Reused in New Products and Associated Possible Public Member and Occupational Hazard // *Proceedings and Book of Abstracts: 8th International Conference Nuclear Opinion in Countries with Small and Medium Electricity Grids* / Dubravko Pevec, Damir Subašić and Zdenko Šimić (ur.). Zagreb : Croatian Nuclear Society, 2010. (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

4. Prlić, Ivica; Surić Mihi, Marija; Marović, Gordana; Meštrović, Tomislav; Novaković, Mladen; Cerovac, Zdravko.

Total Occupational and Possible Public Member Exposure during Characterisation, Conditioning and Securing of Radioactive Sealed Sources – A New Dosimetric Concept Using Active Electronic Dosimeters // *Proceedings and Book of Abstracts: 8th International Conference Nuclear Opinion in Countries with Small and Medium Electricity Grids* / Dubravko Pevec, Damir Subašić and Zdenko Šimić (ur.). Zagreb : Croatian Nuclear Society, 2010. (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

5. Trošić, Ivančica; Pavičić, Ivan; Bušljeta, Ivana; Prlić, Ivica.

Do in vitro findings of the bioeqv ector radiofrequency electromagnetic radiation support in vivo investigation // *International EMF Conference 2007 : Book of proceedings* / Hg, K.H. (ur.). Kuala Lumpur : University Malaya, 2007. 90-93 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

6. Prlić, Ivica; Rubin, Otmar; Milković-Kraus, Sanja; Vučić, Zlatko; Vrtar, Mladen.

Active Electronic Personal Dosemeter In Interventional Radiology // *IPMBE Proceedings World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006 "Imaging the Future Medicine"*. Springer Verlag Berlin, 2006. (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

7. Surić Mihić, Marija; Prlić, Ivica; Milković-Kraus, Sanja; Meštrović, Tomislav; Rojnica, Frane.

Područje nadzora oko rendgen uređaja za slikanje zubi - dozimetrijska studija // *Zbornik radova 6. simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja Proceedings of the Sixth Symposium of the Croatian Radiation Protection Association* / Garaj-Vrhovac, Verica ; Kopjar, Nevenka ; Miljanić, Saveta (ur.). Zagreb : Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 2005. 317-324 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

8. Prlić, Ivica; Hajdinjak, Mladen; Radalj, Željko; Surić, Marija.

Mobilna radiotelefonija i zdravlje; životni okoliš&zdravlje ; - dubinska ekologija *- tema za diskusiju // *Zbornik radova petoga simpozija Hrvatskoga društva za zaštitu od zračenja s međunarodnim sudjelovanjem* / Krajcar Bronić, Ines ; Miljanić, Saveta ; Obelić, Bogomil (ur.). Zagreb : HDZZ/CRPA, 2003. 380-387 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

9. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Klaić, Boris; Cerovac, Zdravko.

Zona nadzora uz zubarske rendgene koji rade u RVG* modu snimanja // *Zbornik radova petoga simpozija Hrvatskoga društva za zaštitu od zračenja s međunarodnim sudjelovanjem* / Krajcar Bronić, Ines ; Miljanić, Saveta ; Obelić, Bogomil (ur.). Zagreb : HDZZ/CRPA, 2003. 252-258 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

10. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Milković-Kraus, Sanja; Cerovac, Zdravko.

Zona nadzora oko rengen uređaja za kontrolu putničke prtljage i pošiljaka // *Zbornik radova petoga simpozija Hrvatskoga društva za zaštitu od zračenja s međunarodnim sudjelovanjem* / Krajcar Bronić, Ines ; Miljanić, Saveta ; Obelić, Bogomil. (ur.). Zagreb : HDZZ/CRPA, 2003. 197-202 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

11. Surić, Marija; Radalj, Željko; Prlić, Ivica; Vrtar, Mladen.

Metoda za dobivanje slike HVL-a spektra rendgenskog zračenja // *Zbornik radova petoga simpozija Hrvatskoga društva za zaštitu od zračenja s međunarodnim sudjelovanjem* / Krajcar Bronić, Ines ; Miljanić, Saveta ; Obelić, Bogomil (ur.). Zagreb : HDZZ/CRPA, 2003. 143-148 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

12. Marović, Gordana; Prlić, Ivica; Senčar, Jasminka; Franić, Zdenko; Radalj, Željko.

Determination of radioactivity in the air using rapid methods in the field // *Proceedings of the 4th International Conference Nuclear Option in Countries with Small and Medium Electricity Grids* / Knapp, Vladimir ; Debrecin, Nenad (ur.). Zagreb : Hrvatsko nuklearno društvo, 2002. (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

13. Prlić, Ivica; Milković-Kraus, Sanja; Radalj, Željko; Marović, Gordana; Vrtar, Mladen; Cerovac, Zdravko; Cerovac, Hrvoje; Terček, V.

Digital dosimeter "ALARA OD2" - "ort" and personal dosimetry // *Contributed papers IAEA CN-91. Protecting Workers against Exposure to Ionizing Radiation. Vienna, 219-224, IAEA, 2002.* (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

14. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Vrtar, Mladen; Cerovac, Zdravko; Gladić, Jadranko; Cerovac, Hrvoje; Tonković, Vladimir; Klanfar, Zoran; Terček, Vedran.

Quality Control In Interventional Diagnostic Radiology; External Dosimetry; Digital Dosimeters // *Proceedings of the IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe; Radiation Protection and Health;* / Obelić, Bogomil ; Ranogajec-Komor, Maria ; Miljanić, Saveta ; Krajcar Bronić, Ines (ur.). Dubrovnik, Hrvatska : HDZZ/CRPA, 2002. (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

15. Prlić, Ivica.

Protecting Workers against Exposure to Ionizing Radiation. // IAEA-ILO meeting/Beč : IAEA, 219-224, 2002. (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

16. Prlić, Ivica; Radalj, Željko.

Quality control of CT units - methodology of performance I // *Zbornik radova Trećeg simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja* / Kubelka, Dragan ; Kovač, Jadranka (ur.). Zagreb : Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 1996. 229-235 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

17. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Gladić, Jadranko; Terček, Vedran; Brumen, Vlatka; Cerovac, Hrvoje.

Quality control in diagnostic radiology - Patient dosimetry // *Zbornik radova Trećeg simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja* / Kubelka, Dragan ; Kovač, Jadranka (ur.). Zagreb : Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 1996. 215-221 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

18. Prlić, Ivica; Vukičević Dalibor.

Model interferogram I - Holografska deformacijska analiza realnih objekata // *Proceedings of the 8th Yugoslav Congress of Aerospace Sciences, Vol I & Vol II.* Mostar : Univerzitet Đemal Bijedić, Mostar, 1987. Vol II, 400-406 (predavanje, međunarodna recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

Drugi radovi u zbornicima skupova s recenzijom

1. Bituh, Tomislav; Marović, Gordana; Prlić, Ivica; Senčar, Jasminka; Petrincec, Branko.

Radioaktivnost i moguća iskoristivost fosfogipsa // *Zbornik radova VIII. Simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja* / Krajcar Bronić, Ines ; Kopjar, Nevenka ; Milić, Mirta ; Branica Gina (ur.). Zagreb : Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 2011. 443-448 (poster, domaća recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

2. Kopjar, Nevenka; Ramić, Snježana; Željezić, Davor; Prlić, Ivica.

Utjecaj radioizotopa ^{201}Tl i $^{99\text{m}}\text{Tc}$ primijenjenih u dijagnostičke svrhe na razinu oštećenja genoma u limfocitima periferne krvi – prikaz slučaja // *Zbornik radova VIII. simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja s međunarodnim sudjelovanjem* / Krajcar Bronić, Ines ; Kopjar, Nevenka ; Milić, Mirta ; Branica Gina (ur.). Zagreb : HDZZ, 2011. 134-141 (poster, domaća recenzija, objavljeni rad).

3. Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav; Prlić, Ivica.

Nužnost provedbe programa osiguranja kvalitete u klasičnoj dijagnostičkoj radiologiji // *Zbornik radova VII. simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja s međunarodnim sudjelovanjem* / Barišić, Delko ; Grahek, Željko ; Krajcar Bronić, Ines ; Miljanić, Saveta (ur.). Zagreb : HDZZ-CRPA, 2008. 35-39 (predavanje, domaća recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

4. Prlić, Ivica; Milković-Kraus, Sanja; Cerovac, Zdravko.

Zona nadzora oko rendgen uređaja za kontrolu putničke prtljage i pošiljaka // *Zbornik radova petog simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja s međunarodnim sudjelovanjem* / Krajcar Bronić, I. ; Miljanić, S. ; Obelić, B. (ur.). Zagreb : Hrvatsko Društvo za zaštitu od zračenja, 2003. 197-202 (predavanje, domaća recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

5. Brumen, Vlatka; Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Trošić, Ivančica; Cerovac, Hrvoje.

Koncepcija zdravstvenog nadzora osoba izloženih elektromagnetskom zračenju // *Zbornik radova Trećeg simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja* / Kubelka, Dragan ; Kovač, Jadranka (ur.). Zagreb : Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 1996. 139-142 (predavanje, domaća recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

6. Cerovac, Zdravko; Radalj, Željko; Prlić, Ivica; Cerovac, Hrvoje.

Digitalna dozimetrija - uređaji za osobni monitoring i monitoring okoliša // *Zbornik radova Trećeg simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja* / Kubelka, Dragan ; Kovač, Jadranka (ur.). Zagreb : Hrvatsko društvo za zaštitu od zračenja, 1996. 249-252 (predavanje, domaća recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

7. Prlić, Ivica; Vukičević, Dalibor.

Model Interferogram II -Holografska defoirmacijska analiza realnih objekata II // *4. JSPF Zbornik Radova* / Tanović, J., Nenad ; Tanović, A. Lamija (ur.). Sarajevo, 1987. (predavanje, domaća recenzija, objavljeni rad, znanstveni).

Istraživački izvještaji, znanstvene i stručne studije

1. Prlić, Ivica;

External Ionising Radiation Exposure During Cargo - Vehicle Radiographic Inspections. // Scientific Study – Executive Summary and Recommendations/Institute for Medical research and Occupational Health, Zagreb and International Road Transport Union, Geneva, pp 12, Zagreb, Geneva, 2012.(ekspertiza)

2. Prlić, Ivica;

External Ionising Radiation Exposure During Cargo - Vehicle Radiographic Inspections. // Scientific Study //Institute for Medical research and Occupational Health, Zagreb and International Road Transport Union, Geneva, pp. 78, Zagreb, Geneva, 2012.(studija)

3. Prlić, Ivica.

Provedba radioloških istražnih radova na lokaciji bivše tvornice Jugovinil i u njezinoj okolici // Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada, Zagreb – Fond za zaštitu okoliša i energetska učinkovitost, Zagreb : Klasa: 406-07/09-01/00051, Ur. br. 563-04-BS-09-7// Jedinstveni dokument završnog izvješća projekta, Ur. br. IMI 01-100/131-11, pp. 211, Zagreb, 2011. (studija).

4. Prlić, Ivica.

Development of Hazardous Waste Management System, Including The Identification And Management of “Hot Spot Sites” In Croatia. Task 2.1. Development of remediation action plans for the phosphogypsum tailing facility in Petrokemija fertilizer Factory, Kutina //PHARE 2006 - (EUROPEAID /125867/D/SER/HR; Contract 2006-0505-060201:2009-2010)/ SubConsultancy Prlić I., Zagreb, 2010. (ekspertiza)

5. Prlić, Ivica; Spitaler, Ewald.

Qualitative Public Health Risk and Impact Assessment – Phosphogypsum Tailing Facility at Kutina, //PHARE 2006 - (EUROPEAID /125867/D/SER/HR; Contract 2006-0505-060201:2009-2010)/2010. (studija).

6. Prlić, Ivica; Spitaler, Ewald; Turk, Rajka.

Qualitative Public Health Risk and Impact Assessment – TVIK / DIV Screw Factory - Knin_Volume00_A, //PHARE 2006 - (EUROPEAID /125867/D/SER/HR; Contract 2006-0505-060201:2009-2010)/2010. (studija).

7. Prlić, Ivica; Marović, Gordana; Vučić, Zlatko; Turk, Rajka; Spitaler, Ewald; Bituh Tomislav; Cerovac, Zdravko; Surić Mihić, Marija.

Radiological characterization of Phosphogypsum Tailing Facility at Fertilizer Plant in Kutina Municipality – Croatia including comments on possible reuse of PG products, //PHARE 2006 - (EUROPEAID /125867/D/SER/HR; Contract 2006-0505-060201:2009-2010)/Zagreb, 2009. (ekspertiza).

8. Prlić, Ivica.

Ekspertno mišljenje o utjecaju elektromagnetskih polja iz izvora neionizirajućeg zračenja – standardne transformatorske stanice TS 10/0,42 kV – Baldekin na okolinu za vrijeme njene redovite eksploatacije na lokaciji u zgradi popularno nazvanoj „ležeći neboder“ na adresi Andrije Hebranga 23 u Šibeniku. // IMI – HEPŠI – Trafo – 677/2010/Ugovarač: HEP – ODS d.o.o. Elektra Šibenik, 2010. (ekspertiza)

9. Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav; Macan, Jelena.

Procjena potencijalnih rizika od mogućeg ozračivanja okoliša i pućanstva neionizirajućim zračenjem s obzirom na planirano povećanje broja antenskih stupova pokretne telefonije na području Primorsko - goranske županije - studija -, 2009. (ekspertiza).

10. Prlić, Ivica.

Studija Utjecaja neionizirajućeg zračenja na okoliš oko i u dometu budućeg radarskog sustava na masivu Učka – procjena rizika od mogućeg ozračivanja ljudi i okoliša.// IMI- 06-1/RAD-677/01-2005/, Učka, Zagreb, 2005.

11. Prlić, Ivica.

Procjena utjecaja na okoliš i zdravlje ljudi iz izvora neionizirajućeg zračenja oko i u dometu bazne postaje Global Net Grupe za bežični pristup internetu na 3.5 GHz (point to point)// IMI- GlobalNet-01/677-2005/ Zagreb, 2005.

12. Prlić, Ivica.

Studija o mogućem ozračenju djelatnika koji rade uz i s pokretnim rendgen uređajem u operacijskim salama OB Virovitica uz: - određivanje/proračun područja nadzora i dozimetrijska pilot studija.// IMI – OB-VT-ALARA-01/2004./Virovitica, Zagreb, 2004.

13. Prlić, Ivica.

Studija utjecaja na okoliš i zdravlje ljudi iz izvora zračenja u krugu rekonstruirane tvornice gipsa i gipsanih proizvoda KNAUF d.o.o., Knin – procjena utjecaja zračenja i na zdravlje zaposlenika. //IMI- Knauf-Knin-677/04/ Zagreb, 2004. (studija)

14. Prlić, Ivica; Radalj, Željko.

Vještačenje-mjerenja na okolnost utvrđenja razine elektromagnetskog zračenja, buke i vibracija privremene Transformatorske stanice TS 35/20 (10) kV - Dobri, Split. //IMI-Dobri Split-Ovr-848/04. Split, Zagreb, 2004. (vještačenje).

15. Viher, Mladen; Franić, Zdenko; Petrović, Josip; Barković, Mladen; Tisanić, Miroslav; Bajić, Milan; Pandžić, Krešo; Marki, Anton; Prlić, Ivica.

Sustav za modeliranje refrakcije radio valova u stvarnim uvjetima - Studija izvodljivosti, 2004. (elaborat).

16. Prlić, Ivica.

Procjena rizika od mogućeg elektromagnetskog ozračivanja stanovništva grada obzirom na očekivano tehnološko povećanje broja baznih postaja GSM pokretne telefonije na teritoriju Grada Zagreba – procjena utjecaja na zdravlje.// IMI- ZG-GSM-1/ Zagreb, 2003.

Radovi u zbornicima skupova bez recenzije

1. Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Marović, Gordana.

Ima li opasnosti od osiromašenog urana? // *Sigurnija putovanja u rizične zemlje - primjeri iz dobre prakse* / Lipnjak, Gorana ; Pap, Zlatko (ur.). Zagreb : Hrvatska udruga za zaštitu zdravlja i sigurnosti na radu, 2007. 1-9 (predavanje, objavljeni rad, stručni).

Sažeci u zbornicima skupova

1. Prlić, Ivica; Bituh, Tomislav; Vučić, Zlatko; Surić Mihić, Marija; Marović, Gordana; Meštrović, Tomislav.

Total Occupational Exposure Measured At The Tenorm Phosphogypsum Site - Dosimetric Concept Using Active Electronic Dosimeters // *European conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation*. Athens, Greece, 2010. 274-274 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

2. Surić Mihić, Marija; Posedel, Dario; Prlić, Ivica; Novaković, Mladen; Meštrović, Tomislav.

Measurement uncertainty in personal dosimetry using panasonic TLD system // *European conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation (IM-2010) : abstracts*. Athens, 2010. 53-53 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

3. Surić Mihić, Marija; Prlić, Ivica; Meštrović, Tomislav; Lulić, Ivan.

Occupational Exposure Characterization Of Various Exposed Workplace Types - Dosimetric Concept Using Active Electronic Dosimeters // *European conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation*. Athens, Greece, 2010. 275-275 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

4. Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija.

Occupational exposure to EM radiation in the range from 800 to 2500 MHz – What are we really talking about? // *Proceedings of the 12th International Congress of the IRPA* ;.Buenos Aires : IRPA, 2008. (međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

5. Meštrović, Tomislav; Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija.

Istraživanje ozračenja radnih mjesta uz uređaj za rendgensku kontrolu prtljage u zračnim lukama // *Knjiga sažetaka 5. znanstvenog sastanka Hrvatskoga fizikalnog društva*. Zagreb : Fizički odjel, PMF, Zagreb, 2007. 92 (poster, sažetak, znanstveni).

6. Meštrović, Tomislav; Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Bituh, Tomislav; Marović, Gordana; Senčar, Jasminka.

Electronic Dosemeter for Environmental Monitoring // *Regional and global aspects of radiation protection IRPA Regional Congress for Central and Eastern Europe Final Programme and Abstracts*. Brasov : IRPA, RSRP, 2007. T5 P-15: 128 (poster, sažetak, znanstveni).

7. Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav; Cerovac, Zdravko.
Radiation Protection Control Area around Passenger Baggage X-Ray Units // *Regional and Global Aspects of Radiation Protection IRPA Regional Congress for Central and Eastern Europe Final Programme and Abstracts*. Brasov : IRPA, RSRP, 2007. T7 O-2: 144 (predavanje, sažetak, znanstveni).
8. Prlić, Ivica; Vučić, Zlatko.
Novi osobni dozimetar za novi koncept zaštite od zračenja // *Knjiga sažetaka 5. Znanstvenog sastanka Hrvatskog fizikalnog društva*. Zagreb : Fizički odjel, PMF, Zagreb, 2007. 91 (poster, sažetak, znanstveni).
9. Surić Mihić, Marija; Prlić, Ivica; Meštrović, Tomislav.
Vremenski razlučiva osobna dozimetrija liječnika tijekom radiološke intervencije // *Knjiga sažetaka 5. znanstvenog sastanka Hrvatskog fizikalnog društva*. Zagreb : Fizički odjel, PMF, Zagreb, 2007. 93 (poster, sažetak, znanstveni).
10. Prlić, Ivica; Rubin, Otmar; Milković-Kraus, Sanja; Vučić, Zlatko; Vrtar, Mladen.
Active electronic personal dosimeter in interventional radiology // *IOMP Book of Abstracts*. Berlin : Springer Verlag Berlin, 2006. (predavanje, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).
11. Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav; Vučić, Zlatko; Cerovac, Zdravko.
“ALARA OD“ Active Electronic Personal Dosimeter – implementing a new concept in radiation protection // *Abstract Book Marie Curie Workshop 2006 in Croatia and Serbia Celebrating 150th Anniversary of the birth of Nikola Tesla*. Beograd : Croatian Academy of Engineering ; Ministry of science and environmental Protection Serbia, 2006. 11 (poster, sažetak).
12. Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav; Vučić, Zlatko; Cerovac, Zdravko.
ALARA OD Active Electronic Personal Dosimeter – implementing a new concept in radiation protection // *ISRP-10 Book of abstracts*. Coimbra : International Radiation Physics Society, 2006. D72 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).
13. Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav; Prlić, Ivica.
Radiation protection and security of therapy radiation sources // *Proceedings of 2nd Austrian, Italian, Slovenian and Croatian Medical Physics Meeting* / Kovačević, Nenad (ur.). Zagreb : Faculty of Electrical Engineering and Computing-ZESOI and, 2006. P19 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, stručni).
14. Prlić, Ivica.
Digitalni dozimetar ALARA OD // *Knjiga sažetaka 4. Znanstvenog sastanka Hrvatskog fizikalnog društva* / Krešimir Kumerički (ur.). Zagreb : Hrvatsko fizikalno društvo, 2003. 63-63 (poster, sažetak, znanstveni).
15. Prlić, Ivica; Hajdinjak, Mladen.
Mobilna telefonija - kako primjereno izmjeriti i interpretirati gustoću snage // *Knjiga sažetaka 4. Znanstvenog sastanka Hrvatskog fizikalnog društva* / Krešimir Kumerički (ur.). Zagreb : Hrvatsko fizikalno društvo, 2003. 64-64 (predavanje, sažetak, znanstveni).
16. Franić, Zdenko; Prlić, Ivica.
Some current problems in optimisation of radiation protection system // *Proceedings of the IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe; Radiation Protection and Health*; / Obelić, Bogomil ; Ranogajec-Komor, Maria ; Miljanić, Saveta ; Krajcar Bronić, Ines (ur.). Zagreb : HDZZ/CRPA, 2002. (predavanje, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

17. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Magjer, D.; Kovačević, Nenad; Cerovac, Zdravko.
Digital Dosimeter; Alara Od 2; Ort; Monitoring Assembly // *Proceedings of the IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe; Radiation Protection and Health;* / Obelić, Bogomil ; Ranogajec-Komor, Maria ; Miljanić, Saveta ; Krajcar Bronić, Ines (ur.). Zagreb : HDZZ/CRPA, 2002. (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).
18. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Marović, Gordana; Senčar, Jasminka; Hršak, Hrvoje; Vrtar, Mladen; Cerovac, Zdravko.
Digital dosimeter; ALARA OD; - personal and environmental monitoring assembly // *Proceedings of the IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe; Radiation Protection and Health;* / Obelić, Bogomil ; Ranogajec-Komor, Maria ; Miljanić, Saveta ; Krajcar Bronić, Ines (ur.). Zagreb : HDZZ/CRPA, 2002. (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).
19. Franić, Zdenko; Prlić, Ivica.
Some Current Problems in Optimisation of Radiation Protection System // *IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe, Radiation Protection and Health* / Obelić, Bogomil; Ranogajec-Komor, Maria; Miljanić, Saveta; Krajc (ur.). Zagreb : Croatian Radiation Protection Association (CRPA), 2001. 9-9 (predavanje, domaća recenzija, sažetak, znanstveni).
20. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Cerovac, Zdravko; Marović, Gordana; Gladić, Jadranko; Vrtar, Mladen; Senčar, Jasminka; Cerovac, Hrvoje.
Digital Dosimeter - ALARA OD - Personal and Environmental Monitoring Assembly // *IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe RADIATION PROTECTION AND HEALTH* / Obelić, B. Ranogajec-Komor, M., Miljanić, S. Krajcar Bronić, I. (ur.). Dubrovnik, Hrvatska : MZTHR, MZHR, MEHR, DZSMHR, CRPI, RBI, IMI, , 2001. 204-204 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).
21. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Cerovac, Zdravko; Tonković, Vedran; Terček, Vladimir.
Quality Control in Interventional Diagnostic Radiology external dosimetry – digital dosimeters // *IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe RADIATION PROTECTION AND HEALTH* / Obelić, B. Ranogajec-Komor, M., Miljanić, S. Krajcar Bronić, I. (ur.). Dubrovnik, Hrvatska : MZTHR, MZHR, MEHR, DZSMHR, CRPI, RBI, IMI,, 2001. 62-62, (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).
22. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Vrtar, Mladen; Cerovac, Zdravko; Kovačević, Nenad; Gladić, Jadranko.
Digital Dosimeter "ALARA OD 2 - ORT" Monitoring Assembly // *IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe RADIATION PROTECTION AND HEALTH* / Obelić, B. Ranogajec-Komor, M., Miljanić, S. Krajcar Bronić, I. (ur.). Dubrovnik, Hrvatska : MZTHR, MZHR, MEHR, DZSMHR, CRPI, RBI, IMI,, 2001. 205-205 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).
23. Franić, Zdenko; Marović, Gordana; Lokobauer, Nevenka; Prlić, Ivica.
Radioaktivnost u biosferi i u profesionalnoj izloženosti u nas // *Znanstveni sastanak: maligni tumori i štetnosti u okolišu u nas.* / Šarić Marko (ur.). Zagreb : Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada , 2000. P - 8 (pozvano predavanje, domaća recenzija, sažetak, znanstveni).
24. Momčilović, Berislav; Prlić, Ivica; Radelj, Željko.
Who got it? The educational profile of the manpower occupationally overexposed to the ionizing radiation in the Republic of Croatia // *3rd IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe / Hungarian Radiation Protection Society* (ur.). Budapest : Kyodo, 1999. A217 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).
25. Prlić, Ivica; Momčilović, Berislav; Radelj, Željko.
Why me? The compliance of the occupationally exposed health care workers with the mandatory dosimetry control of the radiation risk in the Republic of Croatia // *3rd IRPA Regional Congress on*

Radiation Protection in Central Europe / Hungarian Radiation Protection Society (ur.). Budapest : Kyodo, 1999. A216 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

26. Trošić, Ivančica; Mataušić-Pišl, Mirjana; Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Horš, Nada.

Influence of Microwave Exposure (2450 MHz) on Inert Particle Distribution Within the Rat Lung // *Abstracts of The Fourth Princess Chulabhorn International Science Congress: Chemicals in the 21st Century* / Ruchirawat, Mathuros (ur.). Bangkok, Thailand : Press Association, Thailand under Royal Patronage of H.M. the King, 1999. 211- 212 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

27. Vučić, Zlatko; Gladić, Jadranko; Milas, Mirko; Prlić, Ivica.

The oscillating growth rate of 111 facets of partly faceted single crystal of superionic cuprous selenide during the nearly-equilibrium growth at a low constant volume growth rate // *6. srečanje strokovnjakov s področja vakuumske znanosti in tehnike iz Slovenije in Hrvatske, Zbornik povzetkov* / L. I. Belič (ur.). Ljubljana : Društvo za vakuumsko tehniko Slovenije, Hrvatsko vakuumsko društ, 1999. 8 (predavanje, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

28. Mataušić-Pišl, Mirjana; Trošić, Ivančica; Prlić, Ivica; Radalj, Željko.

Influence of Microwave Exposure on the Rats Peripheral Blood Parameters: Studies of Cell Response // *Program and Abstracts, Joint Conference of Scandinavian Society of Cell Toxicology and Estonian Society of Toxicology* / Anne Kahru (ur.). Tallinn, Estonia : SSCT&ETS, 1998. 65-65 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

29. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Cerovac, Hrvoje; Brumen, Vlatka; Trošić, Ivančica.

Metoda za uspostavu kriterija kvalitete kod kompjutorske tomografije. // *Knjiga sažetaka, Drugi kongres hrvatskog društva radiologa* / Šimunić, Slavko (ur.). Osijek : Hrv. društvo radiologa , Odjel za radiologiju KB Osijek , 1998. 53-53 (predavanje, domaća recenzija, sažetak, znanstveni).

30. Radalj, Željko; Prlić, Ivica; Brumen, Vlatka; Cerovac, Hrvoje; Trošić, Ivančica.

Mogućnosti optimizacije doze pri standardnim jatrogenim ozračivanjima kroz kontrolu kvalitete rentgen uređaja. // *Knjiga sažetaka, Drugi kongres hrvatskog društva radiologa.* / Šimunić, Slavko (ur.). Osijek : HDR, Odjel za radiologiju KBC Osijek, 1998. 52 (predavanje, domaća recenzija, sažetak, znanstveni).

31. Trošić, Ivančica; Mataušić-Pišl, Mirjana; Radalj, Željko; Prlić, Ivica.

Experimental Animal Study on Electromagnetic Field Biological Potency // *AOAC INTERNATIONAL Central Europe Subsection 5th International Symposium Interpretation of Chemical, Microbiological and Biological Results and the Role of Proficiency Testing in Accreditation of Laboratories.* / Krauthacker, B. ; Raspor, B. (ur.).

32. Brumen, Vlatka; Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Horvat, Đurđa; Cerovac, Hrvoje.

Microvascular alterations and cytogenetic changes in medical personnel occupationally exposed to ionizing radiation sources // *IRPA9: Proceedings of 1996 International Congress on Radiation Protection* / Duftschmid, K.E. (ur.). Beč : IRPA, 1996. 4/140-4/142 (poster, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

33. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Cerovac, Hrvoje; Brumen, Vlatka.

Assessment of parameters required for optimization of X-ray procedures // *IRPA9: Proceedings of 1996 International Congress on Radiation Protection* / Duftschmid, K.E. (ur.). Beč : IRPA, 1996. 3/422-3/424 (poster, sažetak, znanstveni).

Neobjavljena sudjelovanja na skupovima

1. Grancarić, Anamarija; Tarbuk, Anita; Prlić, Ivica; Marović, Gordana.

Activated Natural Zeolites on Textiles - Ability to Protect from Radioactive Contamination // *Book of Abstracts of NATO Advanced Study Institute / Kiekens, Paul ; Rossi, Rene ; Grancarić, Anamarija (ur.). Gent : NATO, 2010. 29-31 (predavanje, međunarodna recenzija, ppt prezentacija, znanstveni).*

2. Prlić, Ivica; Milković-Kraus, Sanja.

Contribution to Thematic EUG Meeting: Ionising Radiation and other Contaminants, ERICA // *ERICA (FI6R-CT-2003-508847), Ionising Radiation and other Contaminants , Contribution to Deliverable D4 on Risk Characterisation.*(međunarodna recenzija, neobjavljeni rad).

Druge vrste radova

1. Prlić, Ivica; Cerovac, Zdravko; Radalj, Željko; Cerovac, Hrvoje.

ALARA OD X Aktivni elektronički dozimetar - AED, AEPD, //DZNM/, Zagreb, 2005. (model, instrument).

2. Prlić, Ivica; Radalj, Željko; Cerovac, Zdravko; Vrtar, Mladen.

Digital dosemeter-ALARA-Personal and enviromental monitoring assembly., 1998. (tehničko unapređenje). Zagreb : IMI,IRB, 1998. P-31 (predavanje, međunarodna recenzija, sažetak, znanstveni).

(Prlić Ivica, 125490 – Dostupno na CROSBİ:

<http://bib.irb.hr/mzos/lista-radova?autor=125490> [25.01.2013. godine i nadopune]

Dodatak E - CD medij

Doktorski rad sadrži i CD s elektronskom verzijom rada i s vizualizacijom prostorne raspodjele raspršenog zračenja niskih i vrlo niskih doza u IR dvoranama.
