

Vremenski razlučiva osobna dozimetrija rendgenskog zračenja vrlo niskih doza

Surić Mihić, Marija

Doctoral thesis / Disertacija

2012

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://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:217:515679>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-19**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET

Marija Surić Mihić

**VREMENSKI RAZLUČIVA OSOBNA
DOZIMETRIJA RENDGENSKOG ZRAČENJA
VRLO NISKIH DOZA**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2012.



Sveučilište u Zagrebu

FACULTY OF SCIENCE

Marija Surić Mihić

TIME DEPENDENT PERSONAL DOSIMETRY OF VERY LOW DOSE X-RAY RADIATION

DOCTORAL THESIS

Zagreb, 2012.



Sveučilište u Zagrebu

PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET

Marija Surić Mihić

**VREMENSKI RAZLUČIVA OSOBNA
DOZIMETRIJA RENDGENSKOG ZRAČENJA
VRLO NISKIH DOZA**

DOKTORSKI RAD

Mentor: prof.dr.sc. Mladen Vrtar

Zagreb, 2012.



University of Zagreb

FACULTY OF SCIENCE

Marija Surić Mihić

TIME DEPENDENT PERSONAL DOSIMETRY OF VERY LOW DOSE X-RAY RADIATION

DOCTORAL THESIS

Supervisor: Prof. Mladen Vrtar PhD

Zagreb, 2012

Ova disertacija je nastala u Jedinici za dozimetriju zračenja i radiobiologiju Instituta za medicinska istraživanja i medicinu rada u Zagrebu kao plod dugogodišnjeg istraživanja na području osobne dozimetrije osoba profesionalno izloženih ionizirajućem zračenju. Hvatajući korak s novim tehnologijama u struci stalno smo se trudili dati svoj doprinos i ostaviti trag. Tako je u suradnji sa Zdravkom Cerovcem, dipl.inž. iz tvrtke Alara uređaji d.o.o. pokrenut razvoj novog aktivnog elektronskog dozimetra naziva ALARA, prvo kao monitora zračenja i alarmnog uređaja, a kasnije kao uređaja za mjerenje doze i brzine doze. Zadnja generacija ALARA uređaja prilagođena je za rad kao osobni aktivni elektronski dozimeter čija svojstva i primjenu sam istraživala u sklopu ove disertacije.

Željela bih zahvaliti stručnom savjetniku i voditelju Jedinice Ivici Prliću, dipl.inž. na podršci i ukazanom povjerenju, strpljenju i pomoći oko razjašnjavanja problema, situacija koje razumiju samo stručnjaci s dugogodišnjim radom u struci. Njegov optimizam i pregolema energija su me podizale kad bi posustala i dale mi poticaj da ostvarim želje i ciljeve.

Dr.sc. Zlatku Vučiću zahvaljujem što me naučio kritički misliti, poticao da svaki problem sagledam iz više kuteva, da tražim više i ne prihvaćam laka i očigledna rješenja. Strpljivo mi je prenosio svoje znanje i iskustvo i motivirao me da budem bolja nego što sam mislila da mogu.

I na kraju bi željela zahvaliti svom mentoru prof.dr.sc. Mladenu Vrtaru koji me je od apsolvence fizike, koja je žarko željela diplomirati na temi iz medicinske fizike, podržavao i educirao prvo kroz izradu diplomskog rada, a sada i doktorske disertacije. Njegova borba i uloženi trud za opstanak medicinske fizike, kao značajnog polja eksperimentalne fizike, biti će mi stalna inspiracija.

Davidu, Leni i Luki, mami i tati...

SAŽETAK

Uporaba aktivnih elektroničkih osobnih dozimetara tema je velikog broja recentnih istraživanja. Razvili smo aktivni elektronički osobni dozimetar (AEPD) ALARA OD koji ima jedinstvenu funkciju mjerenja osobnog doznog ekvivalenta i njegove brzine u ovisnosti o vremenu dajući tako potpuno novi uvid u profesionalnu izloženost ionizirajućem zračenju. AEPD je korišten za istraživanje profesionalne izloženosti ljudi koji rade uz rendgenske uređaje. Istraživanjem izloženosti sigurnosnih radnika koji rade uz rendgenske uređaje za kontrolu osobne prtljage na aerodromima po prvi je put prikazana vremenska raspodjela brzine doze raspršenog zračenja u okolini rendgenskog uređaja, dok je procjena maksimalne efektivne doze za sigurnosne radnike dala godišnju vrijednost do 428 μSv . U području intervencijske radiologije (IR) AEPD je korišten tijekom postupaka perkutane vaskularizacije zdjelice i gornjih arterija noge. Izmjerene maksimalne doze za radiologa operatera po postupku IR su bile u rasponu 4-7 μSv , a po prvi puta je zabilježen prikaz karakterističnog uzorka brzine doze u vremenu tijekom fluoroskopiranja u IR. Podaci izmjereni uporabom elektroničke i termoluminiscentne dozimetrije u IR, za 3 intervencijska radiologa tijekom 1 mjernog razdoblja, upotrijebljeni su za procjenu efektivne doze korištenjem konverzijskih koeficijenata baziranih na prikladnom matematičkom modelu. Dobivene vrijednosti efektivne doze su niže od vrijednosti dobivene na temelju modela drugih autora, ali ne bi trebalo doći do znatnog podcjenjivanja efektivne doze za intervencijske radiologe.

SUMMARY

In regular personal dosimetry of individuals professionally exposed to ionizing radiation passive dosimeters such as film or thermoluminescent dosimeters (TLD) are widely used. However, passive dosimeters can provide information on total accumulated dose equivalent only, and not information on exposure dose rates or the actual duration of an exposure. On the other hand, modern technological trends and recently developed procedures, such as those used in medicine and technology, require upgraded and customized personal dosimetry. We have developed an active electronic personal dosimeter (AEPD) ALARA OD which has a unique capability of measuring and recording both total accumulated dose and dose rate as functions of time. The dosimeter can operate in two modes. In the “normal” (BG) mode, the instrument integrates impulses and records the dose/dose rate which originates only in the exposure to a local background radiation (LBG) over a certain preset time interval. The “event” (E) mode is activated when the actual dose rate exceeds a certain preset threshold. In the E mode the AEPD continuously measures and records dose, dose rate and exposure duration. This provides insight into time sequence of the accumulated dose and dose rate. The instrument has showed a good stability in dose and dose rate measurements, as well as a capability of measuring high dose rates up to 50 $\mu\text{Sv/h}$. It could be used in pulsed fields of modern angiographic X-ray units.

The AEPD ALARA OD was used to measure the levels and structure of the occupational exposure of workers that are predominantly exposed to scattered X-ray radiation. We investigated very low exposure of security workers that operated cabinet X-ray units for security screening on airports and were subjected to heavy workload conditions. The measurement setup consisting of a number of the AEPD's enabled simultaneous measurements of both dose and dose rates at various positions in the radiation field. This revealed the spatial information of the scattered radiation in the area around a cabinet X-ray unit. Measurements of personal dose equivalent showed that the maximum effective dose for the security workers were still below from 1mSv/year even in heavy workload conditions.

Due to an increasing number of fluoroscopy-guided procedures in interventional radiology (IR), interventional radiologists are among the most exposed professionals in medicine. The AEPD ALARA OD was used to quantify dose and dose rate levels of

radiologists' exposure to scattered X-ray radiation from the patient while performing percutaneous interventions. We obtained a new type of data – a characteristic pattern of dose rate versus time for any single IR intervention – which has so far not been reported in literature.

Fluoroscopy guided procedures in urology use the same radiological equipment as in interventional radiology. Time dependent dose and dose rate data measured by an AEPD, worn by an urologist, have revealed that the exposures in interventional urology are usually shorter (up to a few seconds) and with lower maximum dose rates (up to 200 $\mu\text{Sv/h}$) compared to those in IR.

A further use of the AEPD was in investigation of the exposure to scattered hard X-ray radiation of workers that performed non-destructive testing in shipyards. These measurements have proven that the workers were exposed to dose rates up to 700 $\mu\text{Sv/h}$, and in the conditions of a heavy workload, the effective doses could reach annual dose limits.

Records of the accumulated dose measured by an AEPD, worn above a protective lead apron, together with TLD's worn under and over apron, have been used to assess protective quantity effective dose for interventional radiologists. Due to specific factors which have to be considered in IR (energy spectrum of scattered radiation, field and operator-patient geometry, use of protective lead apron and thyroid shield, etc.), a set of appropriate conversion coefficients, based on a mathematical model which uses Monte Carlo methods by Siiskonen et al, was calculated. Effective doses were calculated for three interventional radiologists, using the conversion coefficients and data measured provided by the AEPD's and TLD's. A comparison of thus calculated effective doses with those obtained from algorithms of other authors has shown that in exposure conditions used in the measurements other models overestimate the effective dose. Results of this work have shown that effective doses in IR are, even for highly exposed radiologists, still below proposed annual dose limits; however, extensive use of IR procedures could lead to approaching these limits.

AEPD ALARA OD has proved to be a good choice of a personal dosimeter for workers exposed to scattered X-ray radiation. The unique feature of time resolution in dose and dose rate measurements facilitates a new insight into radiation exposure burden for various professionally exposed workers particularly in interventional radiology and cardiology. Assessment of the effective dose using conversion coefficients and AEPD reading, worn over protective lead apron, has shown to be an appropriate method and it is

therefore recommended for in routine use in dosimetry related to interventional radiology and cardiology.

Ključne riječi: osobna dozimetrija, aktivni elektronički osobni dozimetar, osobni dozni ekvivalent, efektivna doza, intervencijska radiologija, rendgenski uređaji, niske i vrlo niske doze

Sadržaj

1. Uvod	1
1.1. Osobni dozimetrijski nadzor	1
2. Koncept osobne dozimetrije	5
2.1. Osnovni principi zaštite od zračenja.....	5
2.2. Osnovne fizikalne veličine u osobnoj dozimetriji	6
2.2.1. Fundamentalne veličine.....	6
2.2.2. Operativne i zaštitne veličine	9
2.3. Osobni dozimetrijski nadzor	12
2.3.1. Procjena zaštitnih veličina	15
2.3.2. Određivanje operativnih veličina korištenjem osobnih dozimetara	15
2.3.2.1. Tipovi osobnih dozimetara i njihove karakteristike	16
2.4. Problem pozadinskog zračenja u osobnoj dozimetriji.....	24
2.5. Zahtjevi na točnost pri osobnoj dozimetriji.....	25
2.6. Preporučene granične doze za osobe profesionalno izložene zračenju	28
3. Aktivni elektronički osobni dozimetri ALARA OD	29
3.1. Uvod	29
3.2. Geiger-Müller-ove cijevi.....	29
3.2.1. Princip rada i karakteristike GM cijevi.....	29
3.2.2. Mrtvo vrijeme i vrijeme oporavka.....	34
3.2.3. Odgovor GM cijevi na zračenje	35
3.3. ALARA OD digitalni elektronički dozimetri.....	39
3.3.1. Tehnički podaci i način rada.....	39
3.3.2. Umjeravanja aktivnih elektroničkih osobnih dozimetara ALARA OD u SSDL-u	42
3.3.3. Ispitivanje odziva AEPD-ova za visoke brzine doze.....	46
3.3.4. Ispitivanje odziva AEPD-ova ALARA OD u pulsnom polju angiografskog rendgenskog uređaja	48
4. Vremenski razlučiva osobna dozimetrija – eksperimentalni rezultati	53
4.1. Radnici koji rade s rendgenskim uređajem za kontrolu prtljage i osobnih predmeta.....	53
4.1.1. Uvod	53
4.1.2. Materijali i metode	55
4.1.3. Rezultati i rasprava	60

4.1.4. Zaključak	69
4.2. AEPD-ovi u intervencijskoj radiologiji.....	71
4.2.1. Uvod	71
4.2.2. Eksperimentalna metoda	74
4.2.3. Rezultati i diskusija	75
4.2.4. Zaključak	83
4.3. Ostali primjeri mjernih rezultata dobivenih uporabom AEPD-ova ALARA OD za različite profesije.....	84
4.3.1. Uporaba AEPD- a ALARA OD za osobnu dozimetriju liječnika specijalista u urologiji... 84	
4.3.2 Uporaba AEPD-a ALARA OD za nadzor radnika koji koriste metode testiranja bez razaranja (NDT) u brodogradnji.....	89
5. Procjena efektivne doze u intervencijskoj radiologiji iz očitavanja osobnih dozimetara.....	94
5.1. Uvod	94
5.2 Izračun konverzijskih koeficijenata za određivanje efektivne doze	96
5.2. Rezultati i diskusija	102
5.3 Zaključak	104
6. Zaključak	106
Literatura	113
Prilog 1	119
1.Princip rada rendgenskog uređaja	119
2. Rendgenski uređaj za kontrolu ručne prtljage i osobnih predmeta.....	122
3. Rendgenski uređaji za prosvjetljavanje (fluoroskopija) u intervencijskoj medicini	124
4. Industrijski rendgenski uređaji	134
5. Mjerni uređaji korišteni pri mjerenjima u disertaciji.....	136
Životopis.....	137
Popis objavljenih radova	138

1. Uvod

1.1. Osobni dozimetrijski nadzor

Ljudsko tijelo tijekom evolucije nije razvilo osjetilo za detekciju ionizirajućeg zračenja. Izravne posljedice djelovanja ionizirajućeg zračenja na živi svijet uglavnom su odgođene i često ih je teško povezati s uzrokom. Čovjek može biti izložen i smrtonosnoj dozi ionizirajućeg zračenja, a da u samom trenutku ozračivanja ništa ne osjeti. Posljedice ozračivanja zapažaju se tek nakon nekog vremena, od nekoliko sati do nekoliko dana ili čak godina, što ovisi o vrsti i svojstvima tog zračenja te primljenoj dozi zračenja. Time je potreba da se odredi doza zračenja kojoj je osoba bila izložena tim veća, u cilju sprječavanja eventualnih štetnih učinaka na zdravlje.

Briga o utjecajima zračenja na zdravlje ljudi započela je nakon Röntgenovog otkrića X-zraka 1895. godine jer su ubrzo nakon toga uočena oštećenja kože uslijed prekomjernog ozračivanja. To je rezultiralo razvijanjem istraživanja utjecaja ionizirajućeg zračenja na ljudski organizam unutar multidisciplinarnog područja fizike, kemije, biologije i medicine. Glavna zadaća osobne dozimetrije zračenja je procjena doze ionizirajućeg zračenja koju je primio pojedinac kako bi se ograničile i kontrolirale eventualne posljedice zračenja na zdravlje tog pojedinca. Uređaji koji se koriste za mjerenje doze u osobnoj dozimetriji – osobni dozimetri – moraju biti odgovarajućih karakteristika i zadovoljavati stroge kriterije prema važećim standardima da bi dobiveni rezultati bili zadovoljavajuće pouzdani. Pouzdani rezultati bitni su u kontroli posljedica zračenja na zdravlje pojedinca izloženog zračenju.

Osobni dozimetrijski nadzor profesionalno izloženih osoba sastavni je dio programa zaštite od zračenja. Takav program zasniva se na osnovnim principima opravdanosti, optimizacije i ograničenja doze. Ti bazični principi postavljeni su u EU Council Directive 96/29/Euroatom Basic Safety Standards (BSS) [Council of European Union 1996] koji je jedan od osnovnih dokumenata u kojima su opisani principi osobnog dozimetrijskog nadzora te dani zahtjevi i preporuke za provođenje istoga.

U skladu s BSS-om osobni dozimetrijski nadzor predstavlja određivanje doze ionizirajućeg zračenja koju je primio pojedinac na osnovi individualnih mjerenja pomoću uređaja kojeg je ta osoba nosila na svome tijelu [European Commission 2009].

Tijekom godina razvijani su različiti sustavi za provedbu osobne dozimetrije od kojih su i dalje u uporabi filmski dozimetri, termoluminiscentni dozimetri (TLD), dozimetri bazirani na optičkoj luminiscenciji (OSL), radiofotoluminiscentni dozimetri (RPL), albedo i druge vrste dozimetara za neutrone te u posljednje vrijeme aktivni elektronički osobni dozimetri (AEPD).

Osnovni problem s kojim se susrećemo u osobnoj dozimetriji je nepoznavanje parametara ozračivanja kojem je u svom radu bio izložen pojedinac. Naime, čak i uz poznate karakteristike samog izvora zračenja osoba je izložena raspršenom zračenju iz okoline izvora (čiji energijski spektar uglavnom nije poznat) i pozadinskom zračenju, osoba radi u različitim orijentacijama u odnosu na primarni snop zračenja (koje se mogu znatno razlikovati u odnosu na baždarne uvjete), koristi zaštitnu opremu nepoznatih karakteristika i sl. Uvjeti izlaganja najčešće su znatno različiti od standardnih referentnih laboratorijskih uvjeta koje se koriste za kalibraciju dozimetrijskog sustava. Stoga u osobnoj dozimetriji ne govorimo o mjerenju osobne doze već o njezinom procjenjivanju uzimajući u obzir veliki broj čimbenika koje unose mjernu nesigurnost. Korištenjem pasivnih dozimetara određuje se ukupna doza akumulirana tijekom perioda korištenja dozimetra, ali je praktički teško i nemoguće odrediti dinamiku njezina primanja. Što se tiče zdravstvenih učinaka ionizirajućeg zračenja, oni su primarno u svezi s brzinom doze kojoj je bio izložen pojedinac ili neki dio njegova tijela, a tek onda s ukupno primljenom dozom. Zato se javila potreba za novom vrstom osobnog dozimetra koji će omogućiti uvid u vremensku raspodjelu primanja doze te na taj način omogućiti novi pogled u osobnoj dozimetriji. U akcidentnim situacijama (situacije kada su ljudi izloženi velikim brzinama doze, a bez njihovog znanja, kao posljedica kvarova ili ulaska u područje s povećanom razinom zračenja) takav aktivni dozimetar može alarmirati svog korisnika i na taj način minimizirati štetne učinke na njegovo zdravlje. Za razliku od pasivnih dozimetara AEPD-i imaju svojstvo direktnog očitavanja dozimetra u bilo kojem trenutku, bez brisanja ili gubljenja podataka, što omogućava minimiziranje izloženosti te direktno doprinosi ALARA¹ principu. Ovisno o vrsti ugrađenog detektora AEPD-ovi mogu zabilježiti fotonske doze čak do 3 reda veličine niže od onih detektiranih pasivnim dozimetrima [Lusik-Bhadra and Perle 2006]. Naime, kod korištenja pasivnih dozimetara u kraćim razdobljima (nekoliko dana do nekoliko tjedana) često je praktički nemoguće razlučiti primljenu nisku dozu od doze primljene od prirodnog pozadinskog zračenja. AEPD ne samo da omogućuje razlučivanje doze koja se razlikuje od one primljene od prirodnog pozadinskog zračenja već omogućuje i

¹ ALARA - As Low As Reasonably Achievable – princip optimizacije primljene doze koji znači da izlaganje zračenju prilikom radnog procesa mora biti smanjeno na najmanju moguću mjeru koja se može postići uzimajući u obzir ekonomske troškove takvog smanjenja doze. [Council of the European Union 1996]

uvid u situacije kada osoba pri svom radu (zbog putovanja ili slično) dolazi u područja s bitno različitim pozadinskim zračenjima. Preporuke su da se AEPD-ovi trebaju koristiti kada je potrebno kontrolirati individualno izlaganje na dnevnoj osnovi ili ako razina zračenja u prostoru u kojem osoba radi može značajno ili neočekivano porasti [European Commission 2009]. Aktivni elektronički osobni dozimetri se kao zakonski odobreni osobni dozimetri za sada koriste samo u Velikoj Britaniji za radnike u nuklearnim elektranama [Weeks et al 2002], a drugdje se koriste kao dodatni dozimetri za kontrolne svrhe te za alarmiranje u akcidentalnim situacijama. Iako je na tržištu dostupan sve veći broj AEPD-ova različitih karakteristika, i dalje postoji velika potreba za istraživanjem njihovog ponašanja u različitim uvjetima izlaganja zračenju. Naime, s obzirom da se radi o uređajima koji imaju elektroničke komponente, u određenim situacijama kao što su izlaganje direktnom snopu zračenja, pulsna polja, iznimno velike brzine doze i sl. dolazi do gomilanja pulseva te uređaj ulazi u saturaciju. Također, zbog znatno kraćeg trajanja pulseva polja zračenja od mjernog ciklusa instrumenta uređaj nije u stanju razlučiti pulsno od kontinuiranog polja. Do sada nisu ustanovljeni standardi i kriteriji za ispitivanje AEPD-ova u pulsnim poljima tako da različiti radovi u tom području su teško usporedivi jer ispituju različite karakteristike na različite načine. Realni uvjeti u kojima rade ljudi izloženi ionizirajućem zračenju su često vrlo različiti od onih koji se simuliraju u laboratoriju pa je često potrebno AEPD kalibrirati za specifične uvjete korištenja. To s jedne strane smanjuje mjernu nesigurnost, ali iziskuje individualni pristup koji uzima puno vremena te povisuje troškove dozimetrije za krajnjeg korisnika.

Ispitivanje primjene AEPD-a ALARA OD kao dodatnog osobnog dozimetra kod osoba koji su u svom radu različito izloženi zračenju te njegova odziva u različitim načinima izlaganja zračenju osnovni su cilj ove disertacije. Funkcija vremenskog razlučivanja uzorka primanja doze, kao novitet u osobnoj dozimetriji, omogućili su nam jedinstveni i potpuno novi uvid u izlaganje pojedinca zračenju u različitim profesijama.

Drugo poglavlje daje pregled koncepta osobne dozimetrije kao dio područja zaštite od zračenja. Detaljno je dan teorijski opis i definicije fundamentalnih veličina koje se koriste za fizikalne opise polja zračenja i njegove interakcije s materijom te veličina koje se koriste u dozimetriji i zaštiti od zračenja – operacionalne i zaštitne veličine. Objašnjena je veza između posljednje dvije i način određivanja operacionalnih veličina korištenjem osobnih dozimetara. Opisan je princip rada najraširenijih tipova pasivnih osobnih dozimetara. Sve opisane veličine koriste se isključivo za fotonsko zračenje. S obzirom da su pri radu korišteni termoluminiscentni dozimetri kao standardni osobni dozimetri u okviru akreditirane metode

za određivanje osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$, detaljno su opisane njihove karakteristike, mogućnosti i ograničenja.

U trećem poglavlju je detaljno opisan način rada AEPD-a ALARA OD, ispitana tehnička svojstva na načine kako to propisuju relevantni dokumenti, objašnjen način rada te postupak kalibracije u ovlaštenim sekundarnim standardnim laboratorijima i in situ za specifične situacije izloženosti tijekom mjernog postupka u sklopu eksperimenta. Provedena su ispitivanja odziva za visoke brzine doze te u pulsnim poljima zračenja.

U četvrtom poglavlju su predstavljene rezultati mjerenja dobivenih korištenjem ALARA OD elektronskih dozimetara kao uređaja za mjerenje ambijentalnog doznog ekvivalenta $H^*(10)$ pri karakterizaciji izvora zračenja te osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ od fotonskog zračenja. Dobiveni rezultati predstavljaju do sada jedinstveni prikaz vremenske raspodjele doza u okolišu izvora zračenja te jedinstveni uzorak primanja osobnih doza kod osoba koje rade s tim izvorima. Ispitivanja su rađena za različito profesionalno izložene osobe – od onih čije izlaganje je na samom rubu detekcije zračenja (policajci koji rade uz rendgenske uređaje za kontrolu prtljage i osobnih predmeta), do onih koji rade u području posebnog nadgledanja (intervencijski radiolozi, urolozi, ispitivači u kontroli bez razaranja). Osobni dozni ekvivalent $H_p(10)$ paralelno je mjeren korištenjem ALARA OD i pasivnih dozimetara.

U petom poglavlju je napravljen proračun za određivanje efektivne doze iz očitavanja aktivnih elektroničkih dozimetara korištenjem konverzijskih koeficijenata prikladnih za intervencijsku radiologiju. Konverzijski koeficijenti izračunati na temelju odgovarajućeg matematičkog modela baziranog na Monte Carlo simulacijama, omogućili su procjenjivanje efektivne doze iz očitavanja dozimetra nošenog iznad zaštitne pregače. Uporaba AEPD-ova kao osobnih dozimetara koji se nose iznad zaštitne pregače pokazala se znatno prikladnijom od uobičajene osobne dozimetrije korištenjem pasivnih dozimetara postavljenih ispod zaštitne pregače jer omogućava jednostavniju procjenu efektivne doze i daje jasniji uvid u vremensku raspodjelu izloženosti ionizirajućem zračenju.

U šestom poglavlju dan je zaključak sa smjernicama za daljnja istraživanja.

U Prilogu 1 objašnjen je način rada rendgenske cijevi te opisan način rada i specifičnosti rendgen uređaja koji su korišteni pri mjerenjima. Priložena je tablica s karakteristikama korištene mjerne opreme.

2. Koncept osobne dozimetrije

2.1. Osnovni principi zaštite od zračenja

Osobni dozimetrijski nadzor podrazumjeva procjenjivanje doze ionizirajućeg zračenja koju je primio poznati pojedinac i provodi se individualnim mjerenjima uređajem koji nosi ta osoba na svom tijelu [Council of European Union 1996]. Individualni nadzor može, u situacijama kada mjerenja na osobi nisu moguća ili su nedostatna, biti zasnovan na rezultatima mjerenjima na drugim izloženim osobama ili iz rezultata nadzora radnog mjesta ili proračuna.

Cilj provedbe osobne dozimetrije je:

- Kontrola profesionalne izloženosti u cilju osiguranja sigurnih i zadovoljavajućih radnih uvjeta
- Potvrđivanje usklađenosti s granicama doze i primjenom ALARA principa uzimajući u obzir ekonomske i socijalne faktore kao dio zakonske regulative
- Obavješćavanje radnika o njihovoj izloženosti zračenju
- Provođenje kontrole i analize raspodjele doza i trendova unutar grupa izloženih radnika
- Epidemiološka istraživanja utjecaja ionizirajućeg zračenja
- Potvrda provođenja principa zaštite od zračenja

BSS i preporuke dane sa strane International Commission on Radiological Protection u svojoj publikaciji 103 [ICRP 2007] pružaju pristupe za minimiziranje rizika od rada u polju ionizirajućeg zračenja postavljanjem sustava preporučenih granica izlaganja, smanjenja primljenih doza i referentnih nivoa doza. Osnovni principi na kojima se zasnivaju ovi bazični dokumenti u zaštiti od zračenja su:

- Principi zasnovani na dva izvora koji su primjenjivi u svim situacijama izlaganja ionizirajućem zračenju: **princip opravdanosti** – bilo koja aktivnost koja uzrokuje izlaganje pojedinca ionizirajućem zračenju mora rezultirati s više koristi nego štete za društvo i pojedinca kao opravdanje za rizike koje izlaganje zračenju nosi tom pojedincu;
princip optimizacije zaštite – vjerojatnost izlaganja ionizirajućem zračenju, broj izloženih ljudi i veličina njihove primljene doze mora biti zadržana toliko nisko

koliko je razumno moguća (ALARA princip) uzimajući u obzir ekonomske i socijalne faktore. Oba navedena principa se baziraju na tzv. LNT² modelu

- Principi vezani za pojedinca i primjenjivi u planiranim situacijama izlaganja: **princip primjene graničnih doza** – ukupna doza koju primi pojedinac od izlaganja izvorima ionizirajućeg zračenja (osim medicinskog izlaganja) ne smije prijeći odgovarajuće granice prema preporukama ICRP-a

2.2. Osnovne fizikalne veličine u osobnoj dozimetriji

Veličine koje se koriste u dozimetriji ionizirajućeg zračenja dijele se na:

- *fundamentalne* – opisuju polje zračenja i njegovu interakciju s materijom [ICRU 2011]
- veličine koje se koriste u zaštiti od ionizirajućeg zračenja, a obuhvaćaju *operativne veličine i zaštitne veličine* [ICRU 1993 i ICRP 2007]

2.2.1. Fundamentalne veličine

*KERMA*³ je kinetička energija fotona prenešena elektronima u materijalu i uvijek mora biti definirana s obzirom na specifični materijal u kojem se događa interakcija (kerma u zraku K_A , kerma u vodi K_W i sl.). Ona predstavlja omjer srednje vrijednosti sume početnih kinetičkih energija svih nabijenih čestica koje su fotoni koji upadaju na element materijala mase dm oslobodili ionizacijom, dE_{tr} i mase tog elementa dm . Pri tome nije bitno da li nabijene čestice usporavaju unutar tog volumena ili ne. Jedinica za kermu je J/kg.

$$\text{KERMA} = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.1)$$

Kolizijska kerma K_{col} je veličina povezana s kermom i dugo se povezivala s apsorbiranom dozom u slučajevima kada radijacijski gubici energije nabijenih čestica nisu zanemarivi. Ona se računa prema

$$K_{col} = K \cdot \frac{W}{A} \quad (2.2)$$

² Linear Non Threshold model – hipoteza koja kaže da ne postoji granica nakon koje počinju učinci ionizirajućeg zračenja na zdravlje pojedinca već je rizik od bioloških učinaka proporcionalan nivou izloženosti ionizirajućem zračenju

³ Kinetic Energy Released per unit Mass – kinetička energija oslobođena po jediničnoj masi

g u relaciji (2.2) predstavlja udio kinetičke energije oslobođenih nabijenih čestica u materijalu koja će biti izgubljena kao radijacijski gubici u tom materijalu.

Deponirana energija ε_i je energija deponirana u jednoj interakciji prema relaciji

$$\varepsilon_i = \varepsilon_{in} - \varepsilon_{out} + Q \quad (2.3)$$

gdje su ε_{in} energija ulazne ionizirajuće čestice (bez energije mirovanja), ε_{out} suma energija svih nabijenih i nenabijenih čestica koje izlaze iz interakcije (bez energije mirovanja), Q promjena u energijama mirovanja jezgre i svih elementarnih čestica koje su uključene u interakciju.

Predana energija ε materiji volumena V je suma svih deponiranih energija u tom volumenu

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_i \quad (2.4)$$

Srednja vrijednost predane energije materijalu volumena V jednaka je sumi razlike srednje izračenih energija, R_{in} i R_{out} , svih nabijenih i nenabijenih čestica koje ulaze u i izlaze iz tog volumen i srednje sume ΣQ svih promjena u energiji mirovanja jezgri i elementarnih čestica koji se pojavljuju u tom volumenu

$$\varepsilon = \sum R_{in} - \sum R_{out} + \sum Q \quad (2.5)$$

Apsorbirana doza D je omjer srednje vrijednosti predane energije ionizirajućeg zračenja materijalu mase dm. Fizikalna jedinica kojom se izražava apsorbirana doza je Gy = J/kg. Doza u nekoj točki računa se prema

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.6)$$

Treba naglasiti da D predstavlja energiju po jedinici mase koja će ostati u promatranoj točki i proizvesti efekte povezane sa zračenjem. Neki od tih efekata su proporcionalni s D, a neki ovise o dozi na kompliciranije načine. U realnim praktičnim situacijama vrijednost apsorbirane doze se ne promatra u točki već kao usrednjena vrijednost preko većeg volumena tkiva. Smatra se da se, kod niskih doza, srednja vrijednost apsorbirane doze u nekom organu ili tkivu može povezati s štetom od zračenja preko stohastičkih efekata u svim dijelovima tog organa ili tkiva, s dostatnom točnošću za potrebe zaštite od zračenja. *Prosječna apsorbirana doza* u području organa ili tkiva T, je definirana kao:

(2.7)

gdje je D doza i ρ gustoća u točki (x,y,z) organa ili tkiva volumena V .

Linearni prijenos energije (LET^4) je prosječna stopa gubitka energije zračenja nabijene čestice u mediju, tj. energija zračenja izgubljena po jedinici dužine putanje kroz materijal. Energijski gubici dE posljedica su kolizija nabijenih čestica sa elektronima pri prolasku puta duljine dl u materiji.

$$L = \frac{dE}{dl} . \quad (2.8)$$

Mjerna jedinica za LET je J/m , a često se koristi i $keV/\mu m$.

Faktor kvalitete Q je bezdimenzionalna veličina koja karakterizira biološke učinke zračenja, a bazira se na gustoći ionizacije duž puta nabijene čestice u tkivu. Primjenjuje se na apsorbiranu dozu u cilju procjene relativnog rizika za čovjeka od različitih vrsta zračenja različitih energija i predstavlja mjeru biološkog učinka vrste zračenja izmjerene preko njegove vrijednosti LET -a (ozn. L) [ICRP 2007]. Q se definira kao funkcija linearnog prijenosa energije nabijenih čestica u vodi

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV} / \mu m, \\ 0,32 L - 2,2 & 10 \leq L \leq 100 \text{ keV} / \mu m, \\ 300 / \sqrt{L} & L > 100 \text{ keV} / \mu m. \end{cases} \quad (2.9)$$

ICRP je u svojoj Publication 103 [ICRP 2007] promijenila metodu za određivanje veličina ekvivalentne doze i efektivne doze pa se više ne koristi $Q(L)$ već težinski faktori za zračenje (w_T) koji se smatraju prikladnima za primjenu u području zaštite od zračenja.

Dozni ekvivalent H u točki tkiva se dobiva kao umnožak apsorbirane doze D u toj točki i faktora kvalitete Q za specifično zračenje:

$$H = D \cdot Q. \quad (2.10)$$

Mjerna jedinica za dozni ekvivalent je Sv .

⁴ LET - Linear Energy Transfer

2.2.2. Operativne i zaštitne veličine

Zaštitne veličine ekvivalentna doza i efektivna doza se ne mogu direktno mjeriti pa se zbog toga koriste operativne veličine. Operativne veličine, prema ICRU [ICRU 1993] se koriste za procjenu gornjih granica vrijednosti zaštitnih veličina koje su vezane za izlaganje ionizirajućem zračenju. Za doze u blizini ili iznad graničnih doza potrebno je imati dodatne informacije o karakteristikama zračenja na radnom mjestu i karakteristikama odziva dozimetra u cilju potvrđivanja prikladnosti korištenja operativnih veličina za određivanje efektivne doze, ekvivalentne doze za lokalno područje kože ili ekvivalentne doze za leću ili ekstremitete.

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

Za nadzor prostora mjerne veličine su:

- $H^*(10)$ – ambijentalni dozni ekvivalent
- $H'(0,07)$ – dozni ekvivalent smjera

Ovi dozni ekvivalenti definirani su kao dozni ekvivalenti na dubinama 10 mm i 0,07 mm sfere radijusa 30 cm sačinjene od ICRU četveroelementnog tkiva [ICRU 2011 i ICRP 2007].

Ambijentalni dozni ekvivalent $H^*(10)$ je veličina koja je povezana sa zaštitnom veličinom *efektivnom dozom* i općenito se koristi za buduće procjene, kategorizaciju radnih prostora, provjeru učinkovitosti debljine zaštite i slično. $H^*(10)$ je izotropna veličina čija vrijednost ne ovisi o smjeru raspodjele polja zračenja u promatranoj točki.

$H'(0,07)$ se koristi za nadzor prostora pri određivanju doze za kožu i ostala površinska tkiva.

Mjerne veličine koje se koriste za osobni nadzor su osobni dozni ekvivalenti:

- $H_p(10)$ za određivanje efektivne doze
- $H_p(3)$ za određivanje ekvivalentne doze za očnu leću
- $H_p(0,07)$ za određivanje lokalne doze za kožu od fotona ili elektrona (maksimalna vrijednost ekvivalentne doze za kožu, uprosječen preko 1cm^2)

Osobni dozni ekvivalenti definirani su kao dozni ekvivalenti za meko tkivo (za četveroelementno ICRU tkivo) na dubinama od 10 mm, 3 mm i 0,07 mm, unutar tijela ispod definirane točke na površini tijela. Za $H_p(10)$ ta točka podudara se s položajem dozimetra na tijelu.

Zaštitne veličine se zasnivaju na veličini *prosječne apsorbirane doze* u volumenu ciljanog organa ili tkiva, od određenog tipa zračenja. Učinak određenog tipa zračenja (koje upada na tijelo) je opisan preko *težinskog faktora za zračenje* [ICRP 2007]. Taj faktor se zasniva na procjeni relativne biološke učinkovitosti (RBE) određenog tipa zračenja s obzirom na stohastičke efekte. Radijacijski težinski faktori za različite tipove zračenja su dani u Tablici 2.1. Sve navedene vrijednosti se odnose na zračenje koje upada na tijelo ili u slučaju izvora unutar tijela, se emitira iz izvora.

Tablica 2.1. Težinski faktori za zračenje za različite tipove zračenja (izvor:ICRP Publication 103 [ICRP 2007]).

TIP ZRAČENJA R	RADIJACIJSKI TEŽINSKI FAKTOR w_R
fotoni	1
elektroni i muoni	1
protoni i nabijeni pioni	2
alfa čestice, fisijski fragmenti, teški ioni	20
neutroni	kontinuirana krivulja kao funkcija energije neutrona

Množenjem prosječne apsorbirane doze s težinskim faktorom za zračenje dobiva se *ekvivalentna doza*, H_T , za organ ili tkivo T od određenog tipa zračenja R.

(2.11)

Za određivanje cjelokupnog štetnog utjecaja koristi se *efektivna doza*, E, koja se dobiva sumiranjem svih ekvivalentnih doza za sve izložene organe i tkiva pomnoženih odgovarajućim težinskim faktorima za tkiva koji su dani u ICRP 103.

(2.12)

Težinski faktori za tkiva w_T uzimaju u obzir relativne efekte zračenja na različite organe i tkiva i ovise o tzv. radiosenzitivnosti tih organa i tkiva. Aktualne preporučene vrijednosti za w_T prema ICRP 103 prikazane su u Tablici 2.2.

Tablica 2.2. Težinski faktori za tkiva i organe prema ICRP 103.

TKIVO	w_T	Σw_T
koštana srž, debelo crijevo, pluća, želudac, dojka, preostala tkiva*	0,12	0,72
gonade	0,08	0,08
mokraćni mjehur, jednjak, jetra, štitnjača	0,04	0,16
površina kosti, mozak, žlijezde slinovnice, koža	0,01	0,04
Ukupno		1,00

*preostala tkiva: žlijezde, ekstratorakalno područje, žučni mjehur, srce, bubrezi, limfni čvorovi, mišići, usna mucosa, gušterača, prostata, tanko crijevo, slezena, nadbubrežna žlijezda, maternica

Efektivna doza ovisi još i o geometriji polja zračenja (smjeru upadnog zračenja). U medicini se ti smjerovi uobičajeno označavaju kraticama AP za anterio-posterior; PA za postero-anterior; LLAT i RLAT lateralno zračenje s lijeva odnosno s desna, LAT za srednju vrijednost; ROT i ISO za cilindrično odnosno sferno simetrična polja.

2.3. Osobni dozimetrijski nadzor

Svrha osobne dozimetrije je određivanje osobnih doza za profesionalno izložene pojedince u cilju ograničenja ili kontrole pojavnosti učinaka na zdravlje tih pojedinaca. Efekti ionizirajućeg zračenja na zdravlje mogu se svrstati u dvije općenite kategorije [European Commission 2009]:

- deterministički efekti (oštećenje tkiva) kao posljedica uništenja ili oštećenja stanica prilikom ozračivanja visokim dozama
- stohastički efekti (karcinom ili nasljedni efekti) koji uključuju ili razvoj karcinoma kod izloženih pojedinaca zbog mutacije somatskih stanica ili nasljedne bolesti u njihovom potomstvu zbog mutacije reproduktivnih stanica. Tu također treba uključiti efekte na embrij ili fetus i ostale bolesti osim karcinoma

Veličine koje se koriste za procjenu ovih učinaka su:

- efektivna doza, E , za stohastičke efekte. Dozni limit za efektivnu dozu je dan tako da deterministički efekti neće nastupiti za tkiva i organe koji su uključeni u definiciju efektivne doze.
- ekvivalentna doza, H_T , za kožu, očnu leću i ekstremitete za determinističke efekte

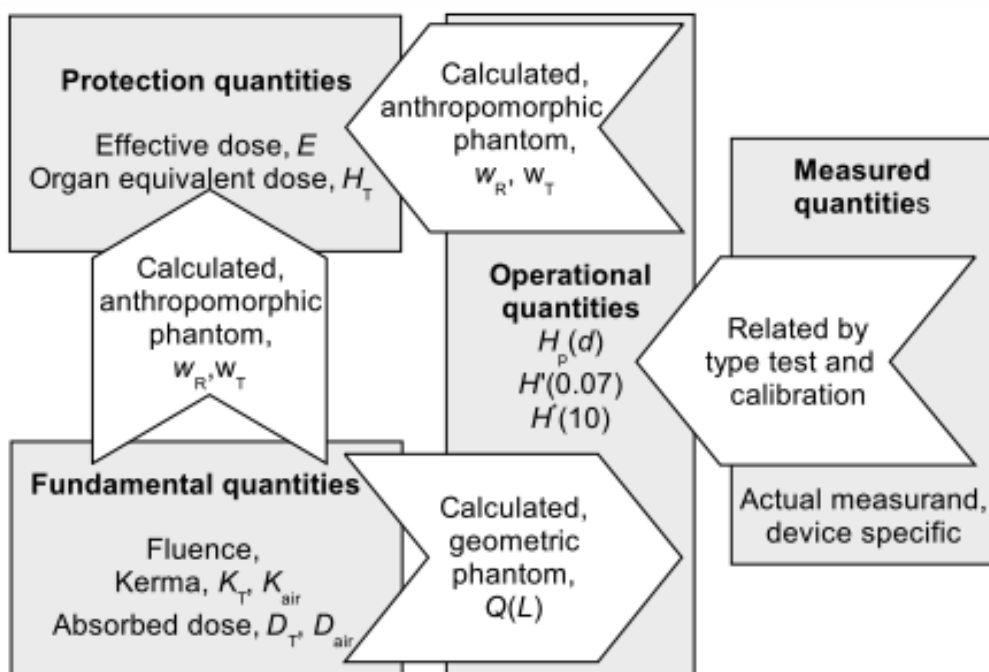
Apsorbirana doza u točki promatranog organa je fizikalna veličina, dok ekvivalentna i efektivna doza uključuju težinske faktore koji su zasnovani na prihvaćenim radiobiološkim činjenicama. Vrijednosti težinskih faktora su probране između velikih količina radiobioloških podataka i uključuju pojednostavljenja koja su prihvatljiva u zaštiti od zračenja. Težinski faktori su srednje vrijednosti koje predstavljaju prosjek velikog broja ljudi oba spola.

U cilju osiguravanja praktičnog određivanja efektivne doze, osobito kod profesionalne izloženosti niskim dozama, provedeni se izračuni konverzijskih koeficijenata iz fundamentalnih fizikalnih veličina: toka čestica, KERMA-e u zraku ili apsorbirane doze u tkivu u ekvivalentnu dozu i efektivnu dozu. Za mjerenja su korišteni antropomorfni fantomi koji predstavljaju odraslog čovjeka, a kod proračuna su korišteni ICRP i ICRU muški i ženski računalni fantomi (voxel fantomi) koji su razvijeni iz ICRP „Referentnog čovjeka“. Za razvoj fantoma su korišteni detaljni anatomske podaci dobiveni iz CT snimaka velikog broja ljudi.

Na taj način su dobiveni fantomi koji su u skladu s ICRP „Referentnim čovjekom“ [ICRP 2007 i ICRP 2009] i realistični s obzirom na anatomske karakteristike.

Kod određivanja efektivne doze ono što se procjenjuje je realna situacija izloženosti neke osobe (tip zračenja, geometrija polja, zaštitna sredstva) i ne uključuje karakteristike pojedinog spola ili bilo koje individualne karakteristike osobe kojoj se ta doza određuje (starost, fizička građa, tjelesna masa). Na taj način efektivna doza u stvari predstavlja veličinu koja daje vrijednost koju bi dobila bilo koja osoba u istim uvjetima izlaganja.

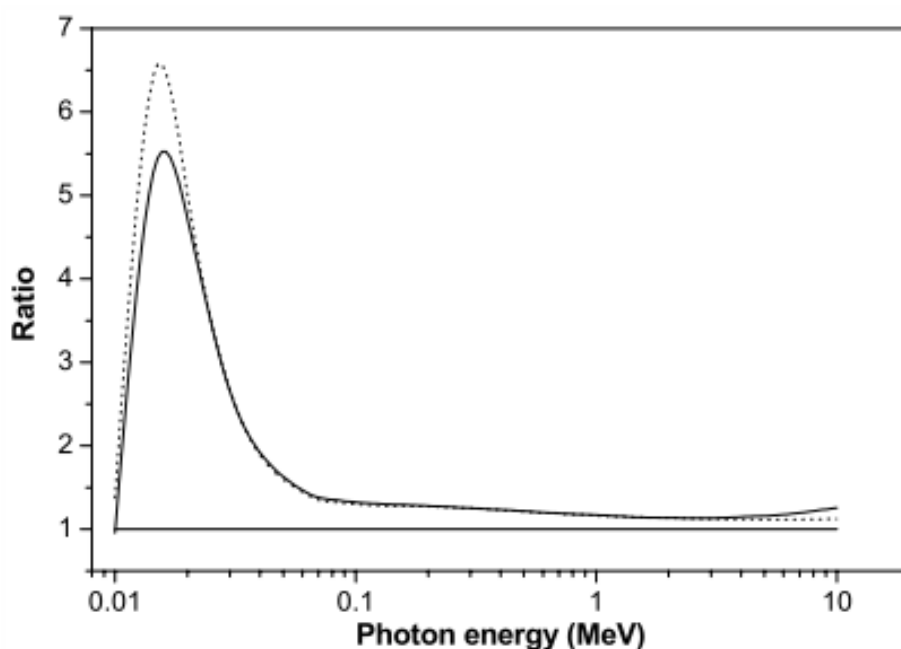
S obzirom da zaštitne veličine nije moguće direktno mjeriti onda se za njihovo izračunavanje koriste operativne veličine. Shema koja prikazuje veze između tih veličina dana je na Slici 2.1.



Slika 2.1. Mjerna shema koja prikazuje odnose mjernih, fundamentalnih i zaštitnih veličina u području zaštite od zračenja (izvor: European Commission, *Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation*, Radiation Protection NO 160. (EC Luxembourg) (2009)).

Na temelju mjerenja korištenjem osobnih dozimetara, koji su poznatih prihvatljivih karakteristika i adekvatno umjereni, izračunavaju se operativne veličine $H_p(d)$, $H'(0,07)$ i $H^*(10)$ iz čijih se vrijednosti, a na temelju matematičkih modela procjenjuju zaštitne veličine efektivna doza E i ekvivalentna doza za tkiva i organe H_T .

Za fotonske snopove $H_p(10)$ predstavlja razumnu procjenu efektivne doze E iako može doći do podcjenjivanja [Siiskonen et al 2007] što se mora uzeti u obzir osobito kod vrijednosti efektivne doze koja je blizu preporučenim granicama za profesionalno izložene osobe. $H^*(10)$ će općenito dovesti do precjenjivanja efektivne doze. Za neke energije i geometrije polja to precjenjivanje može biti veliko tako da su informacije o energiji i smjerovima zračenja u radnom prostoru nužne za primjenu odgovarajućih korekcija mjernih rezultata. Naime, $H^*(10)$ je veličina koja je neovisna o smjeru upadnog zračenja za razliku od efektivne doze. Dosadašnji rezultati zasnovani su na pretpostavci uniformne ozračenosti cijelog tijela, preporučenih konverzijskih koeficijenata danih u literaturi [ICRP 1997a i ICRU 1998] i ispravnom korištenju osobnih dozimetara. Prikaz omjera $H_{p,fantom}(10,0)$ i $E(AP)$ za monoenergijske fotone dan je na Slici 2.2.



Slika 2.2. Omjer osobnog doznog ekvivalenta, $H_{p,fantom}(10,0)$ [ICRU 57, ICRP 74] i efektivne doze, $E(AP)$, za [ICRP 60, ICRU 57, ICRP 74] (točkasta linija) i preliminarni rezultati izračuna za [ICRP 103, ICRP 110]. (izvor: European Commission, Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation, Radiation Protection NO 160. (EC Luxembourg) (2009))

No iako navedene publikacije daju pregled konverzijskih koeficijenata u ovisnosti o energiji upadnog zračenja, oni ne uključuju specifičnosti pojedinih zanimanja te karakteristike polja zračenja koje umjesto monoenergijskih fotona (kao na Slici 2.2) sadrže i spektar rendgenskog zračenja zajedno s raspršenim zračenjem u „mekšem“ dijelu energijskog spektra. Stoga je

tema nekoliko recentnih velikih istraživačkih projekata određivanje konverzijskih koeficijenata za točnije procjenjivanje efektivne doze iz mjernih rezultata u praksi, za specifične načine izlaganja.

2.3.1. Procjena zaštitnih veličina

Za vrijednosti doza koje su blizu ili iznad doznih granica nužno je potvrditi da mjerenje operativnih veličina osigurava dobru procjenu zaštitnih veličina. Da bi to bilo ispunjeno potrebno je imati sljedeće relevantne podatke o:

- uniformnosti polja zračenja
- energiji zračenja
- prostornoj raspodjeli polja zračenja
- poziciji i orijentaciji nošenja dozimetra
- karakteristikama odziva dozimetra

U nekim situacijama (najčešće akcidentnim ili kada se radnici bez nadzora nađu u polju zračenja, a da nisu imali dozimetar) potrebno je iz rezultata dobivenih nadzorom prostora te podataka o kretanju radnika (često karakterizirane pojmom „zauzeća“⁵) procijeniti ekvivalentnu dozu za kožu ili ekstremitete, ili čak efektivnu dozu. Tako dobivene vrijednosti efektivne doze sadrže veliku mjeru nesigurnosti i moraju se uzeti samo kao gruba procjena.

2.3.2. Određivanje operativnih veličina korištenjem osobnih dozimetara

Pri određivanju efektivne doze za čitavo tijelo mjerenjem osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ osnovna je pretpostavka položaja nošenja dozimetra na onom dijelu tijela koji se može smatrati najizloženijim zračenju. No često je teško odrediti koji je to dio tijela i ponekad je potrebno više od jednog dozimetra za procjenu efektivne doze ili doze za kožu. To se dešava u slučajevima kada se radi o poljima zračenja koja su izrazito prostorno neuniformna ili kod nošenja zaštitne olovne pregače.

Za fotone $H_p(10)$ se može odrediti korištenjem dozimetra s jednim detektorom čiji je energijski odziv izlaznog signala prihvatljivo proporcionalan apsorbiranoj dozi za tkivo u željenom energijskom rasponu, a detektor je onda prekriven materijalom čija debljina

⁵ eng. occupancy – faktor zauzeća - definira se kao udio vremena u 8 radnih sati dnevno (ili 2000 h godišnje) koje osoba provede unutar nekog prostora. Faktori zauzeća dani su u [NCRP 2004]

odgovara 10 mm mekog tkiva. Takav dozimetar mora registrirati i zračenje povratno raspršeno iz tijela i omogućiti mjerenje doznog ekvivalenta u mekom tkivu na definiranoj dubini u tijelu u blizini položaja nošenja.

U slučaju aktivnih elektroničkih dozimetara, izlazni signal mora biti proporcionalan s $H_p(10)$, s odgovarajućom neovisnosti o energiji i upadnom kutu s malim ili nikakvim doprinosima od povratnog raspršenog zračenja [European Commission 2009].

2.3.2.1. Tipovi osobnih dozimetara i njihove karakteristike

U praktičnim situacijama zadaća osobnih dozimetara je određivanje željene operativne veličine s prihvatljivom razinom točnosti za dano polje zračenja. Takvo polje zračenja može imati različite kuteve upada, energija od nekoliko keV do nekoliko MeV-a ili više, a najčešće je praktički nemoguće odrediti i energijsku i kutnu distribuciju na samom položaju radnika. U takvim situacijama smatra se da je dozimetar prikladan ako mu je odgovor unutar prihvatljivih granica za veliki raspon energija i upadne kutove. Iako postoji veliki broj publiciranih standarda koji propisuju karakteristike odziva dozimetra nije nužno da dozimetrijski sustav mora zadovoljavati sve zahtjeve dane normativnim dokumentima (ISO ili IEC standardima). Dozimetrijski sustavi se mogu kreirati da zadovoljavaju specifične zahtjeve svojih korisnika i ono što je najnužnije je da se kvaliteta i točnost nekog dozimetrijskog sustava ispituje preko sudjelovanja u nacionalnim i internacionalnim interkomparacijama te da se dobiveni rezultati objave.

Izbor osobnog dozimetra i dozimetrijskog sustava propisan je u nacionalnom zakonodavstvu i uvelike ovisi o tome što nude stručni tehnički servisi za provedbu osobnog dozimetrijskog nadzora. U Republici Hrvatskoj za zakonsku rutinsku osobnu dozimetriju trenutno se koriste termoluminiscentni dozimetri (TLD), a do prije nekoliko godina u uporabi su bili i filmski dozimetri.

Za provedbu rutinske osobne dozimetrije izbor osobnog dozimetra ne ovisi samo o tipu zračenja nego i o informaciji koja se, osim $H_p(10)$ želi dobiti. Tako su u ponudi za fotonska zračenja:

- dozimetri za mjerenje fotonskog ili fotonsko/elektronskog zračenja pri čemu se određuje samo $H_p(10)$ – nediskriminirajući dozimetri. Za takve primjene, i širok spektar energija zračenja, koriste se TLD, optički stimulirani luminiscentni dozimetri (OSL), radiofotoluminiscentni dozimetri (RPL), stakleni ili filmski dozimetri, pod

uvjetom da posjeduju prihvatljiv energijski odziv. Mogu se koristiti i aktivni osobni elektronički dozimetri, ali se mora voditi računa o nižem pragu za fotonske energije

- dozimetri za mjerenje fotonskog ili fotonsko/elektronskog zračenja diskriminirajućeg tipa koji osim podataka o $H_p(10)$ mogu dati indicaciju o energiji zračenja i o prisutnosti drugih tipova zračenja osim fotona. Npr. takve nam informacije mogu dati TL dozimetri s 4 elementa, s različitim TL elementima i njihovim filtracijama.
- dozimetri za fotonskog ili fotonsko/elektronskog zračenja za određivanje $H_p(0,07)$ i $H_p(10)$. Oni se koriste u slučajevima kada je jako vjerojatan doprinos od niskoenergijskih fotona ili elektrona. U takvim se uvjetima mogu koristiti TLD-ovi, OSL-ovi, RPL-ovi, filmski dozimetri s dva ili više elemenata ili filmova ispod filtera različitog sastava i debljine, ili odgovarajući AEPD-ovi.
- Dozimetri za ekstremitete za određivanje $H_p(0,07)$ za fotonsko/elektronsko zračenje. U dozimetriji ekstremiteta, najčešće ruku, uobičajeno se koriste termoluminiscentni dozimetri s jednim elementom koji se stavlja na prst koji je najizloženiji zračenju u smjeru prema izvoru zračenja.
- Aktivni osobni elektronički dozimetri (AEPD) bi se trebali koristiti kada je nužno kontrolirati individualnu izloženost na dnevnoj bazi ili u situacijama kada polje zračenja kojem je izložen radnik može iz nekog razloga značajno ili neočekivano porasti

Trenutno najrašireniji tip dozimetara za fotonsko zračenje su *termoluminiscentni dozimetri (TLD)* i filmski dozimetri. Osim njih, u novije vrijeme razvijaju se i u svijetu počinju upotrebljavati dozimetri na bazi *optički stimulirane luminiscencije (OSL)*. Princip rada svih vrsta dozimetara je pretvaranje energije zračenja u određene efekte/procese koji se pri očitavanju dozimetara prevode u dozu. Navedene vrste dozimetara (osim AEPD-ova) pripadaju u skupinu pasivnih osobnih dozimetara jer ih se očitava sa vremenskim odmakom od primljene i s vremenom akumulirane doze. Takav dozimetar može dati samo informaciju o ukupnoj primljenoj dozi, dok je informacija o brzini doze kojoj je osoba bila izložena te trenutku izlaganja dostupna vrlo teško ili nikako.

Za razliku od pasivnih dozimetara aktivni elektronički osobni dozimetri sadrže baterijsko napajanje, elektroničke sklopove te već ugrađen program pomoću kojeg se može trenutno izračunavati i prikazati primljena doza. Uz to, AEPD-ovi uglavnom imaju mogućnost alarmne

dojave u slučaju da je količina primljenog zračenja dosegla prethodno zadanu granicu ili je brzina doze u prostoru viša od neke zadane vrijednosti za alarm. Aktivni elektronički osobni dozimetri se kao zakonski dozimetri koriste za sada samo u Velikoj Britaniji [Weeks et al 2002], dok se u drugim europskim zemljama koriste kao dodatni dozimetri izvan zakonskih okvira. Istraživanja iz velikog europskog EURADOS projekta [Ginjaume et al 2007] dala su pregled trenutnog stanja i dostupnosti tehnologije aktivnih elektronskih dozimetara. I dalje se naveliko istražuju mogućnosti njihove primjene u različitim profesijama izloženim ionizirajućem zračenju. U Republici Hrvatskoj ovakvi dozimetri se koriste samo kao dodatni osobni dozimetri (posebno u svrhe istraživanja i razvoja) uz zakonski obavezne pasivne dozimetre za profesionalno izložene radnike.

FILMSKI DOZIMETRI

Filmski dozimetar se sastoji od jednog ili dva fotografska filma (jako i slabo osjetljivi) koji je smješten u držač - kazetu s prikladnim filtrima. Fotografski film sastoji se od emulzije osjetljive na zračenje nanosene na prozirnu poliesternu bazu. Emulzija bazirana na kristalima srebrovog halida, tipično načinjenog kao mješavina 90-99% srebrovog bromida, AgBr, i 1-10% srebrovog jodida, AgI, ugrađenih u želatinasti medij. Kristal srebrovog halida tvore ioni Ag^+ , Br^- i I^- u kubičnoj rešetki. Ono što daje osjetljivost na zračenje su nesavršenosti kristala koje tvore područja osjetljivosti, odnosno centre uhvata elektrona ili latentne centre. To mogu biti distorzije kristalne strukture zbog utjecaja stranih molekula ili zbog dodavanja kemijske supstance. Bitan je točkasti defekt - postojanje intersticijskih iona srebra. To su oni ioni koji se ne nalaze u čvoru rešetke. Ionizirajuće zračenje djeluje na zrnca u emulziji stvarajući latentnu sliku. Energija koju je donijelo zračenje izbija elektron iz negativno nabijenih iona te oni postaju neutralni atomi. Slobodni elektron napušta kristal i fiksira se za područje osjetljivosti i privlači pozitivno nabijeni ion srebra, te ga neutralizira. Stvaraju se male nepravilne nakupine atoma srebra, Ag, koji tvore latentnu sliku. U kemijskom procesu razvoja filma latentna slika se pojačava za faktor reda veličine 10^6 . Pri razvoju filma dodaje se supstanca sa sumporom, S, koji će u reakciji sa srebrovim halidom tvoriti sulfid AgS. On se formira na površini kristala i ovdje tvori područje osjetljivosti. Za njega se fiksiraju zračenjem izbijeni elektroni, koji privlače ione srebra i tako tvore nakupine atoma koji uzrokuju neprozirnost i ostavljaju u latentnoj slici trajno zacrnjenje jer se razvijaju u zrnca. Stupanj

zacrnljenja površine filma ovisi o količini nataloženog slobodnog srebra, a time i o apsorbiranoj dozi zračenja.

Filmska dozimetrija bazira se na očitavanju optičke gustoće, OD, koja je definirana kao:

$$OD = \log \frac{1}{T}, \quad (2.13)$$

gdje je T relativna transmisija:

$$T = \frac{I}{I_0}. \quad (2.14)$$

Pri čemu je I – intenzitet sa filmom

I_0 – intenzitet bez filma

Intenzitet I karakteriziran je površinom jednog razvijenog zrnca srebra a, te n - brojem razvijenih zrnaca na površini od 1 cm^2 :

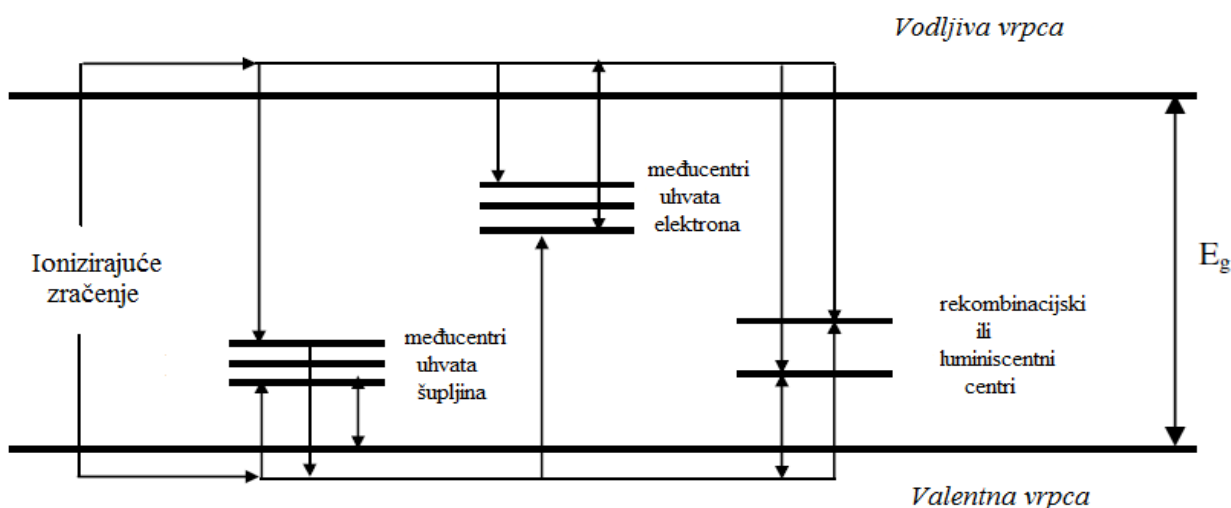
$$I = I_0 e^{-an}. \quad (2.15)$$

Optička gustoća mjeri se denzitometrom i ovisi o tipu filma, i vrsti i energiji zračenja koje se mjeri. Denzitometar je uređaj koji se sastoji od izvora svjetlosti i fotoćelije za mjerenje inteziteta svjetlosti nakon prolaska kroz film. Nedostatak filmske dozimetrije je što se optička gustoća ne mijenja uvijek linearno s dozom pa je potrebno dobro poznavati odziv korištenog filma (kalibracija). Također, s vremenom zacrnjenje blijedi, tj. imamo gubitak signala (fading), posebice kad je film izložen visokoj temperaturi i utjecaju vlage. Zato ga se treba čuvati u suhom, hladnom prostoru, bez kisika. Prednost je što film ostaje kao trajan zapis u arhivu i dokaz o primljenom zračenju. Osim toga, iz različite oštine slike rubova filtera izazvanog zacrnjenja moguće je odrediti da li je doza bila primljena jednokratno ili se pomalo nakupljala u manjim količinama kroz dulje razdoblje. Korištenjem raznih filtera moguće je također i razlikovati vrstu primljenog zračenja. Najčešće se koristi za detekciju γ i β zračenja. Korištenjem kadmijskog filtera koji hvata termalne neutrone koji zatim proizvedu γ zračenje koje se očita na filmu moguće je posredno ove dozimetre koristiti i za indicaciju doze od neutrona.

TERMOLUMINISCENTNI DOZIMETRI

S obzirom na činjenicu da je TL dozimetrija u istraživanjima za potrebe ove disertacije korištena kao validirana metoda za određivanje osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$, opisu TL dozimetara i principu rada bit će pridjeljena veća pozornost. Njihov se rad zasniva na fenomenu termoluminiscencije.

Termoluminiscencija je proizvodnji svjetlosti u materijalu uvjetovana prethodnim termalnim pobuđenjem atoma ili molekula u TL materijalu. Javlja se kod materijala izolatora i poluvodiča koji sadrže ione nečistoća i defekte. U čistim izolatorima imamo gotovo punu valentnu i gotovo praznu vodljivu vrpcu koje su odvojene zabranjenim pojasom, procjepom u kojem nema dopuštenih elektronskih energijskih nivoa. Ali, elektroni mogu prelaziti iz valentne u vodljivu vrpcu i stvarati slobodne elektrone, a ostavljati slobodne šupljine. Nečistoće i defekti u materijalu, u zabranjenom procjepu između valentne i vodljive vrpce, mogu stvoriti nove, lokalizirane energetske nivoe. Položaj tih nivoa određen je prirodom defekata i matične rešetke. Neki od tih nivoa mogu uhvatiti elektron ili šupljinu, te ih zovemo međucentrima uhvata elektrona ili šupljina (*traps* – eng.). Osim njih, u materijalu postoje i luminiscentni centri. Kada je takav materijal izložen ionizirajućem zračenju dolazi do preraspodjele naboja u materijalu. Apsorbirana energija u kristalnoj rešetki pohranjuje se u obliku elektrona i šupljina uhvaćenih u međucentre i luminiscentne centre. Opisana situacija prikazana je na Slici 2.3.



Slika 2.3. Shematski prikaz procesa termoluminiscencije

Količina uhvaćenih elektrona proporcionalna je apsorbiranom zračenju te su zato ovi materijali pogodni za dozimetriju. Vanjskom stimulacijom, u TL slučaju grijanjem, ti se elektroni oslobađaju i postaju mobilni, te su privučeni u suprotno nabijene luminiscentne centre. Rekombinacijom elektrona i šupljine oslobađa se energija u obliku svjetlosti. Nakon ovog procesa materijal sadrži manje nesparenih elektrona i šupljina u centrima te je time vraćen u prvobitno stanje u kakvom je bio prije apsorpcije ionizirajućeg zračenja.

Tijekom očitavanje (eng. *reading*) TL dozimetara materijal se zagrijava kontrolirano s konstantnim prirastom temperature. Time je porast temperature proporcionalan vremenu koje je prošlo od početka zagrijavanja. Kroz cijelo vrijeme mjerenja korištenjem fotomultiplikatora prima se, bilježi i pojačava svaki nastali svjetlosni signal odnosno termoluminiscencija. Grafički rezultat zabilježenog TL intenziteta u ovisnosti o vremenu je time ujedno i prikaz ovisnosti TL intenziteta o temperaturi zagrijavanja i naziva se krivulja isijanja (eng. *glow curve*). Oblik krivulje isijanja ovisi o vrsti i količini nečistoća i defekata kristalne rešetke prisutnih u materijalu, kao i o termalnoj povijesti i tretiranju materijala. Površina ispod krivulje mjera je primljene doze.

Važna karakteristika TL materijala je da s vremenom i prije očitavanja može doći do nasumičnog otpuštanja uhvaćenih elektrona zbog moguće nekontrolirane termalne ili optičke stimulacije. To je efekt gubitka signala (eng. *fading*). S obzirom da se očitavanje osobnih dozimetara vrši s odgodom, ovaj se efekt mora uzeti u obzir i korigirati. Također, treba imati na umu da i nakon očitavanja dozimetara, odnosno njegovog žarenja (eng. *annealing*) mogu zaostati neki nerekombinirani parovi elektron-šupljina, tj. da će dozimeter prije svog daljnjeg korištenja imati svoju nultu dozu.

Svaki je TL materijal, iako se u osnovi svi baziraju na istom fizikalnom efektu, jedinstven i pokazuje različite karakteristike. Istraživanjem tih karakteristika razvijeni su i zbog svojih prednosti prilično rašireni u komercijalnoj upotrebi za osobnu dozimetriju. U te prednosti se ubrajaju:

- postojanje TL materijala efektivnog atomskog broja približno ekvivalentnog mekom tkivu
- zadovoljavajuće visoka osjetljivost i točnost
- mogućnost izrade malih komercijalnih detektora
- pogodnost za dozimetriju kože i ekstremiteta
- dostupnost TL materijala sa vrlo dobrom stabilnošću s obzirom na utjecaje različite okoline

- mogućnost ponovnog korištenja
- linearnost odziva sa dozom na širokom rasponu

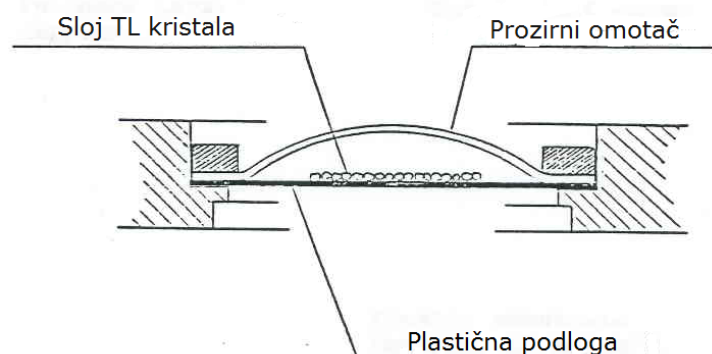
Za potrebe istraživanja korišten je sustav za TL dozimetriju s TL dozimetrima tipa Panasonic UD 802 AT koji sadrže 4 elementa čiji su sastav i filtracija navedeni u Tablici 2.3, a shematski prikaz na Slici 2.4. Za mjerenje doze u točki korišteni su TL dozimetri tipa Panasonic UD 807 HA2 koji se sastoje samo od jednog TL elementa sastava $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Cu}$ bez prednje i stražnje filtracije. Takvi dozimetri se ljepljivom trakom lijepe bilo na fantom ili na odabrana mjesta na čovjeka koji radi u polju zračenja.

TL materijali sastoje se od zrnaca kristala ugrađenih u kap ljepila koje je položeno na crnu podlogu. Podloga i ljepilo načinjeni su od iste poliimidne mješavine. Gornja strana kristala prekrivena je teflonskim prozirnim omotačem koji štiti kristal, ali istovremeno omogućava prolazak TL svjetlosti. Cijeli sustav – podloga, ljepilo, TL kristal i teflonski omotač - nazivamo TLD element. Teflon nije otporan na plin i vlagu tako da oni mogu prodrijeti do kristala i uzrokovati promjene u krivuljama isijanja elemenata i u konačno utjecati na rezultate.

Tablica 2.3. Karakteristike termoluminiscentnih dozimetara tipa Panasonic UD 802 AT (izvor: TL Badge Technical Data, Panasonic, 1985)

		Element 1	Element 2	Element 3	Element 4
UD 802 AT Termoluminiscentni dozimetri za osobnu dozimetriju	kemijski sastav TL elementa	$^7\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$	$^7\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$	CaSO_4	CaSO_4
	prednja filtracija	plastika 14 mg/cm^2	plastika 160 mg/cm^2	plastika 160 mg/cm^2	olovo 0,7 mm
	stražnja filtracija	plastika 14 mg/cm^2	plastika 160 mg/cm^2	plastika 160 mg/cm^2	olovo 0,7 mm
	Osjetljivost	β, γ	β, γ	β, γ	γ
	Karakteristike	TL dozimetar s četiri elementa koji se koristi za osobnu dozimetriju fotona i elektrona, a uz odgovarajuću poznatu energijsku korekciju može se koristiti i za neutronske dozimetriju.			

Presjek TLD elementa prikazan je na Slici 2.4. Svaki element je načinjen od zrnaca promjera oko 90 μm posloženih u približno jedan sloj na bazu načinjenu od poliimidnog filma debljine oko 100 μm , uključujući i nešto ugljika.



Slika 2.4. Presjek TLD elementa

Luminiscentni materijali koji se koriste za TL dozimetre su litijev tetraborat aktiviran bakrom $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Cu}$ i kalcijev sulfat aktiviran tulijem $\text{CaSO}_4:\text{Tm}$.

Korišteni TLD sustav Panasonic je umjeren za određivanje osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ od fotonskog zračenja u području energija 33 keV do 1,3 MeV. Raspon doza koje se mogu pouzdano mjeriti je od 85 μSv do 100 mSv.

TL dozimetri se očitavaju u čitaču TL dozimetara, a očitane vrijednosti za pojedini dozimeter se korigiraju uporabom korekcijskih faktora elemenata⁶. Metoda za određivanje $H_p(10)$ od fotonskih zračenja [Surić Mihić 2011 i tamo navedena literatura] koristi samo vrijednost očitavanja na drugom elementu (E2), jer energijski odziv za taj element odstupa oko -20 % za energije ispod 100 keV u odnosu na energiju izotopa ^{137}Cs , koji se koristi za umjeravanje sustava. Za energije više od 100 keV krivulja energijskog odziva je praktički horizontalna oko vrijednosti 1. Od tako izračunate korigirane vrijednosti za pojedini dozimeter, oduzima se prosječna vrijednost doze od pozadinskog zračenja (mjerena grupom TLD-ova u laboratoriju) i rezultat dodatno korigira zbog gubitka signala tijekom perioda nošenja dozimetra. Tako dobivena vrijednost predstavlja osobni dozni ekvivalent $H_p(10)$ za osobu koja je nosila taj dozimeter.

⁶ ECF – element correction factors

DOZIMETRI NA BAZI OPTIČKI STIMULIRANE LUMINISCENCIJE (OSL)

OSL dozimetri koriste fenomen optički stimulirane luminiscencije. Princip je, dakle, jednak kao kod TL dozimetara, osim što se umjesto zagrijavanja koristi optička stimulacija ozračenog materijala – dozimetra. Budući da se očitavanje vrši na sobnoj temperaturi, metoda je manje destruktivna i potencijalno ima bolju osjetljivost od TL metode. Za očitavanje se koristi samo dio pohranjenog naboja pa je moguća ponovna analiza primljene doze. Efekt gubitka signala u ovom je slučaju gotovo zanemariv.

Dozimetri i sustavi za osobnu dozimetriju zasnovani na optički stimuliranoj luminiscenciji zbog svoje visoke cijene još nisu u širokoj primjeni u dozimetrijskim laboratorijima diljem svijeta.

2.4. Problem pozadinskog zračenja u osobnoj dozimetriji

Pozadinsko zračenje je ionizirajuće zračenje kojem su stalno izložena sva živa bića na Zemlji, a posljedica je emitiranja ionizirajućeg zračenja od prirodnog okoliša i dijelom onog proizvedenog ljudskom djelatnošću.

Prirodno pozadinsko zračenje je kombinacija zračenja iz dva osnovna izvora:

- kozmičko zračenje
- terestrijalni izvori zračenja – radioizotopi iz Zemljine kore, vode, zraka (općenito iz okoliša)

Doprinos pozadinskom zračenju od ljudske djelatnosti uglavnom se odnosi na povišenje koncentracije radioaktivnih izotopa kao posljedica nadzemnih nuklearnih pokusa tijekom 40-tih i 60-tih godina 20. stoljeća, kao posljedica nuklearnih incidenata u nuklearnim elektranama (Černobil 1986. Godine, Fukušima 2011. godine) te emisijom iz termoelektrana na ugljen i nekih drugih prerađivačkih industrija.

Vrijednost brzine doze od lokalnog pozadinskog zračenja kojem su ljudi izloženi jako varira o geografskom položaju te geološkoj strukturi tla. Na području Republike Hrvatske brzine doze su u rasponu od oko 70-150 nSv/h što na godišnjoj razini daje dozu od prirodnog pozadinskog zračenja od oko 1,042939 mSv kao prosjek za čitavu državu [Marović i dr. 2012].

Kod procjene osobnog doznog ekvivalenta izloženih radnika, u vrijednost $H_p(10)$ nije uključena doza dobivena od lokalnog pozadinskog zračenja (LBG) jer ta doza nije posljedica profesionalne izloženosti zračenju. Pri samom oduzimanju vrijednosti LBG-a od doze zabilježene na dozimetru često postoje praktični problemi nepoznavanja vrijednosti LBG-a koja je uglavnom različita od one koja je u samom dozimetrijskom laboratoriju. Najčešća je praksa da se od vrijednosti na dozimetru oduzima prosječna vrijednost LBG-a zabilježena u dozimetrijskom laboratoriju što može često dovesti do pogrešaka u izvještavanju osobito kada su vrijednosti doze oko granica detekcije. U ovom radu je pokazano kako se taj problem može riješiti korištenjem aktivnih elektroničkih dozimetara koji imaju sposobnost razlikovanja lokalnog pozadinskog zračenja od dodatnog umjetnog izvora zračenja u okolini dozimetra.

2.5. Zahtjevi na točnost pri osobnoj dozimetriji

Prema ICRP Publication 75 [ICRP 1997b] osobni dozimetri za mjerenje vanjskog zračenja moraju biti umjereni tako da je rezultat mjerenja primljenih doza izloženog radnika osobni dozni ekvivalent:

- na dubini u tkivu od 10 mm $H_p(10)$ za prodorno zračenje, odnosno
- na dubini 0,07 mm u tkivu $H_p(0,07)$ za slabo prodorno zračenje

kao veličine koje služe za procjenu efektivne doze cijelog tijela, odnosno ekvivalentne doze za kožu.

U praksi, cjelokupni zahtjevi na točnost dozimetrijskog sustava dobivaju se utvrđivanjem kriterija za brojne parametre koji utječu na rad dozimetra, primjerice odziv na vrstu zračenja, spektralna distribucija i utjecaji okoline. Dozimetrijski sustav za mjerenje osobnih doza u području izloženosti ionizirajućem zračenju mora osigurati razinu povjerenja od 95% s faktorom nesigurnosti koji nije veći od 1.5, a ako su efektivne doze niže od 4 mSv faktor nesigurnosti mora biti manji od 2.

U ICRP Publikaciji 75 [ICRP 1997b] dana je preporuka da se razina iznad kojeg se bilježe očitane doze H_0 (doza koju dozimetrijski sustav mora pouzdano izmjeriti – prag detekcije) bazira na trajanju mjernog perioda nošenja dozimetra i godišnje efektivne doze ne manje od 1 mSv ili godišnje ekvivalentne doze ne manje od 10% od relevantnog doznog ograničenja (za kožu ili ekstremitete). Doze ispod granice pouzdanosti H_0 neće se uračunati u procjenu doze koju je primio izloženi radnik, iz čega slijedi i prihvatljiva apsolutna nesigurnost R dana sa:

$$R = L \times (\text{period nošenja dozimetra u mjesecima}) / 12 \quad (2.16)$$

Ovdje je za L uzet 1 mSv ili vrijednost od 10% relevantne granice za godišnji dozni ekvivalent. Time je određen realni kriterij točnosti za mjerenja doze u području niskih doza. Kod TLD dozimetrijskog sustava period nošenja dozimetra je 1 mjesec tako da se za apsolutnu nesigurnost uzma vrijednost doze od 85 μ Sv.

Prema tome, interval točnosti mjernih rezultata mora biti u području:

$$\text{gornja granica, } H_{gg}: \quad \text{————} \quad (2.17)$$

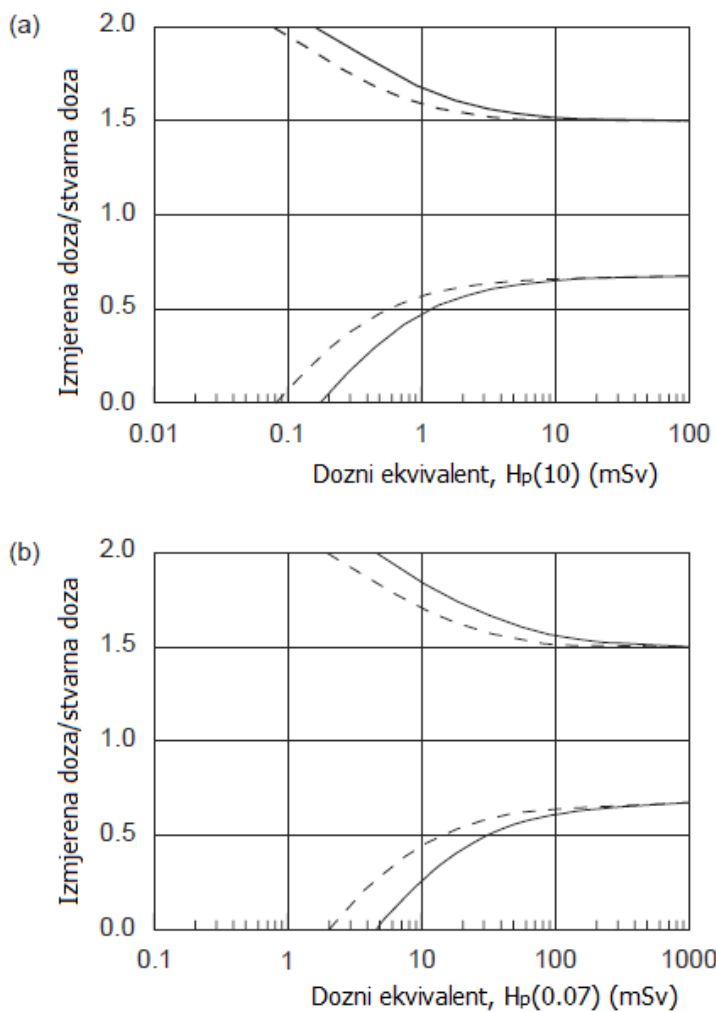
$$\text{donja granica, } H_g: \quad \text{—} \quad \text{————} \quad (2.18)$$

gdje je H_1 stvarna doza (osobni dozni ekvivalent). Stvarna doza se odnosi na vrijednost osobnog doznog ekvivalenta koju je primio dozimetar ozračivanjem u umjernom laboratoriju koji je sposoban dokazati sljedivost rezultata mjerenja prema primarnom standardu za kermu u zraku.

Izrazi 2.17 i 2.18 grafički su prikazani na Slici 2.5 za slučaj doznog ekvivalenta $H_p(10)$ odnosno $H_p(0.07)$ i imaju oblik takozvane „trumpet“ krivulje. Ako se očitavanje doze u odnosu na poznatu dozu kojom je dozimetar ozračen nalazi unutar „trumpet“ krivulje tada se takav dozimetar smatra ispravnim.

Za mjerni period od 1 mjeseca vrijednost H_0 iznosi 0.08 mSv za $H_p(10)$ odnosno 4,2 mSv za $H_p(0.07)$.

Dozvoljeni interval točnosti kreće se u rasponu od 30% do 100% za donju granicu od visokih prema niskim dozama, dok se za gornju granicu taj interval kreće od 50% do 100% od visokih prema niskim dozama.



Slika 2.5. Prihvatljiva donja i gornja granica za omjer mjerene i stvarne doze kao funkcija doznog ekvivalenta za a) $H_p(10)$ i b) $H_p(0.07)$. (crtkane linije – mjerni period 1 mjesec, pune linije – mjerni period 2 mjeseca)(izvor: International Atomic Energy Agency. Safety Standards Series No.RS-G-1.3: Assessment of Occupational Exposure Due to External Sources of Radiation, Safety Guide, IAEA Vienna, 1999)

Potrebno je naglasiti da se prilikom mjerenja $H_p(10)$ korištenjem Panasonic TLD sustava sve izmjerene vrijednosti ispod $85 \mu\text{Sv}$ bilježe kao 0 i tako će biti prikazano u rezultatima mjerenja u Poglavljima 4 i 5.

2.6 Preporučene granične doze za osobe profesionalno izložene zračenju

Kao što je već navedeno, osnovna zadaća provođenja osobnog dozimetrijskog nadzora je određivanje osobne doze u cilju ograničenja ili kontrole pojave štetnih utjecaja na zdravlje pojedinca kao posljedica izlaganja ionizirajućem zračenju. Preporučene granične doze za efektivnu dozu su određene tako da se smatra da neće doći do determinističkih efekata u tkivima i organima koji su uključeni u definiciju efektivne doze (Tablica 2.2)

Preporučene granične doze, koje su dane u Tablici 2.4, ne uključuju doze od medicinske izloženosti tijekom dijagnostike ili liječenja tih izloženih radnika.

Tablica 2.4. Preporučene granične doze prema BSS-u [Council of the European Union 1996]

zaštitna veličina	izloženi radnici (stariji od 18 godina)	osobe na obuci i studenti (dob 16-18 godina)	javnost
efektivna doza	100 mSv tijekom uzastopnih 5 godina, ali maksimalno 50 mSv tijekom jedne godine	6 mSv godišnje	1 mSv godišnje u posebnim slučajevima može se dozvoliti i viša doza unutar 1 godine pri čemu prosjek 5 uzastopnih godina ne smije prijeći 1mSv/godinu
ekvivalentna doza za očnu leću	150 mSv	50 mSv	15 mSv
ekvivalentna doza za kožu, šake, podlaktice, stopala, gležnjeve	500 mSv	150 mSv	50 mSv

3. Aktivni elektronički osobni dozimetri ALARA OD

3.1. Uvod

Aktivni elektronički osobni dozimetri (AEPD) tipa ALARA OD razvijeni su u dugogodišnjoj suradnji djelatnika Jedinice za dozimetriju zračenja i radiobiologiju Instituta za medicinska istraživanja i medicinu rada i tvrtke ALARA d.o.o. [Prlić 1998a i Prlić 1998b]. Tijekom godina je razvijana tehnologija, računalni program za obradu podataka te su ispitivana svojstva i prikladnost uporabe dozimetra. Prvi ALARA dozimetri su korišteni samo kao brojači s funkcijom alarma koji je trebao upozoravati na iznenadni porast doze u blizini izvora i na taj način smanjiti potencijalnu povećanu izloženost radnika koji rade s izvorima ionizirajućeg zračenja. Razvojem instrumenta i dostupnošću boljih detektora zračenja ALARA OD postaju prvo dozimetri za mjerenje doze i brzine doze u prostoru ($H^*(10)$ i $dH^*(10)/dt$, a kasnije i osobni dozimetri za određivanje osobnog doznog ekvivalenta ($H_p(10)$). Na Institutu se godinama koriste i za mjerenje pozadinskog zračenja na velikom broju točaka u Republici Hrvatskoj.

ALARA OD dozimetri elektronički su dozimetri koji kao detektor koriste Geiger-Müllerovu (GM) cijev o čijim karakteristikama uvelike ovise mogućnosti primjene samog dozimetra. Za ALARA dozimetre koriste se energijski kompenzirane GM cijevi istog proizvođača, Centronic [www.centronic.co.uk] iz Velike Britanije.

3.2. Geiger-Müller-ove cijevi

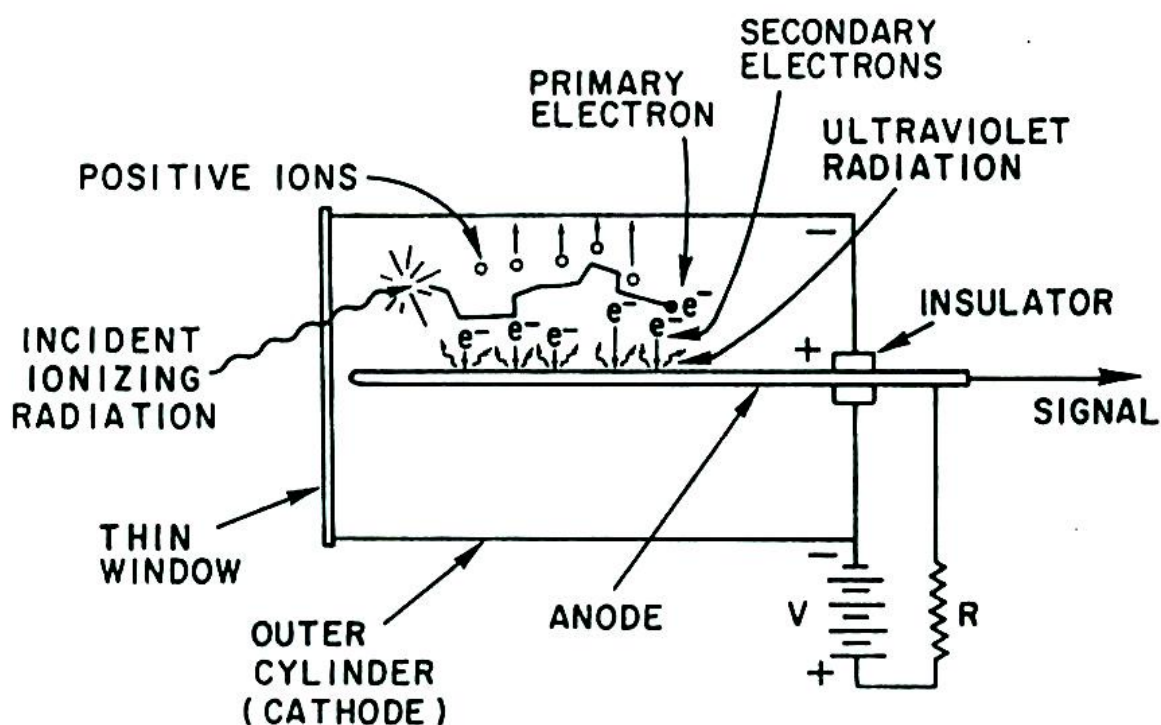
3.2.1. Princip rada i karakteristike GM cijevi

Geiger-Müllerovi brojači (GM brojači) su plinom punjeni detektori koji su dizajnirani za maksimalni učinak plinskog pojačanja naboja⁷. Taj proces se objašnjava na sljedeći način: u plinom punjenoj komorici nalaze se elektrode pod visokim naponom koje sakupljaju naboje koji se stvaraju ionizacijom u plinu zbog izloženosti ionizirajućem zračenju. Kada je taj napon dovoljno visok, kinetička energija oslobođenih elektrona je dostatna da oni na svom putu

⁷ „Gas amplification of charge“ (eng)

prema anodi izazivaju nove ionizacije. Faktor koji kazuje koliko je puta povećana ionizacija naziva se faktor povećanja ionizacije⁸, brzo raste s primjenjenim visokim naponom i može iznositi i do 10^{10} ovisno o dizajnu komorice i primjenjenom naponu.

Princip rada GM cijevi [Sorenson and Phelps 1980] prikazan je na Slici 3.1. Centralna žica (anoda) se održava na visokom pozitivnom naponu u odnosu na vanjsku cilindričnu elektrodu (katodu). Vanjska elektroda može biti metalni cilindar ili metalni film nanesen na unutrašnjost plastične ili staklene cijevi. Da bi GM cijev mogla registrirati zračenje na jedan kraj cijevi ili sa strane se postavlja tanki ulazni prozor za zračenje. Cilindrična cijev je zavarena i ispunjena sa specijalnom mješavinom plina, najčešće Ar s eng. „quenching“ plinom.



Slika 3.1. Princip rada GM cijevi. (Izvor J.A. Sorenson and M.E. Phelps. *Physics in nuclear medicine*. Grune&Straton Inc., New York (1980))

Kada zbog djelovanja ionizirajućeg zračenja dođe do pojave ionizacije u GM cijevi, elektroni se ubrzavaju prema anodi te dolazi do pojave plinskog pojačanja naboja. Zbog velike brzine elektrona njihovim udaranjem u anodu dolazi do oslobađanja ultravioletnog zračenja (UV). Neki od UV fotona udaranjem u vanjsku stijenku cijevi oslobađaju dodatne elektrone koji opet velikom brzinom udaraju u centralnu žicu oslobađajući nove UV fotone i tako ponavljaju

⁸ Gas amplification factor (eng.)

proces. Na taj način dolazi do lavinske ionizacije koja se širi kroz volumen ispunjen plinom i uzduž cijele dužine centralne žice (anode).

Kako se nastavlja lavinska ionizacija, elektroni, koji su relativno lagani, se brzo sakupljaju za razliku od teških, slabo pokretnih pozitivnih iona. U konačnici dolazi do formiranja „crijeva“ sporo gibajućih pozitivnih iona oko centralne žice. Tada dolazi do prekida lavine jer se elektroni nađu unutar teškog oblaka pozitivnih iona od kojih bivaju zarobljeni 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 primjenjen na cijevi i samoj energiji ionizirajućeg zračenja. Na Slici 3.2. prikazan je broj impulsa izlaznog pulsa u vremenu u ovisnosti o primjenjenom naponu [www.centronic.co.uk/downloads/Geiger_Tube_theory.pdf]. Dobiveni električni signal velikog intenziteta se vrlo lako može detektirati elektroničkim sklopovima pa se GM cijev može koristiti za detektiranje i prebrojavanje individualnih događaja uzrokovanih ionizirajućim zračenjem. No s obzirom da je konstantnost izlaznog električnog signala neovisna o energiji upadnog ionizirajućeg zračenja, GM cijev se ne može koristiti za razlikovanje zračenja različitih energija.

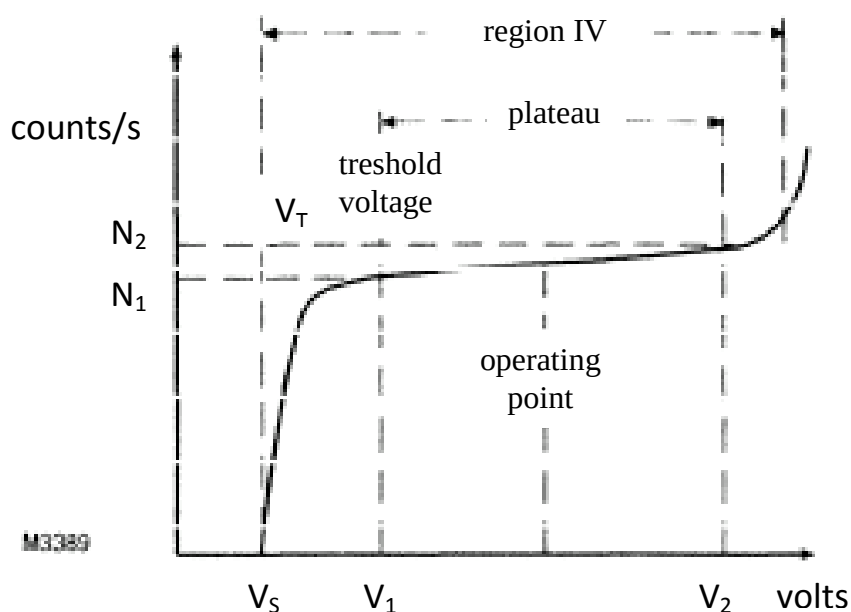
Po prestanku lavine naboja u GM cijevi dolazi do dodatnog problema, oblak pozitivnih iona giba se prema vanjskoj elektrodi. Kada se ionski oblak nađe vrlo blizu vanjskoj elektrodi dolazi do privlačenja elektrona iz nje da bi neutralizirali pozitivne ione. Neki od tih elektrona ulaze u visoke energijske nivoe pozitivnih iona, a kada u konačnici prelaze u niže energijske nivoe dolazi do emitiranja UV zračenja. Ono može uzrokovati oslobađanje novih elektrona iz vanjske stijenke cijevi i uzrokovati novu lavinu naboja. Na taj način, ako nisu poduzete mjere sprječavanja, jedan jedini ionizacijski događaj može dovesti do toga da GM cijev proizvede pulsirajuće serije pražnjenja. To se sprječava procesom zvanim „quenching“. Kod starijih tipova GM cijevi „quenching“ se riješavao elektronički, a danas je u uporabi tzv. „quenching“ plin koji se dodaje u mješavinu plina u GM cijev. „Quenching“ plin ima slijedeća svojstva:

- Lako otpušta elektrone. Kada se formira oblak pozitivnih iona, molekule „quenching“ plina ga neutraliziraju donirajući elektrone tako da ionski oblak praktično postanu ionizirane molekule „quenching“ plina
- Kada ionizirane molekule „quenching“ plina budu neutralizirane elektronima koji ulaze u više energijske nivoe oni otpuštaju višak energije disocirajući na molekularne fragmente umjesto da emitiraju UV zračenje.

- Molekule „quenching“ plina su snažni apsorberi UV zračenja tako da ono malo UV fotona koji nastaju prilikom neutralizacije pozitivnog ionskog oblaka bivaju brzo apsorbirani prije nego izazovu novu lavinu.

Kao „quenching“ plinovi obično se koriste plinovi koji sadrže teške organske pare (alkohol) ili halogeni plinovi, najčešće Cl_2 i Br_2 . Iako su plinovi s organskim parama imali bolja „quenching“ svojstva, oni ipak imaju veliki nedostatak, a to je da se njihovi fragmenti ne rekombiniraju nakon disocijacije. Cijevi s takvim plinovima su imale kratak rok trajanja, obično bi izdržale do 10^{10} radijacijskih događaja. Za razliku od njih cijevi s halogenim plinovima su dugotrajne sa stabilnim karakteristikama.

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) je tzv. karakteristična krivulja GM cijevi. Da bi se dobila krivulja kao na Slici 3.2. korišteno je polje zračenja koje osigurava da broj impulsa u sekundi bude između 100 i 300 za vrijednost operativnog napona (centar Geiger-Müller-ovog platoa).



Slika 3.2. Karakteristična krivulja naponskog odgovora GM cijevi pokazuje broj impulsa u vremenu kao funkciju anodnog napona

(izvor: www.centronic.co.uk/downloads/Geiger_Tube_theory.pdf)

Na niskim naponima nema lavinske ionizacije jer elektroni pri udaru u centralnu žicu nemaju dovoljnu energiju da proizvedu UV zračenje tako da GM cijevi u ovom području nisu operabilne. Lavinska ionizacija će se pojaviti tek kad je dosegnut početni napon V_s koji se definira kao najniži napon na kojim pulsevi mogu biti zabilježeni od sustava poznatih definiranih karakteristika. Vrijednost V_s varira ovisno o dizajnu cijevi, ali općenito je između 350 i 500 V. Daljnjim rastom napona za 50 do 100 V dolazi se do vrijednosti napona praga V_T nakon kojeg su ionizacijski događaji potpuno razlučivi i proizvode izlazne pulseve iste veličine. Naboj sakupljen po ionizacijskom događaju je neovisan o originalno stvorenom broju iona. Napon praga V_T ovisi o definiranim uvjetima za strujni krug. Daljnjim rastom napona počinje tzv. Geiger-Müller plato za uvjete pod kojima radi strujni krug. Širina platoa je oko 100 V. Široki raspon napona na platou i njegov jako mali gradijent omogućavaju točna mjerenja intenziteta zračenja bez potrebe za stabilizacijom izvora napona. Razlozi postojanja gradijenta na platou su slijedeći:

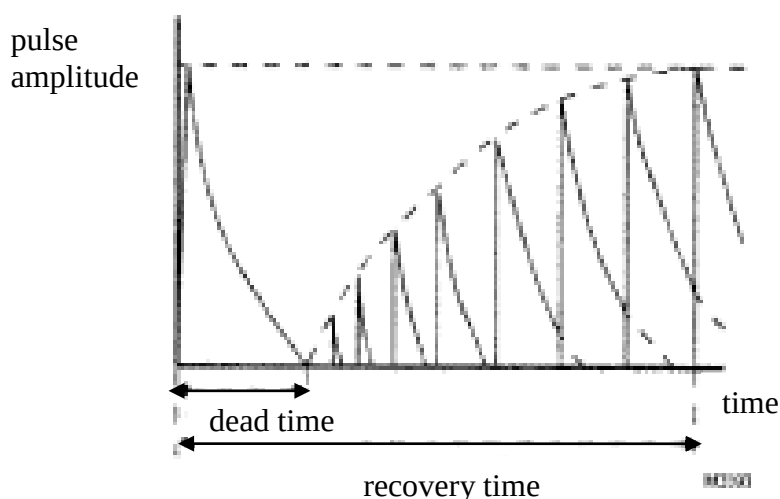
- Povećanje napona blago produljuje aktivni volumen cijevi (dio prostora u kojem se ioni nalaze u odgovarajućem električnom polju osiguravajući tako da imaju mogućnost stvaranja lavinskog pražnjenja). Broj impulsa raste s intenzitetom zračenja
- S obzirom da čak i pražnjenje „quenched“ plina ostavlja nešto rezidualnog naboja ili molekula u pobuđenom stanju, postoji vjerojatnost od induciranja sekundarnih pražnjenja. Ta vjerojatnost je niska, ali raste s porastom napona. Mali broj takvih „čudnih“ impulsa će povećati početnu brzinu impulsa i tako doprinijeti nagibu platoa.

Na gornjem kraju platoa dolazi do oštrog rasta brzine impulsa s naponom. Veza između brzine impulsa i intenziteta zračenja više nije linearna. Strujni krug cijevi više nije stabilan i može doći do oscilacija. To područje se naziva područje spontanog pražnjenja i GM brojači ne smiju raditi u tom području.

Uzimajući u obzir komponente strujnog kruga uz GM cijev i naponski izvor, čija se vrijednost postavlja u centar platoa, dobivaju se brzine impulsa praktički neovisne o primjenjenom naponu duž cijelog raspona platoa kada cijev radi u uniformnom polju zračenja.

3.2.2. Mrtvo vrijeme i vrijeme oporavka

Najbolje mogućnosti brojača su ograničene s dva međusobno povezana karakteristična vremena. To su mrtvo vrijeme i vrijeme oporavka⁹ koji se odnose na period nakon potpunog pražnjenja. Njihovo trajanje u odnosu na puls je prikazano na Slici 3.3.



Slika 3.3. Prikaz moguće amplitude drugog pulsa kao funkcije vremena, a neposredno nakon prvog pulsa najveće amplitude

(izvor: www.centronic.co.uk/downloads/Geiger_Tube_theory.pdf)

Mrtvo vrijeme se odnosi na vrlo kratki period nakon pražnjenja tijekom kojeg GM cijev nije u stanju zabilježiti bilo koji događaj vezan uz zračenje. Njegovo trajanje je vezano za elektroničke komponente uz GM cijev i traje do ponovnog punjenja efektivne kapacitivnosti kruga. Tijekom tog perioda 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. Mrtvo vrijeme ovisi o naponu na cijevi. Mrtvo vrijeme je bitan faktor koji ograničava najveću brzinu impulsa jer ionizacijski događaji koji se dogode tijekom tog perioda neće proizvesti impuls.

Prava brzina impulsa N_1 vezana je s mrtvim vremenom τ i mjerenom brzinom impulsa N na sljedeći način:

$$\text{—,} \quad (3.1)$$

⁹ Dead time, recovery time (eng)

pri čemu je relacija (3.1) valjana samo za $N\tau \ll 1$.

Utjecaj mrtvog vremena iznimno je velik u slučajevima visokih brzina doze jer se tijekom mrtvog vremena ne zabilježe ionizacijski događaji koji su se vrlo vjerojatno dogodili. Na taj način dolazi do gubitka značajnog broja impulsa i to se u grafičkom prikazu karakteristične ovisnosti brzine impulsa o brzini doze (za određeni tip GM cijevi) vidi kao nelinearnost. U cilju smanjenja mrtvog vremena, a time i povećanja maksimalne brzine brojanja impulsa obično se primjenjuju rješenja različitog spajanja anode i katode s ostalim elektroničkim elementima u smislu smanjenja kapacitivnosti cijelog sklopa. Time se ukupno mrtvo vrijeme može smanjiti na vrijednosti do $5\mu s$. Vrijednost mrtvog vremena ograničava korištenje GM cijevi u pulsnim poljima jer pri visokim frekvencijama pulsa se dešava da unutar jednog mrtvog vremena bude više od jednog pulsa što GM cijev neće zabilježiti.

Vrijeme oporavka se definira kao najkraće vrijeme između dva uzastopna normalna impulsa. Nakon mrtvog vremena, a prije nego što dođe do potpunog oporavka električnog polja u cijevi, može se obraditi samo ograničena količina pražnjenja. Sljedeći ionizacijski događaj proizvodi nove ionizacije koje će proizvesti novi veći izlazni signal, ali pod uvjetom da je do tada prošlo dodatno vrijeme potrebno za rast napona na cijevi. Rast amplitude izlaznog signala uzastopnih impulsa do normalne maksimalne vrijednosti traje jedno vrijeme oporavka. Vrijeme oporavka je približno dvostruko dulje od mrtvog vremena.

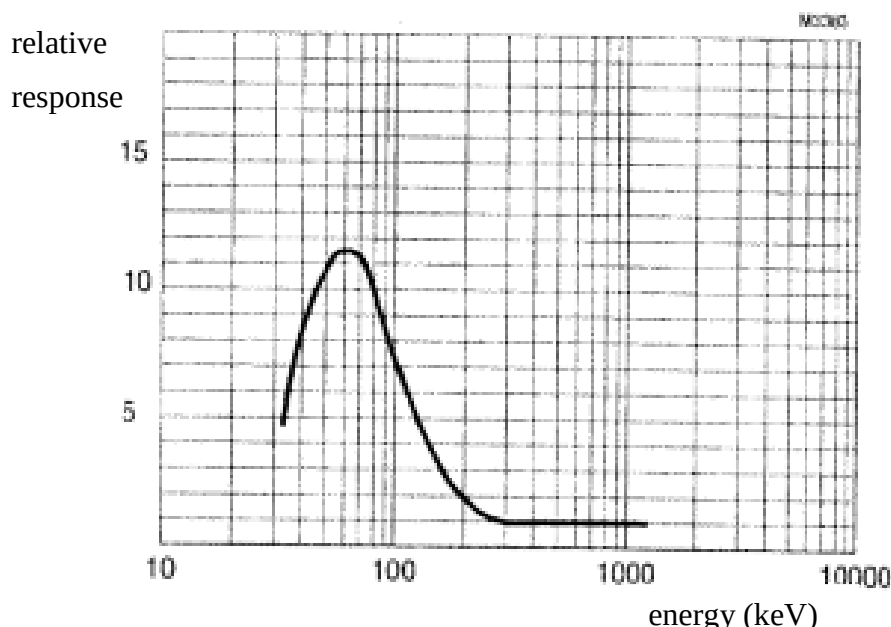
3.2.3. Odgovor GM cijevi na zračenje

Ovisno o njihovoj konstrukciji GM cijevi su osjetljive na α , β , γ i rendgensko zračenje. Za α i β zračenje potrebno je imati vrlo tanki ulazni prozor (npr $0,01$ mm tinjca zaštićen tankom žičanom mrežom protiv loma). S obzirom da se ALARA elektronički dozimetri koriste za γ i rendgensko zračenje, detaljno će biti opisano samo njihova uporaba i karakteristike vezane za fotonska zračenja.

Kod rendgenskog zračenja energija nižih od 25 keV potrebno je koristiti GM cijevi s plinom koji ima visoki koeficijent apsorpcije (Ar, Xe i Kr pod višim tlakom nego uobičajene GM cijevi). Mehanizam ionizacije je foto ionizacija s atomima plina u cijevi. Kod rendgenskog i γ zračenja viših energija (medicina i industrija) mehanizam interakcije je fotoelektrični efekt na unutarnjoj metalnoj strani katode. Elektroni izbačeni iz katode ioniziraju atome ili molekule

plina na svom putu k anodi. S obzirom da vjerojatnost interakcije na katodi raste s atomskim brojem materijala katode time raste i efikasnost GM cijevi za ove tipove zračenja. Najčešće se koriste cijevi s katodom od kromiranog željeza (28% Cr) koji ima i dobro svojstvo neinterakcije s „quenching“ plinom. Također se koriste i cijevi s katodama presvučenim platinom ($Z=80$) koje pojačavaju efikasnost brojanja. Potrebno je naglasiti da uporaba katoda s materijalima visokog Z jako atenuira upadno zračenje niskih energija (<25 keV), a time i smanjuje odgovor detektora.

Efikasnost GM cijevi također jako ovisi o energiji upadnog zračenja tako da cijevi bez dodatne energijske kompenzacije pokazuju velike varijacije u osjetljivosti (kao što je prikazano na Slici 3.4.



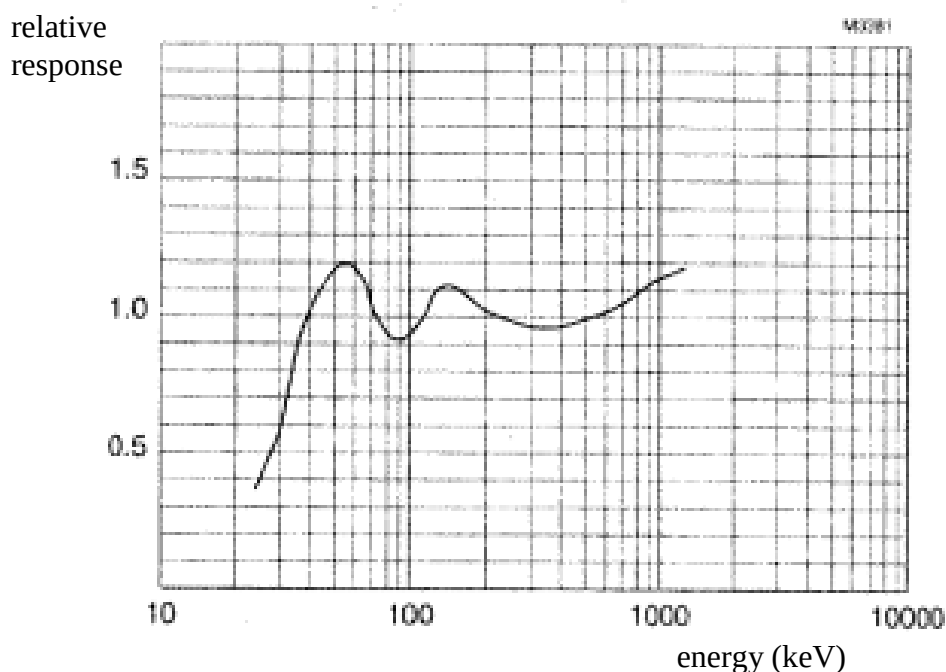
Slika 3.4. *Energijski odziv nekompenzirane GM cijevi u odnosu na Cs (izvor: www.centronic.co.uk/downloads/Geiger_Tube_theory.pdf)*

Korištenje nekompenziranih GM cijevi kao detektora unutar aktivnog dozimetra povlači potrebu za umjeravanjem takvog dozimetra za specifične uvjete energije zračenja kojem je izložen.

U cilju smanjivanja varijacije odziva cijevi, osobito na energijama oko 100 keV i nižim koriste se različiti filtri koji se postavljaju oko cijevi. Energijska kompenzacija zasniva se na svojstvu energijske ovisnosti apsorpcijskog koeficijenta. Vrijednost apsorpcijskog

koeficijenta materijala blago raste s padom energije upadnog zračenja. Promjena je izraženija kod niskih nego kod visokih energija, uglavnom je glatka osim na niskoenergijskim „apsorpcijskim rubovima“ koji ovise o materijalu i općenito raste s atomskim brojem materijala. Za kompenzaciju se najčešće koriste olovo i kositar koji je povoljniji jer za razliku od olova (koji ima apsorpcijski rub na 88 keV i nije prikladan za energije zračenja ispod te vrijednosti), ima apsorpcijski rub na 29 keV što ga čini prikladnim za mjerenja zračenja nižih energija.

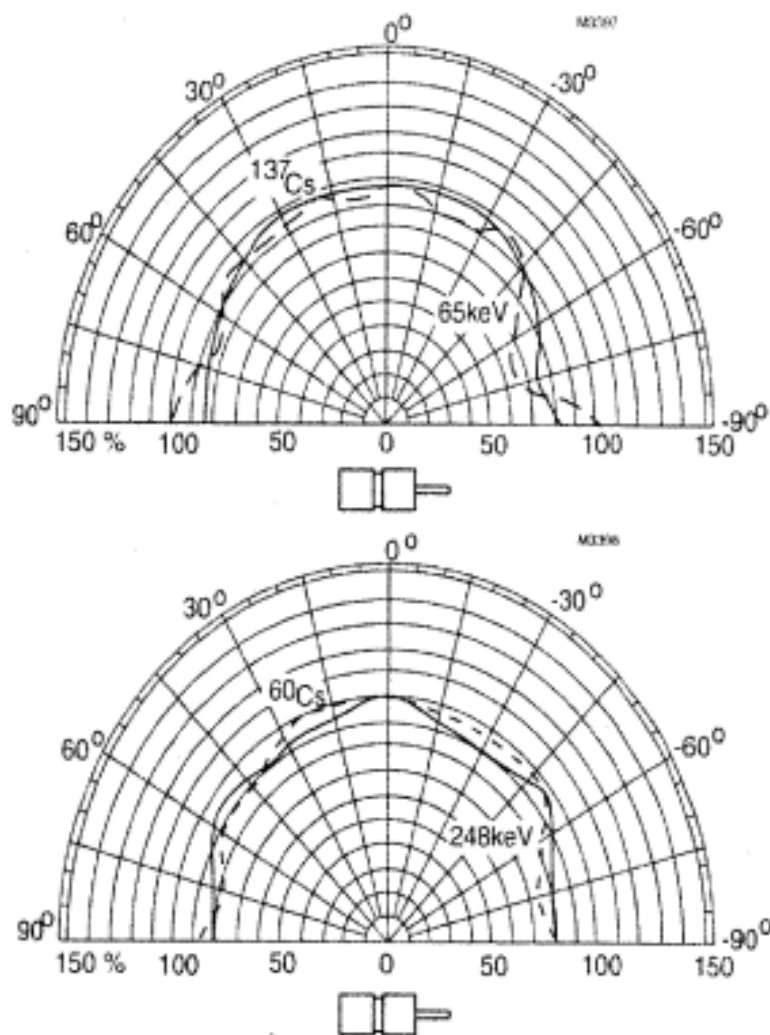
Za povećavanje osjetljivosti GM cijevi za široki spektar energija rendgenskog zračenja koriste se kompenzacijski filtri od komponenti od različitih materijala. Filtar se postavlja kao kontinuirani list materijala s ostavljenim procjepom čija širina se podešava tako da se maksimalni odziv nekompenzirane cijevi (obično između 60 i 80 keV, vidi Sliku 3.4.) smanji na jedinicu u odnosu na odgovor za više energije. Npr. ako je odziv cijevi 10 puta veći na 60 keV onda se ostavi procjep na filtru koji ostavlja 10% osjetljive površine cijevi nezaštićene. Slika 3.5. prikazuje energijski odziv kompenzirane cijevi.



Slika 3.5. Energijski odziv energetski kompenzirane cijevi u odnosu na Cs (Izvor: www.centronic.co.uk/downloads/Geiger_Tube_theory.pdf)

Tako kompenzirane cijevi najprikladnije su za uporabu kao detektori za određivanje doznih ekvivalenata.

Osim energijskog odziva jako je bitno poznavati i kutni odziv detektora. S obzirom da je GM cijev cilindričnog oblika onda se normalnim smjerom upada zračenja (kut upada 0°) smatra smjer okomit na os GM cijevi. Da bi se zadovoljio zahtjev za uniformnim odgovorom za različite kuteve zračenja kompenzacijski filtar ima cirkularni procjep postavljen oko središta GM cijevi. Kutni odziv energijski kompenzirane GM cijevi prikazan je na Slici 3.6.



Slika 3.6. Kutni odziv energijski kompenzirane GM cijevi. Gornja slika predstavlja relativni odziv za ^{137}Cs i fotone energije 65 keV, a donja slika za ^{137}Cs i fotone energije 248 keV. Izvor: www.centronic.co.uk/downloads/Geiger_Tube_theory.pdf

Kutni odziv od $\pm 20\%$ za kuteve $\pm 60^\circ$, u odnosu na normalni smjer upada zračenja, smatra se zadovoljavajućim za korištenje GM cijevi kao detektora zračenja u AEPD-u.

3.3. ALARA OD digitalni elektronički dozimetri

3.3.1 Tehnički podaci i način rada

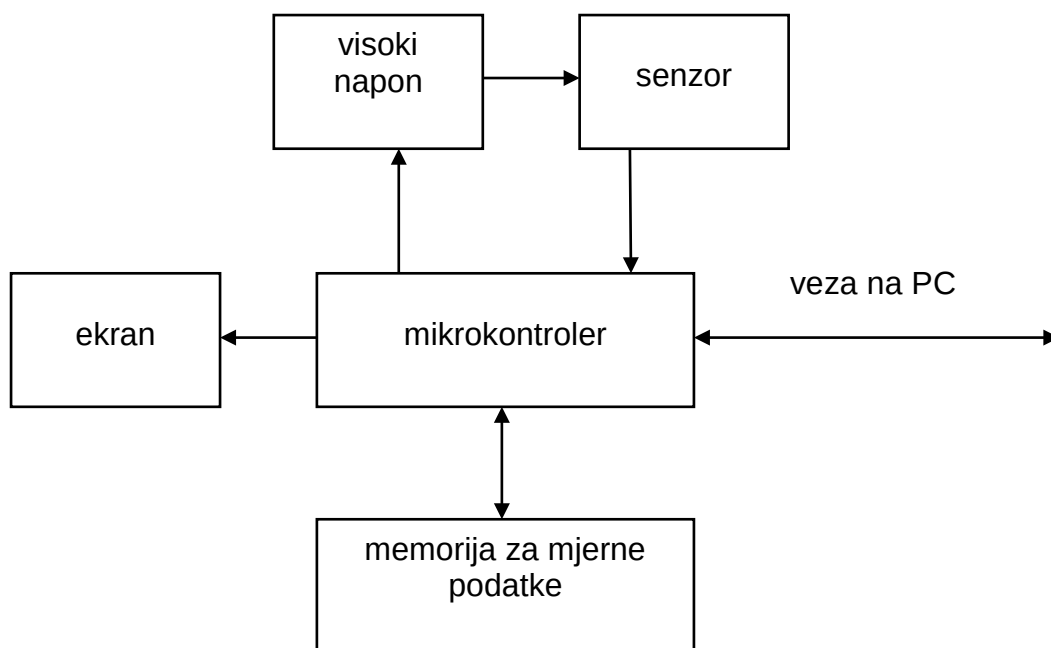
ALARA OD je digitalni osobni elektronički dozimetar (Slika 3.7.) koji kao detektor zračenja rabi energijski kompenziranu GM cijev s dodatnim slojem koji omogućava da se koristi kao tkivno ekvivalentni detektor.



Slika 3.7. Fotografija ALARA OD osobnog dozimetra

Koristi se za mjerenje γ i rendgenskog zračenja, a može detektirati i β zračenje. Uređaj koji se sastoji od GM cijevi, pripadajućih elektroničkih sklopova i baterije, smješten je u plastičnu kutiju dimenzija 80*61*21 mm ukupne mase 85 g. Za svoj rad uređaj koristi bateriju napona 3,7 V koja je zbog iznimno male potrošnje (80 μ W) dovoljna za do 5 godina neprekidnog rada. Visoki napon na GM cijevi iznosa je 550 V. 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 ili USB ulaza.

Jednostavna shema koja pokazuje osnovne dijelove ALARA OD elektroničkog dozimetra dana je na Slici 3.8.



3.8. Pojednostavljena blok shema ALARA OD elektroničkog dozimetra

Radom čitavog dozimetra ALARA OD upravlja mikrokontroler. Podaci iz GM cijevi (senzor) dolaze u mikrokontroler koji ih pohranjuje u EEPROM memoriju gdje su još pohranjeni svi dozimetrijski zapisi, kalibracijski i korekcijski faktori pojedinog uređaja, zadani pragovi za alarm, zadan interval zapisivanja podataka itd. Mikrokontroler upravlja visokim naponom za GM cijev i provodi korekcije u slučaju pada visokog napona kod velikih brzina doze. Vrijeme se mjeri korištenjem brojača kojim također upravlja mikrokontroler. Podaci iz uređaja pokazuju se na ekranu i to slijedeće veličine [www.alara.hr]:

- Ukupna doza od zadnjeg poništenja podataka. Prikazane vrijednosti su u rasponu 0,01 μSv do 1999 μSv . Kada doza dosegne maksimalnu vrijednost uključuje se alarm i uređaj je potrebno spojiti na računalo da se spremne podaci, a onda ih izbrisati i ponovno koristiti dozimetar
- Brzina doze. Prikazuje se prosječna brzina doze u zadanom vremenskom periodu (obično 8 h) i raspona 0,1 do 1999 $\mu\text{Sv/h}$.
- Ukupna doza od trenutka uključivanja uređaja. Bilježe se doze u rasponu 0,01 μSv do 46 mSv.
- Sat
- Vrijeme rada
- Vrijeme u polju zračenja

AEPD ALARA OD se ne može isključiti i ponovo uključiti sa strane nositelja dozimetra, on bilježi podatke sve do popunjavanja memorije ili pražnjenja baterije. Na taj način je onemogućena manipulacija podacima sa strane nositelja dozimetra.

S obzirom na razinu zračenja (brzinu doze) u njihovoj okolini ALARA OD elektronički dozimetri imaju 2 načina rada.

U normalnom ili BG načinu rada integriraju se impulsi tijekom prethodno zadanog vremenskog intervala (od 1 h do 256 h) i bilježi ukupan broj impulsa na kraju intervala. Dozimetar radi u tom načinu rada u slučaju kada nema izvora zračenja u blizini dozimetra i tada se bilježi prirodno pozadinsko zračenje. Ako se uređaj koristi za određivanje ambijentalnog doznog ekvivalenta tada je interval najčešće postavljen na 8 h dok je za potrebe eksperimenata gdje se traži veća vremenska rezolucija obično postavljen na 1h. Veća vremenska rezolucija smanjuje broj impulsa koji će biti integrirani tijekom jednog intervala pa raste pogreška mjerenja. Kraće vrijeme zapisa brže puni memoriju te je takve uređaje onda potrebno očitati u kraćem vremenskom razdoblju.

Drugi način je aktivni (E) koji se uključuje u slučaju detektiranja povišene razine zračenja. Povišena razina zračenja je brzina doze koja je viša od prethodno zadanog praga. AEPD će raditi u BG načinu rada dok god je brzina doze, koja se provjerava svake sekunde, ispod prethodno zadane vrijednosti praga (najmanje 2 imp/s). Po prekoračenju zadane vrijednosti AEPD prelazi u E način rada u kojem bilježi vrijeme u sekundama i ukupan broj impulsa na kraju intervala. Na taj način se dobiva detaljan zapis vremenskih nizova primljenih doza. Svi očitani podaci: doze, trajanje izloženosti, vremenski nizovi izloženosti, datumi, ukupne doze, ukupni broj impulsa GM cijevi, ukupno vrijeme mjerenja kontinuirano se bilježe u memoriju uređaja.

Podaci iz memorije uređaja prenose se u računalo gdje se obrađuju korištenjem posebnog računalnog programa. Također korištenjem tog programa u sam dozimetar se upisuju elektronički korekcijski faktori, intervali zapisa u BG načinu rada, zadani pragovi za prelazak u E način rada, pragovi za uključivanje alarmne funkcije i slično.

S obzirom da se za ugradnju u ALARA OD dozimetre koriste GM cijevi koje variraju u svom odzivu nužno je osim umjeravanja u sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju (SSDL) provoditi i umjeravanja za posebnosti položaja ili radnog mjesta za koje se koriste. Takva specifična umjeravanja za dva specifična načina izlaganja opisana su u Poglavlju 4.

3.3.2. Umjeravanja aktivnih elektroničkih osobnih dozimetara ALARA OD u SSDL-u

Da bi neki se neki mjerni uređaj mogao koristiti za određivanje operativnih veličina za nadzor prostora ili osobni nadzor mora biti adekvatno umjeren u referentnim uvjetima prema zadanim standardima [ISO 1999]. Aktivni elektronički dozimetri ALARA OD i dvije grupe od 10 referentnih TLD-ova umjereni su u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju Instituta Jožef Štefan u Ljubljani. Umjeravanje AEPD-ova i TLD-ova je izvršeno na izotopu ^{137}Cs (energija 661,7 keV) te AEPD-ovi dodatno za dvije vrijednosti ISO rendgenskih snopova.

Dozimetri se ozračuju u referentnim uvjetima u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju na vodenom fantomu. Fantom je dimenzija 30*30*15 cm, stijenki od PMMA ispunjen vodom. Ulazna stijenka je debljine 5 mm, a ostale 10 mm. Karakteristike fantoma propisane su prema normi ISO 4037-1:1996 [ISO 1996]. Prednja stijenka fantoma postavlja se na udaljenost veću od 1m od izvora ^{137}Cs ili izvora rendgenskog zračenja, okomito na upadni snop (kut upada 0°).

Sljedivost rezultata mjerenja se osigurava ozračivanjem dozimetara u referentnim uvjetima u SSDL-u. Osobni dozni ekvivalent $H_p(10)$ se izračunava kao $1,21K_A^{10}$ za ^{137}Cs i $1,88K_A$ za rendgenske energije N-80 i N-100 [IAEA 1999a].

ALARA dozimetri i TLD-ovi, u zaštitnim plastičnim vrećicama – nosačima, se korištenjem ljepljive trake postavljaju na prednju stijenku fantoma tako da je nosač dozimetra paralelan s površinom prednje stijenke fantoma.

Dozimetri moraju biti izloženi homogenom polju zračenja, a uloga fantoma je da osigura povratno raspršenje zračenja koje odgovara raspršenju u ljudskom tijelu prilikom nošenja dozimetra.

U dogovoru s djelatnikom SSDL-a, a u cilju dodatnog ispitivanja odziva na različite brzine doze ozračivanje je obavljeno u dva dana. Prvi dan isti dozimetar je bio izložen različitim brzinama doze u polju ^{137}Cs te dvama rendgenskim snopovima N-80 i N-100. Promjena brzine doze za isti izvor zračenja postiže se promjenom udaljenosti dozimetra od izvora. Drugi dan su ponovljena ozračivanja s istim dozama kao jedno prethodno ozračivanje na ^{137}Cs i oba ozračivanja na rendgenskim snopovima u cilju provjere stabilnosti.

¹⁰ K_A -kerma u zraku

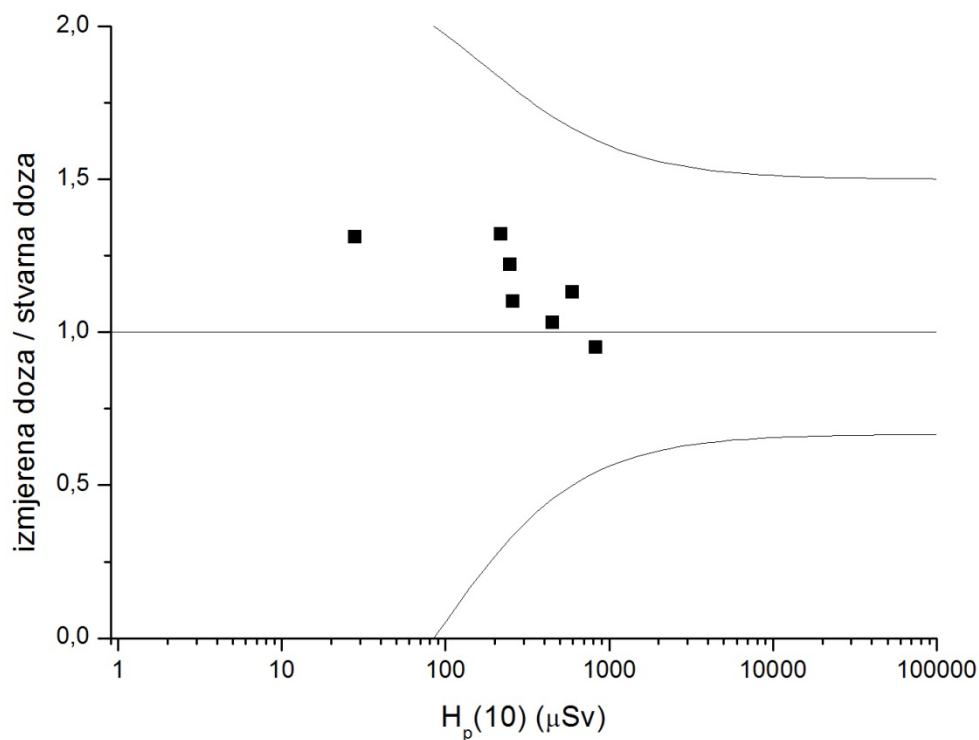
S obzirom da se svaki pojedini ALARA AEPD ne može umjeriti u SSDL-u (financijski razlozi) umjeravanje se provodi na način da se umjeri jedan ili grupa AEPD-ova, a ostali AEPD-ovi se onda umjeravaju prema njemu ili srednjoj vrijednosti te referentne grupe.

TLD dozimetri se ozračuju dozom od 3 mSv (na taj način se uklanja doprinosi mjernoj nesigurnosti zbog pozadinskog zračenja) i očitavaju u TLD čitaču nakon 24 h. Kod TL dozimetrije se u postupku umjeravanja sustava prvo umjerava TLD čitač iterativnim unošenjem parametara u čitač, kojima se postiže da je srednja vrijednost $H_p(10)$ iz očitavanja 10 referentnih dozimetara (prva grupa) što bliža onoj SSDL-a – apsolutno umjeravanje. Vrijednostima očitavanja druge grupe od 10 referentnih TLD-ova se provjerava umjeravanje čitača. TL dozimetri za osobnu dozimetriju se onda umjeravaju određivanjem korekcijskih faktora elemenata¹¹ – relativno umjeravanje. Za relativno umjeravanje, koje se provodi u dozimetrijskom laboratoriju, koristi se TLD iradijator s vlastitim izvorom izotopa ^{137}Cs [Surić Mihić 2011].

Kod elektroničkih dozimetara umjeravanje se ne provodi samo korištenjem faktora koji će dati omjer $H^*(10)$ ili $H_p(10)$ po impulsu već treba uzeti u obzir i osjetljivost cijevi što se može elektronički korigirati. Npr. kod većine GM cijevi broj impulsa koji odgovara osobnom doznom ekvivalentu od 100 μSv je između 18000 i 36000 čemu su prilagođeni elektronički sklopovi. U slučaju osjetljivije cijevi gdje se za isti iznos osobnog doznog ekvivalenta dobije više impulsa od 36000 uvodi se binarno djelilo koje će taj broj impulsa svesti unutar navedenog intervala. Kod slabije osjetljive cijevi uvodi se binarni multiplikator koji će također broj impulsa za željeni osobni dozni ekvivalent svesti u navedeni raspon.

Dobiveni rezultati za kalibraciju jednog ALARA OD uređaja u sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju instituta Jožef Štefan u Ljubljani prikazani su u Tablici 3.1. Analizirajući dobivene rezultate vidi se da su odstupanja mjerene doze u odnosu na stvarnu (Slika 3.9.) u rasponu -5 do +30 % što je za vrijednosti $H_p(10)$ korištene pri ozračivanju potpuno prihvatljivo unutar granica zadanih „trumpet“ krivuljom [ICRP 1997b].

¹¹ ECF – *element correction factors*



Slika 3.9. Prikaz ovisnosti omjera izmjerene i stvarne doze o vrijednosti stvarnog osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$. Granice prihvatljivosti izmjerenih rezultata dane su trumpet krivuljom.

Stvarna doza je vrijednost osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ koja se, kako je već prije navedeno, izračunava kao $1,21K_A$ za ^{137}Cs i $1,88K_A$ za rendgenske energije N-80 i N-100 [IAEA 1999a].

Odstupanje od stvarne doze izračunano je kao:

$$\frac{H_p(10) - H_{p, \text{stvarna}}}{H_{p, \text{stvarna}}} \quad (3.1)$$

Tablica 3.1. Rezultati umjeravanja jednog AEPPD-a ALARA OD u SSDL-u Instituta Jožef Štefan u Ljubljani. Osjenčana polja se odnose na mjerenja koja su ponovljena u cilju ispitivanja ponovljivosti

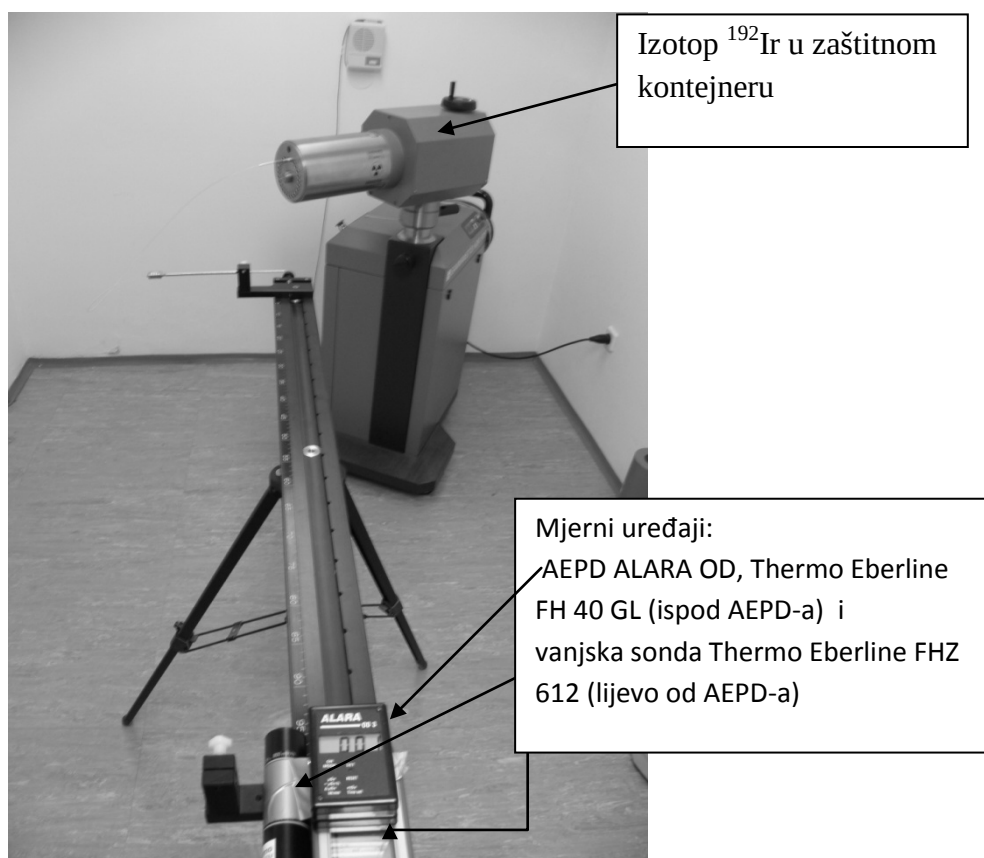
izvor	$H_p(10)_{SSDL}$ (μSv)	$H_p(10)_{IZMJERENO}$ (μSv)	Δ (%)	datum i vrijeme mjerenja	trajanje ozračivanja (s)	broj impulsa
^{137}Cs	218,4	288,9	32	10.26.10 15:08	200	26723
^{137}Cs	28,1	36,7	30	10.26.10 15:15	300	3476
^{137}Cs	249,6	303,7	22	10.26.10 15:20	100	28069
^{137}Cs	259,7	287	11	10.26.10 15:22	50	26557
^{137}Cs	453	466,4	3	10.26.10 15:24	50	43138
N-80	829	788	-5	10.29.10 15:00	100	72854
N-100	600	675	13	10.29.10 14:56	100	61943
^{137}Cs	259,7	283,4	9	10.29.10 15:08	50	26224
N-80	829	795,3	-4	10.29.10 15:23	100	73529
N-100	600	671,6	12	10.29.10 15:27	100	61631

Iz Tablice 3.1. se također vidi se da su ponovljenim mjerenjima u istim uvjetima (brzine doze, energije, udaljenosti i vremena izloženosti) dobiveni rezultati koji se međusobno maksimalno razlikuju za 2%. To potvrđuje stabilnost dozimetra.

Izračunata je srednja vrijednost kalibracijskog faktora za izračun $H_p(10)$ iz broja impulsa. Za ^{137}Cs ona iznosi $0,00815 \mu\text{Sv/imp}$, dok je za rendgensko zračenje ISO snopova $0,0097 \mu\text{Sv/imp}$ za N-100 i $0,0152 \mu\text{Sv/imp}$ za N-80.

3.3.3. Ispitivanje odziva AEPD-ova za visoke brzine doze

U cilju istraživanja odziva elektroničkih dozimetara ALARA OD u području s visokom brzinom doze koristili smo zračenje izotopa ^{192}Ir . U području osobne dozimetrije visokim brzinama doze se smatraju brzine doze od 1 mSv/h i više. Mjerena je brzina ambijentalnog doznog ekvivalenta korištenjem AEPD-a, mjerača brzine doze Thermo Eberline FH 40 GL s vanjskom sondom Thermo Eberline FHZ 612 . Fotografija mjernog postava dana je na Slici 3.10.



Slika 3.10. Postav eksperimenta za mjerenje brzine doze izotopa ^{92}Ir .

Mjerenja su napravljena na udaljenostima 1m, 2m i 3m od izvora ^{92}Ir , a za određivanje odstupanja od nepoznate „prave vrijednosti brzine $H^*(10)$ “ koristila se relacija za izračun aktivnosti izvora iz izmjerene brzine doze. Aktivnost izvora na datum mjerenja procijenjena je temeljem izmjerene brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta i Γ konstante za navedeni radioizotop preuzete iz literature ($\Gamma = 0,121 \text{ m}^2 \cdot \mu\text{Sv}/\text{MBq} \cdot \text{h}$) [Lowenthal and Airey 2001]. Nominalna vrijednost aktivnosti izvora, izračunata iz podataka na certifikatu proizvođača izotopa, na datum mjerenja je bila 399,9 GBq.

Aktivnost izvora računata je iz:

$$A = \frac{H^*(10)}{t} \cdot \frac{d^2}{\Gamma}, \quad (3.2)$$

pri čemu su: d – udaljenost od izvora u m

A – aktivnost izvora u GBq

Dobiveni rezultati mjerenja za prikazani su u Tablici 3.2.

Tablica 3.2. Rezultati mjerenja brzine $H^(10)$ korištenjem mjernih uređaja AEPCD-a ALARA OD, Thermo Eberline FH 40 GL i Thermo Eberline FHZ 612 na udaljenostima 1m, 2m i 3m od radioizotopa ^{92}Ir . Referentna vrijednost aktivnosti na dan mjerenja je bila 399,9 GBq.*

	brzina $H^*(10)$ (mSv/h)	Udaljenost od izvora (m)	Procjena aktivnosti (GBq)	Relativno odstupanje (%)
ALARA OD	43,0	1	355,4	-11,1
	15,2	2	502,5	25,7
	8,1	3	602,5	50,6
Thermo Eberline FH 40 GL	47,2	1	390,1	-2,4
	14,1	2	466,1	16,5
	8,2	3	609,9	52,5
FHZ	52,3	1	432,2	8,1
Thermo Eberline 612	13,7	2	452,9	13,3
	7,5	3	557,9	39,5

S obzirom da je u relaciji (3.2) aktivnost proporcionalna brzini doze stoga je i relativno odstupanje u odnosu na „pravu brzinu doze“ identično relativnom odstupanju od prave aktivnosti. Odstupanja od „prave“ vrijednosti brzine doze u velikoj su mjeri posljedica raspršenja na zidovima i predmetima u prostoriji u kojoj su se obavljala mjerenja te nehomogenosti polja na većim udaljenostima od izvora zračenja. Prostorija u kojoj su se obavljala mjerenja svojom veličinom nije bila najprikladnija s obzirom na svoju geometriju, ali kako je cilj vidjeti da li će kod većih brzina doze GM cijev ući u zasićenje (što se ovdje nije dogodilo) može se zaključiti da je AEPD prikladan za mjerenje u visokim brzinama doze (u području osobne dozimetrije). S obzirom da je AEPD pokazao isti trend odstupanja kao i ostali mjerni instrumenti može se reći da su dobiveni rezultati zadovoljavajući i da je mjerni uređaj ALARA OD prikladan i za mjerenje brzina $H^*(10)$ reda veličine mSv/h.

3.3.4. Ispitivanje odziva AEPD-ova ALARA OD u pulsnom polju angiografskog rendgenskog uređaja

Da bi se ALARA OD AEPD mogao koristiti kao osobni dozimetar u intervencijskoj radiologiji (IR) bilo je nužno ispitati prikladnost rada u pulsним poljima modernih angiografskih rendgen uređaja. Način rada i karakteristike angiografskih rendgen uređaja je opisan u Prilogu 1. Kod takvih uređaja trajanje pulsa rendgenskog zračenja traje u rasponu 1-20 ms, a frekvencije pulseva su u rasponu 1-30 s⁻¹. ALARA AEPD, koji kao detektor ima GM cijev s mrtvim vremenom od oko 20 μs, trebao moći razlučiti takve ionizacijske događaje što je trebalo i eksperimentalno potvrditi. Iz tog razloga provedena su dva odvojena eksperimenta, oba u kontroliranim uvjetima dvorane za intervencijsku radiologiju gdje su simulirani uvjeti zračenja i raspršenja kakvi su uobičajeni u intervencijskoj radiologiji. U prvom eksperimentu kao pacijent – raspršivač postavljen je trup Rando-Alderson fantoma (Slika 3.11.).

Mjerenja $H^*(10)$ i brzine $H^*(10)$ su napravljena korištenjem mjernih uređaja AEPD-a ALARA OD i Thermo Eberline FH 40 GL 10 te TL dozimetrima postavljenim na stalku na položaju intervencijskog radiologa. Mjerenja doze u snopu provedena su korištenjem DAP-metra¹² ugrađenog na izlazu iz rendgenske cijevi samog angiografskog rendgen uređaja. Angiografski rendgen uređaj je bio postavljen u PA ili RAO položaj, a mjerni uređaji (dozimetri i mjeraci brzine doze) su bili udaljeni oko 50 cm od centralne osi snopa zračenja.

¹² DAP – *dose area product* – umnožak doze i površine polja

Fluoroscopska snimanja su provođena u ukupnom trajanju od 9 minuta u 6 odvojenih fluoroskopija. Korištene su vrijednosti površine polja (FOV¹³) 17*17 inča (43,2*43,2 cm) i 12*12 inča (30,5*30,5 cm), mali ili veliki fokus, uz automatsko biranje parametara rendgen uređaja za snimanje abdomena ili glave. Fluoroscopska snimanja su provedena s 7,5 pulseva u sekundi. Nakon fluoroskopiranja provedena su cine snimanja s izborom parametara za abdomen i glavu u brzom (7,5 f/s¹⁴) ili jako sporom (5 f/s 2 f/s 1 f/s) režimu snimanja.



Slika 3.11. Rando Alderson fantom trupa koji je korišten kao izvor raspršenja (pacijent)

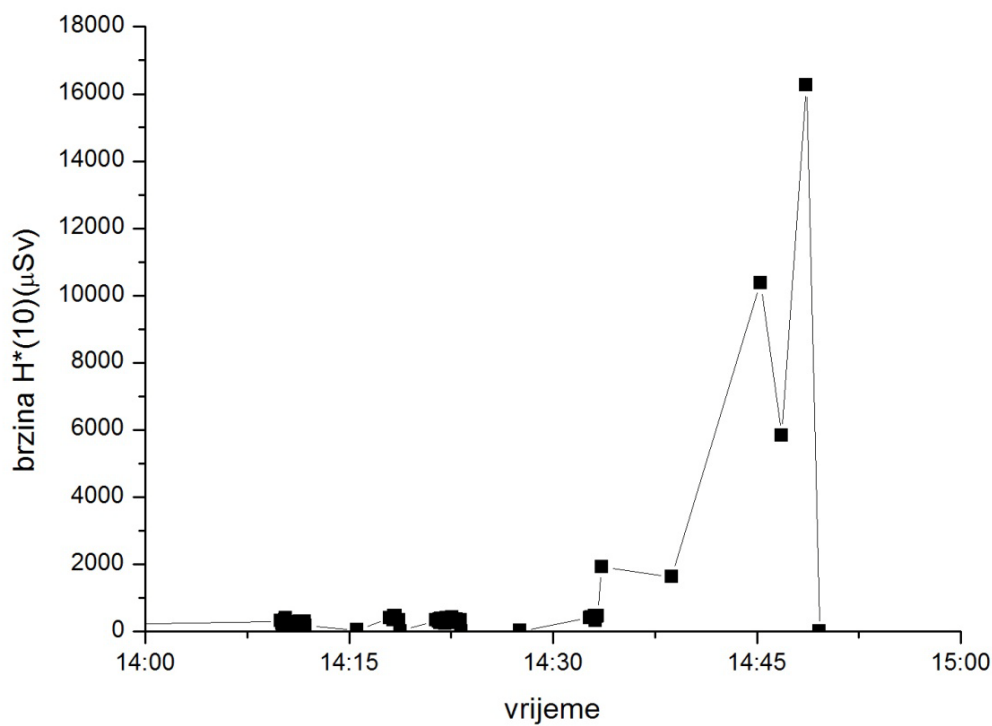
Rezultati vremenskog prikaza izračunate brzine $H^*(10)$ zabilježene AEPD-om su prikazani na Slici 3.12. Najveća brzina doze od 16256,9 $\mu\text{Sv/h}$ je zabilježena pri samom kraju mjerenja kada je angiografski rendgenski uređaj radio u cine¹⁵ sporom načinu rada, za snimanje glave

¹³ FOV - Field Of View

¹⁴ f/s – frames in second

¹⁵ Cine – način rada angiografskog rendgenskog uređaja, pogledati u Prilogu 1

pri čemu je doza u snopu mjerenja s DAP-metrom samog angiografskog rendgena iznosila 973 mGy/min.



Slika 3.12. Vremenski prikaz izmjerene brzine $H^*(10)$ tijekom eksperimenta.

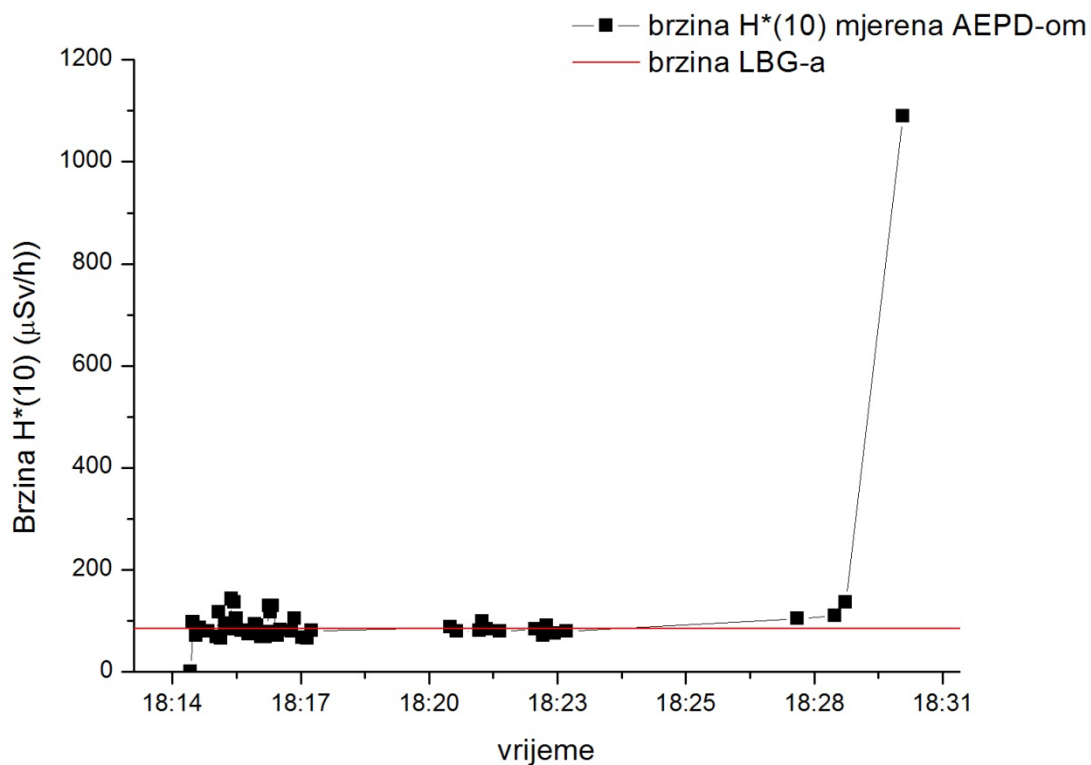
Maksimalna brzina $H^*(10)$ koju je zabilježio Thermo Eberline FH 40 GL 10 bila je 16095 $\mu\text{Sv/h}$. Ukupna zabilježena doza AEPD-om tijekom provođenja eksperimenta bila je 185,7 μSv dok je vrijednost zabilježena TLD-om bila 237 μSv što daje razliku od -21,6 % u odnosu na TLD. S obzirom na takvu razliku može se smatrati da je AEPD ALARA OD prikladan za mjerenje u pulsnim poljima angiografskih rendgen uređaja.

U drugom eksperimentu na položaj intervencijskog radiologa postavljen je fantom od plastike ispunjene vodom. Na fantom je stavljena zaštitna olovna pregača i zaštita za štitnjaču. Mjerenje raspršenog zračenja je provedeno korištenjem AEPD –a ALARA OD, Thermo Eberline FH 40 GL 10, vanjske sonde Thermo Eberline FHZ 612 te TLD-ova. Položaji mjernih instrumenata na fantomu operateru su prikazani na Slici 3.13.



Slika 3.13. Postav mjernih instrumenata na zaštitnoj olovnoj pregači fantoma - intervencijskog radiologa. Iako su postavljena 3 AEPD-a za potrebe ovog rada korišteni su mjerni rezultati samo središnjeg AEPD-a i TLD-a u njegovoj ravnini.

Napravljena su 3 fluoroskopska snimanja, svako u trajanju 3 minute. Najveća brzina $H^*(10)$ koju je zabilježio Thermo Eberline FH 40 GL 10 bila je $1245 \mu\text{Sv/h}$ tijekom zadnje fluoroskopije, kada je DAP-metar angiografskog uređaja zabilježio brzinu doze u snopu od 157 mGy/min . Vanjska sonda Thermo Eberline FHZ 612 zabilježila je najveću brzinu doze od $1106 \mu\text{Sv/h}$. Vremenska raspodjela brzine doze zabilježene AEPD-om na prsištu fantoma operatera iznad zaštitne olovne pregače (središnji AEPD na Slici 3.13.) prikazana je na Slici 3.14.



Slika 3.14. Vremenska raspodjela brzine doze zabilježena AEPA-ALARA OD koji je bio smješten iznad zaštitne olovne pregače u na sredini prsišta fantoma operatera. Crvena horizontalna linija je postavljena na vrijednost brzine lokalnog pozadinskog zračenja koja je unutar operacijske dvorane iznosila 90 nSv/h.

Najveća brzina doze koju je zabilježio AEPA je iznosila 1089 µSv/h. Ukupna doza koju je zabilježio AEPA tijekom drugog eksperimenta je bila 7,8 µSv dok je vrijednost koju je zabilježio TLD, koji je bio u ravnini s tim AEPA-om, bila ispod granica detekcije (85 µSv), odnosno preniska da bi se mogla ispravno tumačiti.

U drugom eksperimentu je potvrđena prikladnost AEPA-a ALARA OD za korištenje kao osobnog dozimetra jer za razliku od TLD-a omogućuje bilježenje vrlo niskih doza tijekom relativno kratkih izlaganja raspršenom zračenju. Na taj način moguće je provođenje osobne dozimetrije tijekom pojedinačnih intervencijskih postupaka gdje su brzine doze vrlo bliske onima od LBG-a.

4. Vremenski razlučiva osobna dozimetrija – eksperimentalni rezultati

Kao što je već i navedeno, korištenje aktivnih elektroničkih dozimetara kao osobnih dozimetara nije uobičajena praksa u osobnoj dozimetriji. Kako bi se istražile mogućnosti koje omogućava taj novi pristup, aktivne elektronske dozimetre smo koristili kao osobne dozimetre i mjerače brzine doze za radnike koji su na različit način pri svome radu izloženi djelovanju ionizirajućeg zračenja rendgenskih uređaja. Izabrali smo različite profesionalce prema količini njihove izloženosti – od minimalne izloženosti kod sigurnosnih radnika koji rade uz rendgenski uređaj za kontrolu prtljage i osobnih predmeta na zračnim lukama do liječnika specijalista intervencijskih radiologa koji su subspecijalisti s najvišim primljenim dozama unutar populacije medicinskih specijalista izloženih zračenju. Dobiveni podaci o vremenskoj raspodjeli primanja doze i brzine doze iskoristiti će se za model procjene efektivne doze za cijelo tijelo na način kako to do pojave ovakvog pristupa nije bilo moguće – retrospektivna dozimetrija za određeni vremenski interval – prozor unutar perioda nošenja dozimetra. Ta procjena je napravljena za intervencijske radiologe i opisana u poglavlju 5.

4.1. Radnici koji rade s rendgenskim uređajem za kontrolu prtljage i osobnih predmeta

4.1.1. Uvod

Stručnom evaluacijom radnih mjesta radnika koji provode sigurnosni pregled putnika i rendgensko prosvjetljavanje prtljage i pošiljki u zračnim lukama (dalje sigurnosni radnici), provedenom 1999. godine utvrđeno je da uz tadašnje opterećenje poslom nije postojao opravdani razlog za njihov dozimetrijski nadzor.

Od 2006. godine mjere sigurnosti u zračnim lukama znatno su postrožene što je za posljedicu imalo povećan broj komada prtljage i osobnih predmeta koji se kontroliraju korištenjem rendgenskog uređaja, a češće otvaranje ručne prtljage zbog vađenja predmeta s tekućim sadržajem uz usporavanje protočnosti uređaja može i povećati moguću povremenu izloženost sigurnosnog radnika koji otvara prtljagu raspršenom zračenju kroz nepotpuno zatvorene zaštitne olovne zavjese pri ulasku i izlasku predmeta na pokretnoj traci u i iz uređaja. Ukupno vrijeme zračenja rendgenske cijevi i radno opterećenje (eng. *workload*) je također povećano. Iz tog razloga je provedeno opsežno istraživanje tih radnih mjesta koje će ih, s obzirom na njihove specifičnosti, nedvojbeno karakterizirati [Surić Mihić et al 2012].

Tijekom istraživanja izloženosti sigurnosnih radnika korištenjem samo TLD-ova dobiveni rezultati nisu bili pouzdani i nisu omogućavali donošenje kvalitetnih zaključaka. Naime, vrijednosti očitane na TLD-ovima koje su nosili različiti sigurnosni radnici varirale su u rasponu od nule do nekoliko mSv što nije bilo realno s obzirom na način rada i mogućnost ozračivanja pri radu s kabinetskim rendgenskim uređajem. Pasivni dozimetar, kao što je TLD nije u mogućnosti dati podatke o dinamici primanja doze tako da nije bilo moguće zaključiti da li je takva doza primljena od izlaganja raspršenom zračenju tijekom mjernog perioda ili od nekoliko izlaganja direktnom snopu unutar samog rendgen uređaja. U cilju osiguravanja kontroliranih mjerenja koji će dati pouzdane rezultate javila se potreba za mapiranjem prostorne raspodjele raspršenog rendgenskog zračenja u okolini takvih uređaja. Korištenjem tako dobivenih podataka vrijednosti brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta te iz vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta, dobivenog nošenjem osobnog dozimetra (AEPD i TLD zajedno), može se pravilno procijeniti izloženost sigurnosnih radnika raspršenom rendgenskom zračenju.

S obzirom na to da su brzine $H^*(10)$ raspršenog zračenja blago povišene u odnosu na lokalno prirodno pozadinsko zračenje (LBG) tražena je mjerna oprema koja može omogućiti simultana mjerenja u što više točaka u okolini rendgenskog uređaja. Korištenje većeg broja uobičajenih mjernih uređaja za te svrhe (kao što je Thermo Eberline FH40GL - najkorišteniji mjerni instrument za terenska mjerenja $dH^*(10)/dt$ i $H^*(10)$ u području zaštite od ionizirajućeg zračenja) za bilježenje vremenskog zapisa podataka o brzini doze nije bilo prikladno jer takvi uređaji trebaju biti stalno povezani s računalom što zbog glomaznosti takvog kompleta ga čini izrazito neprikladnim za terenska mjerenja ovog tipa, ometaju radni proces i financijski je iznimno zahtjevno. Stoga smo koristili AED-ove kao relativno jeftine instrumente, malih dimenzija, koji omogućavaju simultanu provedbu mjerenja u više točaka, u realnim situacijama bez remećenja uobičajene rutine sigurnosnih radnika čiji posao zahtjeva iznimnu koncentraciju i slobodu kretanja.

Promatranjem načina rada sigurnosnih radnika, tijekom obavljanja redovnih postupaka kontrole kvalitete rendgenskih uređaja, također je uočeno da vrlo često, zbog gomilanja predmeta na pokretnoj traci, dolazi do situacije da rendgenska cijev radi, a zaštitne olovne zavjese nisu zatvorene sa strane ulaza. U slučaju kada su olovne zavjese na ulazu u tunel za inspekciju pravilno zatvorene, $dH^*(10)/dt$ je bila unutar varijacija prirodnog pozadinskog zračenja, a u slučaju djelomično otvorenih olovnih zavjesa izmjerene vrijednosti $dH^*(10)/dt$ su bile povišene. U realnim radnim uvjetima česte su situacije kada poveći ili dugačak komad

osobne prtljage ulazi u tunel za inspekciju ostavljajući olovne zavjese djelomično otvorenima tijekom rada rendgenske cijevi. Također, tijekom gužvi, kada veliki broj putnika prolazi kroz sigurnosnu kontrolu dolazi do gomilanja objekata pred tunelom za inspekciju na način da novi objekt ulazi dok se prethodni još ozračuje. Slična situacija se dešava i na izlazu iz tunela za inspekciju. Posljedica takvih situacija je povećanje vrijednosti $dH^*(10)/dt$ u okolini rendgenskog uređaja, kao rezultat raspršenja rendgenskog zračenja na skeniranim predmetima, a time i moguće povećanje vrijednosti efektivne doze sigurnosnih radnika.

Rendgenski uređaj oko kojeg su obavljana mjerenja je na ulazu/izlazu iz inspekcijskog tunela imao dodatni tunel od pleksiglasa pa smo također i procijenili efekt koji takva novina donosi sa stajališta zaštite od zračenja. Najveći doprinos tunela od pleksiglasa nije funkcija radijacijskog štita u njegovom uobičajenom smislu već je to odmicanje položaja sigurnosnog radnika od mjesta kraj ulaza / izlaza u tunel za inspekciju – povećanje udaljenosti od izvora smanjuje dozu. Također, uporaba takvog tunela sprječava sigurnosnog radnika da stavlja ruke u inspekcijski tunel, što se često događa kada, u cilju ubrzavanja protoka putnika tijekom gužve, radnici često guraju u ili izvlače van predmete iz inspekcijskog tunela.

4.1.2. Materijali i metode

Da bi odredili područje izloženosti oko protočnog rendgen uređaja za kontrolu prtljage i osobnih predmeta i izloženost ionizirajućem zračenju sigurnosnih radnika koji rade sa i uz rendgenske uređaje za kontrolu ručne prtljage, upotrijebili smo više aktivnih elektroničkih dozimetara (AED) tipa ALARA OD, 2 uređaja Thermo Eberline FH40GL, termoluminiscentne dozimetre za određivanje ukupne vrijednosti $H^*(10)$ tijekom trajanja eksperimenta.

Set AED-ova ALARA OD je osim akumulirane doze $H^*(10)$, bilježio podatke o brzini doze $dH^*(10)/dt$ i trajanju izloženosti vrlo niskim intenzitetima raspršenog rendgenskog zračenja na izabranim položajima u okolini rendgenskog uređaja, omogućujući time i dobivanje prostornog razlučivanja polja zračenja.

Izmjerena je ukupna doza i brzina doze zračenja na položajima radnih mjesta uz rendgenski uređaj tipa Heimann HI – SCAN 6040 si koji se koristi za kontrolu ručne prtljage i osobnih predmeta putnika u avio prometu. Način rada i karakteristike tog rendgenskog uređaja dane su u Prilogu 1.

U procesu umjeravanja nije moguće (jer ne postoji standard za pozadinsko zračenje) umjeriti AED-ove za energije pozadinskog zračenja pa je bilo iznimno važno provesti usklađivanje različitih odziva dozimetara, koji mogu varirati zbog geometrije GM cijevi i njezine energijske ovisnosti (opisane u 3.2.3). Stoga smo postavili 9 AED-ova ALARA OD u ured koje sigurnosni radnici koriste za odmor i administrativne poslove, u ukupnom trajanju 5 dana (od 23.9. u 12:45 do 28.9. u 11:15). Prosječna vrijednost brzine doze pozadinskog zračenja mjerena je umjerenim mjernim uređajem Thermo Eberline FH 40 GL i iznosila je 120 nSv/h. Tijekom tih 5 dana AED su mjerili vremenski neovisno brzinu impulsa (broj impulsa izmjeren tijekom 1 sata) koji je otkrio uobičajene varijacije u LBG u rasponu 10-20 %.

S obzirom da GM cijev bilježi ionizacijske događaje, izabrano je najkraće vrijeme integracije za koje je relativna nesigurnost prihvatljiva ($<20\%$), što je predstavljalo kompromis između broja očekivanih impulsa (veći broj impulsa zahtijeva veće integracijsko vrijeme što za posljedicu ima smanjenje vremenske rezolucije) i varijacija u LBG-u. Prosječan broj pulseva unutar jednog sata za grupu AED-ova (tijekom mjerenja LBG-a) je bio 29,35 sa standardnim devijacijama u rasponu 3,01 - 8,21 te smo odlučili postaviti vrijeme integracije na 1h. Dobivene vrijednosti prosječno broja impulsa na dozimetrima tijekom mjerenja pozadinskog zračenja prikazane su u Tablici 4.1.

Odzivi dozimetara su prvo normalizirani na prosječnu vrijednost brzine ambijentalnog ekvivalenta doze do trenutka kada su premješteni iz ureda u područje gdje se provodi sigurnosna kontrola korištenjem rendgen uređaja. Odzivi AED-ova, tj njihova osjetljivost, su podešeni primjenom korekcijskih faktora koji su varirali od 0,70 do 1,42.

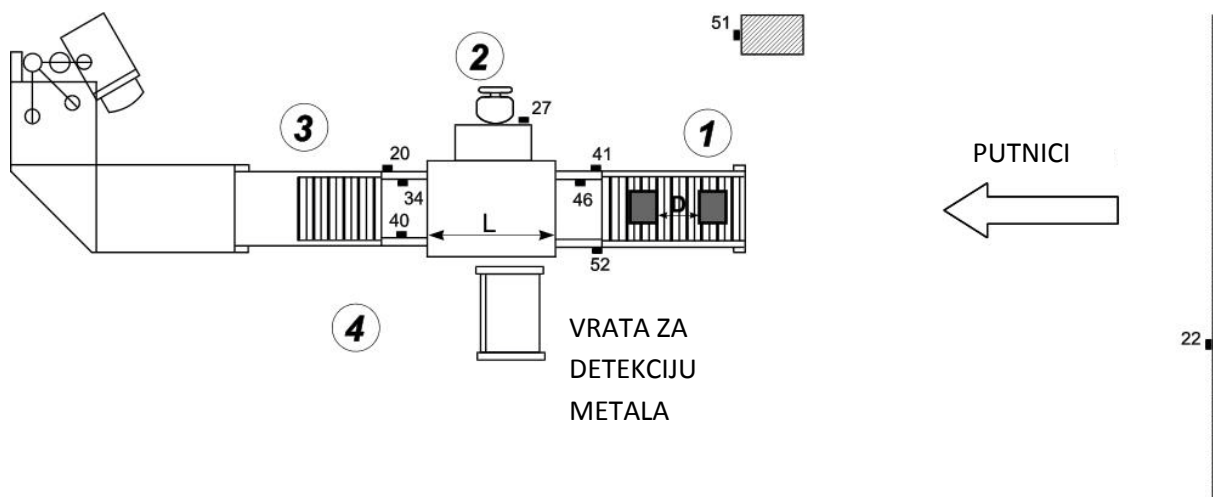
Tablica 4.1. Vrijednosti prosječnog broja impulsa na sat sa pripadajućim standardnim devijacijama, koji su tijekom mjerenja pozadinskog zračenja zabilježili AED-ovi. Izračunom i primjenom korekcijskog faktora za svaki dozimetar odzivi grupe dozimetara su normalizirani na prosječnu vrijednost $H^*(10)$ u prostoru u kojem nema doprinosa od rendgenskog zračenja

ALARA OD br.	20	22	27	34	40	41	46	51	52	srednji broj imp/h
sr. br. imp/h bg	27,39	23,11	42,20	35,21	20,99	22,57	20,63	33,17	38,88	29,35
st.dev.	5,14	3,58	5,94	4,13	3,47	3,01	3,24	5,17	3,81	
st.dev. (%)	18,78	15,50	14,06	11,73	16,55	13,33	15,70	15,58	9,79	
korekc. faktor	1,07	1,27	0,70	0,83	1,40	1,30	1,42	0,88	0,76	

Iako podaci o spektru LBG-a nisu bili poznati zaključili smo da se ovaj način korekcije osjetljivosti može primjeniti i za energije rendgenskog zračenja < 200 keV. Isti faktori se, naravno, nisu mogli primjeniti na podatke dobivene mjerenjem za vrijeme kada su AED-ovi radili u polju rendgenskog zračenja (od 28.9. u 12:13 do 29.9. u 15:13). Primjena korekcijskih faktora iznimno je bitna da bi se dobio set AED-ova koji kada su postavljeni na različite položaje u polju raspršenog rendgenskog zračenja daju konzistentne rezultate.

Energijski odziv GM cijevi pokazuje oštri porast osjetljivosti za energije ispod ~ 250 keV, što je područje energija korištenog rendgenskog uređaja (140 kVp), u odnosu na ^{137}Cs . Stoga smo, specijalno za potrebe ovog eksperimenta, proveli poseban postupak umjeravanja. Postavili smo AED-ove zajedno s umjerenom vanjskom sondom Thermo FHZ 612, povezanom na Thermo Eberline FH 40 GL mjerni uređaj i osobno računalo, na unutarnju stranu tunela od pleksiglasa na ulazu u rendgenski uređaj. Mjerni set je 2 sata, tijekom najveće gužve – najvećeg opterećenja rendgen uređaja, mjerio raspršeno zračenje. Umjerni faktori su određeni korištenjem ukupnih akumuliranih vrijednosti.

Usklađeni i umjereni AED-ovi su postavljeni oko rendgenskog uređaja, kao što je prikazano na Slici 4.1. na položaje gdje su se očekivali najjači prodori raspršenog rendgenskog zračenja prema uobičajenim položajima sigurnosnih radnika. U cilju simulacije maksimalnog radnog opterećenja, svi putnici koji su prolazili kroz sigurnosni pregled su koristili taj rendgenski uređaj.



Slika 4.1. Položaji AED-ova (■), označeni njihovim serijskim brojevima, oko korištenog rendgenskog uređaja. Uobičajeni položaji radnih mjesta sigurnosnih radnika su označeni brojevima 1-4. AED-ovi 51 i 22 su se nalazili na udaljenosti 3,2 i 10 m od rendgenske cijevi. L predstavlja duljinu inspeksijskog tunela, a D razmak između dva uzastopna objekta.

Kao što je već navedeno, mjerenja rendgenskog zračenja su počela 28. rujna u 12:13, a završila 29. rujna u 15:13. Vrijeme trajanja mjerenja je bilo ograničeno sigurnosnim protokolima.

Uobičajeni položaji radnih mjesta sigurnosnih radnika prikazani su i označeni brojevima 1-4 na Slici 4.1. Tim sigurnosnih radnika koji radi na jednom kabinetskom sustavu se obično sastoji od 4 čovjeka čiji su opisi radnih mjesta i potencijalnog opterećenja zračenjem prikazani u Tablici 4.2. Pojedini sigurnosni radnik ne provodi čitavo radno vrijeme na istom radnom mjestu već se provodi rotacija unutar tima pri čemu je jedan sigurnosni radnik na položaju radnog mjesta 20 minuta.

Tablica 4.2. Opis karakteristika pojedinog radnog mjesta (1-4), s obzirom na lokaciju označenu na Slici 4.1., u okolini rendgenskog uređaja za kontrolu prtljage te potencijalno opterećenje zračenjem

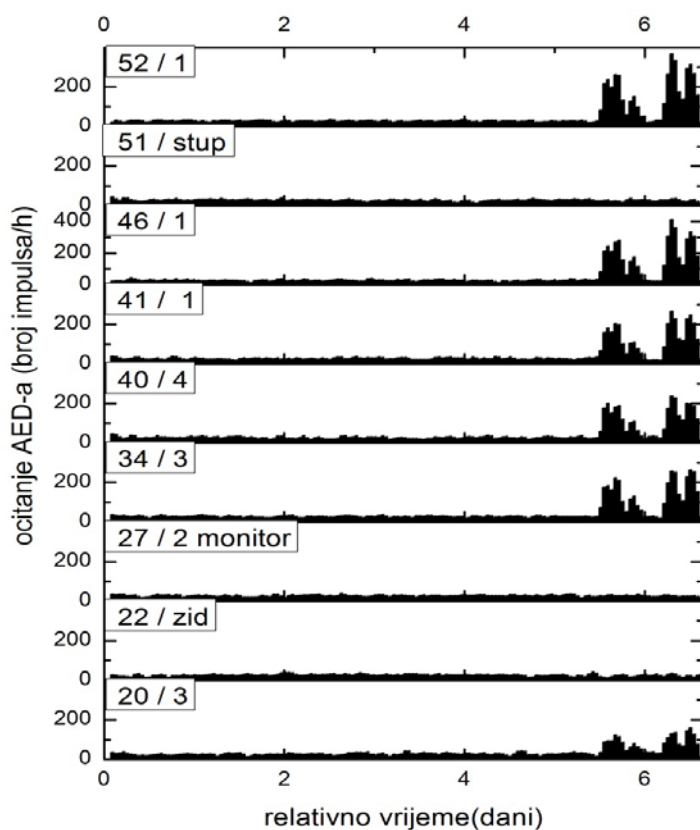
Položaj radnog mjesta	Karakteristike – opis radnog mjesta	Potencijalno opterećenje zračenjem
1	preuzima predmete koji se kontroliraju i stavlja ih u na pokretnu traku kojom ulaze u rdg	Moguće raspršenje na otvorenim olovnim zavjesama nakon ulaska prtljage i/ili košarice sa osobnim stvarima u rdg
2	upravljačka konzola – upravlja radom rdg uređaja te proučava sliku prosvijetljene prtljage na monitoru	Zaklonjen kućištem rdg uređaja, najmanje izložen raspršenom zračenju
3	otvara prtljagu i vrši pregled sumnjivog sadržaja, oduzima zabranjene predmete	Moguće raspršenje na otvorenim olovnim zavjesama nakon izlaska prtljage i/ili košarice sa osobnim stvarima iz rdg
4	provodi osobni pregled putnika s detektorom metala, povremeno pomaže putnicima u preuzimanju prtljage s trake, povremeno pomaže djelatniku na 3	Najbliži izlasku prtljage iz rdg-a, moguće raspršenje na otvorenim zavjesama nakon izlaska prtljage i/ili košarice sa osobnim stvarima iz rdg

Da bi verificirali rezultate dobivene preko određivanja ambijentalnog doznog ekvivalenta provedena je osobna dozimetrija korištenjem aktivnog elektroničkog dozimetra. AEPD ALARA OD 4 je nosio jedan sigurnosni radnik, zajedno s TLD-om, koji radi uz isti tip rendgenskog uređaja, ali ne u istoj zračnoj luci. Za potrebe umjeravanja tog uređaja na pozadinsko zračenje, provedena je ista procedura kao i za ostale AED-ove, smještajem nekoliko dana u lokalnom uredu, daleko od rendgenskih uređaja. S obzirom da se pri određivanju $H_p(10)$ gleda samo doza od profesionalne izloženosti, uvođenje korekcijskih faktora za pozadinsko zračenje nije bilo nužno jer se od ukupne brzine impulsa oduzima prosječna brzina impulsa za vrijeme kada je dozimetar bio smješten u uredu sigurnosnih radnika, a na ostale impulse se primjene umjerni koeficijenti dobiveni u prethodno navedenom umjeravanju korištenjem Thermo Eberline mjernog uređaja. Ovaj način oduzimanja prosječne vrijednosti broja impulsa na sat eliminira problem nepoznavanja lokalnog pozadinskog zračenja te smanjuje doprinose mjernoj nesigurnosti od mjerenja LBG-a.

Podaci s AED-ova su preuzeti u računalno i obrađeni korištenjem ALARA OD računalnim programom.

4.1.3. Rezultati i rasprava

Rezultati mjerenja brzine impulsa u vremenu (izraženi preko broja impulsa u prethodno odabranom integracijskom intervalu od 1h) korištenjem AED-ova, su prikazani na Slici 4.2. Prikazani su originalni mjerni podaci pomnoženi s korekcijskih faktorom. Značajan porast brzine impulsa koji se vidi pri kraju vremenske skale se podudara sa postavljanjem AED-ova na mjerne položaje uz aktivni rendgenski uređaj, 28. rujna u 12:13 što je prikazano kao 5.5 dan na relativnoj vremenskoj skali.



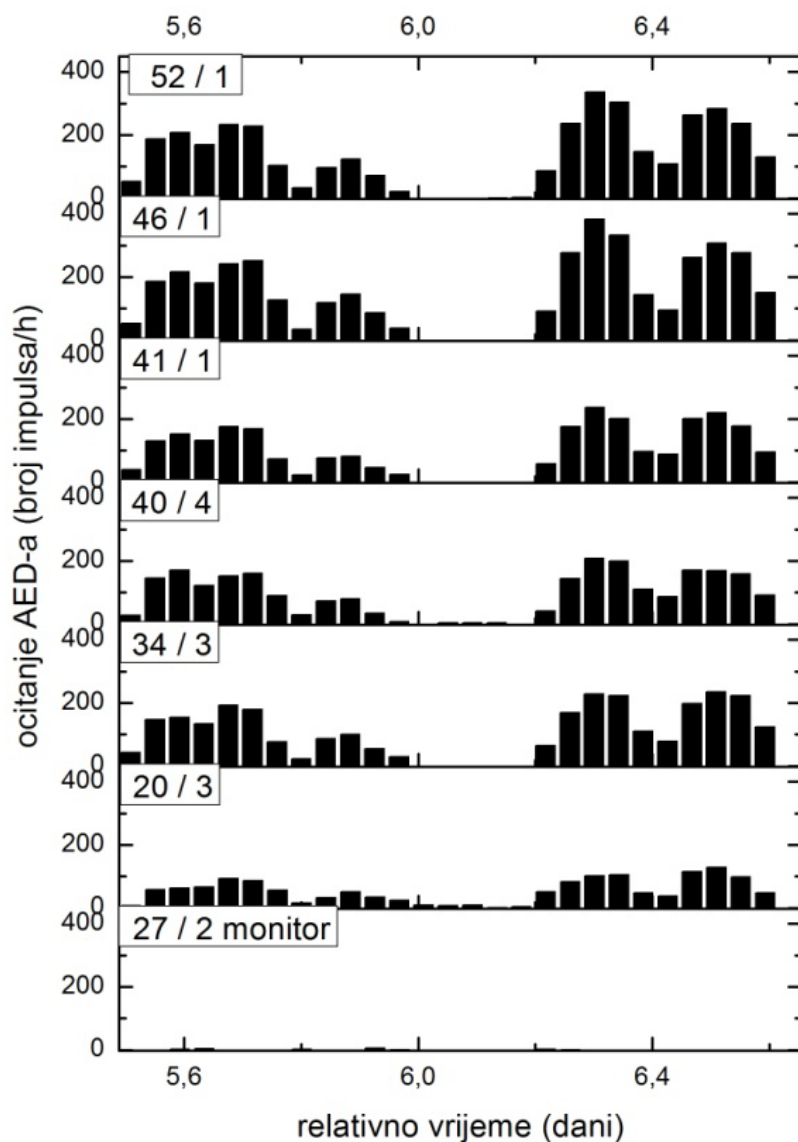
Slika 4.2. Grafički prikazi brzina impulsa mjerenih AED-ovima kao broj impulsa akumuliranih u 1 h u ovisnosti o vremenu. Prikazani su originalni mjerni podaci pomnoženi s korekcijskim faktorima. Serijski broj AED-a/najbliže radno mjesto su označeni u gornjem lijevom kutu svakog grafa. Nula na vremenskoj skali se odnosi na 23. rujna u 12:45h

AED br. 51 (3.2m od rendgenske cijevi) i br. 22 (oko 10 m od rendgenske cijevi) su bili postavljeni na stup odnosno zid. Ta dva AED-a su bilježili samo LBG zračenja, tj. Raspršeno rendgensko zračenje je bilo prenisko da bi ga se moglo razlučiti unutar varijacija samog LBG-a. Nepostojanje zabilješke o brzine doze čija je vrijednost iznad one od pozadinskog zračenja se moglo i očekivati uzimajući u obzir apsorpciju u zraku.

Slika 4.3. predstavlja detalj iz Slike 4.2, tj. izdvaja vremenski interval od 28. rujna u 12:13 do 29. rujna u 15:13 (radni period), pri čemu je oduzeta vrijednost brzine LBG ambijentalnog doznog ekvivalenta. Za sve AED-ove povećana brzina doze se poklapala s aktivnošću rendgenske cijevi. Tijekom noći (od dana 6.0 do 6.2) nije bilo aktivnosti (letova) i stoga nije bilo ni mjerljivog porasta brzine doze iznad LBG-a.

AED serijskog broja 27, koji je bio postavljen na monitor uz operatera (radno mjesto 2), je zabilježio jedva vidljivo zračenje (iznad LBG-a), što se vidi na Slici 4.2. i Slici 4.3., jer je bio zaštićen kućištem rendgenskog uređaja

Uzorak vremenskog prikaza brzine impulsa tijekom radnog perioda se razlikuje između dva uzastopna dana, 28. i 29. rujna, što se može pripisati različitom dnevnom opterećenju (vidi Sliku 4.3.). Unutar pojedinog dana, uzorak brzine impulsa je očigledno jako sličan za sve AED-ove što govori u prilog pouzdanosti umjerne i mjerne procedure. Također je evidentno da se brzine impulsa razlikuju za AED-ove na različitim položajima. Postoji jasna razlika između brzina impulsa zabilježenih od dva ekvivalentna seta AED-ova postavljenih na ulazu i izlazu iz inspekcijskog tunela (Slika 4.1. i Slika 4.2.), približno 50% više brzine impulsa zabilježene su na AED-ovima na ulazu u inspekcijski tunel, u blizini položaja radnog mjesta 1 (AED-ovi br. 46, 52 i 41). Takve vrijednosti su bile očekivane poznavajući način rada rendgenskog uređaja za kontrolu osobne prtljage.



Slika 4.3. Brzina impulsa raspršenog rendgenskog zračenja u ovisnosti o vremenu (brzina impulsa LBG-a je oduzeta) mjerena AED-ovima samo tijekom mjerenja kod rendgenskog uređaja. Serijski broj AED-a/najbliže radno mjesto su označeni u gornjem lijevom kutu svakog grafa.

Kada je predmet prenešen transportnom trakom kroz olovne zavjese u inspeksijski tunel, prednja strana predmeta presjeca infracrveni snop svjetlosnih barijera (koje se nalaze na ulaznoj strani tunela, odmah nakon olovne zavjese) i generator rendgenskog zračenja se simultano pali. Zračenje traje dok stražnja strana predmeta ne prođe liniju u sredini inspeksijskog tunela ($L/2$, L je duljina inspeksijskog tunela, vidi Sliku 4.2.). S obzirom na to

da je praktički nemoguće uzeti u obzir oblik predmeta koji se skenira i detaljan raspored predmeta koji ulaze u inspekcijski tunel, provedena je rasprava o udaljenosti između dva uzastopna objekta i njezinom utjecaju na razliku (ulaz/izlaz) mjerene brzine impulsa od raspršenog zračenja.

U slučaju jednog predmeta (udaljenost D između 2 uzastopna predmeta $\leq L$) Draspršeno zračenje je propušteno kroz otvorene olovne zavjese na ulazu od trenutka paljenja rendgenske cijevi to trenutka kad su olovne zavjese propisno zatvorene. Za predmete čija je duljina $d < L/2$, olovne zavjese na izlaznoj strani su zatvorene tijekom cijelog vremena zračenja i raspršeno zračenje ne može biti zabilježeno na izlaznoj strani iz inspekcijskog tunela. Kod predmeta duljine $d \geq L/2$ olovne zavjese na izlaznoj strani su otvorene (može doći do propuštanja raspršenog zračenja) u trajanju $(d-L/2)/0.2$ m/s, samo kada prednja strana predmeta izlazi iz inspekcijskog tunela. Udio takvih velikih objekata je iznimno nizak pa je njihov doprinos razlici brzina impulsa na ulaznoj i izlaznoj strani minimalan.

Kolona predmeta koji se uobičajeno formira tijekom gužve općenito preferira razliku u propuštanju raspršenog zračenja između ulaza i izlaza. To je osobito naglašeno kod gusto poslaganih predmeta ($D < L/2$). Iznimke od ovog očekivanja su slučajevi kada su objekti razmaknuti za $D = L/2$, i kod kolone objekata bez razmaka. U tim slučajevima nema razlike između brzine impulsa raspršenog zračenja na ulazu i izlazu. Dakle, najznačajniji izvor raspršenog zračenja mjerenog na izlaznoj strani je gomilanje objekata koji ulaze u inspekcijski tunel tijekom sati gužve.

Između AED-ova postavljenih u blizini položaja radnog mjesta 1, najveći ukupni broj impulsa je zabilježio AED 46 koji je bio zaljepljen unutar tunela od pleksiglasa, bliže olovnim zavjesama. AED-ovi 52 i 41 su se nalazili s vanjske strane tunela od pleksiglasa (Slika 4.1.).

Napravljena je procjena štita od zračenja tunela od pleksiglasa korištenjem atenuacijskog zakona.

$$I = I_0 e^{-\mu z} \quad (4.1)$$

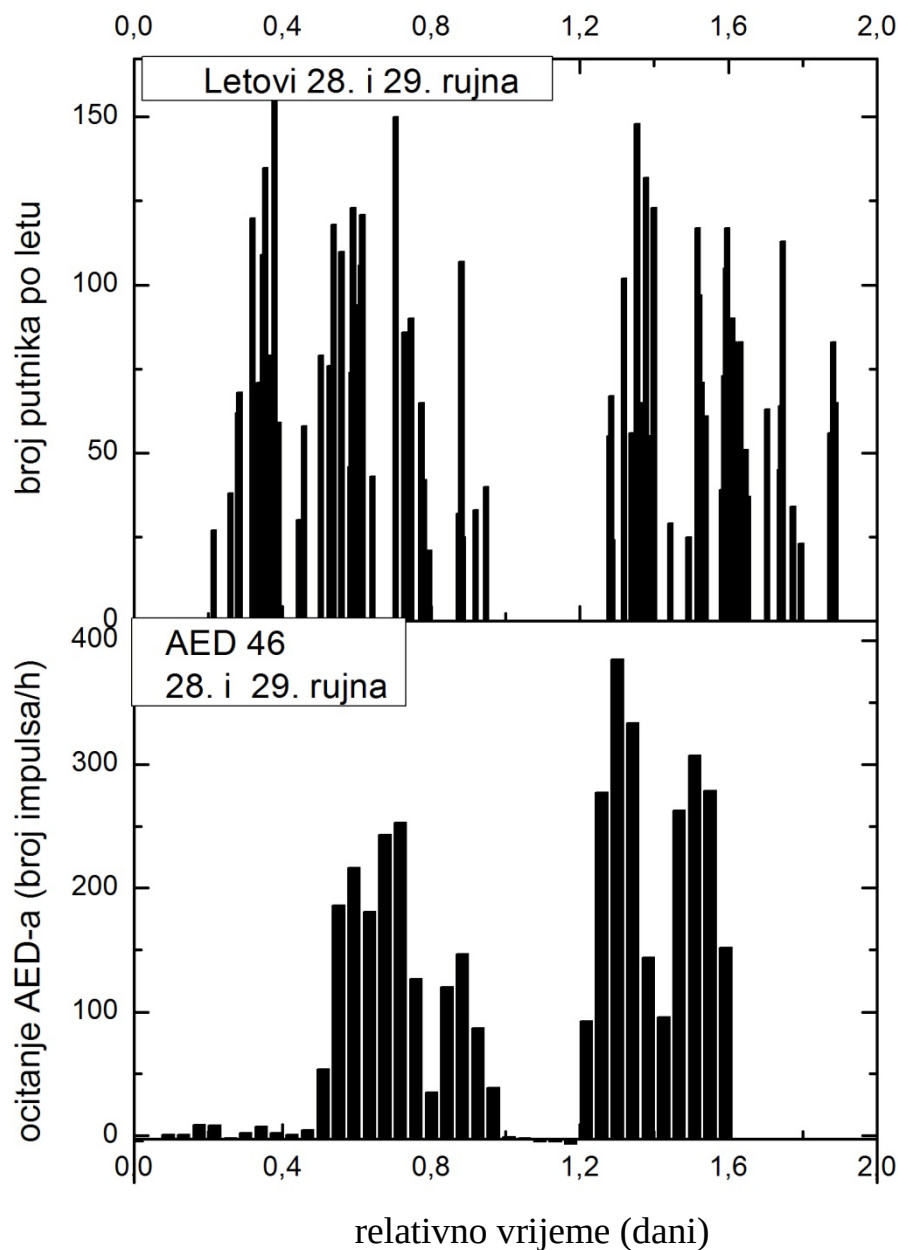
pri čemu je: — — omjer intenziteta zračenja nakon i prije prolaska kroz materijal

μ — maseni atenuacijski koeficijent materijala

z — efektivna duljina puta zračenja kroz materijal

Korištenjem masenog atenuacijskog koeficijenta $0,15 \text{ cm}^2/\text{g}$ za pleksiglas [<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/pmma.html>], gustoće $1,19 \text{ g/cm}^3$ [<http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=223>] i efektivne debljine pleksiglasa 1 cm (za radna mjesta 1 i 3), dobili smo redukciju intenziteta raspršenog zračenja za 16%. Tunel od pleksiglasa je bio dugačak 40 cm sa zidovima debljine 0,5 cm. Uobičajene udaljenosti položaja radnih mjesta 1 i 3 od olovnih zavjesa, pokraj rendgenskog uređaja sa ili bez tunela od pleksiglasa su 70 odnosno 30 cm.

Mjerni rezultati su jasno pokazivali vezu između broja putnika koji prolaze kroz sigurnosnu kontrolu (osobito njihove prtljage) i povećanja mjerene brzine impulsa. Na Slici 4.4. prikazan je uzorak brzine impulsa u vremenu, mjereno reprezentativnim AED-om sa sumom broja putnika po letu unutar intervala od jednog sata. Istražen je tok putnika u vremenu i brzina impulsa u vremenu (s oduzetom brzinom LBG-a) mjerena na ulazu u inspekcijski tunel (AED br. 46) i stavljena na istu vremensku skalu, kao što je prikazano na Slici 4.4. (nula na relativnoj vremenskoj skali predstavlja 28.9. 0:00 h, mjerenja AED-a br. 46 na rendgenskom uređaju su počela u 0,50971 na relativnoj vremenskoj skali).



Slika 4.4. zbroj putnika po letu, unutar intervala od 1 sata u ovisnosti o vremenu i očitavanje AED-a u vremenu za AED 46 postavljen na ulazu u inspeksijski tunel.

Tijekom mjernog perioda, ukupan broj od 3600 putnika je prošao kroz sigurnosnu kontrolu na odabranom rendgenskom uređaju. U cilju predstavljanja toka putnika u vremenu, korištena je prihvatljiva pretpostavka u kojoj svi putnici na nekom letu prolaze sigurnosnu kontrolu u intervalu 2 do 0,5 h prije ukrcavanja. Rezultati na Slici 4.4. vizualno pokazuju dobru vremensku korelaciju između ova dva seta podataka.

Umjerni koeficijenti i za LBG i raspršeno rendgensko zračenje su izračunati korištenjem rezultata dobivenih mjerenjima brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta pomoću mjernog uređaja Thermo Eberline FH 40 GL. Prosječna vrijednost brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta je bila 120 nSv/h uz prosječan broj impulsa na sat AED-ova 29,35 imp/h tako da je izračunata vrijednost umjernog koeficijenta 4,08 nSv/imp. S obzirom na vrlo strmu krivulju energijske ovisnosti GM cijevi [prikazano na Slici 3.4 i Slici 3.5) za energije rendgenskog zračenja očekivano je da će dobiveni umjerni koeficijenti biti znatno niži. Umjerni koeficijenti za rendgensko zračenje su izračunati korištenjem vrijednosti ambijentalnog doznog ekvivalenta (mjerenog s Thermo Eberline FH 40 GL) za raspršeno zračenje, uprosječenog za interval od ukupno 2h. Ukupna brzina ambijentalnog doznog ekvivalenta je bila približno 249 nSv/h, oduzimanjem prosječne brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta LBG-a se došlo do vrijednosti 129 nSv/h. Sličan postupak je proveden i za AED-ove, prosječan LBG (29,35 imp/h) je oduzet od ukupnog broja impulsa (237 imp/h) čime je brzina impulsa za raspršeno rendgensko zračenje 208 imp/h. Korištenjem tih podataka je izračunat umjerni koeficijent iznosa 0,62 nSv/imp. Omjer umjernih koeficijenata pokazuje da je osjetljivost GM cijevi u AED-ovima povećana više od 6 puta, što je u skladu s očekivanjima za vrijednost 140 kVp rendgenske cijevi uzimajući u obzir karakteristike energijske ovisnosti GM cijevi.

Korištenjem umjernog koeficijenta 0,62 nSv/h su izračunate vrijednosti maksimalne brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta, od raspršenog rendgenskog zračenja. Dobiveni rezultati prikazani su u Tablici 4.3.

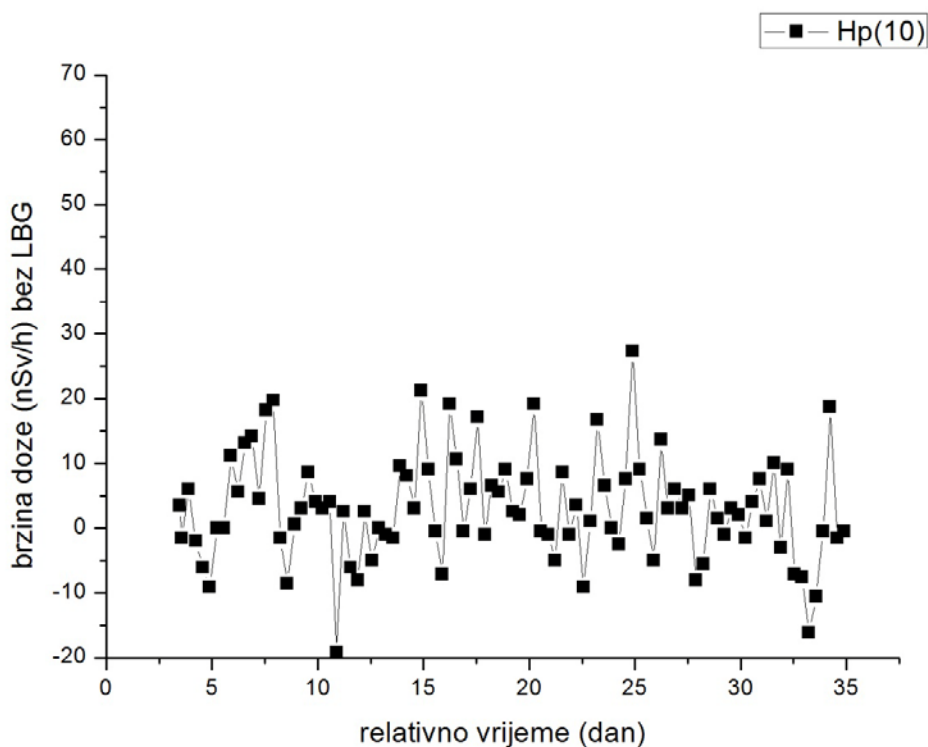
Tablica 4.3. Maksimalne vrijednosti brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta procjenjene samo od raspršenog rendgenskog zračenja, izmjerene korištenjem AED-ova

AED br / položaj	Maksimalna brzina ambijentalnog doznog ekvivalenta (nSv/h)
41 / 1	238
27 / 2	ispod praga detekcije
20 / 3	80
40 / 4	130

Određivanje efektivne doze iz mjerenja ambijentalnog doznog ekvivalenta predstavlja vrlo konzervativnu procjenu, tj. precjenjivanje efektivne doze. Prema podacima iz Tablice 4.3. i

na osnovu 1800 radnih sati godišnje (8 sati dnevno), godišnje efektivne doze bi dosegnule vrijednosti do 428 μSv za sigurnosnog radnika koji isključivo radi na položaju radnog mjesta 1. S obzirom na činjenice da 1800 sati efektivnog rada (kada je rendgenska cijev uključena) po sigurnosnom radniku nije realna pretpostavka, da jedan sigurnosni radnik ne stoji na položaju istog radnog mjesta cijelo radno vrijeme (uobičajene rotacije radnika po radnim mjestima svakih 20 minuta) i to da su realni položaji na kojima stoje sigurnosni radnici uvijek dalje od položaja na kojima su AED-ovi bili postavljeni, realne efektivne doze od profesionalne izloženosti moraju biti znatno niže od ovih vrijednosti najgoreg mogućeg scenarija koje su gore navedene.

Iz tog razloga je provedena analiza podataka osobnog aktivnog elektronskog dozimetra (AEPD) ALARA OD kojeg je zajedno sTLD-om nosio jedan sigurnosni radnik jedno mjerno razdoblje.

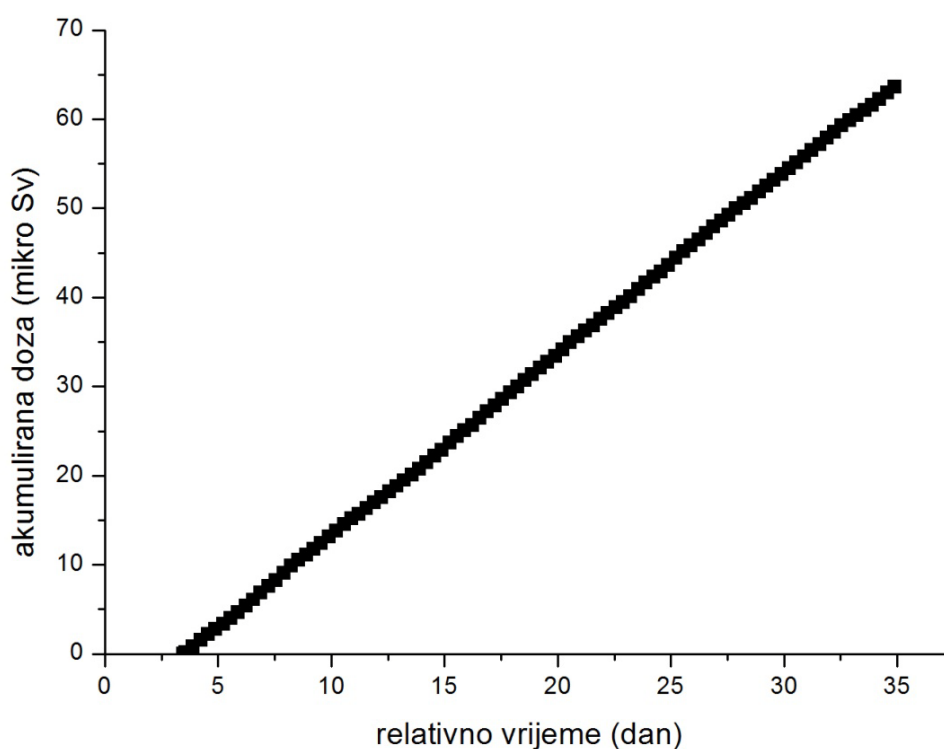


Slika 4.5. Vremenski prikaz brzine osobnog doznog ekvivalenta jednog sigurnosnog radnika za jedno mjerno razdoblje

Na Slici 4.5. dan je vremenski prikaz brzine osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ od kojeg je oduzeta srednja vrijednost brzine doze pozadinskog zračenja, za jedno mjerno razdoblje. Vrijednosti brzine doze su iznimno male i praktički unutar mjerne nesigurnosti instrumenta.

Naime vrijednosti nakon oduzimanja brzine doze LBG-a su od -20 nSv / h do 25 nSv /h što za prosječnu vrijednost LBG-a od 90 nSv/h iznosi do 28% varijacija u brzini doze što je i uobičajeno. Kod tako malih vrijednosti teško je razlikovati raspršeno rendgensko zračenje od varijacija u LBG-u.

Grafički prikaz ukupne vrijednosti akumulirane doze u AEPD-u dan je na Slici 4.6. Krivulja koja povezuje točke mjerenja je glatka, ne pokazuje nikakve skokove u vrijednosti i promjenu nagiba – to znači da praktički nije zabilježena povećana dodatna vrijednost od vanjskog zračenja. TLD dozimetar (nose se jedno mjerno razdoblje) koji je nošen uz AEPD je pokazao vrijednost $H_p(10)$ ispod granice detekcije što se bilježi kao 0.



Slika 4.6. Prikaz ukupne doze mjerene AEPD-om za jedno mjerno razdoblje. Vrijednost ukupno dobivene doze odgovara vrijednosti dobivene samo od lokalnog pozadinskog zračenja.

4.1.4. Zaključak

Mjerni set koji se sastojao od više AED-ova se pokazao kao dobar izbor mjernog instrumenta u slučajevima kada su nužna simultana mjerenja polja zračenja na različitim pozicijama uz istovremeno minimalno remećenje radnog procesa. Uporaba takvog seta postavljenog u okolišu sustava za rendgensku kontrolu osobne prtljage je omogućila novi pogled u vremensku raspodjelu brzine doze pri čemu je istovremeno dana i prostorna informacija o raspršenom zračenju u tom prostoru.

Umjeravanje provedeno posebno za potrebe ovog mjerenja je pokazalo da odgovarajuće umjeren AED koji uz to ima mogućnost vremenske rezolucije omogućuju potpuno novi pristup u nadzor radnih mjesta opterećenih zračenjem, osobito onih s varijabilnim opterećenjem.

Mjerenjima je pokazano da sve zabilježene vrijednosti brzine impulsa iznad LBG-a su posljedica propuštanja zračenja kroz djelomično otvorene olovne zavjese. Broj impulsa koji su zabilježili AED-ovi postavljeni na ulazu u inspekcijski tunel je bio značajno veći (50%) od broja impulsa zabilježenih na izlazu iz inspekcijskog tunela. To je objašnjeno jednostavnom analizom koja je pokazala da za jako gusti tok predmeta koji se skeniraju (predmeti koji se dodiruju – što znači kontinuiranu aktivnost rendgenske cijevi) ili za male predmete koji su međusobno razmaknuti za $D=L/2$ ne bi trebalo biti razlike u ukupnoj brzini doze raspršenog zračenja između ulaza i izlaza. U ostalim slučajevima doza na ulazu znatno je veća od one na izlazu.

Potvrđena je pretpostavka o korelaciji između broja putnika koji prolaze sigurnosnu kontrolu i istovremenog povećanja brzine doze u okolišu rendgenskog uređaja.

Napravljena je procjena najveće brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta od izlaganja raspršenom rendgenskom zračenju na položajima radnih mjesta 1 – 4. Konzervativna procjena efektivne doze iz ambijentalnog doznog ekvivalenta je da najveća godišnja profesionalna doza može biti primljena na položaju radnog mjesta 1 (do 428 μSv), ali uzimajući u obzir stvarnu radnu rutinu sigurnosnih radnika maksimalne stvarne profesionalne doze su sigurno nekoliko puta manje. Iz toga se može zaključiti da, ako se drže radnih uputa o sigurnom postupanju s rendgenskim uređajem, sigurnosni radnici koji rade s rendgenskim uređajem za kontrolu osobne prtljage, čak i u slučajevima visokog radnog opterećenja, ne trebaju biti pod redovnim

dozimetrijskim nadzorom [European Commission 2009]. Takav zaključak su potvrdila mjerenja s aktivnim osobnim elektronskim dozimetrom koja su pokazala da je vrijednost $H_p(10)$ jednog sigurnosnog radnika, koji je nosio taj dozimetar, u granicama mjerne nesigurnosti instrumenta na pragu detekcije.

4.2. AEPD-ovi u intervencijskoj radiologiji

4.2.1. Uvod

Pasivni dozimetri (film i TLD) koji se uobičajeno koriste za rutinsko provođenje osobnog dozimetrijskog nadzora mogu dati samo jedan podatak, ukupnu vrijednost osobnog doznog ekvivalenta koju je izloženi profesionalac primio tijekom jednog mjernog razdoblja. Kao što je već naglašeno, brzina doze kojoj je ta osoba bila izložena tijekom svog rada te trenutak izloženosti nisu bili dostupni u rutinskim mjerenjima u osobnoj dozimetriji. Današnji tehnološki napredak doveo je do razvoja novih načina rada u medicini, u dijagnostici i terapiji, koji uključuju sve intenzivniji rad uz izvore ionizirajućeg zračenja. Takvi postupci su najčešće sve zahtjevniji i traže potpuno novi pristup – prilagođenu i nadograđenu osobnu dozimetriju. Doze od profesionalne izloženosti u intervencijskim postupcima u medicini su u rangu od vrlo niskih do niskih doza (čak i do 50 mSv godišnje – iznad preporučenih godišnjih granica [IAEA 1996]) i uglavnom su posljedica izlaganja raspršenom rendgenskom zračenju. Prilikom provođenja takvih postupaka liječnici i medicinsko osoblje su često izloženi brzinama doze koje su u rasponu od brzine LBG-a (70-120 nSv/h) pa i do 100 puta višima [Vaño et al 2006, Tsapaki et al 1998, Vaño et al 1998].

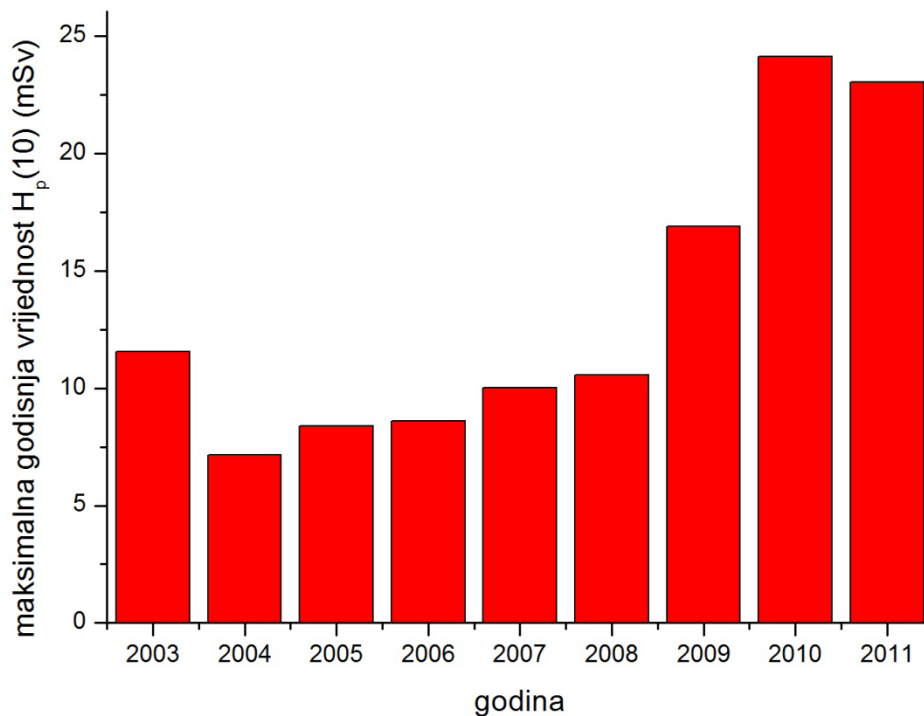
Elektronički dozimetri su se godinama koristili kao dodatni alarm dozimetri i tek su nedavno uzeti u razmatranje kao regularni dozimetri za osobni dozimetrijski nadzor. U tijeku su opsežni projekti koji istražuju domete korištenja aktivnih elektroničkih dozimetara u intervencijskoj radiologiji i kardiologiji [ORAMED 2008-2011]. Nove tehnologije su omogućile proizvodnju dovoljno malih elektroničkih dozimetara, s niskom potrošnjom energije, a istovremeno velikim mogućnostima sakupljanja podataka i svojstvima mjerenja u realnom vremenu.

AEPD-ovi omogućavaju direktno očitavanje i mjerenja u realnom vremenu s funkcijom alarma koji daje upozorenje u mogućim situacijama akcidentalnog izlaganja ionizirajućem zračenju. Takva svojstva omogućuju, samom izloženom profesionalcu i njegovoj osobi odgovornoj za zaštitu od zračenja, provođenje optimizacije izlaganja zračenju što je u medicini od iznimnog značaja, a direktno doprinosi ALARA principu.

Aktivni elektronički osobni dozimetar ALARA OD je korišten zajedno s pasivnim filmskim dozimetrima za mjerenje ukupnog osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ te vremensku

raspodjelu brzine $H_p(10)$ tijekom izlaganja medicinskog osoblja raspršenom rendgenskom zračenju u sklopu provođenja postupaka u intervencijskoj radiologiji (IR) [Prlić et al 2008, Prlić et al 2007]. Intervencijska radiologija je izabrana jer su prema istraživanjima [Al-Haj et al 2004], intervencijski radiolozi najizloženija podgrupa između ostalih subspecijalizacija u dijagnostičkoj radiologiji. Rasponi godišnjih doza koje su primili radiolozi pri intervencijskim postupcima u Republici Hrvatskoj od 2003. do 2011. godine su prikazani na Slici 4.7. Gornji rub histograma označava najveću godišnju vrijednost $H_p(10)$ koja je zabilježena unutar populacije liječnika specijalista intervencijske radiologije. Navedeni podaci dobiveni su iz osobnog dozimetrijskog nadzora korištenjem filmskog i/ili TL dozimetara, a vrijednosti su izračunate analizom podataka baze Državnog zavoda za radiološku i nuklearnu sigurnost.

Iz grafa na Slici 4.7. se vidi prisutnost trenda rasta maksimalnih godišnjih doza unutar populacije intervencijskih radiologa što je direktna posljedica povećanja broja postupaka u intervencijskoj radiologiji. Podaci za prvi kvartal 2012. godine pokazuju da su vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta za neke intervencijske radiologe već premašili maksimalne vrijednosti od prethodne godine. Iz tog razloga nužno je nadograditi osobnu dozimetriju ovih profesionalaca u cilju istraživanja načina njihove izloženosti i optimizacije zaštite u cilju smanjenja efektivne doze.



Slika 4.7. Maksimalne vrijednosti godišnjeg osobnog doznog ekvivalenta za liječnike specijaliste radiologe u Republici Hrvatskoj. Gornji rub pojedinog stupca histograma predstavlja ukupnu vrijednost $H_p(10)$ zabilježenu za liječnika specijalista radiologa u navedenoj godini.

Intervencijska radiologija je najbrže rastuća grana medicine i obuhvaća postupke koji su minimalno invazivni u odnosu na kirurgiju ili neke druge postupke te omogućuju liječenje s bitno kraćim postoperativnim tijekom. Postupci kateterizacije krvnih žila često su vođeni raznim tehnikama snimanja (rendgen ili ultrazvuk) u cilju dijagnosticiranja i liječenja problema s krvnim žilama u tijelu. Tijekom provođenja postupaka u IR operater (OP), povremeno izlaže nezaštićene dijelove svog tijela (ekstremitete) primarnom snopu zračenja, dok je istovremeno njegovo/njezino tijelo izloženo indirektnom raspršenom rendgenskom zračenju. Na Slici 4.8 je prikazana jedna takva situacija kada se tijekom radiološke intervencije ruke liječnika operatera praktički nalaze u snopu rendgenskog zračenja angiografskog rendgenskog uređaja.



Slika 4.8. Fotografija situacije tijekom radiološke intervencije, ruke liječnika radiologa – operatera se nalaze u direktnom snopu rendgenskog zračenja. Rendgenska cijev angiografskog rendgen uređaja je u položaju ispod stola za pacijenta (PA projekcija).

Izvor raspršenog zračenja je pacijent te okolni predmeti i oprema. Uzorak vremenske raspodjele brzine doze kojoj su izloženi profesionalci u IR nije se mogao rekonstruirati od podataka s pasivnim dozimetrima, a nošenje dozimetra samo ispod zaštitne olovne pregače često može dovesti do podcjenjivanja efektivne doze jer ne uključuje doprinose od izlaganja niskoenergijskom raspršenom zračenju koje biva atenuirano olovnom pregačom. AEPD-ovi ALARA OD su neprestalno mjerili i bilježili doze i brzine doze kao funkcije vremena otkrivajući tako jedinstveni zapis profesionalnih doza i uzoraka brzine doze na radnom mjestu tijekom jednog uobičajenog radnog dana. Tijekom mjerenja u dvorani za intervencijsku radiologiju radiološki tim je napravio sedam različitih perkutanih intervencija.

4.2.2. Eksperimentalna metoda

Za mjerenje osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ tijekom postupaka u IR koristili smo AEPD-ove ALARA OD. AEPD-ovi su bilježili ukupnu akumuliranu dozu, početno vrijeme i trajanje svake provedene fluoroskopske ekspozicije rendgenskog zračenja tijekom IR postupaka. AEPD ima dva načina rada (moda). Za potrebe ovog mjerenja postavljen je vremenski

interval sakupljanja impulsa u BG načinu rada na 1h. Da bi AEPD prešao u aktivni (E) način rada postavljen je prag 2 imp/s (prosječne brzine LBG-a variraju od 70-120 nSv/h ili oko prosječno 0,5 imp/min). Po prekoračenju zadane vrijednosti praga AEPD prelazi u E način rada u kojem bilježi vrijeme u sekundama i ukupan broj impulsa na kraju intervala. Na taj način se dobiva detaljan zapis vremenskih nizova primljenih doza. Svi očitani podaci: doze, frakcije ekspozicije, vremenski nizovi frakcija, datumi, ukupne doze, ukupni broj impulsa GM cijevi i ukupno vrijeme mjerenja su bilježeni neprestano.

Podaci s AEPD-a su preneseni na računalo i obrađeni korištenjem ALARA OD računalnog programa.

Mjerenja pozadinskog zračenja provedena su korištenjem RS 131 Reuter Stokes ionizacijske komore pod visokom tlakom. Korišten je težinski faktor za rendgensko zračenje $w_T = 1$. AEPD-ovi su bili usklađeni i umjereni za mjerenje LBG-a te posebno za energije od oko 70 keV, što je standardno umjeravanje za uobičajene angiografske jedinice koje se koriste u intervencijskoj radiologiji [IAEA 1999a, Prlić et al 2006]. Prije samog eksperimenta provedena su mjerenja u sklopu postupaka za kontrolu kvalitete (QC) korištenog rendgenskog uređaja koji se koristi za postupke u IR. Način rada i karakteristike korištenog angiografskog rendgen uređaja i izvješće o provedenoj QC dane su u Prilogu 1. Provjerena je stabilnost visokog napona, doza u snopu, razlučivanje, kontrast te doze u prostoru oko rendgenskog uređaja.

Korišteni su mjerni uređaji: mjerač brzine doze Thermo Eberline FH 40 G1-10, multimetar RTI Electronics BARRACUDA, test objekti za određivanje razlučivosti Victoreen 07-601 i 07-619, University of Leeds TOR 18FG, test fantomi, aluminijska ploča 20x20x1 cm i bakrena ploča 15x15x0,1 cm.

U ovom eksperimentu, oprema i pacijenti su smatrani izvorima sekundarnog zračenja – raspršenog rendgenskog zračenja.

Provedeni postupci su obuhvaćali perkutane revaskularizacije zdjelice i gornjih arterija noge.

4.2.3. Rezultati i diskusija

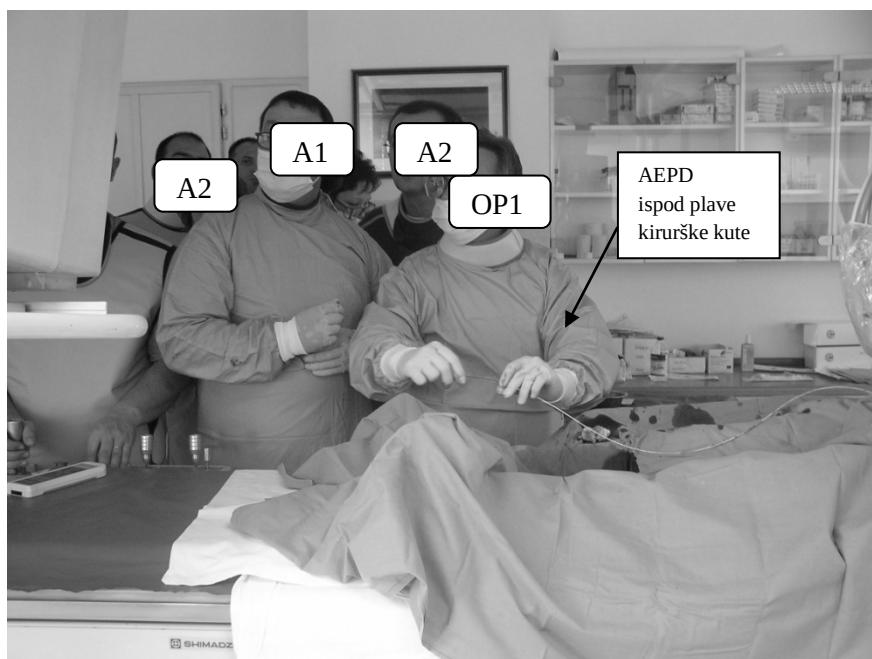
Tijekom provođenja postupaka u IR četiri člana medicinskog tima su nosili AEPD-ove ALARA OD kao dodatne dozimetre [Tsapaki et al 2004, Vaño et al 1998, WHO 2000]. Slika

4.9 prikazuje položaj AEPD-a koji je kod svih sudionika u eksperimentu bio zalijepljen na zaštitnu pregaču, s lijeve strane prsišta [Vaño et al 1998, ICRP 2000, Vaño et al 2011].



Slika 4.9. Položaj AEPD-a s vanjske strane zaštitne olovne pregače

AEPD je postavljen s vanjske strane zaštitne pregače jer je to jedini način da se zabilježe stvarne brzine doze kojima su izloženi nezaštićeni dijelovi tijela, a i da se odredi koju bi vrijednost $H_p(10)$ izloženi liječnici primili u slučaju nenošenja zaštitne pregače što se povremeno događa. Tijekom promatranog radnog dana četiri specijalista intervencijske radiologije su izvela ili sudjelovala u sedam procedura intervencijske radiologije od kojih je svaka trajala najmanje 30 minuta (Tablica 4.4.). Njihov raspored tijekom prve procedure prikazan je na Slici 4.10.



Slika 4.10. Raspored specijalista pri provođenju prve intervencijske procedure (I)

Tablica 4.4. Raspored intervencijskih postupaka za jednog specijalista intervencijske radiologije koji je nosio AEPD br. 00204. Za svaki postupak je naznačena njegova uloga

IR postupak	vrijeme provođenja IR postupka (h)	uloga specijalista u IR postupku	trajanje rada AEPD-a u E načinu rada (u sekundama)	položaj AEPD-a
	0:54 - 9:00			G *
I	9:15 - 9:55	OP1	245	P**
II	10:20 - 11:10	A1	62	P
III	11:20 - 12:55	A1	15	P
IV	13:10 - 13:45	A2	4	P
	13:55 - 16:00	pauza za ručak		G
V	16:05 - 16:55	OP1	313	P
VI	17:20 - 18:57	A1	15	P
VII	19:10 - 19:55	OP1	198	P
	20:00 - 00:26			G

*G – garderoba

**P – zalijepljen s prednje strane olovne pregače

Tijekom radnog dana specijalisti su izmjenjivali uloge na IR postupcima: od vodećeg radiologa (OP1) do asistenta vodećem radiologu u prvom redu (A1). Na položaju OP1 primljene doze su varirale od 4 do 7,5 μ Sv po IR postupku dok su na položaju A1 primljene doze iznosile od 0,3 do 1,4 μ Sv po IR postupku. U ostalim IR postupcima specijalisti su sudjelovali kao promatrači (A2), i dalje pokraj operacijskog stola, ali u drugom redu, iza OP1

i A1. U slučaju kada su radili kao promatrači zabilježene su vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta od 0,1 do 0,3 μSv po IR postupku.

Jedan dodatni AED je bio postavljen u kontrolnu sobu koja je adekvatno zaštićena [NCRP 2004] od raspršenog zračenja korištenjem zaštitnog betonskog zida i zaštitnog prozora s olovnim staklom. Zaštita od zračenja za kontrolnu sobu je provedena na način da se radom i boravkom u tom prostoru ne može primiti godišnji osobni dozni ekvivalent veći od 1 mSv [ICRP 1990, UNSCEAR 2000]. Svi AEPD-ovi su pokrenuti u 01:00 h (± 5 minuta), do prve IR intervencije su bili zalijepljeni na zaštitne olovne pregače koje su bile smještene u liječničkoj garderobi). Cilj ranijeg pokretanja AEPD-ova je usklađivanje s mjerenjima pozadinskog zračenja dobivenih s RS 131 ionizacijskom komorom. Na taj način smo, kao i u 4.1. proveli umjeravanje na LBG i dobili set osobnih dozimetara koji su imali usklađeni odziv na LBG. Specijalisti intervencijske radiologije su u 8:00 h stavili zaštitne olovne pregače koje su nosili tijekom svih IR postupaka, osim za trajanja dnevnog odmora za ručak (oko 2 h). Za to vrijeme su pregače bile obješene u liječničkoj garderobi odjela za intervencijsku radiologiju. Glavni radiolog (OP1) je izveo tri intervencije perkutane revaskularizacijske terapije, koje su bile različitog trajanja, i sudjelovao u ostale četiri bilo u ulozi A1 ili A2 ili je bio izvan operacijske sale (kao što je navedeno u Tablici 4.4.)

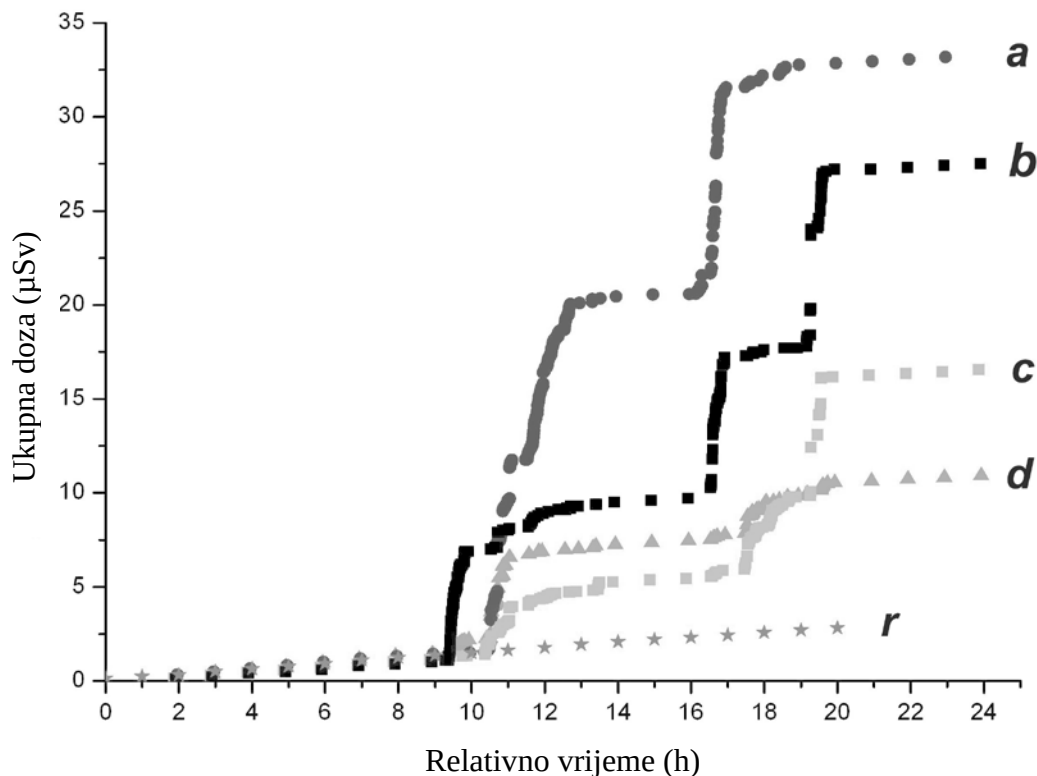
Kao što se vidi iz Tablice 4.4. u prijepodnevnoj smjeni obavljene su 4 IR postupka s početkom 9:15 h sve do 13:45 h, i 3 u poslijepodnevnoj smjeni, od 16:05 h do 19:55 h. Pauza s ručkom je trajala od 13:55 h to 16:00 h. Za vrijeme kada nisu provedeni IR postupci AEPD-ovi su mjerili lokalno pozadinsko zračenje (od 01:00 do 00:30 sljedećeg dana).

Ukupan broj izmjerenih impulsa po dozimetru, koje su zabilježili AEPD-ovi tijekom mjerenja, je pokazivao velike razlike: od 1467 na položaju u kontrolnoj sobi do relativno širokog raspona zabilježenog kod nadziranog medicinskog osoblja od 3017 do 11332 impulsa. Odgovarajuće vrijednosti $H_p(10)$ za prethodno navedeni broj impulsa bi bile redom 4,4, 10,9 i 33,2 μSv . Prikaz sažetka podataka očitanih s ALARA uređaja br. 02204 koju je nosio glavni radiolog prikazan je u Tablici 4.5.

Tablica 4.5. Sažeti podaci o očitavanju s AEPD-a ALARA br. 02204 koji je bio zalijepljen na olovnu pregaču glavnog IR specijalista. Navedeni specijalist sudjelovao je u svih 7 IR postupaka.

ALARA OD br. 02204	
Korisnik	IR (operator b na Slici 4.11.)
Početno vrijeme	28. rujna 00:54:00
Vrijeme očitavanja	29. rujna 00:26:00
Ukupna doza	27,6 μ Sv
Ukupan broj impulsa	8295
Ukupno vrijeme rada	23 h 28 min

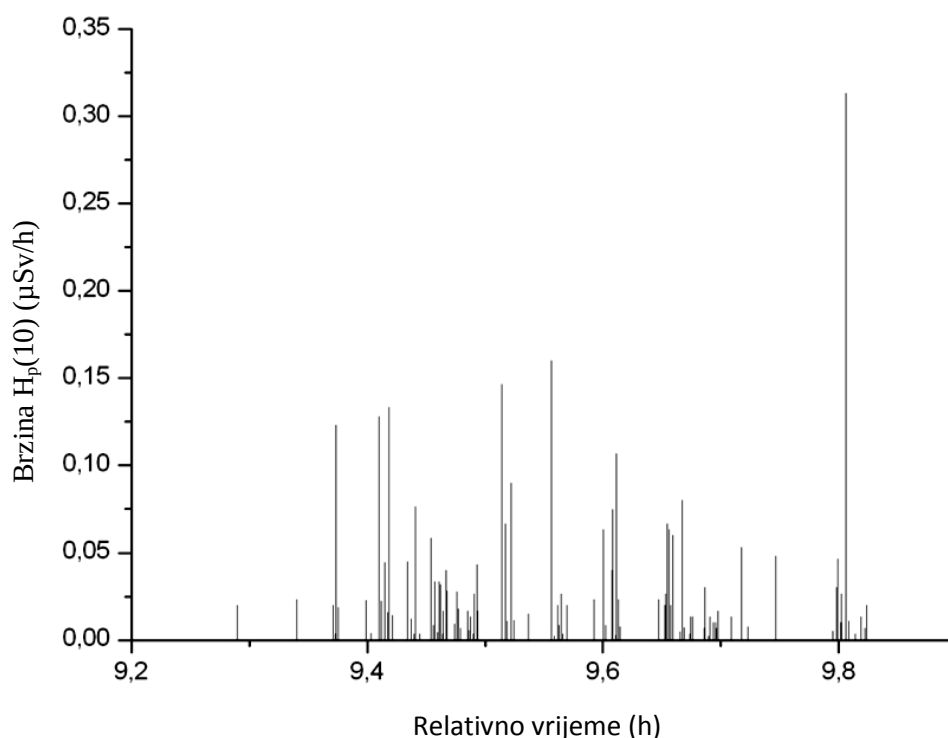
Slika 4.11. pokazuje dobivene vrijednosti krivulje vremenski ovisne doze za različite AEPD-ove označeni su slovima a, b, c, d, i r, svih aktivnih dozimetara korištenih pri eksperimentu. Najniža krivulja (r) predstavlja očitavanje u kontrolnoj sobi. Krivulja pokazuje približno linearni porast akumulirane doze u vremenu do iznosa 4,4 μ Sv, što je i u skladu s izloženošću samo LBG-u. Analizom izlaznih podataka tog AEPD-a vidi se da nije zabilježen rad u aktivnom načinu rada E već je cijelo vrijeme uređaj radio samo u BG načinu rada. Na taj način je potvrđeno da je kontrolna soba odgovarajuće zaštićena od raspršenog rendgenskog zračenja. Potpuno drugačije podatke zabilježili su AEPD-ovi nošeni sa strane medicinskog osoblja.



Slika 4.11. Podaci o ukupnoj dozi koje su zabilježili AEPD-ovi korišteni u mjeranjima tijekom 24h unutar kojeg je izvedeno 7 postupaka intervencijske radiologije. Krivulje označene s **a**, **b**, **c** i **d** su vrijednosti zabilježene AEPD-ovima koje su nosili intervencijski radiolozi i koje su radile i u BG načinu rada i u E načinu rada. Krivulja označena s **r** predstavlja vrijednosti koje je zabilježio AEPD koji je cijelo vrijeme mjerenja radio u BG načinu rada na položaju u kontrolnoj sobi radiološkog odjela. Nula na vremenskoj skali označava početak rada 00:55 h.

Njihove (a, b, c i d) krivulje vremenske ovisnosti ukupne primljene doze imaju nekoliko skokova tj. stepenasto ponašanje. Svaki skok predstavlja brzi porast ukupne doze što je posljedica izloženosti zračenju tijekom postupaka u IR. Postupci u intervencijskoj radiologiji su ili fluoroskopski što znači da rendgenska cijev radi kontinuirano (ili u pulsnom režimu kod novijih angiografskih rendgen uređaja) dok glavni operater drži prekidač uključenim ili radi u cine¹⁶ načinu. Krivulja označena s r predstavlja podatke s AEPD-a koji je bio smješten u kontrolnoj sobi i prikazuje kontinuirani prirast doze samo od pozadinskog zračenja (LBG).

¹⁶ Način rada angiografskog rendgenskog uređaja, detaljnije objašnjeno u Prilogu 1.



Slika 4.12. Brzina doze koju je AEPD koji je nosio OP1 zabilježio tijekom prvog postupka IR koji je bio prema rasporedu danom u Tablici 4.4. Zabilježeno je 99 vremenskih intervala kada je AEPD radio u E načinu rada. Vrijednosti izračunate brzine doze tijekom E načina rada prikazane su stupcima i odgovaraju vremenu kada je dijaskopija bila uključena. Ukupno vrijeme trajanja fluoroskopije je bilo 245 s.

Na Slici 4.12. dan je grafički prikaz dijela podataka iz AEPD-a kojeg je nosio OP1, a zabilježenih tijekom prvog IR postupka (I) na rasporedu tog dana koji je započeo u 9:15. Prikazane su brzine doze bez brzine doze LBG-a tijekom trajanja zahvata. U E načinu rada se bilježi i vrijeme koliko dugo je dozimetar bio aktivan i koliko je tada impulsa sakupio pa se na temelju tih podataka i može izračunati pripadajuća brzina doze kao:

$$\text{—} \quad (4.2)$$

gdje je M_E broj sakupljenih impulsa AEPD-a za vrijeme intervala kada je radio u E načinu rada, t_E trajanje intervala kada je dozimetar radio u E načinu rada, k umjerni koeficijent za energije raspršenog zračenja rendgenskog uređaja.

Vremenska koordinata određenog intervala je pozicionirana na samom kraju intervala.

Razmatrajući brzine doznog ekvivalenta vidi se da one nisu jako visoke (maksimalno do 320 nSv/h), ali ako se uzme ukupan broj izlaganja tj. fluoroskopiranja (99 samo tijekom prvog intervencijskog postupka) onda se ukupna doza od 5 μ Sv ne može zanemariti. Analizirajući graf na Slici 4.12. koji prikazuje aktiviranje fluoroskopije tijekom prve IR procedure (I) može se vidjeti da OP(1), čija je ukupna doza prikazana na krivulji (b) na Slici 4.11., tijekom IR postupka često fluoroskopira što se može smatrati njegovim karakterističnim terapijskim pristupom ili „stilom rada“ za određeni vaskularnu terapijski postupak. Tijekom trajanja prvog IR postupka (40 min) ukupno vrijeme fluoroskopije je bilo 245 sekundi što čini 12% ukupnog vremena te intervencije.

Tijekom cijelog perioda nošenja AEPD-a (23,5 h) ukupna zabilježena ekvivalentna doza za OP1 bila je 27,6 μ Sv što se može smatrati niskom izloženošću rendgenskom zračenju. Navedena doza bila je primljena u 283 slučajne frakcije tj. fluoroskopiranja – AEPD je tada radio u E načinu rada. Ako se analiziraju primljene doze po IR postupku dolazi se do vrijednosti 4 – 7,5 μ Sv po postupku što možemo ekstrapolirati (na temelju prosjeka od oko 800 IR postupaka po specijalistu godišnje) na godišnje vrijednosti 3,2 – 6 mSv što su i uobičajene vrijednosti za intervencijske radiologe prema dugogodišnjoj bazi podataka o osobnoj dozimetriji Instituta za medicinska istraživanja i medicinu rada. Dobivene vrijednosti su i u skladu s literaturnim podacima za intervencijske radiologe u vaskularnim IR postupcima [Tsapaki et al 2004, Siiskonen et al 2008, WHO 2000].

Kao kontrolne dozimetre, toga dana, svi radiolozi su nosili dodatne filmske dozimetre, ali na njima zabilježena doza se nije mogla ispravno interpretirati jer je bila niža od praga detekcije (85 μ Sv). Tu se osobito vidi prednost AEPD-a ALARA OD jer omogućuje mjerenje i bilježenje akumulirane doze kao funkcije vremena, u rasponu od vrlo niskih do niskih doza, u intervalima za koje pasivni dozimetri daju iznimno nepouzdan rezultate. Naime, kod pasivnih dozimetara za kratka vremena izlaganja vrlo niskim ili niskim dozama teško je odrediti vrijednost osobnog doznog ekvivalenta koji se može smatrati statistički pouzdanim i razlučiti od pozadinskog zračenja.

Prethodno navedena rasprava navodi na zaključak da AEPD ALARA OD se može koristiti kao dodatni osobni dozimetar za provođenje preciznijeg osobnog dozimetrijskog nadzora u odnosu na pasivne dozimetre, film ili TLD. Mogućnost razlučivanja doprinosa izlaganju od profesionalne izloženosti u odnosu na LBG u bilo kojem trenutku tijekom nošenja dozimetra daje potpuno novi pristup u osobnoj dozimetriji. Štoviše, po prvi put je omogućeno selektivno

retrospektivno određivanje doze koju izloženi profesionalac primi unutar zasebnog IR postupka ili nekog drugog postupka kada je bio izložen ionizirajućem zračenju tijekom mjernog perioda. Na taj način moguće je provoditi retrospektivnu dozimetriju za bilo koji vremenski interval (prozor) unutar perioda nošenja.

Kao što je i prije navedeno intervencijski radiolozi su najizloženiji subspecijalisti u području medicinske radiologije. Razvojem tehnologije i novih metoda intervencijske radiologije ti profesionalci su sve više izloženi zračenju i ovakav pristup istraživanju njihove izloženosti omogućava dodatna poboljšanja provedbe i optimizacije zaštite od zračenja. Također, postoje i liječnici drugih specijalizacija koji također provode postupke karakteristične za intervencijsku radiologiju, ali koji nisu unutar radioloških odjela i čiji rad se često ne prepoznaje kao profesionalna izloženost zračenju. Monitoring njihovog rada korištenjem AEPD-ova bi ih mogao nedvojbeno karakterizirati kao izložene profesionalce i dati vremensku sliku njihove izloženosti [WHO 2000, Prlić et al. 2006, Prlić et al 2002, Prlić et al 2005, Prlić et al 2007]

Podaci o ukupnoj dozi te brzini doze dobiveni tijekom pojedinog IR postupka bi mogli biti vrlo korisni pri raspravi o tzv. Linear Non Threshold modelu (LNT) čija je pretpostavka da su učinci ionizirajućeg zračenja proporcionalni primljenoj dozi te da nema praga za koji se takvi učinci počinju javljati.

4.2.4. Zaključak

Vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta za profesionalno izloženo medicinsko osoblje koje je provodilo postupke u intervencijskoj radiologiji u području zdjelice i gornjih arterija noge prema literaturi variraju u širokom rasponu od 0,2-18,8 μSv po postupku [Carabajo et al 2004]. Također, isti tip operacije ovisno o pacijentu te iskustvu operatera može znatno varirati u trajanju i broju fluoroskopiranja. S obzirom na relativno kratka vremena trajanja pojedine operacije, te izloženosti vrlo niskim i niskim dozama, uporaba pasivnih dozimetara nije praktična jer ne omogućava dobivanje pouzdanih podataka. Stoga smo u cilju poboljšanja i nadogradnje zaštite profesionalno izloženih osoba u medicini proveli preciznija i pouzdanija mjerenja njihove izloženosti raspršenom rendgenskom zračenju za uobičajene postupke u IR. Iako su izmjerene doze u području niskih doza s obzirom na sve veći broj postupaka u IR vrlo je moguće da će godišnje doze pojedinih operatera u takvim postupcima se približiti ili čak

dosegnuti preporučene godišnje granice. Stoga je iznimno važno koliko je god moguće unaprijediti i optimizirati zaštitu takvih profesionalaca.

Pokazano je jedinstveno svojstvo osobnog elektroničkog dozimetra ALARA OD da zasebno mjeri lokalno pozadinsko zračenje (BG način rada) dok istovremeno može bilježiti dodatno zračenje koje je povišeno u odnosu na pozadinsko (najčešće dvostruko više od LBG-a). Na taj način je aktivni elektronički dozimetar ALARA OD zabilježio sve dijelove profesionalne izloženosti medicinskog osoblja tijekom provođenja postupaka u IR.

U trenutku publiciranja ovih rezultata [Prlić et al 2007, Prlić et al 2008] ovakva očitavanja s aktivnih dozimetara su bila potpuni novitet i novi literaturni podatak. Podaci o vremenskoj raspodjeli brzine doze sa detaljima o trenutku, trajanju ekspozicije te pripadajućoj brzini doze za postupke intervencijske radiologije dobiveni korištenjem aktivnih osobnih dozimetara su dali potpuno novi pristup modernoj dozimetriji [Ginjaume 2011]. Primjena AEPD-a ALARA OD na sličan način može dati prikaz karakterističnog uzorka brzine doze u vremenu za bilo koji tip postupka u intervencijskoj radiologiji ili drugim poljima medicine gdje se profesionalci tijekom rada izlažu rendgenskom zračenju.

4.3. Ostali primjeri mjernih rezultata dobivenih uporabom AEPD-ova ALARA OD za različite profesije

U cilju istraživanja adekvatnosti primjene AEPD-a ALARA OD kao osobnog dozimetra koristili smo ga kao dodatni osobni dozimetar za radnike koje rade uz rendgenske uređaje u medicini i industriji.

4.3.1. Uporaba AEPD- a ALARA OD za osobnu dozimetriju liječnika specijalista u urologiji

Do prije dvadesetak godina u urologiji su se rendgenski uređaji koristili samo u svrhu dijagnostike, a danas je sve više uroloških intervencija koje se provode uz uporabu fluoroskopskog rendgen uređaja. Liječnici specijalisti urolozi koji provode urološke intervencijske zahvate uz korištenje rendgenskog uređaja su tijekom tih postupaka izloženi i direktnom i raspršenom zračenju na sličan način kao i intervencijski radiolozi. Podaci iz

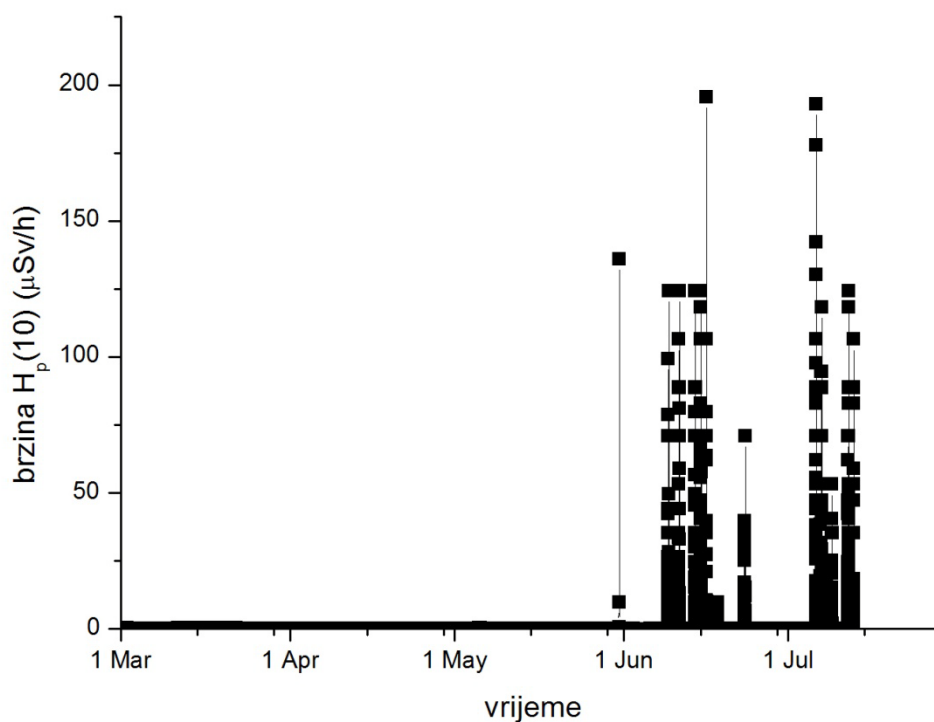
literature [Hellawell et al 2005, Kumar 2008] o njihovoj izloženosti govore da operater tijekom tipičnih procedura primi efektivnu dozu i do 50 μSv dok su doze na ekstremitetima 12 μSv na donjem dijelu noge, oko 6 μSv na stopalu, 2 μSv na razini oka i 3 μSv za ruke. Navedene vrijednosti iz literature su dobivene korištenjem TLD-ova ili uređaja za određivanje ambijentalnog doznog ekvivalenta $H^*(10)$.

Za uvid u vremensku raspodjelu doze i brzine doze kojima je tijekom uroloških intervencija izložen liječnika specijalist urolog korišten je AEPD ALARA OD zajedno s dodatnim TLD-om (koji se zamjenjivao novim TL dozimetrom zajedno s redovnim TLD-om nakon jednog mjesečnog razdoblja) tijekom razdoblja od 5 mjeseci kao dodatni dozimetri uz redovne TL dozimetre. Redovni TL dozimetar je nošen na prsištu ispod zaštitne olovne pregače, a AEPD zajedno s dodatnim TLD-om je nošen iznad zaštitne olovne pregače, a ispod jednokratne kute koja se koristi tijekom operacije.

AEPD je bio posebno umjeren za potrebe mjerenja u raspršenom zračenju korištenog rendgen uređaja. Da bi odredili umjerne koeficijente uređaja prvo je izračunat prosjek broja impulsa/h tijekom vremena kada liječnik nije nosio dozimetar već je bio zajedno s redovnim TLD-om u liječničkoj sobi. Periodi integriranja impulsa AEPD-a u BG načinu rada su bili postavljeni na 8 h. Prosječna vrijednost broja impulsa na sat dok je AEPD radio u BG načinu rada je bio 53,2 imp/h što je za prosječnu vrijednost brzine LBG-a, mjerenu umjerenim uređajem Thermo Eberline FH 40 GL 10, od 154 nSv/h dalo umjerni koeficijent 2,9 nSv/imp.

Za izračun umjernog koeficijenta za raspršene energije rendgenskog zračenja provedeno je paralelno mjerenje brzine doze raspršenog zračenja s ALARA OD dozimetrima i RS 131 Reuter Stokes ionizacijskom komorom pod visokim tlakom. Nakon oduzimanja brzine LBG-a (broja impulsa/h) dobivena je prosječna vrijednost umjernog koeficijenta 0,0099 $\mu\text{Sv/imp}$ koje je primjenjeno na sva mjerenja dobivena u E načinu rada dozimetra.

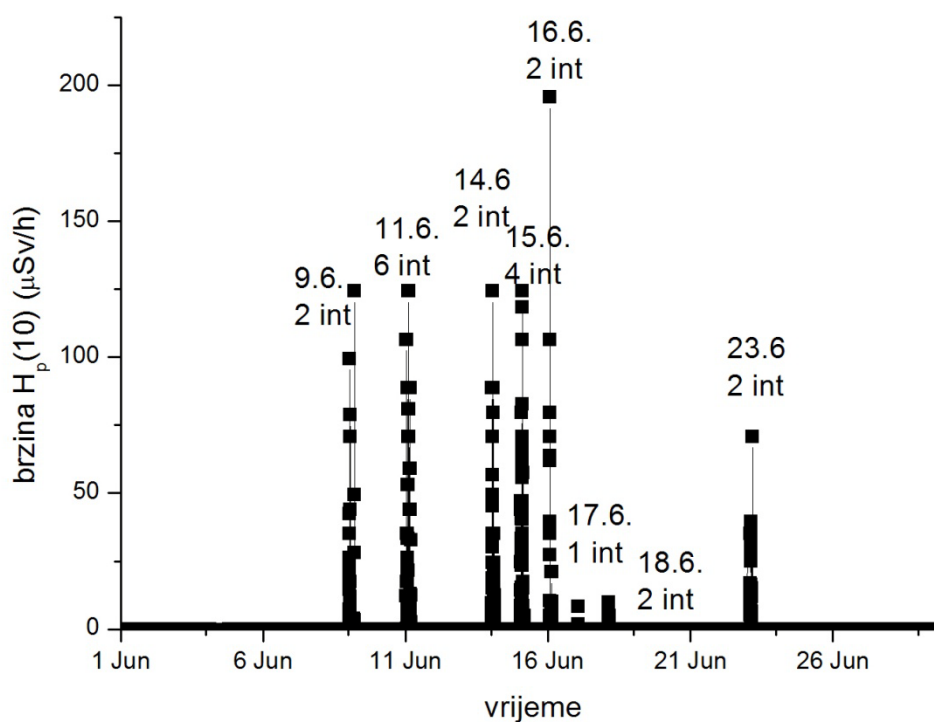
Prikaz vremenske raspodjele brzine osobnog doznog ekvivalenta tijekom cijelog vremena nošenja AEPD-a je dan na Slici 4.13.



Slika 4.13. Vremenska raspodjela brzine doze mjerena AEPD-om ALARA OD koji je nosio specijalist urolog

Analiza grafa na Slici 4.13. pokazuje da liječnik urolog nije radio u zoni zračenja tijekom ožujka i travnja, dok su urološke intervencije uz rendgenski uređaj obavljane krajem svibnja, tijekom lipnja i srpnja. Iz podataka dobivenih elektroničkim dozimetrom vidi se da je liječnik bio izložen brzinama doze do 200 $\mu\text{Sv/h}$, s obzirom na specifičnosti uroloških intervencija samo trajanje ekspozicije je bilo u rasponu 1-3 s pri čemu je najveći broj ekspozicija bio u trajanju 1s.

Vremenska raspodjela brzine doze tijekom izloženosti raspršenom rendgenskom zračenju, samo za mjesec lipanj, prikazana je na Slici 4.14. Urološke intervencije su obavljane unutar 8 dana, ukupno 21 intervencija. Broj ekspozicija po intervenciji je bio u rasponu 1-70. Od svih izvršenih uroloških intervencija najveća doza za jednu intervenciju u iznosu 10,2 μSv primljena je 15. lipnja.



Slika 4.14. Vremenska raspodjela brzine doze tijekom lipnja. Za svaki datum je označen ukupan broj intervencija tijekom tog dana

Podaci o ukupnoj primljenoj dozi tijekom 5 mjeseci nošenja elektroničkog dozimetra prikazani su u Tablici 4.6. Dani su podaci za mjesečna očitavanja AEPD-a, dodatnog TL dozimetra uz AEPD te redovnog TL dozimetra.

Tablica 4.6. Podaci o vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta izmjereni korištenjem aktivnog elektroničkog dozimetra i dodatnog TL dozimetra te redovnog TL dozimetra

vrijednosti $H_p(10)$ za jedno mjerno razdoblje (μSv)					
mjerni period (mjesec)	ožujak	travanj	svibanj	lipanj	srpanj
AEPD	0	0	18	97	27
TLD dodatni	0	0	0	109	0
TLD redovni	0	0	0	0	0

Iz Tablice 4.6. se može uočiti da postoji razlika u dozama zabilježenim AEPD-om i dodatnim TLD-om uz njega. Naime, pri mjerenju TLD-ovima sve doze vrijednosti ispod $85 \mu\text{Sv}$ se bilježe kao 0 jer je $85 \mu\text{Sv}$ donja granica detekcije tj. sve doze ispod te vrijednosti su u području unutar kojeg TLD sustav ne mjeri pouzdano odnosno ima veliku mjernu nesigurnost. Upravo iz tog razloga korištenje AEPD-a za mjerenje doze i brzine doze pri pojedinoj intervenciji je iznimno praktično jer omogućava retrospektivno izračunavanje frakcija izloženosti čak i za vrlo niske doze. Iako je liječnik specijalist urolog bio izložen trenutačnim brzinama doze i do 200 Sv/h ukupna trajanja takvim izloženostima su bila kratka (1-3 s) što se i vidi prema ukupnom iznosu primljenih doza. Ukupna doza po urološkom intervencijskom postupku varira ovisno o složenosti postupka, broju projekcija snimanja, karakteristikama pacijenta, stručnosti liječnika, zaštitnim sredstvima te izlaznim parametrima rendgenskog uređaja. Uporaba AEPD-a u ovakvim slučajevima pokazala se iznimno praktičnom jer smo dobili uvid u način izlaganja liječnika u intervencijskoj urologiji koji se, iako se koristi isti tip rendgen uređaja, znatno razlikuje u trajanju ekspozicija i maksimalnim brzinama doze od onog u intervencijskoj radiologiji.

4.3.2 Uporaba AEPD-a ALARA OD za nadzor radnika koji koriste metode testiranja bez razaranja (NDT) u brodogradnji

Metode testiranja bez razaranja (NDT eng. *non destructive testing*) predstavljaju široku grupu analitičkih tehnika za određivanje svojstava materijala bez njegovog razaranja. Između ostalih metoda koje se koriste vrlo često su to radiološke metode koje uključuju uporabu industrijskih rendgenskih uređaja za provjeru svojstava materijala, kvalitetu varova i slično.

Ovisno o tipu ispitivanja i predmetu ispitivanja koriste se fiksni ili mobilni rendgenski uređaji. Fiksni industrijski rendgen uređaj uglavnom je smješten unutar specijalno uređenog prostora (defektoskopska stanica) za provedbu željenih ispitivanja koji zadovoljava zahtjeve za dizajnom i zaštitom od zračenja [IAEA 1999b] i osobe koje rade s njim uglavnom su izvan područja izloženosti tako da najčešće ili nisu pod dozimetrijskim nadzorom ili i ako jesu, njihove doze su uglavnom ispod praga detekcije.

Za razliku od njih radnici koji koriste mobilni rendgenski uređaj za ispitivanje karakteristika materijala su često, izloženi raspršenom tvrdom rendgenskom zračenju. Prema literaturi [Currian et al 2004] godišnja vrijednost osobnog doznog ekvivalenta tih radnika je u rasponu 0,1 - 9,4 mSv. Naime, kada se mobilni uređaj koristi u radnom prostoru na brodu (paluba, unutrašnjost broda), kada nije fizički moguće postaviti dodatnu zaštitu, tijekom intenzivnog rada, radnici su izloženi trenutnim brzinama doze čak i do 500 $\mu\text{Sv/h}$. Snimanja neke zone koja se ispituje traju od 5-10 minuta ovisno o složenosti pristupa području ispitivanja. Pri svome radu radnici obično ne koriste zaštitne olovne pregače, a osobne dozimetre nose na lijevoj strani prsišta, u džepu zaštitnog kombinezona.

Za potrebe ispitivanja prikladnosti korištenja aktivnih elektroničkih dozimetara ALARA OD, kao osobnih dozimetara, kod radnika koji rade ispitivanje varova korištenjem pokretnih rendgenskih uređaja u brodogradnji, jedan radnik je nosio AEPD ALARA OD zajedno s redovnim TL dozimetrima tijekom šestomjesečnog razdoblja. Naime, ispitivanje materijala pokretnim rendgenskim uređajem izvan defektoskopske stanice se obavlja prema potrebama posla tako da smo tijekom tog razdoblja „uhvatili“ dva skupa takvih NDT ispitivanja. Prvi skup je bio 10. kolovoza, a drugi skup 4-6. siječnja. Detalji o vremenu rada, broju ekspozicija i njihovom trajanju prikazani su u Tablici 4.7. Korišten je pokretni rendgenski uređaj Eresco 42 MF4 nominalnog napona cijevi 200 kV čiji su detalji načina rada opisani u Prilogu 1. Jedan radnik usmjerava pokretnu jedinicu rendgen uređaja (rendgenska cijev) prema

predmetu ispitivanja, a drugi na udaljenosti koja je ograničena poveznim kablovima upravlja upravljačkim uređajem. Slučaj kada je radnik u neposrednoj blizini rendgenske cijevi predstavlja najgori mogući slučaj izlaganja raspršenom rendgenskom zračenju.

Tablica 4.7. Podaci o periodima kada su obavljena NDT ispitivanja, dobiveni korištenjem ALARA OD osobnih elektroničkih dozimetara.

datum NDT ispitivanja	početak – završetak	broj ekspozicija	raspon trajanja ekspozicija (s)
10. kolovoza	17:31:55 – 19:35:38	63	1-26
4. siječnja	07:15:08 – 07:59:54	52	1-12
5. siječnja	07:33:04 – 09:56:47	329	1-22
6. siječnja	06:14:39 – 07:04:08	87	1-7

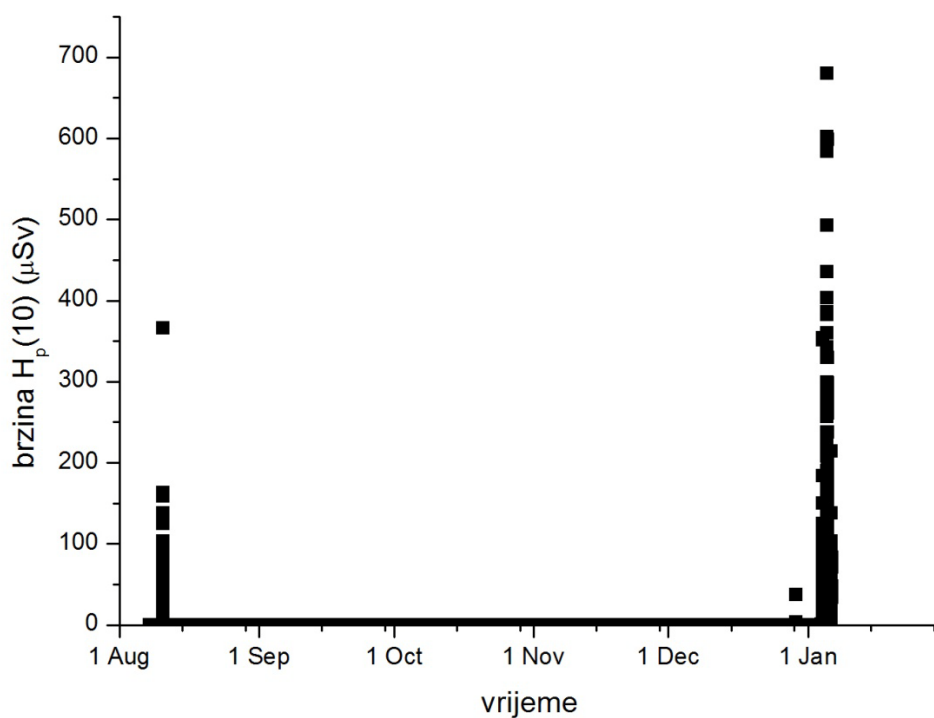
Kao što se vidi iz Tablice 4.7. prvi skup ispitivanja u kolovozu je bio tijekom popodnevne smjene jer je to vrijeme kada ostali radnici nisu u blizini prostora gdje se vrši ozračivanje. Napravljene su 63 ekspozicije koje su trajale od 1 do 26 sekundi. Drugi skup ispitivanja bio je 4 – 6. siječnja. Ispitivanja su obavljena u jutarnjim satima, pri čemu je najduže, s najvećim brojem ozračivanja bilo ono 5. siječnja kada je napravljeno ukupno 329 ekspozicija od kojih je najduža trajala 22 s.

Tijekom razdoblja kada nisu provođena NDT ispitivanja AEPD je mjerio samo pozadinsko zračenje (BG način rada). Pri mjerenju LBG-a prosječno je zabilježeno 38 imp/h što je za prosječnu vrijednost brzine LBG-a od 90 nSv/h dalo umjerni koeficijent za LBG od 2,36 nSv/imp.

Da bi izračunali umjerni koeficijent za raspršene energije rendgenskog zračenja provedeno je paralelno mjerenje brzine doze raspršenog zračenja s ALARA OD dozimetrima i umjerenim mjerачem brzine doze Thermo Eberline FH 40 GL. Nakon oduzimanja brzine LBG-a (broja impulsa/h) dobivena je prosječna vrijednost umjernog koeficijenta 0,0066 μ Sv/imp koje je primjenjeno na sva mjerenja dobivena u E načinu rada dozimetra.

Na Slici 4.15. prikazana je vremenska raspodjela brzine osobnog doznog ekvivalenta (bez pozadinskog zračenja) dobivena korištenjem ALARA OD osobnog elektroničkog dozimetara za radnika koji je radio s pokretnom jedinicom rendgenskog uređaja za defektoskopiju za

kontrolu varova u brodogradilištu tijekom cijelog perioda nošenja elektroničkog dozimetra. Maksimalna zabilježena vrijednost brzine osobnog doznog ekvivalenta je 680 $\mu\text{Sv/h}$ u trajanju od 2s. Između dva skupa NDT ispitivanja nije bilo zabilježenih porasta brzine doze iznad LBG-a.

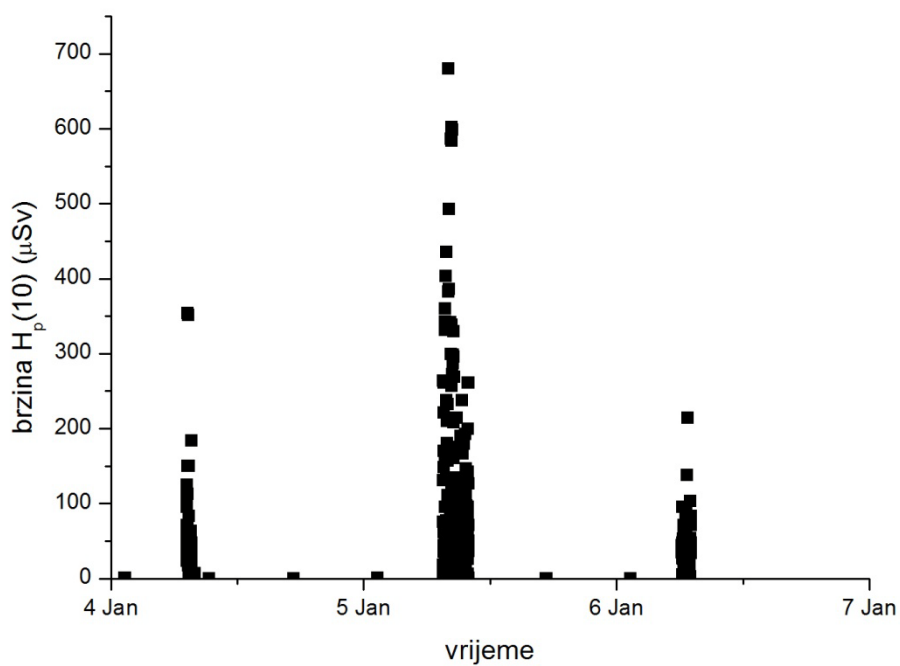


Slika 4.15. Prikaz brzine doze u vremenu koji je zabilježio AEPD ALARA OD za radnika koji radi s rendgenskim uređajem za defektoskopiju tijekom cijelog perioda nošenja dozimetra. Tijekom prvog seta ispitivanja 10. kolovoza ukupno vrijeme ekspozicije je bilo 177s, a tijekom drugog seta 4-6. siječnja 1074 s.

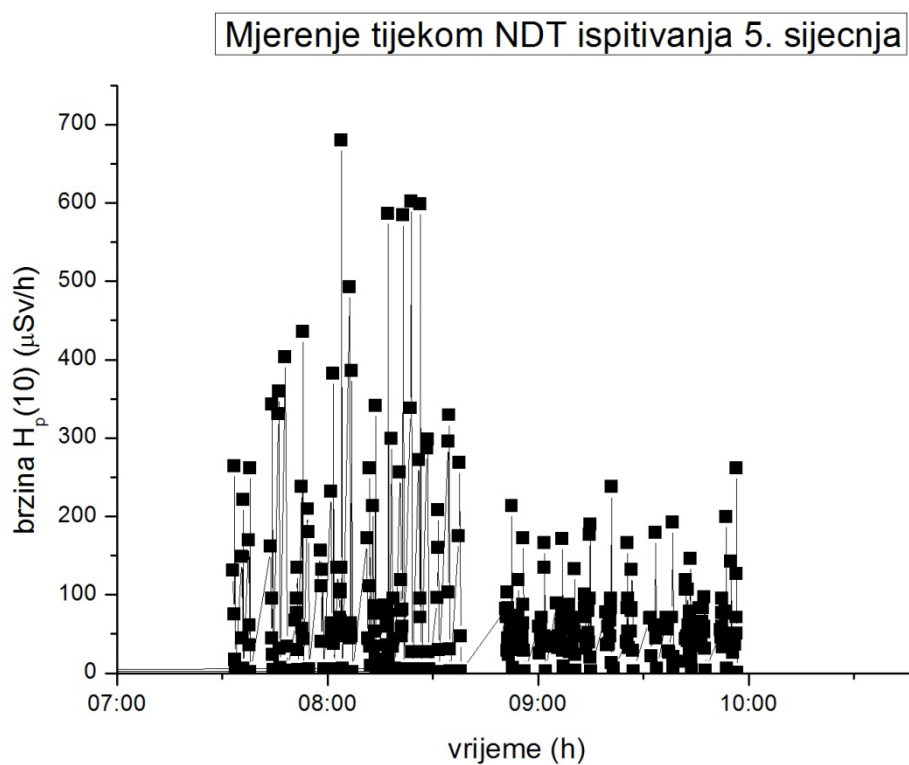
Na Slici 4.16. prikazan je period 4 – 6. siječnja te zasebno 5. siječanj kada je napravljen najveći broj ekspozicija. Tijekom ta tri dana ukupno je napravljeno 468 ekspozicija u ukupnom trajanju 1074 s (17 min 54 s).

Kao što se vidi iz Slika 4.15. i 4.16. korištenjem ALARA OD osobnih elektroničkih dozimetara dobiven je jedinstven prikaz vremenske raspodjele brzine doze kod radnika koji provodi NDT ispitivanja. Također, moguće je rekonstruirati točno vrijeme i trajanje svake pojedine ekspozicije.

(a)



(b)



Slika 4.16. Vremenska ovisnost brzine osobnog doznog ekvivalenta (a) tijekom drugog skupa NDT ispitivanja te (b) zasebno vrijednosti zabilježene samo 5. siječnja.

Vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ dobivenog korištenjem AEPPD-a i TL dozimetara dobivene su vrijednosti prikazane u Tablici 4.8. Usporedba dobivenih vrijednosti pokazuje da su vrijednosti $H_p(10)$ dobivene korištenjem TL dozimetara nešto niže što se može objasniti drugačijim načinom oduzimanja LBG-a. Naime u TL dozimetriji oduzima se prosječna vrijednost LBG-a za mjerno razdoblje, a koja je izmjerena u dozimetrijskom laboratoriju, a ne na terenu (kod nositelja dozimetara). Kako je prosječna vrijednost brzine LBG –a kod nositelja dozimetara bila niža nego u dozimetrijskom laboratoriju onda je pripadajuća vrijednost $H_p(10)$ nešto niža pri mjerenju TLD-ovima.

Tablica 4.8. Vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta tijekom perioda nošenja AEPPD-a dobivene korištenjem AEPPD-a ALARA OD i TLD-ova

mjerni period (mjesec)	vrijednosti $H_p(10)$ za jedno mjerno razdoblje (μSv)					
	kolovoz	rujan	listopad	studeni	prosinac	siječanj
AEPPD	95	0	0	0	0	435
TLD	0	0	0	0	0	388

Uporaba AEPPD-a ALARA OD u industrijskoj radiografiji kao dodatnog dozimetra za nadzor radnika koji rade uz pokretni rendgen uređaj za defektoskopiju omogućila je uvid u podatke o izloženosti koje nikad nisu bile dostupne s pasivnim dozimetrima. Raspodjela brzine doze u vremenu, iznosi brzine doze kojima je bio izložen radnik, trajanje svake pojedine ekspozicije i ukupna vrijednost $H_p(10)$ koji se mogu izračunati i nakon nekoliko mjeseci omogućavaju osobnu dozimetriju prilagođenu posebnostima ove struke. Alarmna funkcija omogućava da se radnik na vrijeme upozori ako brzina doze kojoj je izložen prijeđe neku prethodno zadanu vrijednost i na taj način optimizira svoju izloženost. Iako je iz vremenske raspodjele brzine doze vidljivo da je radnik bio izložen brzinama doze koje sežu i do $680 \mu\text{Sv/h}$ trajanje takvih izloženosti je kratko (do par sekundi) tako da su doprinosi ukupnoj dozi mali.

5. Procjena efektivne doze u intervencijskoj radiologiji iz očitavanja osobnih dozimetara

5.1. Uvod

Kao što je već navedeno u Poglavlju 2, operativna veličina za osobni nadzor – osobni dozni ekvivalent $H_p(10)$ koristi se za određivanje zaštitne veličine - efektivne doze za cijelo tijelo. Zaštitne veličine se koriste za definiranje doznih ograničenja te je iznimno bitno, ne samo pravilno odrediti vrijednost osobnog doznog ekvivalenta za nekog izloženog profesionalca, nego i pripadajuću efektivnu dozu u čiju vrijednost će biti pravilno uključene sve specifičnosti načina izlaganja za tog pojedinca. Često se vrijednost osobnog doznog ekvivalenta dobivena osobnim dozimetrom izjednačuje s vrijednošću efektivne doze što je konzervativna procjena najveće moguće vrijednosti za slabo poznate uvjete izlaganja. S jedne strane to nije loše jer povećava zaštitu pojedinca, ali s druge strane, kod izloženih radnika koji koriste zaštitnu opremu (zaštitna pregača, zaštita za štitnjaču, zaštitni paravani i slično) vrijednost $H_p(10)$ ne daje konzervativnu procjenu efektivne doze nego je čak i podcjenjuje. Takva je situacija u intervencijskoj radiologiji i kardiologiji gdje liječnici koriste zaštitnu opremu, a osobni dozimetar nose ispod zaštitne olovne pregače. Ako bi se efektivna doza izjednačavala s vrijednošću $H_p(10)$ izmjerenu osobnim dozimetrom koji je nošen ispod zaštitne pregače ta vrijednost ne bi uključivala doprinose efektivnoj dozi od izlaganja nezaštićenih dijelova tijela raspršenom rendgenskom zračenju tijekom radioloških ili kardioloških intervencija. Problem je osobito naglašen u slučaju kada su vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta tolike da bi se u slučaju nastavka trenda došlo do prekoračenja zakonskih granica (opisano pod 2.6) koje su postavljene da se minimiziraju ili spriječe stohastički efekti. U intervencijskoj radiologiji sve je više liječnika radiologa koji zbog velikog broja izvedenih intervencijskih postupaka i velikog vremena fluoroskopiranja imaju zabilježene mjesečne vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ (mjerene dozimetrom ispod zaštitne pregače) od 5 mSv ili čak i više. Izjednačavanjem osobnog doznog ekvivalenta i efektivne doze za takve pojedince došlo bi do toga da bi oni realno ranije dosegнули zakonske granice nego što bi dala suma njihovih osobnih doznih ekvivalenta. Zato je iznimno bitno pratiti trendove izlaganja takvih pojedinaca i ispravno izračunati efektivnu dozu da bi se na vrijeme reagiralo i pokušalo smanjiti njihovu izloženost povećavanjem ili promjenom položaja zaštite od zračenja u prostoru u kojem rade (uz uvažavanje ALARA principa) ili smanjenjem količine izlaganja (smanjenjem radnog opterećenja tih izloženih pojedinaca). Prekoračenjem preporučenih godišnjih granica izlaganja

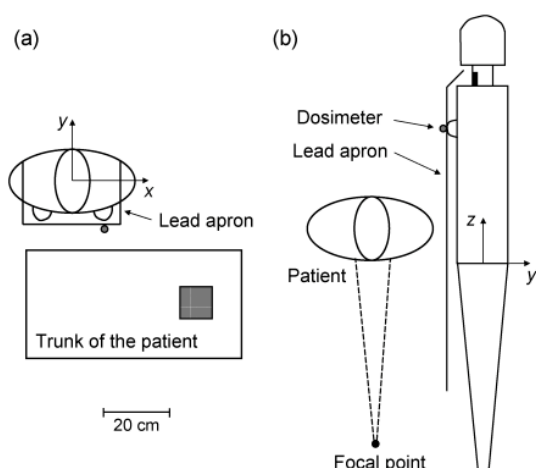
ionizirajućem zračenju ti radnici dobivaju formalnu zabranu rada u zoni zračenja što ponekad može značiti i prekid karijere u struci.

Problematika određivanja efektivne doze iz očitavanja osobnog dozimetra stalno je aktualna i cilj je velikog broja opsežnih istraživačkih projekata. U ICRP publikaciji 74 [ICRP 1997a] i prije toga u ICRP publikaciji 51 [ICRP 1993] dani su izračunati koeficijenti za zaštitne veličine korištenjem Monte Carlo simulacija. Vrijednosti su dane za 6 konvencionalnih geometrija ozračivanja na muškom i ženskom fantomu dobivenim iz MIRD modela [Kramer et al 1982, Snyder et al 1978]. No problem je ipak znatno širi jer razvoj novih dijagnostičkih i terapijskih postupaka i procedura traži uključivanje novih parametara u simulacije. Modeli predstavljeni u tim publikacijama nisu bili adekvatni za primjenu u intervencijskoj radiologiji. Veliki broj autora publicirao je značajan broj konverzijskih koeficijenata korištenjem bilo mjerenih bilo simuliranih podataka [Schultz and Zoetlief 2006]. Ti podaci se odnose na mjerenja ili simulacije određenog tipa radiološke intervencije i ne mogu se općenito primjeniti na ukupnu efektivnu dozu dobivenu unutar jednog mjernog razdoblja. Siiskonen et. al [Siiskonen et al 2008] iznose stav da su mjerenja apsorbirane doze od raspršenog zračenja na fantomima koji su zaštićeni olovnom pregačom neprikladna zbog iznimno niskih brzina doze jer se tako niske brzine doze mogu dovoljno precizno mjeriti samo velikim ionizacijskim komorama. Problem je osobito naglašen u situacijama realnih ozračivanja (raspršeno rendgensko zračenje) gdje se uvjeti ozračivanja znatno razlikuju od kalibracijskih. Stoga predlažu izračun vrijednosti konverzijskih koeficijenata za preračun osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ u efektivnu dozu korištenjem Monte Carlo simulacija za pojedine geometrije polja i zaštitnu opremu (zaštitna olovna pregača, zaštita za štitnjaču). No kako takvi konverzijski koeficijenti omogućavaju izračun efektivne doze iz očitavanja dozimetara samo za poznate uvjete izlaganja (poznata geometrija ozračivanja), bilo je potrebno naći način kako iz očitavanja dozimetara na kraju mjernog razdoblja, kada nisu poznati svi uvjeti izlaganja, izračunati efektivnu dozu. Stoga je napravljen model izračuna efektivne doze iz očitavanja elektroničkog dozimetra za jedno mjerno razdoblje korištenjem konverzijskih koeficijenata iz literature, a koji uključuje doprinose različitih geometrija ozračivanja.

5.2 Izračun konverzijskih koeficijenata za određivanje efektivne doze

Da bi ispravno procijenili efektivne doze liječnika operatera u intervencijskoj radiologiji iz podataka mjerenih osobnim dozimetrima bilo je potrebno koristiti konverzijske faktore za preračun $H_p(10)$ u efektivnu dozu, koji na pravi način uključuju geometriju polja, položaj operatera, pacijenta, izvor zračenja, zaštitnu opremu. Smisao efektivne doze, kao zaštitne veličine, nije da se procjenjuje za jedan tip intervencijske procedure već da se njome daje ukupna razina izloženosti nekog pojedinca i na temelju toga napravi procjena stohastičkih efekata na zdravlje pojedinca. Stoga je trebalo naći konverzijske faktore koji će biti prikladni za izračun efektivne doze bez poznavanja detalja o pojedinoj intervencijskoj proceduri koju je proveo pojedini radiolog operater. Analizom do sada publiciranih radova koji se bave tom tematikom, pronađen je rad finske grupe autora [Siiskonen et al 2007, Siiskonen et al 2008] u kojem je predstavljen računalni model za određivanje konverzijskih faktora za različite radiološke intervencijske postupke. U tom radu računalne simulacije su napravljene s MCNPX Monte Carlo kodom [Pelowitz 2005], a korišten je matematički hermafrodit fantom tipa MIRD [Cristy and Eckerman 1987, Eckerman et al 1996]. Simulacije su rađene za šest različitih projekcija (PA, RPO30, AP, RAO30, RLAT i LLAT¹⁷) s udaljenostima fokusa do kože 40 i 70 cm. Takva geometrija i ostali parametri korišteni u simulaciji dobro opisuju načine rada u intervencijskoj radiologiji te su konverzijski faktori navedenih autora izabrani za konverziju eksperimentalnih podataka. Također, položaj dozimetra u navedenom modelu (na prsištu iznad zaštitne pregače) se podudara s položajem nošenja AEPD-a u našim mjerenjima što nije slučaj kod modela predloženih od drugih autora [Schultz and Zoetlief 2006]. Položaj radiologa-operatera i pacijenta s obzirom na rendgensku cijev kod navedene simulacije je bio kao na Slici 5.1.1.

¹⁷ PA postero-anterior (rendgenska cijev se nalazi iza pacijenta), RPO30 - snimanje pod kutem od 30° sa stražnje desne strane pacijenta, AP antero-posterior (rendgenska cijev se nalazi ispred pacijenta), RAO30 – snimanje pod kutem od 30° sa prednje desne strane pacijenta, LLAT i RLAT bočno zračenje s lijeve odnosno s desne strane pacijenta



Slika 5.1.1. (a) Pogled odozgo na položaje radiologa-operatera i pacijenta. Sivi pravokutnik označava položaj polja rendgenskog zračenja. (b) pogled s lijeve bočne strane radiologa. (Izvor: T.Siiskonen, M. Tapiovaara, A. Kosunen, M. Lehtinen and E. Vartiainen. *Occupational radiation doses in interventional radiology: simulations. Radiat. Prot. Dosimetry* 129 (1-3):36-38 (2008))

Iako je uobičajen naziv konverzijski koeficijenti, jer su u ICRP Publication 74 [ICRP 1997a] i ICRU Report 57 [ICRU 1998] navedeni kao ili omjer apsorbirane doze i kerme u zraku (Gy/Gy) ili efektivne doze po fluenci¹⁸ (Sv/cm^2), ovdje izračunati konverzijski koeficijenti su bezdimenzionalne veličine (Sv/Sv) jer daju omjer osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ očitano na dozimetru (nošenom ispod zaštitne pregače) ili očitavanja dozimetra H_{EXT} (nošenog iznad zaštitne pregače) i efektivne doze E dobivene matematičkim modeliranjem za specifične uvjete u intervencijskoj radiologiji.

U intervencijskoj radiologiji tijekom jednog perioda nošenja dozimetra (1 mjesec) liječnik radiolog obavi više različitih radioloških intervencijskih postupaka pa je doza zabilježena na dozimetru zbroj doprinosa različitih načina izlaganja. Tijekom pojedinog postupka područje tijela pacijenta na kojem se obavlja radiološka intervencija snima se iz različitih kuteva što se ne bilježi ni u kakvim dokumentima koji bi omogućavali precizniju konverziju. Stoga je potrebno naći prikladan model izračuna koji će što realnije uključiti konverzijske faktore za određivanje efektivne doze iz očitavanja dozimetra.

¹⁸ Fluencia je omjer broja čestica dN koji upadaju na sferu površine poprečnog presjeka da: — . [ICRU 2011]

Iz odabranog matematičkog modela preuzete su vrijednosti konverzijskih koeficijenata i napravljen je model za izračun efektivne doze iz očitavanja dozimetra za tri moguće situacije koje ovise o tome da li i kako operater (liječnik radiolog) koristi zaštitnu opremu tj. nosi zaštitnu olovnu pregaču sa ili bez zaštite za štitnjaču ili uopće ne nosi zaštitnu pregaču. Da bi se pravilno odredila efektivna doza za pojedinog liječnika operatera nužno je imati navedeni podatak o korištenju zaštitne opreme. U slučajevima kada je taj podatak nepoznat bilo bi ispravno dati konzervativnu pretpostavku najgoreg mogućeg slučaja nenošenja pregače. Takva pretpostavka je protivna ALARA principu, ali je na žalost u praksi moguća.

U intervencijskoj radiologiji uobičajene nazivne vrijednosti visokog napona su 60, 80 i 100 kV, ali mogu varirati $\pm$ nekoliko kV ovisno o korištenom angiografskom rendgenskom uređaju. Isto je i s veličinom polja zračenja koja se nešto razlikuje od uređaja do uređaja (postavljene vrijednosti). U matematičkom modelu korištene su karakteristične vrijednosti za 10 različitih uvjeta ekspozicije, koje se mogu smatrati uobičajenima za standardne postupke u intervencijskoj radiologiji, a navedene su u Tablici 5.1.

Tablica 5.1. Uvjeti visokog napona, veličine polja i geometrije polja korištene u matematičkom modelu iz literature, a koji su uobičajeni u intervencijskoj radiologiji (izvor T. Siiskonen, M. Tapiovaara, A. Kosunen, M. Lehtinen and E. Vartiainen. Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. Br J Radiol 80: 460-468 (2007))

Uvjeti ekspozicije	Tip	Napon rendgenske cijevi (kV)	Veličina polja zračenja (cm ²)	Projekcija
1	kardijalni	80	14 x 14	PA
2	kardijalni	80	14 x 14	RPO30
3	kardijalni	80	14 x 14	AP
4	kardijalni	80	14 x 14	RAO30
5	kardijalni	80	14 x 14	LLAT
6	kardijalni	80	14 x 14	RLAT
7	kardijalni	60	14 x 14	PA
8	kardijalni	100	14 x 14	PA
9	cerebralni	80	7 x 7	AP
10	cerebralni	80	7 x 7	LLAT

Konverzijski koeficijenti za izračun efektivne doze E iz očitavanja dozimetra nošenog ispod ($H_p(10)$) ili iznad zaštitne olovne pregače H_{EXT} za tri situacije korištenja zaštitne opreme (E_N – bez zaštitne olovne pregače, E_A – sa zaštitnom olovnom pregačom i E_{AT} – sa zaštitnom olovnom pregačom i zaštitom za štitnjaču) iz literature [Siiskonen et al 2007] dani su u Tablici 5.2. Debljina zaštitne olovne pregače i štita za štitnjaču u ovom modelu je 3,5 mm.

Tablica 5.2. Omjeri očitavanja dozimetra nošenog iznad (H_{EXT}) i ispod ($H_p(10)$) zaštitne olovne pregače i efektivne doze za tri slučaja: bez zaštitne olovne pregače, E_N , sa zaštitnom olovnom pregačom i zaštitom za štitnjaču, E_{AT} , i sa zaštitnom olovnom pregačom, a bez zaštite za štitnjaču, E_A . (izvor: T. Siiskonen, M. Tapiovaara, A. Kosunen, M. Lehtinen and E. Vartiainen. Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. Br J Radiol 80: 460-468 (2007))

Uvjeti ekspozicije	H_{EXT}/E_N	H_{EXT}/E_{AT}	H_{EXT}/E_A	$H_p(10)/E_A$	$H_p(10)/E_{AT}$	E_N/E_{AT}	E_N/E_A
PA 80 kV	4,29	113	64	0,57	1	28	15
RPO 80 kV	3,53	105	61	0,42	0,72	35	20
AP 80 kV	7,89	227	101	0,31	0,69	34	15
RAO30 80 kV	7,05	258	127	0,25	0,5	41	20
LLAT 80 kV	8,10	101	40	0,94	2,35	15	6
RLAT 80 kV	3,88	105	84	0,14	0,18	27	22
PA 60 kV	4,57	150	87	0,11	0,18	39	22
PA 100 kV	3,78	52,0	36	1,15	1,66	16	11
AP 80 kV	6,18	111	60	0,16	0,31	21	11
LLAT 80 kV	2,90	44,4	32	0,29	0,4	17	12
sr. vrijednost	5,2	130	69	0,43	0,8	27	15

Kao što je i već navedeno, tijekom jednog radiološkog intervencijskog postupka pacijenta se snima korištenjem angiografskog rendgenskog uređaja iz različitih kuteva, pri čemu vrijeme ekspozicije, kutevi snimanja te broj ekspozicija variraju u velikom rasponu ovisno o složenosti samog medicinskog slučaja, iskustvu liječnika operatera, veličini pacijenta itd. Siiskonen et. al.[Siiskonen et al 2008] predlažu da je prihvatljivo, zbog nepoznavanja uvjeta izlaganja, koristiti srednje vrijednosti konverzijskih koeficijenata. No praćenjem velikog broja radioloških intervencijskih postupaka te iz razgovora sa specijalistima intervencijskim

radiolozima zaključeno je da, općenito gledano, ne postoji jednolika raspodjela tipa radioloških projekcija po postupku već je PA projekcija dominantna po učestalosti na način da 50-60 % svih projekcija čine PA projekcije dok su ostale projekcije podjednako zastupljene. Stoga je napravljen slijedeći model za izračun ukupnog konverzijskog faktora za izračun efektivne doze iz očitavanja dozimetra nošenog iznad ili ispod zaštitne olovne pregače koji uvodi težinske faktore koji su vezani za učestalost pojedine projekcije. PA projekciji dodijeljen je težinski faktor 0,5, a ostalih 7 projekcija imaju jednake težinske faktore —

. S obzirom da su dana 3 konverzijska faktora za PA projekciju (na 60, 80 i 100 kV) izračunata je njihova srednja vrijednost. Na taj način su dobivene vrijednosti konverzijskog koeficijenta ovisno o korištenju zaštitne opreme, koje su dane u Tablici 5.3. U slučaju kada se ne nosi zaštitna pregača onda je $H_{EXT} = H_p(10)$.

Tablica 5.3. Izračunate vrijednosti konverzijskih koeficijenata k za izračun efektivne doze korištenjem težinskih faktora pojedinih projekcija, iz očitavanja dozimetra $H_p(10)$ i H_{EXT} te srednja vrijednost iz literature [Siiskonen et al 2008]. Podebljane vrijednosti se odnose na predloženi model mjerenja korištenjem AEPD-a iznad zaštitne olovne pregače

	$H_p(10)/E_N$	$H_p(10)/E_A$	$H_p(10)/E_{AT}$	H_{EXT}/E_{AT}	H_{EXT}/E_A
k	4,93	0,48	0,84	120,43	67,22
prema					
Siiskonen	5,2	0,43	0,8	130	69
et.al. 2008					
——	-5,47	10,41	4,76	-7,94	-2,64

Uspoređujući izračunate vrijednosti koeficijenta k s literaturnim vidi se da će u slučaju bez zaštitne olovne pregače izračunata vrijednost efektivne doze iz $H_p(10)$ biti niža za 5,47 % jer se smanjuju doprinosi od projekcija čiji je omjer H_{EXT}/E_N u matematičkom modelu viši od srednje vrijednosti PA (vidi Tablicu 5.2.) Izračunate vrijednosti koeficijenta k iz $H_p(10)$ za olovnu pregaču bez i sa zaštitom za štitnjaču više su od vrijednosti iz literature jer je veći doprinos PA projekcije na 100 kV gdje je manja redukcija doze zbog veće prodornosti rendgenskih zraka. Kod očitavanja dozimetra nošenog iznad zaštitne pregače vrijednosti koeficijenta k su u oba slučaja (sa i bez zaštite za štitnjaču) niže od onih iz literature jer se

uporabom težinskih faktora smanjio doprinos onih projekcija koji imaju više vrijednosti konverzijskog faktora od prosjeka PA projekcija.

Iz vrijednosti konverzijskih faktora za izračun efektivne doze na temelju očitavanja dozimetra iznad i ispod zaštitne pregače vidi se da bi omjer očitavanja dozimetra nošenog iznad i ispod pregače trebao biti oko 140.

Srednja vrijednost efektivne doze za jedno mjerno razdoblje nošenja dozimetra u intervencijskoj radiologiji računa se prema relaciji dijeljenjem vrijednosti očitane na dozimetru H s odgovarajućim konverzijskim koeficijentom k:

$$—, \quad (5.1)$$

Da bi provjerili vrijednosti dobivene predloženim modelom uporabom konverzijskih koeficijenata za izračun efektivne doze iz očitavanja dozimetra te ih usporedili s algoritmima drugih autora zamolili smo 3 intervencijska radiologa da nose redovni TL dozimetar ispod zaštitne pregače te aktivni elektronički dozimetar ALARA OD zajedno s dodatnim TL dozimetrom iznad zaštitne pregače. Sva tri liječnika su izjavili da su tijekom svih radioloških intervencija koristili zaštitnu olovnu pregaču sa zaštitom za štitnjaču, a svi dozimetri su, prema izjavama liječnika, nošeni s lijeve strane središnjeg dijela prsišta.

Prije početka rada navedenih liječnika tj. dodatnog dozimetrijskog nadzora proveden je postupak kontrole kvalitete rada rendgenskog uređaja koji je pokazao da su angiografski rendgen uređaj i zaštitna sredstva ispravni. Brzina ambijentalnog doznog ekvivalenta mjerena je s umjerenim mjernim instrumentom Thermo Eberline FH-40 GL.

Za usporedbu su korišteni modeli izračuna efektivne doze iz vrijednosti $H_p(10)$ ili iz očitavanja dva dozimetra (iznad i ispod zaštitne olovne pregače), no uz opasku da se položaj nošenja dozimetra kod pojedinog modela može razlikovati od onog u našem mjerenju što može i znatnije utjecati na dobivene rezultate.

Ne postoji stručna ni znanstvena usaglašenost o korištenju bilo kojeg od navedenih modela kao najprikladnijeg niti o prednosti dozimetrije s dva dozimetra u odnosu na onu s jednim.

Korišteni su modeli prikazani u Tablici 5.4 s naznakom autora pojedinog modela, korištenog algoritma za izračun efektivne doze te položajima nošenja dozimetra u pojedinom modelu.

Tablica 5.4. Algoritmi drugih autora [Schultz and Zoetlief 2006, Tsapaki et al 2004, Järvinen et al 2008] korišteni za izračun efektivne doze (E). $H_p(10)$ se odnosi na očitavanje dozimetra ispod zaštitne olovne pregače, a H_{EXT} na očitavanje dozimetra iznad zaštitne olovne pregače. Položaji dozimetra u pojedinom modelu dani su pod Opaska.

Autori	Algoritam		Opaska
Huyskens & Franken	—		dozimetar iznad pregače u razini ovratnika
	—		H _{EXT} se mjeri u razini struka, a H _p (10) u razini ovratnika D = 10 ili 30 (bez ili sa zaštitom za štitnjaču)
NCRP	—		H _{EXT} u razini ovratnika
Rosenstein-Webster	—	—	H _p (10) se mjeri u razini struka, a H _{EXT} u razini ovratnika
Niklason et al.	—	—	H _p (10) se mjeri u razini struka, a H _{EXT} u razini ovratnika D = 15 ili 50 (bez ili sa zaštitom za štitnjaču)
Tsapaki et al.			sa zaštitom za štitnjaču bez zaštite za štitnjaču H _{EXT} u razini ovratnika

5.2. Rezultati i diskusija

Obradom podataka očitanih s AEPD-ova i TLD-ova dobivene su vrijednosti prikazane u Tablici 5.5. Podaci se odnose na 1 mjerno razdoblje.

Tablica 5.5. Vrijednosti zabilježene na dozimetrima koje su nosili 3 intervencijska radiologa tijekom jednog mjernog razdoblja. $H_p(10)$ je doza na TLD-u ispod zaštitne pregače, $H_{EXT}(TLD)$ je doza na TLD-u iznad zaštitne olovne pregače, a $H_{EXT}(AEPD)$ je doza na AEPD-u nošenom iznad zaštitne olovne pregače.

Radiolog	$H_p(10)$ (μSv)	$H_{EXT}(TLD)$ (μSv)	$H_{EXT}(AEPD)$ (μSv)
1	0	595	615
2	157	15870	17033
3	175	16320	17132

Vrijednost $H_p(10) = 0$ za radiologa 1 znači da je vrijednost $H_p(10)$ bila niža od vrijednosti praga detekcije (0,08 mSv) za osobnu dozimetriju pa se takve izmjerene vrijednosti bilježe kao 0. Analizom vrijednosti danih u prethodnoj tablici vidi se očigledna razlika u dobivenim dozama ispod i iznad zaštitne pregače. U našim mjerenjima, prikazanim u Tablici 5.5 omjer između doze izmjerene iznad i ispod pregače je u rasponu 93 - 108 puta što je manje od onog predviđenog modelom (oko 140 puta). Uzroci razlike između omjera vrijednosti zabilježene dozimetrom iznad i ispod zaštitne olovne pregače u odnosu na onu iz modela doprinose još i trenutna orijentacija (prolazak zračenja kroz otvor za ruku) i udaljenost operatera u odnosu na rendgensku cijev, duljina ekspozicije pri određenom tipu projekcije itd., a koje nije moguće uključiti u statički model na jednostavan način. Također potrebno je uzeti u obzir da kod svih mjerenja u realnim uvjetima nije moguće kontrolirati da li su dozimetri nošeni pri svakom izlaganju zračenju i to na dogovoreni način. Ovisno o navedenim faktorima vrijednosti $H_p(10)$ u odnosu na H_{EXT} kod dva liječnika operatera mogu znatno varirati u odnosu na one dane modelom. Vrijednosti očitavanja dozimetra iz Tablice 5.5. upotrijebljene su za izračun efektivne doze korištenjem vlastitih konverzijskih koeficijenata, a također su i uvrštene u formule drugih autora za izračun efektivne doze (dane u Tablici 5.4.). Dobiveni rezultati prikazani su u Tablici 5.6. Kod vlastitog modela je napravljen izračun efektivne doze samo iz očitavanja AEPD-a. Za izračun efektivne doze korištenjem formula drugih autora u slučaju dvostruke dozimetrije korišteni su rezultati očitavanja dva TL dozimetra, a ako se efektivna doza procjenjuje na temelju samo očitavanja vanjskog dozimetra (Huyskens & Franken, NCRP i Tsapaki et al.) onda su korištene vrijednosti očitavanja AEPD-a.

Tablica 5.6. Vrijednosti efektivne doze u μSv dobivene korištenjem vlastitih konverzijskih koeficijenata te uvrštenjem u formule drugih autora. U zagradama je dana vrijednost omjera efektivne doze izračunate naznačenim modelom u odnosu na vlastiti model (vrijednost izračunata na osnovi očitavanja H_{EXT} (AEPD)).

Radiolog	<u>vlastiti</u> iz H_{EXT} (AEPD)	<u>model</u> iz $H_p(10)$	Huyskens & Franken*	Huyskens & Franken**	NCRP	Rosenstein- Webster	Niklason et al.	Tsapaki et al.
1	5	0	123 (24,6)	20 (4)	29 (5,8)	15 (3)	12 (2,4)	18 (3,6)
2	141	186	3407 (24,2)	686 (4,9)	811 (5,8)	475 (3,4)	471 (3,3)	511 (3,6)
3	142	208	3426 (24,1)	719 (5,1)	816 (5,7)	496 (3,5)	498 (3,5)	514 (3,6)

* dozimetar iznad zaštitne pregače

** dva dozimetra, jedan ispod, jedan iznad zaštitne olovne pregače sa štitnikom za štitnjaču

Dobiveni rezultati pokazuju da su vrijednosti efektivne doze dobivene vlastitim modelom iz očitavanja AEPD-a znatno niže od onih dobivenih ostalim modelima, što je u skladu s s odstupanjima navedenim u literaturi [Siiskonen et al 2008]. Odstupanja su najveća kod algoritama za dvostruku dozimetriju no uspoređujući međusobno vrijednosti dobivene različitim algoritmima vidi se da postoje velike razlike u efektivnoj dozi između najniže i najviše vrijednosti (omjeri oko 1:10). Usporedba je tim teža jer dobivena doza uvelike ovisi o položaju dozimetra što je u našem slučaju uvijek bilo različito od ostalih algoritama. Vrijednost efektivne doze izračunate iz očitavanja $H_p(10)$ (podcrtane vrijednosti u zagradi kod izračuna vlastitim modelom u Tablici 5.6.) je očekivano veća od one iz očitavanja AEPD-om jer je omjer samih očitavanja $H_{\text{EXT}}/H_p(10)$ bio niži od 140 kao što je predviđeno modelom.

5.3 Zaključak

Doze koje primaju liječnici radiolozi koji provode intervencijske postupke u radiologiji znatno su više od drugih liječnika specijalista koji rade uz izvore ionizirajućeg zračenja. Povećanje broja intervencijskih postupaka neizbježno dovodi do povećavanja izloženosti liječnika operatera ionizirajućem zračenju. Da bi se pravilno procijenila vrijednost efektivne doze potrebno je koristiti prikladne konverzijske koeficijente koji uzimaju u obzir okolnosti izloženosti ionizirajućem zračenju kao što su geometrija polja, položaj operatera i pacijenta u odnosu na rendgensku cijev, napon rendgenske cijevi, veličinu polja, korištenje zaštitne

pregače, korištenje pulsni polja angiografskog rendgen uređaja, itd. U realnoj situaciji koja se dešava u osobnoj dozimetriji intervencijskih radiologa nije moguće precizno poznavati sve tražene parametre iz razloga što intervencijski radiolozi sudjeluju u velikom broju različitih intervencijskih postupaka. Stoga je napravljen odabir konverzijskih koeficijenata koji uzimaju u obzir dio ovih specifičnosti, pri čemu je za pravilno izračunavanje efektivne doze potrebno poznavati i stvarne navike korištenja zaštitne opreme. Dobiveni izračun efektivne doze korištenjem vlastitih modela iz vrijednosti očitavanja aktivnih elektroničkih dozimetara nošenih iznad zaštitne olovne pregače za tri intervencijska radiologa pokazao je da su njihove efektivne doze znatno niže od onih izračunatih korištenjem modela drugih autora. Glavni razlog tih razlika u efektivnim dozama je činjenica da se u modelima drugih autora položaj nošenja dozimetra razlikuje od onog u vlastitom modelu što dodatno otežava usporedbu i validaciju samog modela. Unatoč razlikama, može se smatrati da korištenjem ovog modela ne bi trebalo doći do ozbiljnog podcjenjivanja efektivne doze.

Stručna javnost se još nije usaglasila o tome koji je model najprikladnije koristiti i kako uključiti sve realne parametre zaštite u izračun efektivne doze u intervencijskoj radiologiji što ostavlja prostora za traženje novih i prikladnijih konverzijskih koeficijenata.

6. Zaključak

Osobno ozračenje radnika koji su u svom radu profesionalno izloženi vrlo niskim dozama raspršenog rendgenskog zračenja uobičajeno se mjeri korištenjem pasivnih filmskih ili termoluminiscentnih dozimetara. Učinci ionizirajućeg zračenja ne ovise samo o dozi koju je primila profesionalno izložena osoba već i o brzini doze tijekom tog izlaganja. Standardna osobna dozimetrija korištenjem pasivnih dozimetara ne pruža uvid u takve specifičnosti već daje samo dozu akumuliranu u dozimetru tijekom mjernog razdoblja dok podaci o brzini doze, ukupnom trajanju izloženosti zračenja te vremenskoj raspodjeli doze ostaju nepoznati. To je bio razlog razvijanja osobnog dozimetra koji bi omogućio uvid u takve mjerne podatke, a istovremeno bio pouzdan osobni dozimetar za određivanje osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$.

Aktivni elektronički osobni dozimetar tipa ALARA OD je razvijen u suradnji djelatnika Jedinice za dozimetriju zračenja i radiobiologiju, Instituta za medicinska istraživanja i medicinu rada i tvrtke Alara uređaji d.o.o. iz Zagreba. S obzirom da su elektronički osobni dozimetri uređaji koji se ni u svijetu niti kod nas još uvijek ne koriste kao regularni osobni dozimetri provedena su ispitivanja svojstava ovog uređaja u cilju razvijanja prikladne metode za određivanje osobnog doznog ekvivalenta $H_p(10)$ korištenjem AEPD-a ALARA OD.

AEPD ALARA OD je elektronički je dozimetar koji kao detektor koristi energijski kompenziranu GM cijev s dodatnim štitom koji osigurava tkivnu ekvivalentnost. Karakteristike odziva GM cijevi su poznate i preuzete od proizvođača cijevi. Ispitivanje svojstava dozimetra je napravljeno dijelom u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju, a dijelom korištenjem dostupnih izvora zračenja na Institutu za medicinska istraživanja i medicinu rada i nekih kliničkih bolnica. Korišteno je referentno zračenje ^{137}Cs (662 keV), rendgenski ISO snopovi (N-80 i N-100), spektar zračenja ^{192}Ir te rendgenski spektar raspršenog zračenja angiografskog rendgen uređaja. Ispitivanje AEPD-a u referentnim uvjetima pokazalo je da uređaj pokazuje dobru linearnost očitavanja prema dozi i ponovljivost mjerenja je unutar 2%. Ispitivanje odziva AEPD-a za velike brzine doze (1 mSv/h z a područje osobne dozimetrije), iako u donekle neprikladnim uvjetima geometrije prostora unutar kojeg se provodilo mjerenje, pokazalo je da je elektronički dozimetar može koristiti za brzine doze do 50 mSv/h . Posebno provedeno ispitivanje odziva AEPD-a u uvjetima pulsnog načina rada modernih angiografskih rendgen uređaja potvrdilo je prikladnost njegova

korištenja kao osobnog dozimetra za mjerenja u intervencijskoj radiologiji. Razlika od -21,6% u odnosu na mjerenje TLD-om je u području nesigurnosti mjerenja i potvrđuje da se AEPD ALARA OD može koristiti u pulsnim poljima zračenja.

Iako se kao detektor zračenja u AEPD-u koristi energijski kompenzirana GM cijev, njezina krivulja energijske ovisnosti pokazuje varijacije u odzivu $\pm 20\%$ za energije zračenja u rasponu 30-150 keV što je uobičajeni energijski raspon za rendgensko zračenje pa bi bilo preporučljivo, i cilju povećanja točnosti mjerenja, takve osobne dozimetre umjeravati zasebno za kvalitetu zračenja korisnika.

Uporaba AEPD-ova ALARA OD u istraživanju izloženosti radnih mjesta radnika koji rade uz rendgenske uređaje za kontrolu osobne prtljage na zračnim lukama dala je potpuno novi, do tada u literaturi nezabilježeni, zapis vremenske raspodjele izloženosti sigurnosnih radnika od raspršenog rendgenskog zračenja. Provedeno je simultano mjerenje brzine $H^*(10)$ i iznosa $H^*(10)$ na svim uobičajenim položajima radnih mjesta sigurnosnih radnika korištenjem grupe AED-ova ALARA OD zajedno s TLD-ovima na jednom rendgen uređaju pod maksimalnim opterećenjem. Za razliku od TLD-ova, čija se očitavanja nisu mogla pravilno interpretirati jer su zabilježene doze bile ispod 85 μSv , mjerni set koji se sastojao od više AED-ova se pokazao kao dobar izbor mjernih instrumenata za situacije koje traže simultana mjerenja polja zračenja na različitim položajima uz istovremeno minimalno remećenje radnog procesa. Uporaba seta aktivnih elektroničkih dozimetara postavljenih u okolišu sustava za rendgensku kontrolu osobne prtljage je omogućila novi pogled u vremensku raspodjelu brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta pri čemu je istovremeno dana i prostorna informacija o raspršenom zračenju u tom prostoru.

Postupak umjeravanja, koji je proveden posebno za potrebe ovog mjerenja, pokazao se prikladnim za uporabu u poljima raspršenog zračenja nepoznatog energijskog spektra. Na taj način je omogućeno da odgovarajuće umjeren AED, koji uz to ima mogućnost vremenske rezolucije, pruži potpuno novi pristup u nadzoru radnih mjesta opterećenih zračenjem, osobito onih s varijabilnim opterećenjem.

Mjerenjima je pokazano da su sve zabilježene vrijednosti brzine impulsa iznad LBG-a posljedica propuštanja zračenja kroz djelomično otvorene olovne zavjese tijekom ulazanja / izlaska predmeta u / iz inspekcijskog tunela. Broj impulsa koji su zabilježili AED-ovi postavljeni na ulazu u inspekcijski tunel je bio značajno veći (50%) od broja impulsa zabilježenih na izlazu iz inspekcijskog tunela. To je objašnjeno jednostavnom analizom koja je pokazala da za jako gusti tok predmeta koji se skeniraju (predmeti koji se dodiruju – što

znači kontinuiranu aktivnost rendgenske cijevi) ili za male predmete koji su međusobno razmaknuti za polovinu duljine inspekcijskog tunela ne bi trebalo biti razlike u ukupnoj brzini $H^*(10)$ raspršenog zračenja između ulaza i izlaza. U ostalim slučajevima doza na ulazu znatno je veća od one na izlazu.

Određena je vrijednost najveće brzine ambijentalnog doznog ekvivalenta od izlaganja raspršenom rendgenskom zračenju na uobičajenim položajima radnih mjesta sigurnosnih radnika uz rendgenski uređaj za kontrolu prtljage i osobnih predmeta, na osnovu kojih je napravljena procjena efektivne doze iz ambijentalnog doznog ekvivalenta. Najveća godišnja efektivna doza bi mogla biti primljena na položaju radnog mjesta radnika koji preuzima predmete koji se ispituju i stavlja ih na pokretnu traku na ulazu u rendgenski uređaj (do 428 μSv), ali uzimajući u obzir da se sigurnosni radnici izmjenjuju na položajima radnih mjesta svakih 20 minuta, evidentno je da su stvarne efektivne doze sigurno nekoliko puta manje. Na temelju toga je zaključeno da sigurnosni radnici koji rade s rendgenskim uređajem za kontrolu osobne prtljage, čak i u slučajevima visokog radnog opterećenja, ne trebaju biti pod redovnim dozimetrijskim nadzorom. Takav zaključak dodatno je potvrđen mjerenjem osobnog doznog ekvivalenta za jednog sigurnosnog radnika korištenjem AEPD-a ALARA OD paralelno s TL dozimetrom tijekom jednog mjesečnog razdoblja. Izmjerena vrijednost $H_p(10)$ je bila u granicama mjerne nesigurnosti instrumenta na pragu detekcije tj. pokazivala da je taj djelatnik bio izložen samo pozadinskom zračenju, a raspršeno rendgensko zračenje nije se moglo razlikovati od varijacija u pozadinskom zračenju.

Vrijednosti godišnjeg osobnog doznog ekvivalenta zabilježene za liječnike specijaliste intervencijske radiologije pokazuju trend rasta u zadnjih nekoliko godina što je direktna posljedica višestrukog povećanja intervencijskih radioloških postupaka. Literaturni podaci o vrijednostima doza, koje mogu primiti članovi medicinskog tima koji sudjeluju u postupcima u IR, variraju u vrlo širokom rasponu, a zasnivaju se najčešće na matematičkim modelima koje ne uključuju dinamičnost realne situacije u kojoj operater i ostali sudionici IR postupaka mijenjaju položaj svog trupa u odnosu na rendgensku cijev, koriste različitu zaštitnu opremu i sl. Također, isti tip radiološke intervencije, ovisno o složenosti medicinskog slučaja te iskustvu operatera može znatno varirati u trajanju i broju fluoroskopiranja. S obzirom na relativno kratka vremena trajanja pojedine operacije, te izloženost vrlo niskim i niskim dozama, uporaba pasivnih dozimetara za mjerenje osobnog doznog ekvivalenta tijekom jednog IR postupka nije praktična jer ne omogućava dobivanje pouzdanih podataka (zabilježena doza je najčešće niža od praga detekcije). Stoga je, u cilju poboljšanja i

nadogradnje zaštite profesionalno izloženih osoba u medicini provedeno preciznije i pouzdanije mjerenje izloženosti medicinskog tima raspršenom rendgenskom zračenju angiografskog rendgen uređaja, za postupke perkutane revaskularizacije zdjelice i gornjih arterija noge. Iako su izmjerene doze po IR postupku (4-7,5 μSv za liječnika operatera, 0,3-1,4 μSv za asistenta) u području niskih doza, s obzirom na rast broja postupaka u IR vrlo je moguće da će se godišnje doze pojedinih operatera u takvim postupcima približiti ili čak dosegnuti preporučene godišnje granice.

Pokazano je jedinstveno svojstvo osobnog elektroničkog dozimetra ALARA OD da zasebno mjeri lokalno pozadinsko zračenje (BG način rada) dok istovremeno može bilježiti dodatno zračenje koje je povišeno u odnosu na pozadinsko (najčešće nekoliko puta više od LBG-a). Na taj način je aktivni elektronički dozimetar ALARA OD zabilježio sve dijelove profesionalne izloženosti medicinskog osoblja tijekom provođenja postupaka u IR te je omogućeno selektivno analiziranje dinamike primanja doze unutar po volji izabranog vremenskog intervala iz memorije uređaja.

U trenutku publiciranja ovih rezultata ovakva očitavanja s aktivnih dozimetara su bila potpuni novitet i novi literaturni podatak. Podaci o vremenskoj raspodjeli brzine doze sa detaljima o trenutku, trajanju ekspozicije te pripadajućoj brzini doze za postupke intervencijske radiologije dobiveni korištenjem aktivnih osobnih dozimetara su dali potpuno novi doprinos modernoj dozimetriji. Primjena AEPD-a ALARA OD na sličan način može dati prikaz karakterističnog uzorka brzine doze u vremenu za bilo koji tip postupka u intervencijskoj radiologiji ili drugim poljima medicine gdje se profesionalci tijekom rada izlažu rendgenskom zračenju.

Liječnici specijalisti urologije koji obavljaju urološke intervencije uz rendgenski uređaj na sličan su način izloženi raspršenom rendgenskom zračenju kao i intervencijski radiolozi. Analizirajući mjerne podatke dobivene korištenjem AEPD-a, koje je kao dodatnog dozimetra uz redovne TL dozimetre nosio jedan liječnik specijalist urologije tijekom pet mjeseci, dobiven je uvid u vremensku raspodjelu brzine doze raspršenog rendgenskog zračenja kojoj je bio izložen tijekom uroloških intervencijskih postupaka. Jedinstveni uzorak vremenske raspodjele brzine doze pri urološkoj intervenciji znatno se razlikuje od onih u IR iako se urološka intervencija provodi uz korištenje sličnog tipa rendgenskog uređaja kao i u intervencijskoj radiologiji, zabilježene brzine doze su ipak niže od onih u IR, a vrijeme fluoroskopiranja je bilo maksimalno do nekoliko sekundi što je višestruko kraće od vremena fluoroskopiranja u IR koje ponekad traju i do 30 minuta pri zahtjevnim IR intervencijama. Iz

tog razloga su vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta specijalista urologa za jedno mjerno razdoblje znatno niže od vrijednosti $H_p(10)$ specijalista intervencijske radiologije. Uporaba AEPD-a kao dozimetra nošenog iznad zaštitne olovne pregače se pokazala iznimno prikladnom za mjerenje brzine doze i ukupne doze koju prime liječnici urolozi od raspršenog rendgenskog zračenja u urološkim intervencijskim postupcima te je još jednom omogućila uvid u način i dinamiku primanja doze ovih izloženih pojednaca na način koji pasivni dozimetri do sada nisu omogućavali.

Radnici koji u brodogradilištima rade s pokretnim rendgenskim uređajem za kontrolu bez razaranja su u uvjetima terenskog rada, bez mogućnosti postavljanja zaštitnih štitova, često izloženi raspršenom tvrdom rendgenskom zračenju. Uporabom AEPD-a, kojeg je kao dodatni dozimetar nosio jedan takav radnik, rekonstruirana je dinamika njegove izloženosti raspršenom rendgenskom zračenju tijekom rada s pokretnim rendgenskim uređajem. Iz podataka dobivenih iz očitavanja AEPD-a, kojeg je radnik nosio šest mjeseci zajedno s TL dozimetrima redovne osobne dozimetrije, napravljen je prikaz brzine doze u vremenu te su određeni vrijeme i trajanje ekspozicija, te ukupna vrijednost $H_p(10)$ za pojedino mjerno razdoblje. Iz prikaza raspodjele brzine doze raspršenog rendgenskog zračenja u vremenu utvrđeno je da radnik s pokretnim rendgenskim uređajem radio tijekom kolovoza i siječnja pri čemu je ukupno napravljena 531 ekspozicija. Iako su maksimalne vrijednosti brzine doze kojima je bio izložen radnik bile i do 680 $\mu\text{Sv/h}$, zbog kratkog trajanja tih ekspozicija (do nekoliko sekundi) ukupne vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta za jedno mjerno razdoblje su u području vrlo niskih doza. Vrijednosti $H_p(10)$ dobivene korištenjem TLD-a tijekom razdoblja mjerenja bila su niža od onih zabilježenih AEPD-om jer je LBG bio niži od onog u dozimetrijskom laboratoriju. Uporaba AEPD-a kao osobnog dozimetra za radnike koji rade s pokretnim rendgenskim uređajem u kontroli bez razaranja, uz adekvatno umjeravanje za energije raspršenog tvrdog rendgenskog zračenja, pokazao se kao iznimno prikladan uređaj koji uz to što omogućava rekonstrukciju vremenski ovisne brzine doze iz bilo kojeg vremenskog perioda unutar intervala nošenja ima i dodatnu funkciju alarmiranja u slučaju kada brzina doze prijeđe prethodno postavljene granice. Takav pristup dodatno pridonosi povećanju zaštite od zračenja radnika u kontroli bez razaranja.

Vrijednosti osobnog doznog ekvivalenta liječnika specijalista intervencijske radiologije znatno su više od onih drugih liječnika specijalista koji rade uz izvore ionizirajućeg zračenja. Da bi se pravilno procijenila vrijednost efektivne doze potrebno je koristiti prikladne konverzijske koeficijente koji uzimaju u obzir specifične okolnosti izloženosti ionizirajućem

zračenju kao što su položaj nošenja dozimetra, korištenje zaštitne olovne pregače i zaštite za štitnjaču, geometrija polja, položaj operatera i pacijenta u odnosu na rendgensku cijev, napon rendgenske cijevi, veličinu polja, itd. U realnoj situaciji koja se dešava pri provođenju osobnog dozimetrijskog nadzora intervencijskih radiologa nije moguće precizno poznavati sve tražene parametre iz razloga što intervencijski radiolozi sudjeluju u velikom broju različitih intervencijskih postupaka. Stoga je na temelju prikladnog modela finske skupine autora napravljen izračun vlastitih konverzijskih koeficijenata koji uzimaju u obzir dio ovih specifičnosti, ali je za pravilno izračunavanje efektivne doze potrebno poznavati i stvarne navike korištenja zaštitne opreme sa strane intervencijskog radiologa. Uporabom vlastitih konverzijskih koeficijenata izračunate su vrijednosti efektivne doze iz podataka izmjenjenih AEPD-ovima i TLD-ovima koje su jedno mjerno razdoblje nosila tri intervencijska radiologa. Vrijednosti efektivne doze dobivene korištenjem vlastitih konverzijskih koeficijenata uspoređene su s vrijednostima koje bi se na temelju očitavanja AEPD-a i TLD-a nošenog iznad zaštitne olovne pregače te TLD-a nošenog ispod zaštitne olovne pregače, svi u razini prsišta, dobili na temelju algoritama drugih autora. Dobivene vrijednosti efektivne doze korištenjem vlastitih konverzijskih faktora su bile niže od vrijednosti dobivene korištenjem algoritama drugih autora (u rasponu 3-24,6 puta) što se može objasniti razlikama u položaju nošenja dozimetra kod drugih algoritama, te općenito različitim postavkama modela s obzirom na geometriju ozračivanja, zaštitna sredstva i slično. Unatoč nižim dobivenim vrijednostima efektivne doze može se pretpostaviti da se korištenjem vlastitih konverzijskih koeficijenata neće doći do ozbiljnog podcjenjivanja efektivne doze. Između algoritama drugih autora prisutna je razlika u omjerima izračunate efektivne doze i do 10 puta tako da je uspoređivanje tim teže. S obzirom da ne postoji usaglašenost znanstvene i stručne zajednice oko izračuna efektivne doze za specifično izlaganje u intervencijskim postupcima u radiologiji i kardiologiji potrebno je provoditi dodatna ispitivanja i modeliranja u cilju približavanja riješenju koje će na najbolji način dati procjenu efektivne doze tih profesionalno izloženih osoba. Uporaba AEPD-a kao osobnog dozimetra pokazala se kao iznimno prikladna osobito u ovakvim specifičnim okolnostima jer pruža znatno širi uvid u dinamiku izlaganja raspršenom rendgenskom zračenju i zbog veće osjetljivosti, u odnosu na TLD, omogućava mjerenje doza dobivenih u samo jednom intervencijskom postupku.

Aktivni osobni elektronički dozimetri imaju i imati će sve širu primjenu u osobnoj dozimetriji. Posebno su se pokazali korisnima kod identifikacije trenutka izlaganja u situacijama kada je izloženi radnik primio višu dozu od očekivane za to radno mjesto ili način

rada. Tada se iz vremenskog prikaza primanja doze može rekonstruirati vrijeme, a onda i mjesto kada je radnik bio izložen povećanoj brzini doze. Identifikacija izvanrednog ozračivanja omogućava uvođenje dodatnih mjera zaštite od zračenja te dodatno doprinosi ALARA principu. Zato je u ovoj disertaciji detaljno ispitana primjena AEPD-a ALARA OD te potvrđene prednosti, osobito svojstvo vremenske rezolucije, u odnosu na pasivne dozimetre. Metoda mjerenja izloženosti liječnika specijalista intervencijske radiologije nošenjem aktivnog elektroničkog dozimetra iznad zaštitne olovne pregače pokazala se prikladnom i preporuča se njezina primjena kao rutinske metode za određivanje načina i dinamike primanja doze ovih specifično izloženih profesionalaca.

Literatura

Al-Hajj, 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)

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)

Council of the European Union. *Directive 96/29/Euroatom of 13 May 1996 Basic Safety Standards* (1996)

Cristy, M. and **Eckerman** KF. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. I. Methods. Oak Ridge National Laboratory Report ORNL/TM-8381/VI, USA. (1987)

Currivan, L., Duffy, J.T., Spain, D. and Pollard D.. *A Study of dose Distribution and Radiation Protection in Industrial Radiography in Ireland*. (2004)

dostupno na <http://www.ipen.br/biblioteca/cd/irpa/2004/files/5g1.pdf>., pristup. 15. ožujka 2012.

Eckerman, KF, Cristy, M., Ryman JC. The ORNL mathematical phantom series. Oak Ridge National Laboratory Report. (1996)

Available at <http://homer.hsnr.ornl.gov/VLab/VLabPhan.html>.

European Commission. *Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation*, Radiation Protection NO 160. (EC Luxembourg) (2009)

Ginjaume M, Bolognese-Milsztajn T, Luszik-Bhadra M et al. *Overview of active personal dosimeters for individual monitoring in the European Union*. Radiat.Prot.Dosim. 125 (1-4):261-266 (2007)

Ginjaume, M.. *Performance and approval procedures for active personal dosimeters*. Radiat.Prot. Dosim. 144(1-4), 144-149 (2011)

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)

<http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=223>, pristup 15. svibnja 2011.

<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/pmma.html> pristup 15. svibnja 2011.

<http://www.alara.hr>, pristup 25. siječnja 2012.

<http://www.centronic.co.uk>, pristup 12. siječnja 2012.

http://www.centronic.co.uk/downloads/Geiger_Tube_theory.pdf, pristup 23. siječnja 2012.

International Atomic Energy Agency **IAEA**. *Assessment of Occupational Exposure Due to External Sources of Radiation*, Safety Series. Safety Guide RS-G-1.3, IAEA, ILO, Vienna (1999a)

International Atomic Energy Agency **IAEA**. *International Basic Safety Standards for Protection from Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources*, Safety Series No. 115, (Vienna: IAEA) (1996).

International Atomic Energy Agency **IAEA**. *Radiation Protection Safety in Industrial Radiography*. Safety Reports Series No. 13. IAEA, Vienna (1999b)

International Commission on Radiation Units and Measurements. *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection Against External Radiation*. **ICRU** Report 57 (Bethesda, MD: ICRU) (1998)

International Commission on Radiation Units and Measurements. *Fundamental Quantities and Units for Ionising Radiation*. ICRU report No. 85, Journal of the **ICRU** Vol 11 No.1 (Oxford University Press) (2011)

International Commission on Radiation Units and Measurements. *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. **ICRU** report No. 51, (ICRU Bethesda) (1993)

International Commission on Radiological Protection. *1990 Recommendations*. **ICRP** Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3) (Oxford, UK, Pergamon Press Elsevier Science Ltd) (1990)

International Commission on Radiological Protection. *Adult Reference Computational Phantoms*. **ICRP** Publication 110. Ann. ICRP (2009)

International Commission on Radiological Protection. *Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures*. **ICRP** Publication 85. Ann ICRP 30(2). (Oxford, UK, Pergamon Press, Elsevier Science Ltd) (2000)

International Commission on Radiological Protection. *Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation*. **ICRP** Publication 74. Ann. ICRP 26 (3-4)(1997a)

International Commission on Radiological Protection. *Data for Use in Protection Against External Radiation*. **ICRP** Publication 51. Ann. ICRP 17(2-3) (Oxford: Pergamon Press) (1987)

International Commission on Radiological Protection. *General Principles for the Radiation Protection of Workers*. **ICRP** Publication No. 75, Pergamon Press, Oxford and New York (1997b)

International Commission on Radiological Protection. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. **ICRP** Publication 103. Ann. ICRP (2007)

International Organization for Standardization. *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. **ISO** (1999)

International Organization for Standardization. *X and gamma reference radiation for calibrating dose meters 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. **ISO** (1996)

Järvinen, H., Bulls, N., Clerinx, P., Jansen, J., Miljanić, S., Nikodemova, D., Ranogajec-Komor, M. and d'Errico, F.. *Overview of double dosimetry procedures for the effective dose to the interventional radiology staff*. Radiat. Prot. Dosimetry 131 (1): 80-86 (2008) i tamo navedena literatura

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 (1982)

Kumar P.. *Radiation Safety Issues in Fluoroscopy During Percutaneous Nephrolithomy*. Urol J. 2008;5:15-23 (2008)

Lowenthal, G.C. and **Airey**, P.L.. *Practical Applications of Radioactivity and Nuclear Radiations*, (57), Cambridge University Press (2001)

Luszik-Bhadra, M. and **Perle**, S.. *Electronic personal doseimeters will replace passive doseimeters in near future*. Radiat.Prot.Dosim. 123 (4) 546-553 (2006)

Marović, G. i sur. IMI CRZ-92. *Praćenje stanja radioaktivnosti u Republici Hrvatskoj*. Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada, Zagreb (2012)

ORAMED projekt (2008-2011), suradnički projekt podržan od Europske komisije unutar 7. okvirnog programa, <http://www.oramed-fp7.eu/>, pristup 1. ožujka 2012.

Panasonic. *TL Badge Technical Data*. (1985)

Pelowitz DB. MCNPXTM User's manual, version 2.5.0. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, USA. (2005)

Prlic, I. et al. *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. (2002)

Prlic, I., Suric Mihic, M. and Vucic, Z. *Active electronic personal dosemeter in interventional radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 132 (3), 308-312 (2008).

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. 2006. 17-22 October, Coimbra, Portugal. (2006)

Prlic, I., Suric Mihic, M., Milkovic-Kraus, S., Mestrovic, T. and Vrtar, M.. *Characterization of workplaces in interventional radiology using active doseimeters ALARA OD*. Radiat.Prot. Dosim. 125 (1-4), 379-382 (2007a).

Prlic, I., Suric Mihic, M., Milkovic-Kraus, S., Mestrovic, T. and Rojnica, F. *Characterization of workplaces in Interventional Radiology using Active Doseimeters ALARA OD*. Book of Abstracts, IM 2005-European workshop on individual monitoring of ionizing radiation, Vienna, Austria; (2005)

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 (**2007b**).

Prlić, I., ALARA d.o.o. Daljnji tehnološki razvoj i nadogradnja elektronskih dozimetara tipa ALARA, projekt **1998a-**

Prlić, I., Ministarstvo unutarnjih poslova Republike Hrvatske. Uspostava elektronske dozimetrije uz rendgen uređaje za kontrolu prtljage i pošiljaka. Projekt **1998b-**

Schultz, F.W. and Zoetlief, J.. *Estimating effective dose for a chardiac chateterisation procedure with single or double personal dosimeters.* Radiat. Prot. Dosimetry 118:196-204 (**2006**)

Siiskonen, T., Tapiovaara, M., Kosunen, A., Lehtinen M., and Vartiainen E.. *Occupational radiation doses in interventional radiology: simulations.* Radiat. Prot. Dosimetry 129 (1-3):36-38 (2008)

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**)

Snyder, WS., Ford, MR., Warner, GG. and Fisher, HI. *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**)

Suric Mihic, M., Vucic, Z., Prlic, I., Lulic, I. and Mestrovic, T.. *Radiation measurements around X-ray cabinet systems.* Radiat.Prot.Dosim (**2012**) doi:10.1093/rpd/ncr410

Surić Mihalj, M. *ME – 608 – 001 Određivanje Hp(10) korištenjem termoluminiscentnih dozimetara.* Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada, Jedinica za dozimetriju zračenja i radiobiologiju (**2011**)

The National Council on Radiation Protection and Measurements. *Structural Shielding design for Medical X-ray Imaging Facilities.* Report No. 147. **NCRP**, Bethesda (**2004**)

Tsapaki, V., Kottou, S., Patsilnakos, S., Voudris, V. and Cokkinos, D.V. *Radiation dose measurements to the interventional cardiologist using an electronic personal dosimeter*. Radiat. Prot. Dosimetry 112(2), 245-249 (**2004**).

United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. **UNCSEAR** 2000 *Report to the General Assembly with Scientific Annexes* Vol. I-II. (UN publications, New York) (**2000**)

Vaño E., Fernandez JM. and Sanchez R. *Occupational dosimetry in real time. Benefits for interventional radiology*. ORAMED 2011. International Workshop on Optimization of Radiation Protection of Medical Staff (**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**)

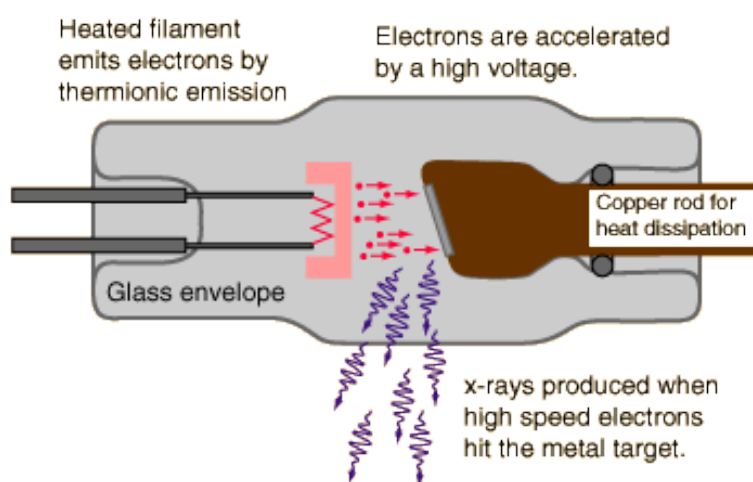
Weeks, AR., Pottinger, MP., Clarke, PW. *The BNFL legal dosimetry service*. 3rd ISOE International Alara symposium, Portoroz (Slovenia) (**2002**)

World Health Organization. *Efficacy and radiation safety in interventional radiology*. (Geneva, Switzerland: **WHO**) (**2000**).

Prilog 1

1.Princip rada rendgenskog uređaja

Rendgenski uređaji koji se koriste u medicini i industriji su električni uređaji koji proizvode ionizirajuće zračenje. Osnova svakog rendgenskog uređaja je rendgenska cijev čija je shema prikazana na Slici 1. Sklop od anode i katode smješten je u evakuiranu staklenu cijev (u visoki vakuum). Generator visokog napona daje razliku potencijala između anode i katode koja je u rasponu 23-150 kV za rendgenske uređaje u medicini i do 400 kV za rendgenske uređaje u industriji.

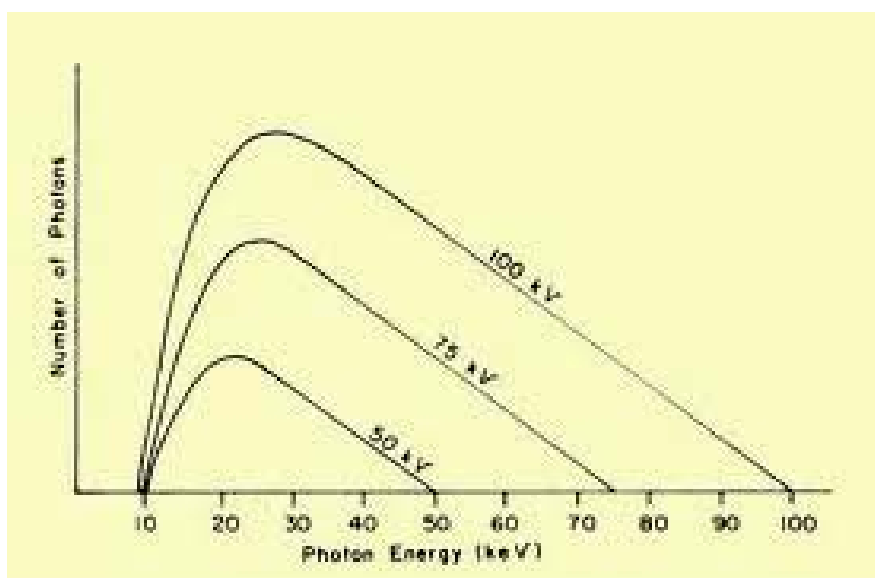


Slika 1. Osnovna shema rendgenske cijevi (izvor <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/quantum/xtube.html>)

Grijanjem katode (najčešće sačinjene od volframa zbog njegovog visokog tališta) dolazi do termalne emisije elektrona koji zbog djelovanja visokog napon između katode i anode bivaju ubrzani te velikom brzinom udaraju u anodu. Baza anode je najčešće napravljena od volframa ili u novije vrijeme od molibdena ili grafita. Površina anode (meta – područje u koje udaraju visokoenergijski elektroni, prstenastog oblika) obično je napravljena od volframa ili slitine volframa i renija, a kod mamografskih rendgen uređaja od molibdena. Mjesto gdje se na meti proizvodi rendgensko zračenje zove se fokus, pravokutnog je oblika i njegove dimenzije ovise o dimenzijama fokusiranog snopa elektrona koji dolaze na metu. Dimenzije stranica fokusa su reda veličine 0,1 do 2 mm. Obično se koriste dvije veličine fokusa rendgenske cijevi: mali fokus koji daje manje zamućenje slike i bolju razlučivost detalja i veliki fokus koja omogućava bolju disipaciju topline.

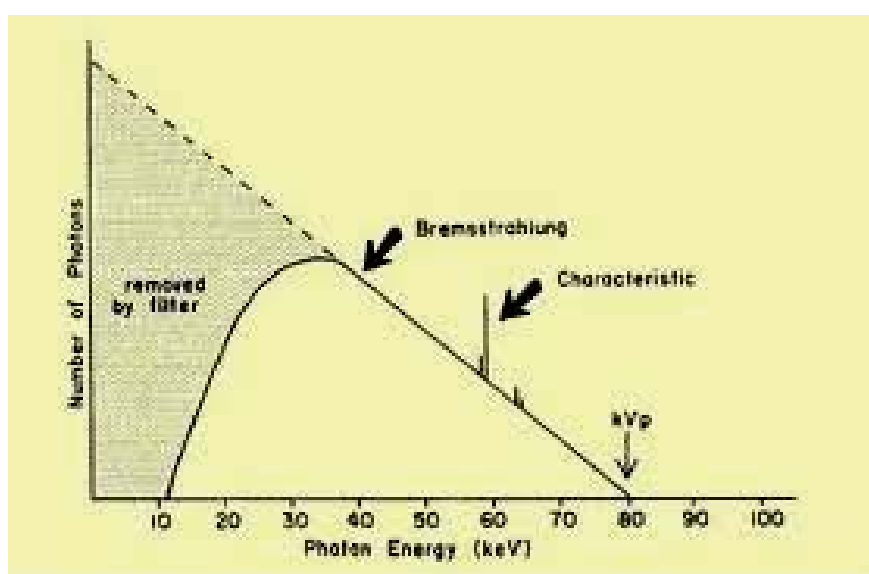
Udaranjem visokoenergijskih elektrona njihova kinetička energija pretvara se u rendgensko zračenje i toplinu koja se odvodi s anode. Rendgensko zračenje nastaje u dva tipa interakcija upadnih elektrona u materijalu mete pri čemu se proizvodi zakočno zračenje (bremsstrahlung njem.) i karakteristični spektar ovisno o materijalu mete.

Zakočno zračenje se proizvodi prolaskom visokoenergijskih elektrona u blizini jezgri atoma materijala mete pri čemu dolazi do otklona elektrona i njihovog naglog usporavanja, a gubitak kinetičke energije se pojavljuje u formi fotona rendgenskog zračenja. Energijski spektar tih fotona je kontinuiran od vrijednosti 0 keV do maksimalne vrijednosti kinetičke energije upadnih elektrona. No kada se promatra izlazni spektar neke rendgenske cijevi minimalna vrijednost energije nije 0 jer fotoni s najnižim energijama bivaju apsorbirani već u materijalu prozora rendgenske cijevi, a dodatno još u materijalima dodatnog filtra koji se stavlja na izlaz iz rendgenske cijevi. Jedan tipičan energijski spektar zakočnog zračenja ovisno o visokom naponu na cijevi je prikazan na Slici 2. Efikasnost proizvodnje zakočnog zračenja raste s energijom upadnih elektrona koja je određena s maksimalnim naponom cijevi (kVp – „kilovolt peak“). Ukupna površina ispod krivulje predstavlja broj proizvedenih fotona ili količinu zračenja. Ako nema filtracije spektar je trokutastog oblika i količina zračenja je približno proporcionalna kvadratu kVp-a. U prisustvu filtracije, rastom kVp-a raste i prodornost fotona te je manji postotak fotona isfiltriran tako da raste količina zračenja iz rendgenske cijevi.



Slika 2. Usporedba energijskih spektara zakočnog zračenja za različite vrijednosti visokog napona (izvor: <http://www.sprawls.org/ppmi2/XRAYPRO/#Design>)

Drugi tip interakcije koji proizvodi zračenje u rendgenskoj cijevi je kolizija upadnih visokoenergijskih elektrona s orbitalnim elektronima materijala mete. Kada je energija upadnih elektrona veća od energije veze orbitalnih elektrona, u procesu kolizije dolazi do uklanjanja elektrona iz orbitale pri čemu ostaje nepopunjeno mjesto koje popunjava elektron iz višeg energijskog nivoa emitirajući foton čija je energija odgovara razlici energija ta dva energetska nivoa. S obzirom da elektron koji popunjava šupljinu može doći s različitih energijskih nivoa tako proizvedeni fotoni imaju različite energije i karakteristika su materijala mete. Ti fotoni čine tzv. *karakteristični spektar* koji ovisi o materijalu mete. Tipični spektar rendgenskog zračenja anode od volframa za vrijednosti kVp-a 80 kV prikazan je na Slici 3.



Slika 3. Tipični energijski spektar fotona rendgenskog uređaja, napon cijevi je 80 kV (izvor: <http://www.sprawls.org/ppmi2/XRAYPRO/#Design>)

Ovisno o debljini i gustoći objekta (ljudsko tijelo ili predmeti od različitog materijala) koji se snima korištenjem rendgenskog uređaja, na prozor rendgenske cijevi stavljaju se filtri (tzv. dodatna filtracija). Filtri uklanjaju dio rendgenskih fotona niže energije čija je penetrirajuća moć slaba te ne doprinose formiranju slike nego samo povećavaju dozu u ozračenom materijalu. Filtri su uglavnom napravljeni od aluminija, a koriste se i bakreni filtri.

Osim visokog napona rendgenske cijevi moguće je mijenjati količinu naboja koja prolazi kroz cijev regulacijom struje (mA) ili vremena ekspozicije (s) ili njihovog umnoška (mAs), ovisno o uređaju. Veća vrijednost mAs daje jače zacrtnjenje slike, a povećanjem samog vremena ekspozicije rastu doprinosi od raspršenog zračenja. Optimalna kombinacija vrijednosti struje i vremena ekspozicije odabire se prema zahtjevima detektora zračenja (ili receptora zračenja)

za postizanjem zadovoljavajuće kvalitete slike (a time i količine zračenja na detektoru koja je potrebna da se ta kvaliteta dostigne).

Još jedna veličina koju se može varirati pri korištenju rendgen uređaja je veličina polja zračenja na objektu koji se snima. Smanjenjem polja zračenja korištenjem kolimatora značajno se smanjuje utjecaj raspršenog zračenja i povećava kontrast slike.

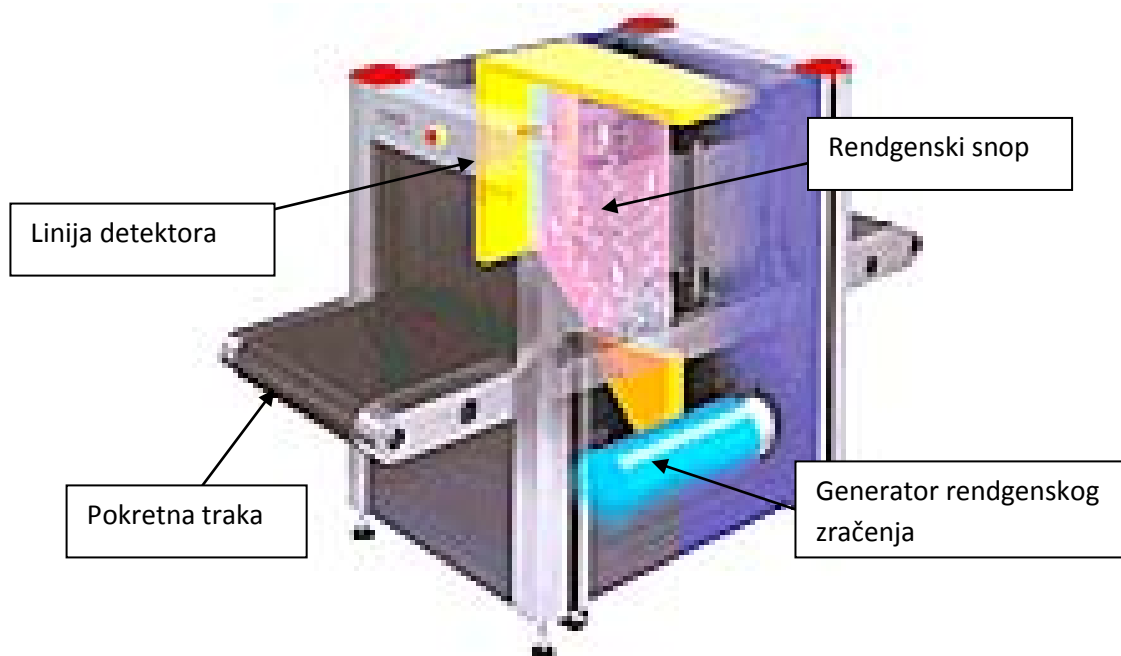
Sama slika koja nastaje po prolasku rendgenskog zračenja kroz snimani objekt formira se u detektoru ili receptoru zračenja. Postoje tri osnovna tipa:

- Film s pojačivačkom folijom – uobičajeno se koristi za dijagnostička slikanja, slikanja varova i oštećenja u materijalu u industriji itd.
- Elektroničko pojačalo slike povezano s monitorom na kojem se promatra slika – prosvjetljavanje u dijagnostičkoj i terapijskoj medicini, panoramsko snimanje materijala u industriji
- Digitalni detektori - dobiveni podaci se računalno obrađuju što omogućava transfer informacija pomoću računala, omogućeno je i manipuliranje slikom (u smislu povećanja kontrasta, zumiranja itd), a zahtijevaju manju količinu ulaznog zračenja potrebnu za dobivanje optimalne kvalitete slike

2. Rendgenski uređaj za kontrolu ručne prtljage i osobnih predmeta

Rendgenski uređaji kabinetskog tipa koriste se za skeniranje ručne prtljage i osobnih predmeta u cilju potrage za ilegalnim ili zabranjenim predmetima (oružje, eksplozivi, droge i sl.). Kabinetski sustav (Slika 4.) sastoji se od rendgenske jedinice s rendgenskom cijevi koja radi s maksimalnim naponom od 140 kV te maksimalnom strujom od 0,2 mA. Prosvjetljavanje se vrši u „fan beam“ geometriji rendgenskog snopa pri čemu se na monitoru prikazuje slika sadržaja prosvjetljenog predmeta u visokoj rezoluciji, a „pseudo color“ način rada služi za lakše razlučivanje gustoća prikazanih predmeta. Ostali dijelovi su detektorska linija s poluvodičkim detektorima, pokretna traka koja brzinom 0,2 m/s uvodi predmete kroz olovne zavjese u tunel za inspekciju (duljina tunela $L=1,15$ m) i monitor za promatranje slike skeniranih predmeta. Korištenje „pseudo color“ načina rada, uz zadanu boju za određene gustoće (materijale) omogućava da se bitno lakše prepozna određeni opasni sadržaj bez obzira na njegov oblik.

Rendgenska cijev je smještena sa strane operatera u blizini poda usmjerujući ekstremno tanki snop u „fan beam“ geometriji dijagonalno prema detektorskoj liniji.



Slika 4. Rendgenski uređaj za kontrolu prtljage i pošiljki Heimann HI –SCAN. Izvor http://www.smithsdetection.com/eng/x-ray_inspection_tech.php

Predmet koji se snima se transportnom trakom kroz olovne zavjese uvodi u inspekcijski tunel. Kada prednja strana predmeta presječe infracrveni snop svjetlosnih barijera (koje se nalaze na ulaznoj strani tunela, odmah nakon olovne zavjese) dolazi do simultanog uključjenja generatora rendgenskog zračenja. Zračenje traje dok stražnja strana predmeta ne prođe liniju u sredini inspekcijskog tunela. Tijekom cijelog trajanja ozračivanja uključeni su sigurnosni svjetlosni pokazivači na gornjoj plohi uređaja.

3. Rendgenski uređaji za prosvjetljavanje (fluoroskopija) u intervencijskoj medicini

U intervencijskim medicinskim postupcima provode se tzv. fluoroskopski vođene intervencije. Kod takvih intervencija liječnik koji provodi postupak, korištenjem papučice, uključuje rendgen uređaj koji kontinuirano (dok je papučica pritisnuta) snima željeno područje pacijenta i snimak prikazuje na zaslonu (monitoru). S obzirom da se u intervencijskim postupcima kroz mali rez na koži uvode instrumenti koji se kroz krvne žile pomiču unutar pacijenta, za poznavanje i praćenje njihovog položaja potrebno je snimiti ciljano područje na pacijentu korištenjem rendgenskog uređaja pri čemu rendgenska cijev može biti različito orijentirana s obzirom na os pacijenta. Tako govorimo o geometriji polja zračenja koja je označena kraticama AP za anterio-posterior; PA za postero-anterior; LLAT i RLAT bočno zračenje s lijeva odnosno s desna, LAT za srednju vrijednost, RAO i LAO (eng. *right, left anterior oblique*) za snimanja pod kutem s prednje desne odnosno prednje lijeve strane te RPO i LPO (eng. *right, left posterior oblique*) za snimanje pod kutem sa stražnje desne odnosno lijeve strane.

Za fluoroskopski vođene intervencijske postupke u radiologiji, kardiologiji i urologiji koriste se rendgenski uređaji uobičajenog naziva C-luk. Rendgenska cijev i detektor se nalaze na suprotnim krajevima luka između kojih se nalazi stol za pacijenta. Luk može rotirati oko osi pacijenta na način da se fluoroskopski snimak može snimiti iz bilo kojeg kuta. Fotografija angiografskog rendgen uređaja koji je korišten za fluoroskopiju tijekom mjerenja u intervencijskoj radiologiji je dan na Slici 5.



Slika 5. Sustav za fluoroskopiju. Na stolu za pacijenta nalazi se fantom, a monitori za gledanje fluoroskopskih snimaka nalaze se na desnoj strani slike. C-luk je pričvršćen na strop te se može rotirati oko osi pacijenta omogućavajući tako snimanje iz željenog kuta. U položaju na fotografiji rendgenska cijev se nalazi ispod stola za pacijenta (PA).

Kod klasičnih fluoroskopskih uređaja kao detektor se koristi pojačalo slike koji ima scintilacijski kristal (CsI) za pretvaranje rendgenskih zraka u vidljivo svjetlo. Vidljivo svjetlo se pretvara u električni signal koji se pojačava, a zatim konvertira u video snimak koji se onda može prikazati na zaslonu i po potrebi snimiti kao video zapis. U zadnje vrijeme noviji angiografski uređaji umjesto pojačala slike koriste digitalne detektore (flat-panel). Oni su kompaktniji, omogućavaju bolju oštrinu slike i veći dinamički raspon koji je iznimno bitan u intervencijskoj radiologiji jer ta medicinska grana zahtjeva veliku brzinu snimanja. Također, bitna značajka digitalnih detektora je da su osjetljiviji na rendgensko zračenje što smanjuje dozu koju pri takvim fluoroskopskim snimanjima prime i pacijent i liječnik operater. Slikom

na monitoru se može manipulirati u smislu povećanja (zumiranja), mijenjanja kontrasta, ponavljanja snimke bez ponovnog snimanja i sl.

Rendgenski uređaj za fluoroskopiju može raditi u dva osnovna načina rada, ručni i automatski (ABC – *Automatic Brightness Control*). U ručnom načinu rada brzina ekspozicije je neovisna o veličini pacijenta, promatranom dijelu tijela i vrsti tkiva te kvaliteta i oštrina slike često varira ovisno o prethodno navedenim faktorima. Stoga se u fluoroskopskim snimanjima češće koristi ABC način rada kod kojeg stalno automatski nadzire izlaz iz pojačala slike i podešavaju parametri rada rendgen uređaja (kV i mAs) da bi se dobila kvalitetna slika na zaslonu tijekom dinamičkog snimanja. U ABC načinu snimanja se nadoknađuje gubitak svjetline (*brightness*) uzrokovan smanjenjem količine zračenja koje dolazi na pojačalo slike (npr. kod debljeg dijela tijela) povećanjem intenziteta rendgenskog zračenja (povećanjem mA) i/ili proizvodnjom prodornijih rendgenskih zraka (povećanjem kV). Obratno, kod presvjetle slike ABC kompenzira smanjenjem mA i/ili kV.

Cineangionografija ili skraćeno cine je način rada u kojem se snima nekoliko odvojenih kvalitetnih dijagnostičkih slika u minuti. Količina informacija snimljena za svaku takvu sliku je identična normaloj rendgenskoj slici dobivenoj s *flat plane* detektorom. S obzirom da stvaranje cine filma iziskuje znatno povišene izlazne parametre rendgenske cijevi, brzine doze rendgenskog zračenja su 10-20 puta veće nego kod uobičajene fluoroskopije.

Intervencijski radiolozi čija je dozimetrija korištenjem AEPD-ova ALARA OD opisana u ovoj disertaciji su radili na angiografskom rendgen uređaju Shimadzu Digitex 2400.

Za korišteni rendgen uređaj provedena je kontrola kvalitete (QC) o čemu je dan slijedeći izvještaj:



INSTITUT ZA MEDICINSKA ISTRAŽIVANJA I MEDICINU RADA

Jedinica za dozimetriju zračenja i radiobiologiju

Ksaverska cesta 2, p.p. 291 - HR 10 000 Zagreb

MB : 3270475

e-mail: doza@imi.hr

www.imi.hr

IZVJEŠĆE O ISPITIVANJU

RENDGEN UREĐAJA

Izvanredno ispitivanje je izvršeno za rendgen uređaj :

Rdg uređaj:	DIGITEX 2400 , proizvođača "SHIMADZU", Kyoto, Japan
Namjena:	angiografija
Generator:	serijski broj : 163949603
Cijev:	SHIMADZU ; tip : G-1392 ; serijski broj : 94129-4M
kVp MAX:	125 kVp MAX
mA MAX:	900 mA MAX
Žarište:	0,6 mm; 1,0 mm

Mjerna oprema : Thermo Eberline ESM FH 40 G-L10 Serijski broj : 014690
RTI Electronics BARRACUDA; Serijski broj : BC1-05080069
Victoreen(Nuclear associates) 07-601; Serijski broj : 41421
Victoreen(Nuclear associates) 07-619; Serijski broj : 47696
University of Leeds; TOR [18 FG]; Serijski broj : 868
Test fantom - aluminijska ploča 20×20×1 cm (2 kom)
Test fantom - bakrena ploča 15×15×0,1 cm
Thermo Hygro RS 212-124

Okolišni uvjeti u kojima je vršeno ispitivanje :

Temperatura : 21°C

Relativna vlažnost : 49 %

Dokumentacija i smještaj rendgen uređaja :

Rendgen uređaj **posjeduje** važeću dozvolu za uporabu.

Uređaj je smješten na klinički zavod za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju, angiografija. Prostorija odgovara svim nužnim uvjetima za smještaj takvog tipa dijagnostičkog rendgen uređaja. Prostorija je odvojena betonskim zidom sa olovnom zaštitom, vratima sa olovnom zaštitom i olovnom zaštitnim staklom.

Zaštitna oprema:

Zaštitne pregače za zaštitu djelatnika i pacijenata te odgovarajući osobni dozimetar.



Funkcionalna ispravnost:

Sigurnosni i svjetlosni uređaji : Ispravno

Udalj. žarište-koža pacijenta (dijaskopija) [min. 0,3 m] Zadovoljava

Zaslon za ograničavanje veličine polja zračenja : Ispravno

Svjetlosni pokazatelj veličine polja zračenja : Ispravno

Sigurnosni i svjetlosni uređaji : Ispravno

Mjerenja osobina izlaznog snopa zračenja cijevi :

Mod rada : DIJASKOPIJA

Veliko žarište :

Udaljenost žarište-pacijent (MIN 0,3m):	30 cm, što je u skladu s dozvoljenim vrijednostima.
Postavljanje MPD sonde (<5%) :	(1,011), što je u skladu s dozvoljenim vrijednostima.
Ukupna filtracija :	Izračunata vrijednost ukupne filtracije iznosi 13 mm Al što je u skladu s dozvoljenim vrijednostima.
HVL (> 2,3 mmAl / 80 kV):	Dobivena vrijednost HVL-a iznosi 4,76 mm Al. , što je u skladu s dozvoljenim vrijednostima.
Maksimalna brzina izlazna doze : (>5,3 Gy/h)	Izmjerena maksimalna brzina izlazne doze na izlazu iznosi 0,1 mGy/s , što je u skladu s dozvoljenim vrijednostima.
Nominalna veličina žarišta :	Na osnovu slike odgovarajućeg testa utvrđeno je da je nominalna veličina žarišta jednaka 1,0 mm , što je u skladu s dozvoljenim vrijednostima.
Provjera ispravnosti TV lanca :	Slika odgovarajućeg testa pokazuje jasno vidljive i razlučive bijele i crne površine. Obzirom na dane parametre uređaja i zakonske uvjete možemo TV lanac smatrati ispravnim .

Granično razlučivanje:

TOR [18FG]

Razlučivanje : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se jasno razlučuje **9 grupa linija**, što odgovara graničnoj sposobnosti razlučivanja **1,25** parova linija po milimetru.

TOR [18FG] + 10 mm Al

Razlučivanje : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se jasno razlučuje **9 grupa linija**, što odgovara graničnoj sposobnosti razlučivanja **1,25** parova linija po milimetru.



TOR [18FG] + 20 mm Al

Razlučivanje : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se jasno razlučuje **9 grupa linija**, što odgovara graničnoj sposobnosti razlučivanja **1,25** parova linija po milimetru.

TOR [18FG] + 1 mm Cu

Razlučivanje : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se jasno razlučuje **9 grupa linija**, što odgovara graničnoj sposobnosti razlučivanja **1,25** parova linija po milimetru.

Standardno razlučivanje:

Victoreen(Nuclear associates) 07-601

Razlučivanje : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se jasno razlučuje područje mreže sa **40 parova linija po inču**.

Victoreen(Nuclear associates) 07-619

Razlučivanje : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se jasno razlučuje područje mreže sa **40 parova linija po inču**.

Vrijeme ekspozicije :

-

Točnost kVp :

Rezultati ispitivanja odnosa stvarnih vrijednosti visokog napona i vrijednosti visokog napona namještenih na upravljačkom uređaju dani su u Tablici 1 Ispitivanja su izvršena za različite automatski odabrane vrijednosti visokog napona i struje.

Tablica 1. Odnos stvarnih i namještenih vrijednosti visokog napona.

visoki napon na uređaju [kV]	izmjereni visoki napon [kV]
70	67,50
75	73,20
81	80,03
90	90,28

Napomena : Rezultati provedenih ispitivanja pokazuju **dobro** slaganje namještenih i izmjerenih vrijednosti visokog napona.

Ponovljivost kVp :

Ispitivanja su izvršena za automatski odabranu vrijednost visokog napona (**70, 75, 81, 90 kV**), uz više ponavljanja, uz iste uvjete dijaskopiranja.

70 kV	67,4 ± 0,2
75 kV	73,3 ± 0,4
81 kV	80,0 ± 0,4
90 kV	90,1 ± 0,3

Napomena : Rezultati provedenih ispitivanja pokazuju **vrlo dobru** ponovljivost vrijednosti visokog napona.



Izlazna doza :

-

Izlazna brzina doze :

Ispitivanja brzine doze vršena su pri odabranoj vrijednosti visokog napona (**70, 75, 81, 90 kV**)

70 kV	0,03939 mGy/s
75 kV	0,01791 mGy/s
81 kV	0,01143 mGy/s
90 kV	0,01075 mGy/s

Točnost izlazne brzine doze :

70 kV; Izmjerena je brzina doze od :	D = 0,356 ± 0,004 mGy/s
75 kV; Izmjerena je brzina doze od :	D = 0,0179 ± 0,0004 mGy/s
81 kV; Izmjerena je brzina doze od :	D = 0,010 ± 0,002 mGy/s
90 kV; Izmjerena je brzina doze od :	D = 0,011 ± 0,001 mGy/s

Točnost mA/mAs :

-

Ponovljivost mA/mAs :

-

Linearnost mA/mAs :

-

Točnost mGy/mAs :

-

Ponovljivost mGy/mAs :

-

Prag kontrasta :

TOR [18FG]

Visoki kontrast : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se na odgovarajućoj test ploči razlučuje svih **9** diskova. Obzirom na dane parametre uređaja i zakonske uvjete možemo razlučivanje u visokom kontrastu smatrati **urednim**.

Niski kontrast : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se na odgovarajućoj test ploči razlučuju **4** diska. Obzirom na dane parametre uređaja i zakonske uvjete možemo razlučivanje u niskom kontrastu smatrati **urednim**.

TOR [18FG] + 10 mm Al

Visoki kontrast : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se na odgovarajućoj test ploči razlučuje svih **9** diskova. Obzirom na dane parametre uređaja i zakonske uvjete možemo razlučivanje u visokom kontrastu smatrati **urednim**.



Niski kontrast : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se na odgovarajućoj test ploči razlučuju **3** diska. Obzirom na dane parametre uređaja i zakonske uvjete možemo razlučivanje u niskom kontrastu smatrati **urednim**.

TOR [18FG] + 20 mm Al

Visoki kontrast : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se na odgovarajućoj test ploči razlučuje svih **9** diskova. Obzirom na dane parametre uređaja i zakonske uvjete možemo razlučivanje u visokom kontrastu smatrati **urednim**.

Niski kontrast : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se na odgovarajućoj test ploči razlučuju **2** diska. Obzirom na dane parametre uređaja i zakonske uvjete možemo razlučivanje u niskom kontrastu smatrati **urednim**.

TOR [18FG] + 1 mm Cu

Visoki kontrast : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se na odgovarajućoj test ploči razlučuje svih **9** diskova. Obzirom na dane parametre uređaja i zakonske uvjete možemo razlučivanje u visokom kontrastu smatrati **urednim**.

Niski kontrast : Slika odgovarajućeg testa pokazuje da se na odgovarajućoj test ploči razlučuju **2** diska. Obzirom na dane parametre uređaja i zakonske uvjete možemo razlučivanje u niskom kontrastu smatrati **urednim**.

Ispitivanje brzine doze kojima su izloženi djelatnici :

Prirodno pozadinsko zračenje (background) :

u visini dozimetra ~ 0,1 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)

Za dijaskopiranje uz automatski odabranu vrijednost ekspozicije, i uz korištenje test fantoma (aluminijaska ploča 20×20×1 cm; 2 kom) :

Unutar prostorije u kojoj se vrši dijaskopiranje :

iza zaštitnog paravana (na mjestu liječnika) ~ 0,5 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)

na stolu (glava pacijenta) ~ 284 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)

na stolu (noge pacijenta) ~ 18,8 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)

na ~ 1 m udaljenosti u visini dozimetra ~ 378 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)

na ~ 3 m udaljenosti u visini dozimetra ~ 53,4 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)

Izvan prostorije u kojoj se vrši dijaskopiranje :

Za upravljačkim uređajem (mjesto eksponiranja) :

u visini dozimetra ~ 0,2 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)



kroz olovno staklo	~ 0,2 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)
kroz vrata	~ 0,2 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)
kroz zid	~ 0,2 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)

Iza zida prema prostoriji s rendgen uređajem (prolaz za pacijente):

u visini dozimetra	~ 0,2 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)
--------------------	------------------------------

Iza vrata prema prostoriji s rendgen uređajem (prolaz za pacijente) :

u visini dozimetra	~ 0,2 $\mu\text{Sv/h}$ (MAX)
--------------------	------------------------------

S obzirom da detaljno ispitivanje točnosti napona i izlazne doze nisu regularna ispitivanja u sklopu QC postupaka onda su posebno utvrđeni parametri napona te izlazne doze u snopu na udaljenosti 1m od fokusa rendgenske cijevi:

nominalni visoki napon (kV)	izmjereni visoki napon (kV)	izmjerena doza na 1 m (mGy/mAs)
40,00	33,34	0,00839
42,00	35,61	0,00959
44,00	37,89	0,01089
46,00	40,17	0,01227
48,00	42,45	0,01376
50,00	44,73	0,01535
52,00	47,00	0,01703
55,00	50,42	0,01974
57,00	52,70	0,02166
60,00	56,12	0,02474
63,00	59,53	0,02804
66,00	62,95	0,03156
68,00	65,23	0,03402
70,00	67,50	0,03658
73,00	70,92	0,04059
75,00	73,20	0,04338
77,00	75,48	0,04626
79,00	77,76	0,04923
81,00	80,03	0,05229
83,00	82,31	0,05544
85,00	84,59	0,05866
87,50	87,44	0,06281
90,00	90,28	0,06708
93,00	93,70	0,07237
96,00	97,12	0,07783
99,00	100,54	0,08344
102,00	103,95	0,08921
105,00	107,37	0,09512
109,00	111,92	0,10321
113,00	116,48	0,11153
117,00	121,04	0,12005
121,00	125,59	0,12876
125,00	130,15	0,13764
129,00	134,70	0,14667
133,00	139,26	0,15582
141,00	148,37	0,17445
145,00	152,93	0,18388
150,00	158,62	0,19575

4. Industrijski rendgenski uređaji

Industrijski rendgen uređaji koriste za ispitivanje svojstava materijala u smislu traženja defekata u materijalu (površinskih ili unutarnjih), razlika u debljini, promjena u strukturi, detalja u sklopu i slično. Takva ispitivanja zovemo ispitivanja bez razaranja (NDT – *non destructive testing*). Ovisno o predmetu ispitivanja koriste se statički ili pokretni rendgen uređaji. Tijekom provođenja osobnog dozimetrijskog nadzora radnika koji provode NDT postupke u brodogradnji korišten je pokretni rendgen uređaj Eresco 42 MF4, proizvođača GE Ahrensburg, Njemačka, čija je fotografija prikazana na Slici 6.



Slika 6. Pokretni rendgen uređaj Eresco 42 MF4. (a) uređaj s kojim su radili izloženi radnici pod dozimetrijskim nadzorom u Poglavlju 4, (b) rendgenska cijev i kontrolna jedinica (izvor: <http://www.ge-mcs.com/en/radiography-x-ray/tubes-and-generator/eresco-mf4.html>)

Pokretni rendgen uređaj sastoji se od dva osnovna dijela: generator s rendgenskom cijevi i kontrolni uređaj. Rendgenska cijev se spojnim kabelom povezuje s kontrolnim uređajem na kojem se podešavaju parametri visokog napona (kV), struje (mA) i vremena ekspozicije (s) te ostali parametri koje omogućuje program za upravljanje.

Navedeni rendgenski uređaj radi za vrijednosti visokog napona u rasponu 5-200 kV, vrijednosti struje do 4,5 mA[<http://idef.hr/aploads/files/ERESCO%20MF4%20brochure.pdf>]. Rendgenska cijev ima jedan fokus veličine 3 mm od volframa, a emitira rendgenski snop eliptičnog oblika 40°x 60°.

Rendgenska cijev se usmjerava prema predmetu koji se ispituje, a iza predmeta se postavljaju kasete s filmom. Ovisno o sastavu i debljini materijala koji se snima odabire se odgovarajuća kombinacija visokog napona, dok integrirani kalkulator ekspozicije izračunava odgovarajuću vrijednost umnoška struje (mA) i vremena ekspozicije (min). Na taj način biti će upotrijebljena najviša vrijednost struje cijevi i odgovarajuće vrijeme za zadani visoki napon. Također moguće je provođenje korekcije s obzirom na zadanu udaljenost fokusa rendgenske cijevi od filma (FFD *Film-Focal-Distance*).

5. Mjerni uređaji korišteni pri mjerenjima u disertaciji

Mjerni uređaj	mjerne veličine	raspon	senzor	osjetljivost / područje rada		kalibrirano
Thermo Eberline ESM FH 40G	H*(10) ambijentalni dozni ekvivalent, brzina H*(10)	100 nSv/h-1 Sv/h	scintilacijski detektor NaI(Tl) (proporcionalni brojač)	od 30 keV – 1,3 MeV		7.9.2008. / 3.11.2010.
Thermo Eberline ESM FH 40G-L10	H*(10) ambijentalni dozni ekvivalent, brzina H*(10)	10 nSv/h-100 mSv/h	scintilacijski detektor NaI(Tl) (proporcionalni brojač)	30 keV-1,3MeV		14.5.2003. / 3.11.2010
Thermo Eberline FHZ 612 vanjska sonda	H*(10) ambijentalni dozni ekvivalent, brzina H*(10)	0,1-9,99*10 ⁶ µSv/h	GM cijev	83-3000 keV		16.5.2003. / 3.11.2010.
RS 131	brzina doze, ukupna doza	1-100 mSv/h	ionizacijska komora	točnost ±5% na 10 mikroR/h	intervali zapisa 1s-9h; do 20000 zapisa u memoriji (5,5 h do 20,5 godina)	6.3.2003. / 14.11.2008.
Barracuda X-ray Multimeter	kVp, vrijeme ekspozicije, doza, brzina doze, ukupna filtracija, HVL, Kvp oblik vala, oblik vala brzine doze	stranica 30 uputa za rukovanje		stranica 30 uputa za rukovanje		- / 6.9.2005.
Unidos Universal Dosemeter	doza i brzina doze		komorice razne	ovisno o komori		
ALARA AEPD	brzina doze, ukupna doza	0,1 µSv/h do 1999 mSv/h; 0.01 µSv do 46 mSv	GM cijev	50 keV do 1.25 MeV		3.11.2010.

Životopis

Marija Surić Mihić je rođena u Zagrebu 1974. godine. Osnovnu školu i prirodoslovno-matematičku gimnaziju pohađala je u Zadru. Maturirala je s odličnim uspjehom i 1992. godine upisala studij inženjerske fizike na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Diplomirala je u svibnju 2000. godine radom iz eksperimentalne fizike – Medicinska fizike, naslova „Primjena poluvodičkih detektora u radioterapiji“ pod vodstvom doc.dr.sc Mladena Vrtara. Krajem iste godine upisuje na Prirodoslovno-matematičkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu poslijediplomski studij fizike – Medicinska fizika. U travnju 2002. godine je zaposlena kao znanstveni novak na Klinici za unutarnje bolesti Medicinskog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. 2004. godine je pohađala i završila specijalističko-znanstveno obrazovanje College on Medical Physics u organizaciji International Centre for Theoretical Physics, Trst (u organizaciji UN – IAEA). U travnju 2005. godine je prešla na Institut za medicinska istraživanja i medicinu rada kao znanstveni novak u Jedinici za dozimetriju zračenja i radiobiologiju gdje provodi istraživanja u sklopu projekta IMI-MZOS 022-0222882-2335 – Radioaktivnost okoliša i zaštita od zračenja pod vodstvom dr.sc Gordane Marović. U svom radu bavi se medicinskom fizikom – fizikom zaštite od zračenja i osobnom dozimetrijom. Posebno radi na stručnim poslovima zaštite od zračenja i provođenju osobne dozimetrije radnika koji u rade uz izvore ionizirajućeg zračenja te je sudjelovala u akreditaciji vlastite laboratorijske metode za određivanje $H_p(10)$ korištenjem sustava za termoluminiscentnu dozimetriju, prema normi HRN EN ISO/IEC 17025:2007. Bavi se razvijanjem novih metoda u osobnoj dozimetriji, razvijanju aktivnog elektroničkog dozimetra za uporabu u osobnoj dozimetriji. Aktivna je u nekoliko hrvatskih stručnih društava i normizacijskom tehničkom odboru HZN/TO E62 Hrvatskog Zavoda za normizaciju. Tijekom 2011. i 2012. godine bila je neposredni voditelj dva diplomatska rada. Udana i majka dvoje djece.

Doktorsku disertaciju je izradila na Institutu za medicinska istraživanja i medicinu rada u Jedinici za dozimetriju zračenja i radiobiologiju pod mentorstvom prof.dr.sc. Mladena Vrtara.

Popis objavljenih radova

Izvorni znanstveni i pregledni radovi u CC časopisima

Surić Mihić, Marija; Vučić, Z; Prlić, Ivica; Lulić, Ivan; Meštrović, Tomislav. *Radiation measurements around X-ray cabinet systems*. Radiat. Prot. Dosimetry (2012) 10.1093/rpd/ncr410

Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Vučić, Zlatko. *Active Electronic Personal Dosemeter in Interventional Radiology*. Radiat. Prot. Dosimetry. 132 (2008) 3; 308-312

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

Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Milković-Kraus, Sanja; Meštrović, Tomislav; Vrtar, Mladen. *Characterization of workplaces in interventional radiology using active dosimeters ALARA OD*. Radiat. Prot. Dosimetry. 125 (2007) 1-4; 379-382

Znanstveni i pregledni radovi u drugim časopisima

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

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

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*. Arhiv za higijenu rada i toksikologiju. 60 (2009), 1; 53-60

Ostali radovi u drugim časopisima

Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav. *Nedosljednosti pravilnika o zaštiti od elektromagnetskih polja*. Sigurnost. 50 (2008), 2; 167-172

Znanstveni radovi u zbornicima skupova s međunarodnom recenzijom

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.

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.

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

Drugi radovi u zbornicima skupova s recenzijom

Surić Mihić, Marija; Posedel, Dario; Šiško, Jerko; Meštrović, Tomislav; Prlić, Ivica. *Kalibracija iradijatora prema sekundarnom standardu za K_{air}* . Zbornik VII. simpozija Hrvatskog društva za zaštitu od zračenja s međunarodnim sudjelovanjem / Krajcar Bronić, Ines; Kopjar, Nevenka; Milić, Mirta, Branica, Gina (ur.). Zagreb, HDZZ-CRPA, 2011. 88-93.

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

Radovi u zbornicima skupova bez recenzije

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

Sažeci u zbornicima skupova

Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Hajdinjak, Mladen; Cerovac, Zdravko. *Investigation of Specific Local Ecosystem Arised on the TENORM Slag and Ashes*. IRPA 13 Book of Abstracts. IRPA 2012. PS C-D:11.08

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

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) Athens, Greece, 2010. 53-53

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

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.

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. str. 92, Zagreb: Fizički odjel, PMF, Zagreb, 2007.

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

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

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

Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav; Vučić, Zlatko; Cerovac, Zdravko. “ALARA OD“ *Active Electronic Personal Dosemeter – 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

Prlić, Ivica; Surić Mihić, Marija; Meštrović, Tomislav; Vučić, Zlatko; Cerovac, Zdravko. *ALARA OD Active Electronic Personal Dosemeter – implementing a new concept in radiation protection*. ISRP-10 Book of abstracts. Coimbra: International Radiation Physics Society, 2006. D72

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

Druge vrste radova

Prlić, Ivica; Ewald Spitaler; Surić Mihić, Marija; Bituh, Tomislav; Marović, Gordana; Vučić, Zlatko. *Radiological characterization of Phosphogypsum tailing Facility – Fertilizer Plant in Kutina Municipality - Croatia, with comments on possible reuse of PG products.* 2010.

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.* 2009.

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.