

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ  
ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ

ФИЛИП ХАРАЛАМБОС С. АПОСТОЛАКОПОУЛОС

**ОДЗИВ ТЕРМОЛУМИНИСЦЕНТНИХ И ОПТИЧКИ  
СТИМУЛИСАНИХ ЛУМИНИСЦЕНТНИХ ПАСИВНИХ  
ПЕРСОНАЛНИХ ДОЗИМЕТРИЈСКИХ СИСТЕМА У  
РЕАЛНИМ ПОЛИЕНЕРГЕТСКИМ И  
МУЛТИДИРЕКЦИОНИМ ФОТОНСКИМ ПОЉИМА  
ЗРАЧЕЊА**

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

БЕОГРАД, 2022.

UNIVERSITY OF BELGRADE

SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

FILIP HARALAMBOS S. APOSTOLAKOPOULOS

**RESPONSE OF THERMOLUMINESCENT AND  
OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENT PASSIVE  
PERSONAL DOSIMETRY SYSTEMS IN REALISTIC  
POLYENERGETIC AND MULTIDIRECTIONAL PHOTON  
RADIATION FIELDS**

DOCTORAL DISSERTATION

BELGRADE, 2022.

**Ментор:**

др Ковиљка Станковић, доцент  
Универзитет у Београду – Електротехнички факултет

**Чланови комисије:**

др Слободан Петричевић, редовни професор  
Универзитет у Београду – Електротехнички факултет

др Драгана Шобић-Шарановић, редовни професор  
Универзитет у Београду – Медицински факултет

др Милош Вујисић, ванредни професор  
Универзитет у Београду – Електротехнички факултет

др Никола Кржановић, научни сарадник  
Универзитет у Београду – Институт за нуклеарне науке „Винча“, Институт од  
националног значаја за Републику Србију

**Датум одбране:** \_\_\_\_\_

---

# Захвалница

---

Желим најпре да се искрено захвалим свом ментору, др Ковиљки Станковић, на пренетом знању, усмеравању и пријатељским саветима. Несебично ми је помагала од прве године факултета, увела ме у свет научно-истраживачког рада и имао сам част и срећу да ми буде ментор током основних, мастер и докторских академских студија.

На другом месту морам да издвојим свог дугогодишњег пријатеља и колегу, др Николу Кржановића, и да му се захвалим на друштву и неизмерној помоћи у протеклих десет година.

Посебно се захваљујем др Луки Перазићу и Тијани Вујић, на указаној помоћи, саветима, дружењу и што су ми били огромна подршка током првих корака у каријери.

Захвалност дугујем и др Предрагу Божовићу на стручним саветима и сугестијама, без чије помоћи израда ове дисертације не би била могућа.

Посебно се захваљујем оцу, баки, бака Роли и осталим члановима своје породице, као и вереници и пријатељима, на бескрајном стрпљењу и подршци и што су ме увек бодрили и веровали у мене.

На крају, желим да се захвалим својој мајци, која нажалост није више међу нама, на томе што ми је показала шта значи бити добар и храбар човек.

Још једном, хвала вам на свему, а ја ћу се потрудити да помогнем другима као што сте ви мени.

Филип Хараламбос Апостолакопулос

*Докторску дисертацију посвећујем својој породици*

# ОДЗИВ ТЕРМОЛУМИНИСЦЕНТНИХ И ОПТИЧКИ СТИМУЛИСАНИХ ЛУМИНИСЦЕНТНИХ ПАСИВНИХ ПЕРСОНАЛНИХ ДОЗИМЕТРИЈСКИХ СИСТЕМА У РЕАЛНИМ ПОЛИЕНЕРГЕТСКИМ И МУЛТИДИРЕКЦИОНИМ ФОТОНСКИМ ПОЉИМА ЗРАЧЕЊА

## Сажетак

Пасивни лични дозиметри представљају део регулаторне контроле професионално изложених лица, којима се процењује ефективна доза мерењем личног или амбијенталног дозног еквивалента. У овом истраживању су коришћене две врсте термолуминисцентних (ТЛ) дозиметара (MTS-N и MCP-N) и једна врста оптички стимулираних луминисцентних (ОСЛ) дозиметара (InLight). Њихове перформансе су проверене експерименталним путем помоћу десет квалитета фотонског јонизујућег зрачења, дефинисаним међународним стандардом ISO 4037-1:2019. Поред широког опсега средњих енергија (од 24 keV до 1,25 MeV), употребљено је и пет инцидентних углова (0°, 20°, 40°, 60° и 80°). Добијени експериментални резултати су потврђени Монте Карло симулацијама дозиметара на бази LiF и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C.

Циљ ове дисертације је упоређивање експерименталних и симулираних енергетских и угаоних одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара и утврђивање да ли добијени резултати испуњавају критеријуме међународног стандарда из области заштите од зрачења IEC 62387:2020. MTS-N и InLight дозиметри су усаглашени са условима стандарда, док су MCP-N дозиметри имали видно смањен одзив на средини коришћеног опсега енергија  $X$  фотона, услед чега нису испунили задате критеријуме. Симулирани резултати не одступају значајно од експерименталних, где LiF дозиметри нису усаглашени са условима стандарда услед смањеног одзива присутног на истим енергијама фотона као и у случају MCP-N дозиметара, док су Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C дозиметри испунили задате критеријуме. Закључак на основу приказаних резултата је да MTS-N и InLight дозиметри могу да се користе у свим областима где је неопходно радијационо надгледање, док је у случају MCP-N дозиметара пожељно да се користе алтернативни материјали филтрације или корекциони фактори у одређеном енергетском опсегу фотонског јонизујућег зрачења.

**Кључне речи:** енергетски одзив, угаони одзив, Монте Карло симулације, термолуминисценција, оптички стимулисана луминисценција, лична дозиметрија, фотонско зрачење

**Научна област:** електротехника

**Ужа научна област:** нуклеарна техника

# RESPONSE OF THERMOLUMINESCENT AND OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENT PASSIVE PERSONAL DOSIMETRY SYSTEMS IN REALISTIC POLYENERGETIC AND MULTIDIRECTIONAL PHOTON RADIATION FIELDS

## Abstract

Passive personal dosimeters represent a part of the regulatory control of occupationally exposed personnel, whose effective dose is estimated by measuring the personal or ambient dose equivalent. Two types of thermoluminescent (TL) dosimeters (MTS-N and MCP-N) and one type of optically stimulated luminescent (OSL) dosimeters (InLight) were used in this research. Their performance has been experimentally investigated using ten ionizing photon radiation qualities, defined by the international standard ISO 4037-1:2019. Apart from the wide range of mean energies (from 24 keV to 1.25 MeV), five angles of incidence (0°, 20°, 40°, 60° and 80°) were utilized. The obtained experimental results were confirmed by Monte Carlo simulations of dosimeters based on LiF and Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C.

The aim of this dissertation is to compare the experimental and simulated energy and angular responses of TL and OSL dosimeters and to determine whether the obtained results meet the criteria of the international radiation protection standard IEC 62387:2020. The MTS-N and InLight dosimeters fulfil the standard's criteria, while the MCP-N dosimeters had a notable underresponse in the medium X-ray photon energy range, as a result of which they did not meet the set criteria. The simulated results do not deviate significantly from the experimental data, as the LiF dosimeters do not fulfil the standard's criteria due to an underresponse present at the same photon energies as in the case of the MCP-N dosimeters, while the Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C dosimeters meet the set criteria. Based on the presented results, the conclusion is that the MTS-N and InLight dosimeters can be used in all practices where radiation monitoring is necessary, while in the case of the MCP-N dosimeters it is desirable to use alternative filtration materials or correction factors in a certain ionizing photon radiation energy range.

**Key words:** energy response, angular response, Monte Carlo simulations, thermoluminescence, optically stimulated luminescence, personal dosimetry, photon radiation

**Scientific field:** electrical engineering

**Scientific subfield:** nuclear engineering

---

# Садржај

---

<b>1. УВОД</b> .....	<b>1</b>
<b>2. ДЕТЕКТОРИ И ДОЗИМЕТРИ ЈОНИЗУЈУЋЕГ ЗРАЧЕЊА</b> .....	<b>5</b>
2.1. ЈОНИЗАЦИОНЕ КОМОРЕ.....	6
2.2. НЕОРГАНСКИ СЦИНТИЛАЦИОНИ ДЕТЕКТОРИ .....	9
2.3. ТЕРМОЛУМИНИСЦЕНТНИ (ТЛ) ДОЗИМЕТРИ .....	12
2.3.1. Очитавање ТЛ дозиметара.....	15
2.3.2. МТС-N и МСП-N ТЛ материјали .....	17
2.4. ОПТИЧКИ СТИМУЛИСАНИ ЛУМИНИСЦЕНТНИ (ОСЛ) ДОЗИМЕТРИ .....	20
2.4.1. Очитавање ОСЛ дозиметара.....	22
2.4.2. Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C ОСЛ материјал .....	26
<b>3. МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДЕ ИСТРАЖИВАЊА</b> .....	<b>28</b>
3.1. ТЛ ДОЗИМЕТРИЈСКИ СИСТЕМ.....	29
3.1.1. МТС-N и МСП-N дозиметри .....	29
3.1.2. Читач RE-2000 .....	31
3.1.3. Калибратор IR-2000.....	34
3.1.4. Калибрација ТЛ дозиметријског система.....	36
3.1.4.1. Отпуштање заробљених наелектрисања кристала .....	36
3.1.4.2. Калибрација нулте дозе .....	37
3.1.4.3. Калибрација осетљивости читача .....	38
3.1.4.4. Калибрација осетљивости кристала .....	38
3.1.4.5. Калибрација системске дозе .....	39
3.1.4.6. Калибрација позадинске дозе .....	40
3.1.4.7. Калибрација фактора квалитета дозе.....	40
3.1.5. Прорачун дозе ТЛ дозиметара.....	41
3.1.6. Припрема ТЛ дозиметара пре експерименталних поступака.....	42
3.2. ОСЛ ДОЗИМЕТРИЈСКИ СИСТЕМ.....	43
3.2.1. InLight дозиметри .....	43
3.2.2. Читач microStar .....	44
3.2.3. Калибрација ОСЛ дозиметријског система.....	46
3.2.4. Прорачун дозе ОСЛ дозиметара.....	47
3.2.5. Припрема ОСЛ дозиметара пре експерименталних поступака .....	48
3.3. РЕФЕРЕНТНА ФОТОНСКА ПОЉА ЗРАЧЕЊА.....	49
3.4. ОДРЕЂИВАЊЕ РЕФЕРЕНТНИХ ПАРАМЕТАРА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИХ ПОСТУПАКА .....	53
3.4.1. Референтни мерни систем .....	53
3.4.2. Мерење јачине керме у ваздуху .....	55



3.4.3. Прорачун јачине личног дозног еквивалента .....	56
3.4.4. Прорачун времена озрачивања .....	57
3.5. Одзив и РЕЛАТИВНИ ОДЗИВ.....	58
3.6. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА ПОСТАВКА ЗА ОДРЕЂИВАЊЕ ЕНЕРГЕТСКОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА .....	59
3.7. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА ПОСТАВКА ЗА ОДРЕЂИВАЊЕ УГАОНОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА .....	61
3.8. ОЧИТАВАЊЕ ДОЗИМЕТАРА .....	63
3.9. СТАТИСТИЧКА ОБРАДА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИХ РЕЗУЛТАТА.....	64
3.9.1. Средња вредност, број степени слободе и стандардно одступање узорка .....	64
3.9.2. Грешка и релативна грешка мерења .....	66
3.9.3. Мерна несигурност .....	66
3.9.4. Прорачун мерне несигурности експерименталних резултата.....	67
3.10. КРИТЕРИЈУМИ СТАНДАРДА ИЕС 62387:2020.....	70
3.11. МОНТЕ КАРЛО СИМУЛАЦИЈЕ .....	71
3.11.1. Механика симулација .....	72
3.11.1.1. Геометрија .....	72
3.11.1.2. Гранични услови.....	73
3.11.1.3. Генерисање случајне путање фотона.....	73
3.11.1.4. Праћење фотона.....	74
3.11.1.5. Бројач депоноване енергије.....	75
3.11.2. Симулације експерименталних поступака.....	77
<b>4. РЕЗУЛТАТИ И ДИСКУСИЈА.....</b>	<b>80</b>
4.1. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ РЕЗУЛТАТИ ЕНЕРГЕТСКОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА.....	81
4.2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ РЕЗУЛТАТИ УГАОНОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА.....	85
4.2.1. Квалитет зрачења N-40 .....	86
4.2.2. Квалитет зрачења N-60 .....	88
4.2.3. Квалитет зрачења N-80 .....	90
4.2.4. Квалитет зрачења N-100 .....	92
4.2.5. Квалитет зрачења N-120 .....	94
4.2.6. Квалитет зрачења N-150 .....	96
4.2.7. Квалитет зрачења N-200 .....	98
4.2.8. Квалитет зрачења S-Cs.....	100
4.2.9. Квалитет зрачења S-Co .....	102
4.3. ДИСКУСИЈА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИХ РЕЗУЛТАТА .....	104
4.4. РЕЗУЛТАТИ СИМУЛАЦИЈА ЕНЕРГЕТСКОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА .....	106
4.5. РЕЗУЛТАТИ СИМУЛАЦИЈА УГАОНОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА .....	110
4.5.1. Симулирани квалитет зрачења N-40 .....	111
4.5.2. Симулирани квалитет зрачења N-150 .....	113
4.5.3. Симулирани квалитет зрачења S-Cs .....	115
4.6. ДИСКУСИЈА РЕЗУЛТАТА СИМУЛАЦИЈА.....	117
<b>5. ЗАКЉУЧАК.....</b>	<b>119</b>
<b>БИБЛИОГРАФИЈА.....</b>	<b>121</b>
<b>ПРИЛОГ - КОД МОНТЕ КАРЛО СИМУЛАЦИЈА.....</b>	<b>126</b>
<b>БИОГРАФИЈА АУТОРА .....</b>	<b>131</b>

---

# 1. УВОД

---

Дозиметрија представља научну дисциплину посвећену мерењу и прорачуну апсорбоване дозе и сродних величина, које описују дејство јонизујућег зрачења на материјалну средину. Поред професионално изложених лица, која су под дозиметријским надзором, јонизујућем зрачењу су изложени пацијенти приликом одређених дијагностичких и терапијских процедура, као и становништво услед присуства природних и вештачких извора зрачења у животној средини. Дисциплина која за циљ има заштиту људи и животне средине од штетних ефеката јонизујућег зрачења јесте заштита од зрачења [1].

Конверзија енергије зрачења и њено депоновање у материју је квантификовано дозиметријским величинама (нпр. кермом и апсорбованом дозом), помоћу којих су дефинисане физичке величине у заштити од зрачења (еквивалентна и ефективна доза), које изражавају биолошке ефекте излагања зрачењу [2]. Ефекти зрачења за одређено ткиво су идентични при једнакој еквивалентној дози, без обзира на врсту јонизујућег зрачења и начин излагања. Услед различите радиосензитивности ткива, вероватноћа појаве стохастичких ефеката зрачења при одређеној еквивалентној дози зависи од конкретног ткива или органа и изражава се ефективном дозом. Међутим, како ове величине нису директно мерљиве, њихове вредности се могу проценити помоћу директно мерљивих оперативних дозиметријских величина у заштити од зрачења, које је увела Међународна комисија за радијационе јединице и мерења (енгл. International Commission on Radiation Units and Measurements – ICRU).

У случају личне дозиметрије, за оцену еквивалентне и ефективне дозе се углавном користи оперативна дозиметријска величина лични дозни еквивалент  $H_p(d)$ , који представља дозни еквивалент у ICRU ткиву (материјалу еквивалентном меком људском ткиву), на дубини  $d$  испод одређене тачке на површини. Дубина  $d$  се изражава у милиметрима (mm). За слабо продорно зрачење се користи дубина од 0,07 mm за кожу ( $H_p(0,07)$ ) и дубина од 3 mm за очи ( $H_p(3)$ ), док се за продорно зрачење користи дубина од 10 mm ( $H_p(10)$ ) [3, 4, 5]. Процена нивоа спољашњег излагања јонизујућем зрачењу професионално изложених лица се често остварује помоћу пасивних личних дозиметара који управо мере лични дозни еквивалент.

Најраспрострањенију врсту пасивних личних дозиметријских система представљају термолуминисцентни (ТЛ) дозиметри, који налазе широку примену у индустријским, медицинским, еколошким и војним областима. ТЛ дозиметри могу да садрже различите детекторске материјале, међу којима су најчешћи МТС-N (LiF:Mg,Ti) и осетљивији MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) [6, 7, 8]. Поред ТЛ дозиметара, све већу примену налазе оптички стимулирани луминисцентни (ОСЛ) дозиметри на бази  $Al_2O_3:C$  и других материјала [9, 10, 11].

## ПРЕДМЕТ, ЦИЉ И МЕТОДЕ ИСТРАЖИВАЊА

Предмет истраживања представљају ТЛ и ОСЛ пасивни персонални дозиметријски системи, док је циљ одређивање њиховог одзива у реалним полиенергетским и мултидирекционим фотонским пољима зрачења.

У овом истраживању су коришћене две врсте ТЛ дозиметара (МТС-N и MCP-N) и једна врста ОСЛ дозиметара (InLight). Њихове перформансе су проверене експерименталним путем помоћу десет квалитета фотонског јонизујућег зрачења, дефинисаних међународним стандардом ISO 4037-1:2019 [12]. Осам квалитета представљају поља зрачења X фотона из тзв. N серије уског спектра, док су преостала два поља  $\gamma$  зрака. Наведена фотонска поља се срећу у индустријским и медицинским применама јонизујућег зрачења, где се користе ТЛ и ОСЛ дозиметри [13, 14, 15, 16]. Важно је напоменути да су квалитети N серије стандардом дефинисани на тај начин да верно представљају ситуације излагања професионално изложених лица расејаном јонизујућем зрачењу. Поред широког опсега средњих енергија (од 24 keV до 1,25 MeV), употребљено је и пет инцидентних углова ( $0^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $60^\circ$  и  $80^\circ$ ), који представљају упадне углове под којим сноп фотона доспева до дозиметара на површини фантома. Добијени експериментални резултати релативног енергетског и угаоног одзива дозиметара су упоређени са критеријумима међународног стандарда из области заштите од зрачења IEC 62387:2020, који се односи на дозиметријске системе са интегришућим пасивним детекторима за лично, професионално и еколошко радијационо надгледање фотонског и бета зрачења [17]. Коришћена поља и упадни углови фотонског јонизујућег зрачења обухватају шири опсег од оног који је прописан стандардом како би се утврдило да ли дозиметри испуњавају исте критеријуме и на нижим енергијама и при већим упадним угловима снопа.

Валидација добијених резултата је урађена коришћењем Монте Карло софтверског пакета MCNPX, у ком су симулирани експериментални поступци одређивања енергетског и угаоног одзива дозиметара на бази LiF и  $Al_2O_3:C$ . Поред дозиметрије, Монте Карло метода налази примену у многобројним областима, као што су друштвене науке, саобраћај, финансије и инжењеринг [18, 19, 20].

## РЕЗУЛТАТИ И НАУЧНИ ДОПРИНОС ИСТРАЖИВАЊА

Испитиване карактеристике дозиметара, односно енергетски и угаони одзив, су од кључног значаја за њихову употребу у свим областима где је потребно радијационо надгледање, укључујући индустријске, медицинске, еколошке и војне примене. Значај истраживања спроведеног у оквиру докторске дисертације се огледа у унапређењу оптимизације излагања професионално изложених лица зрачењу у условима који се

сређу у радним срединама. Наиме, познавањем одзива коришћених личних дозиметара у одређеним квалитетима фотонског јонизујућег зрачења, могуће је извршити његову корекцију, чиме се постиже боља процена ефективне дозе професионално изложених лица. Такође, Монте Карло симулације објављене у оквиру истраживања омогућавају одређивање енергетског и угаоног одзива дозиметара на бази LiF и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C у најчешће примењиваним пољима фотонског јонизујућег зрачења. Коначно, како су експерименталним поступцима обухваћене све врсте пасивних дозиметријских система које се у Србији користе за процену ефективне дозе професионално изложених лица, ова дисертација има и значај за друштвену заједницу.

Резултати истраживања приказани у докторској дисертацији су објављени у следећим публикацијама:

**M22** – истакнути међународни часопис

**Filip Haralambos Apostolakopoulos**, Nikola Kržanović, Koviljka Stanković, Luka Perazić, “Response of TL and OSL passive personal dosimetry systems in poly-energetic and multi-directional photon radiation fields”, *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 151, pp. 235-241, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2019.06.023>

**M23** – међународни часопис

**Filip Haralambos S. Apostolakopoulos**, Nikola Lj. Kržanović, Predrag M. Božović, Koviljka Đ. Stanković, Luka S. Perazić, “Comparison of Experimental and Simulated Responses of TL and OSL Dosimeters in Poly-Energetic and Multi-Directional Photon Radiation Fields”, *Nuclear Technology & Radiation Protection*, vol. 36, no. 4, pp. 329-337, 2021. <https://doi.org/10.2298/NTRP2104329A>

**M33** - саопштење са међународног скупа штампано у целини

**Filip Haralambos Apostolakopoulos**, Nikola Kržanović, Luka Perazić, Koviljka Stanković, “Low-energy X-ray Angular Response of Optically Stimulated Luminescent Dosimeters”, *Proceedings of the 5<sup>th</sup> International Conference on Electrical, Electronic and Computing Engineering, IcETRAN 2018*, pp. 1005-1007, Palić, Serbia, June 11-14, 2018. ISBN: 978-86-7466-752-1

**Filip Haralambos Apostolakopoulos**, Nikola Kržanović, Luka Perazić, Koviljka Stanković, “Comparison of the Angular Dependence of Thermoluminescent (TL) and Optically Stimulated Luminescent (OSL) Personal Dosimeters”, *Proceedings of the 4<sup>th</sup> International Conference on Electrical, Electronic and Computing Engineering, IcETRAN 2017*, pp. NTI1.5.1-5, Kladovo, Serbia, June 5-8, 2017. ISBN: 978-86-7466-692-0

Nikola Kržanović, **Filip Haralambos Apostolakopoulos**, Miloš Živanović, Miloš Vujisić, Koviljka Stanković, Đorđe Lazarević, “Establishing Standard X-ray Narrow-Beam Radiation Qualities in the Secondary Standard Dosimetry Laboratory”, *Proceedings of the 4<sup>th</sup> International Conference on Electrical, Electronic and Computing Engineering, IcETRAN 2017*, pp. NTI1.2.1-5, Kladovo, Serbia, June 5-8, 2017. ISBN: 978-86-7466-692-0

**Filip Haralambos Apostolakopoulos**, Nikola Kržanović, Luka Perazić, Miloš Živanović, Kovičjka Stanković, "Comparison of Energy and Angular Responses of Thermoluminescent and Electronic Personal Dosimeters", Proceedings of the 3<sup>rd</sup> International Conference on Electrical, Electronic and Computing Engineering, IcETTRAN 2016, pp. NTI1.4.1-4, Zlatibor, Serbia, June 13-16, 2016. ISBN: 978-86-7466-618-0

## СТРУКТУРА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Поред увода, докторска дисертација има три поглавља, закључак и прилог. Целинама у наставку је обухваћено следеће:

- детектори и дозиметри јонизујућег зрачења – карактеристике и начин рада уређаја коришћених у експерименталним поступцима (јонизациона комора, ТЛ и ОСЛ пасивни лични дозиметри);
- материјали и методе истраживања – детаљан опис материјала, метода и поступака коришћених у истраживачком раду, који обухватају ТЛ и ОСЛ дозиметријске системе, референтна фотонска поља зрачења, одређивање референтних параметара експерименталних поступака, експерименталне поставке за одређивање енергетског и угаоног одзива дозиметара, статистичку обраду експерименталних резултата и Монте Карло симулације експерименталних поступака;
- резултати и дискусија – табеларни и графички приказ статистички обрађених резултата експерименталних поступака и Монте Карло симулација. Добијени резултати су упоређени са критеријумима међународног стандарда из области заштите од зрачења IEC 62387:2020 и резултати су продискутовани;
- закључак – осврт на целокупно истраживање, његов практични значај и предлог правца даљег научно-истраживачког рада;
- прилог – кôд Монте Карло симулација, настао у оквиру истраживања докторске дисертације.

---

## 2. ДЕТЕКТОРИ И ДОЗИМЕТРИ ЈОНИЗУЈУЋЕГ ЗРАЧЕЊА

---

Детекција јонизујућег зрачења се заснива на појавама које оно изазива при проласку кроз материјалну средину. Уређаји који реагују на присуство зрачења или приказују интензитет његовог поља, али не пружају информације о одређеној дозиметријској величини, називају се детекторима јонизујућег зрачења. Њихову поделу је могуће извршити на основу врсте ефекта који настаје при интеракцији зрачења са активном, односно осетљивом запремином детектора, као и према типу излазног сигнала. Са друге стране, дозиметри јонизујућег зрачења такође представљају детекторе, али са разликом да имају могућност мерења одређених дозиметријских величина [21, 22, 23].

У експерименталном делу дисертације је коришћена јонизациона комора, која представља гасни детектор, као и термолуминисцентни и оптички стимулирани луминисцентни дозиметри засновани на неорганским сцинтилационим детекторима, те ће у наставку бити више речи о начину рада поменутих детектора и дозиметара јонизујућег зрачења.

## 2.1. ЈОНИЗАЦИОНЕ КОМОРЕ

---

Рад гасних детектора, у које се убрајају и јонизационе коморе, се заснива на сакупљању наелектрисања насталог у интеракцијама јонизујућег зрачења са гасом испуне, приликом којих долази до јонизације неутралних атома и молекула и формирања парова наелектрисања у облику негативних слободних електрона и позитивних јона. Ефекат јонизације могу произвести директне интеракције упадног зрачења са гасом или интеракције гаса са секундарним честицама којима је упадно зрачење предало своју енергију. Како би се оформио излазни електрични сигнал детектора, потребно је сакупити настале парове наелектрисања у што је могуће већој мери, што се постиже успостављањем електричног поља између детекторских електрода – аноде и катоде. Негативна наелектрисања се крећу под дејством електричног поља ка позитивној аноди, а позитивна наелектрисања ка негативној катоди. Дакле, настали парови наелектрисања представљају основу електричног сигнала јонизационих комора, који представља одзив на квант упадног зрачења. Поред јонизације, потребно је напоменути да под дејством зрачења може доћи и до побуђивања (екситације) молекула гаса, односно атома у случају племенитих гасова [21, 22, 23].

Пошто је излазни сигнал гасних детектора електричног типа, они се могу користити у једном од три радна режима:

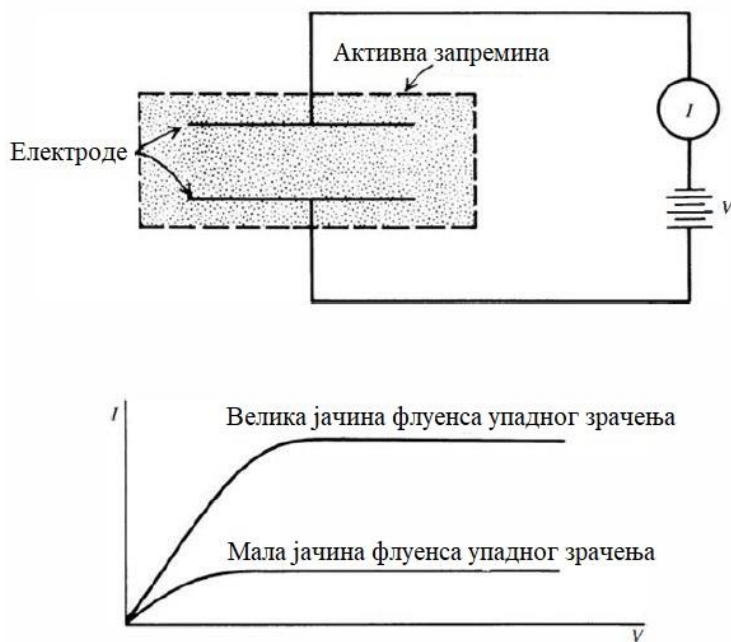
- импулсни режим – детектор региструје интеракцију сваког појединачног кванта зрачења са честицом гаса у активној запремини и производи излазни електрични сигнал који се мери пратећом инструментацијом. Детектори који раде у овом режиму се називају детекторима диференцијалног типа и у њих спадају бројачи, којима се може одредити само интензитет поља зрачења, односно јачина флуенса;
- струјни и средње-квадратни режим – користе се када је импулсни режим непрактичан или немогућ услед великих вредности интензитета поља зрачења јер време између две узастопне интеракције може бити исувише кратко, чиме долази до преклапања излазних сигнала. Електрични сигнал детектора се у том случају представља као збир константне средње струје и временски променљиве стохастичке компоненте. У струјном режиму рада мерни инструмент везан за крајеве детектора приказује средњу вредност струје, која је сразмерна интензитету зрачења и енергији коју квант зрачења депонује у активној запремини детектора. Детектори који се користе као дозиметри по правилу раде у струјном режиму. У средње-квадратном режиму мерна инструментација детектора показује средње-квадратну вредност променљиве компоненте електричног сигнала, која је сразмерна интензитету зрачења и квадрату средње вредности наелектрисања насталог приликом једне интеракције. Детектори који раде у струјном или средње-квадратном режиму се називају детекторима интеграторског типа јер њихов излазни електрични сигнал даје информацију о укупном ефекту услед проласка великог броја кваната зрачења кроз осетљиву запремину [21, 23].

Након успостављања електричног поља, кретање насталих наелектрисаних честица представља суперпозицију њиховог термичког кретања и дрифта под дејством електричних сила. Позитивни јони се крећу у смеру линија сила електричног поља, док

се електрони и негативни јони крећу у супротном смеру. Покретљивост електрона је неколико редова величина већа од покретљивости честица знатно веће масе, као што су то позитивни и негативни јони. На њихову покретљивост јачина електричног поља и притисак гаса немају велики утицај, док електрони под дејством електричног поља и захваљујући својој малој маси достижу велике брзине између узастопних судара са другим честицама гаса [21, 23].

Уколико је активна запремина гасног детектора изложена константној јачини флуенса зрачења, број створених јонских парова у јединици времена унутар ове запремине је константан. Под претпоставком да је рекомбинација занемарљива и да се под дејством електричног поља сво створено наелектрисање сакупља на електродама детектора, константна струја кроз спољашње електрично коло представља меру броја створених јонских парова у јединици времена и назива се струјом јонизације. Основу струјног режима рада гасних детектора управо представља мерење ове једносмерне струје [21, 23].

У горњем делу слике 2.1 је дат шематски приказ гасног детектора који ради у струјном режиму. Претпоставка је да је изложен константној јачини флуенса зрачења. Уколико не постоји напон на електродама, вредност струје јонизације је нула, јер долази до рекомбинације насталих јонских парова и дифузије из активне запремине. Како се повећава напон на електродама, брзина дрифта јонских парова ка електродама се повећава, при чему се смањује ефекат рекомбинације и измерена вредност струје јонизације расте. При довољно високом напону, рекомбинација постаје занемарљива и сви настали јонски парови се сакупљају на електродама детектора, чиме струја јонизације достиже своју највећу вредност. Даље повећање напона не доводи до пораста струје јонизације јер се сво настало наелектрисање ефикасно сакупља. Детектор се тада налази у стању засићења, које се по правилу користи у случају струјног режима рада. Већа јачина флуенса зрачења захтева већи напон на електродама како би се ефикасно сакупило сво настало наелектрисање [21, 23]. Претходно описана струјно-напонска карактеристика детектора се налази у доњем делу слике 2.1.



Слика 2.1. Шематски приказ гасног детектора у струјном режиму рада и његова струјно-напонска карактеристика при малој и великој јачини флуенса упадног зрачења [21].



Услед дејства електричног поља, концентрације електрона и позитивних јона су највеће у близини електрода ка којима дрефтују – аноде и катоде, респективно. Смер дифузионог кретања честица је у овом случају супротан од смера дрефта под дејством електричног поља. Ова појава може да доведе до дифузионих губитака, односно до смањења струје јонизације на вредност мању од засићења. Дифузиони губици се могу елиминисати применом довољно великог напона на електродама детектора [21, 23].

Када се гасни детектор користи у струјном радном режиму, негативно наелектрисање је могуће сакупљати у виду електрона или негативних јона насталих везивањем електрона за молекуле или атоме. Рекомбинација је израженија када се образују негативни јони, али су дифузиони губици мањи. Ово је разлог зашто се у случају гасних детектора као гас испуне може користити ваздух, који представља електронегативан гас у коме је вероватноћа везивања електрона за неутралне молекуле велика [21, 23].

Јонизационе коморе раде у стању засићења. У струјном радном режиму се најчешће користе при мерењу експозиције, керме у ваздуху или апсорбоване дозе, док се импулсни режим у пракси веома ретко користи јер су излазни импулси превише мали у односу на шум. Напон између електрода јонизационих комора углавном износи између 200 и 400 V. Како ови детектори налазе велику примену у радијационим мерењима, њихова конструкција зависи од намене, тако да постоје отворене ваздушне јонизационе коморе, затворене јонизационе коморе и јонизационе коморе са шупљином, које нису запечаћене, већ имају отвор ка амбијенталном окружењу ради изједначавања притисака. Јонизациона комора коришћена у експерименталном делу дисертације има сферну геометрију, где аноду у центру сфере представља проводна куглица, која се поставља на врх танког штапа од изолаторског материјала, а катода је проводни слој са унутрашње стране сферног зида детектора. Електрично поље унутар сфере опада дуж њеног полупречника. Поред сферне, додатно постоје и планпаралелна и цилиндрична геометрија [21, 22, 23].

Као гас испуне јонизационих комора се често користи ваздух. Јонизационе коморе намењене мерењу експозиције или керме у ваздуху свакако морају да буду испуњене ваздухом јер то захтевају дефиниције ових дозиметријских величина. Поред ваздуха, гас испуне јонизационих комора може бити и племенити гас, као што је нпр. аргон. Такође, притисак гаса унутар коморе може бити већи од атмосферског како би се повећала вероватноћа интеракције зрачења са гасом испуне [21, 22, 23].

Излазни сигнал јонизационе коморе у струјном радном режиму је струја јонизације. У већини случајева је њена вредност реда pA. Због тога је, без обзира на геометрију детектора, потребно међусобно изоловати електроде, како би вредност шума, односно струје цурења, била што је могуће мања (идеално нижа од 1% вредности струје јонизације). У ту сврху се користе заштитни прстенови од изолаторских материјала, као што су тефлон, полистирен, полиетилен, најлон и полиметил-метакрилат. Поред пластичних, користе се и керамички изолатори у случајевима када постоји могућност радијационог оштећења материјала [21, 22, 23].

Уређај који мери излазни сигнал јонизационе коморе назива се електрометар. У својој основи он представља операциони појачавач са повратном спрегом. Уколико се у грану повратне спреге веже кондензатор капацитивности  $C$ , сакупљено наелектрисање  $Q$  на електродама коморе се добија као  $Q = CU$ , где  $U$  представља напон који се мери волтметром. У случају да се у повратну спрегу веже отпорник отпорности  $R$ , струја јонизације  $I$  се добија преко Омовог закона као  $I = U/R$  [22].

## 2.2. НЕОРГАНСКИ СЦИНТИЛАЦИОНИ ДЕТЕКТОРИ

---

У основи рада сцинтилационих детектора је појава луминисценције приликом интеракција са јонизујућим зрачењем. Луминисценција представља процес емисије видљиве светлости као последица одређеног дејства на материјал (нпр. електролуминисценција услед протицања електричне струје, хемолуминисценција услед хемијских реакција, радиолуминисценција услед јонизујућег зрачења, а од посебног интереса за ову дисертацију су термолуминисценција и оптички стимулисана луминисценција које су последица термичке и светлосне побуде претходно озрачених материјала, респективно). Под појмом луминисценције су обухваћени и следећи ефекти:

- флуоресценција – тренутна, односно промптна емисија видљиве светлости из материјала након његовог побуђивања;
- одложена флуоресценција – има исти емисиони спектар као и флуоресценција, али више касни за побудом материјала;
- фосфоресценција – има већу таласну дужину од флуоресценције и одложене флуоресценције и емитује се много дуже након побуде материјала [21, 23].

Дакле, сцинтилациони детектор, односно сцинтилатор, треба да претвара што је могуће већи део енергије упадног јонизујућег зрачења у промптну флуоресцентну светлост, а што мањи у нежељену одложену флуоресценцију или фосфоресценцију. Пошто су сцинтилациони материјали транспарентни за сопствену емитовану светлост, она се споља уочава као светлуцање. Други назив за светлуцање јесте сцинтилација, одакле и потиче назив ових материјала, иако је исправан термин за појаву сцинтилације услед јонизујућег зрачења радиолуминисценција. Емитована светлост сцинтилатора се најчешће претвара у електрични сигнал помоћу фотомултипликаторских цеви или коришћењем фотодиода [21, 23].

На основу материјала од ког су направљени, сцинтилатори се деле на неорганске и органске. Неоргански имају висок принос светлости, али им је одзив релативно спор, док су органски бржи, али имају нижи принос [21, 23]. Термолуминисцентни и оптички стимулисани луминисцентни дозиметри коришћени у експерименталном делу дисертације се заснивају на неорганским сцинтилационим детекторима, те ће у наставку бити више речи о њиховој кристалној структури и начину рада.

Енергетске зоне непроводних кристала се могу поделити на валентну, проводну и забрањену зону. Како се валентна зона налази испод проводне, ширину забрањене зоне представља разлика енергетског нивоа дна проводне зоне и врха валентне зоне. Ова ширина реда eV се назива енергетски процеп и представља једну од основних карактеристика материјала. Уколико је вредност ширине енергетског процепа непроводног материјала мања од 3,5 eV, тај материјал називамо полупроводником, а ако је већа од 3,5 eV диелектриком [24].

До међузонског побуђивања електрона из валентне у проводну зону може доћи уколико се електрону преда довољна енергија, коју електрон може да стекне на више начина, као што је нпр. загревање материјала, применом електричног напона или у судару са наелектрисаним честицама или фотонима. Међузонска екситација електрона у чврстом телу представља процес аналоган јонизацији атома или молекула у гасу. Преласком из валентне у проводну зону, електрон за собом оставља упражњено место,

које може попунити други везани електрон из валентне зоне. На тај начин долази до премештања упражњеног места са једног атома на други, које се представља као усмерено кретање фиктивног позитивног наелектрисања названог шупљина. Дакле, носиоце наелектрисања у непроводним кристалима чине парови електрона и шупљина и они су аналогни паровима наелектрисања у гасовима, са разликом да су јони реалне честице, док шупљине нису. Шупљине се од електрона разликују позитивним знаком наелектрисања, већом ефективном масом и мањом покретљивошћу [24].

У идеално чистом кристалу без примеса, на температури апсолутне нуле, валентна зона је у потпуности попуњена, а проводна зона сасвим празна. Са порастом температуре или довођењем друге врсте енергије, у проводној зони се јављају електрони, а у валентној шупљине, односно празна места настала међузонским побуђивањем електрона. Електрони у проводној зони се понашају као слободни, учествују у електричном и топлотном провођењу материјала и, уколико имају довољну кинетичку енергију, у стању су да стварају додатне парове електрон-шупљина у сударима са атомима кристалне решетке. Са енергетског становишта, убрзавање електрона у проводној зони под дејством електричног поља или температурног градијента одговара његовом премештању навише унутар проводне зоне, док се губитак енергије електрона у сударима на енергетској скали манифестује као пад ка дну проводне зоне. Након уклањања побуде, електрони и шупљине у идеално чистом кристалу се рекомбинују, приликом чега се ослобађа енергија утрошена за њихово стварање у виду фотона [24].

Неоргански сцинтилатори представљају кристалне чврсте диелектрике у којима механизам сцинтилације зависи од енергетских нивоа одређених правилном структуром кристалне решетке материјала. Како је енергетски процеп диелектрика већи од 3,5 eV, фотон емитован током повратка побуђеног електрона из проводне у валентну зону је превелике енергије да би се нашао у видљивом спектру [21, 23].

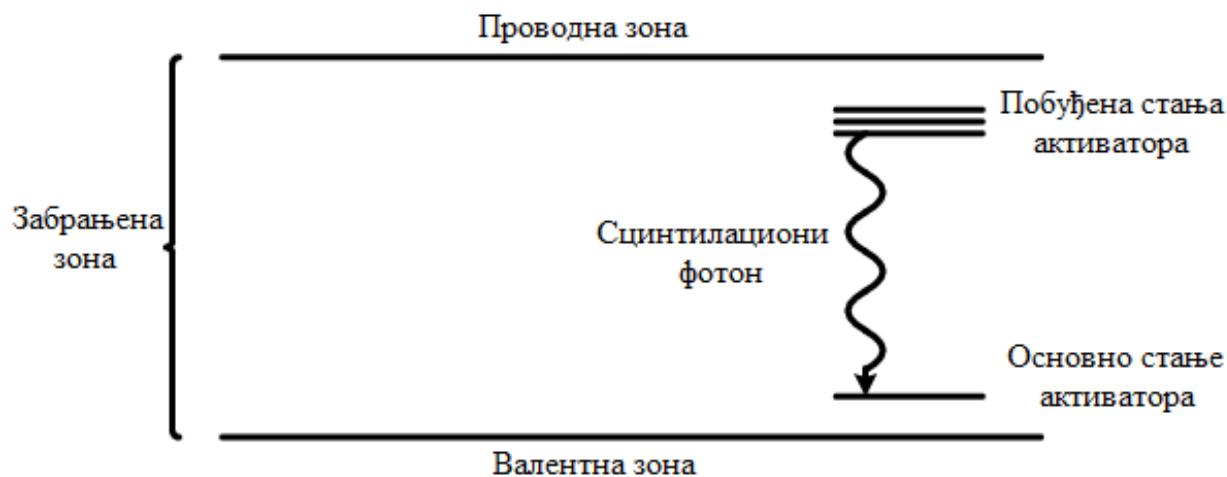
Неорганским сцинтилаторима се додају мале количине нечистоћа, односно примеса, како би се повећала вероватноћа емисије видљивог фотона приликом деекситације електрона. Ове примесе, које се називају активатори, стварају дискретне енергетске нивое унутар забрањене зоне преко којих је могућа деекситација електрона, што представља основ процеса сцинтилације. Центри деекситације се називају луминисцентним или рекомбинационим центрима. Њихова енергетска структура у кристалној решетки одређује емисиони спектар сцинтилатора. Размак између активаторских нивоа је довољно мали да је прелаз електрона међу овим нивоима праћен емисијом фотона видљиве светлости [21, 23].

Квант јонизујућег зрачења проласком кроз неоргански кристал ствара велики број парова електрон-шупљина. Пошто је енергија јонизације активатора мања од енергије јонизације атома кристалне решетке, позитивна шупљина брзо јонизује атом активатора. У међувремену се слободни електрон креће кроз кристал све док не дође до јонизованог активатора. Доспећем електрона у јонизовани активаторски центар настаје неутрална конфигурација, која има сопствене енергетске нивое унутар енергетског процепа (слика 2.2). Уколико се настала конфигурација нађе у побуђеном стању из ког је дозвољен прелаз у основно стање, до деекситације долази веома брзо, са великом вероватноћом емисије одговарајућег фотона. Активатори се бирају тако да обезбеђују прелаз са емисијом фотона у видљивој области. Време живота оваквог побуђеног стања је око  $10^{-7}$  s. Пошто је време миграције електрона много краће, све побуђене конфигурације активатора настају скоро истовремено и потом се релаксирају [21, 23].

Постоје и други ефекти који су у конкуренцији са претходно описаним процесом. Доспевањем електрона у активатор може да се формира побуђена конфигурација са

забрањеним прелазом у основно стање. Тада је потребно насталу конфигурацију превести у више енергетско стање из ког је деекситација могућа, што се постиже додавањем енергије. Резултујућа спора светлосна компонента доприноси позадинском зрачењу сцинтилатора и представља фосфоресценцију [21, 23].

Трећа могућност су прелази између стања настале конфигурације који се одвијају без емисије светлости. Ови нерадијативни прелази смањују сцинтилациону ефикасност детектора јер представљају губитке у конверзији енергије упадног јонизујућег зрачења у сцинтилациону светлост [21, 23].



Слика 2.2. Емисија сцинтилационог фотона приликом деекситације активатора неорганског сцинтилатора [21].

Алтернативу независном кретању електрона и шупљина кроз кристал представља њихово везивање у електрично неутралну конфигурацију – екситон. У овом случају се електрон и шупљина у облику екситона заједно крећу кроз кристал све док не дођу до атома активатора, где производе претходно описано побуђено стање, чијом релаксацијом долази до емисије сцинтилационог фотона [21, 23].

Енергија потребна за побуђивање електрона из валентне у проводну зону у чистом кристалу је приближно једнака енергији која се ослобађа при његовој рекомбинацији са шупљином. Ово је разлог зашто се емисиони и апсорпциони спектри чистог кристала преклапају, што доводи до самоапсорпције светлости. Емисија фотона у активираним кристалу се одвија променом стања активаторског центра, чији су енергетски прелази мањи од ширине забрањене зоне. На овај начин је емисиони спектар померен ка вишим таласним дужинама и не преклапа се са апсорпционом линијом, захваљујући чему је активирани кристал транспарентан за сопствену сцинтилациону светлост. Како би се она максимално искористила, емисиони спектар сцинтилатора треба да се преклапа у што је могуће већој мери са облашћу максималне осетљивости коришћене фотокатоде [21, 23].

Сви сцинтилациони материјали су подложни радијационим оштећењима приликом дугих излагања високим флуксевима јонизујућег зрачења. Настала оштећења се углавном јављају у виду центара који имају могућност апсорпције сцинтилационе светлости, чиме се заправо смањује транспарентност материјала. Поред тога, радијациона оштећења могу да изазову и чешћи ефекат фосфоресценције. Оштећења варирају од јачине дозе и врсте зрачења, али су макар у одређеној мери реверзибилне природе [21].

## 2.3. ТЕРМОЛУМИНИСЦЕНТНИ (ТЛ) ДОЗИМЕТРИ

---

Термолуминисценција представља физичку појаву луминисценције (тј. емисије видљиве светлости) при загревању полупроводничких или изолаторских материјала који су претходно побуђени јонизујућим зрачењем. Интензитет емитоване светлости је функција апсорбоване дозе материјала, што чини овај ефекат погодним за дозиметријска мерења и представља основу на којој су базирани термолуминисцентни дозиметри (ТЛ дозиметри – ТЛД). Већину у пракси применљивих термолуминисцентних материјала представљају кристали [21, 22, 25, 26].

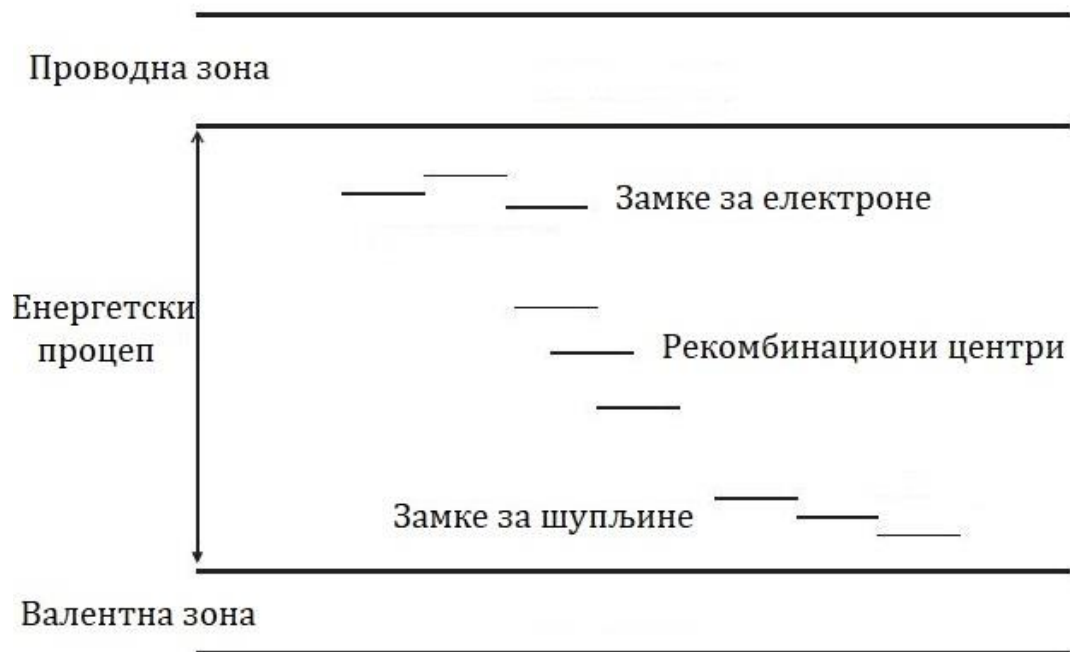
Претходно описани неоргански сцинтилациони материјали под дејством упадног јонизујућег зрачења емитују светлост у виду промтне флуоресценције. До емитовања сцинтилационих фотона долази приликом рекомбинације парова електрон-шупљина у активаторским центрима. Поред активаторских примеса, у овим материјалима се остале нечистоће одржавају на најмањем могућем нивоу, како би се поспешила тренутна емисија светлости, а смањила учесталост ефеката одложене флуоресценције и фосфоресценције [21, 22, 23].

Детекторски елементи ТЛ дозиметара су такође неоргански кристали, али имају велики број центара захвата за настале носиоце наелектрисања, за разлику од неорганских сцинтилатора. Замке настале додавањем нечистоћа или примеса кристалу формирају дискретне енергетске нивое унутар забрањене енергетске зоне. Замке које се налазе непосредно испод проводне зоне представљају замке за електроне, док су замке у близини врха валентне зоне замке за шупљине [21, 22, 23].

Поред замки, постоје и тзв. рекомбинациони центри, који такође представљају дефекте са нивоима у забрањеној енергетској зони. Начин на који се рекомбинациони центри разликују од замки за електроне је следећи:

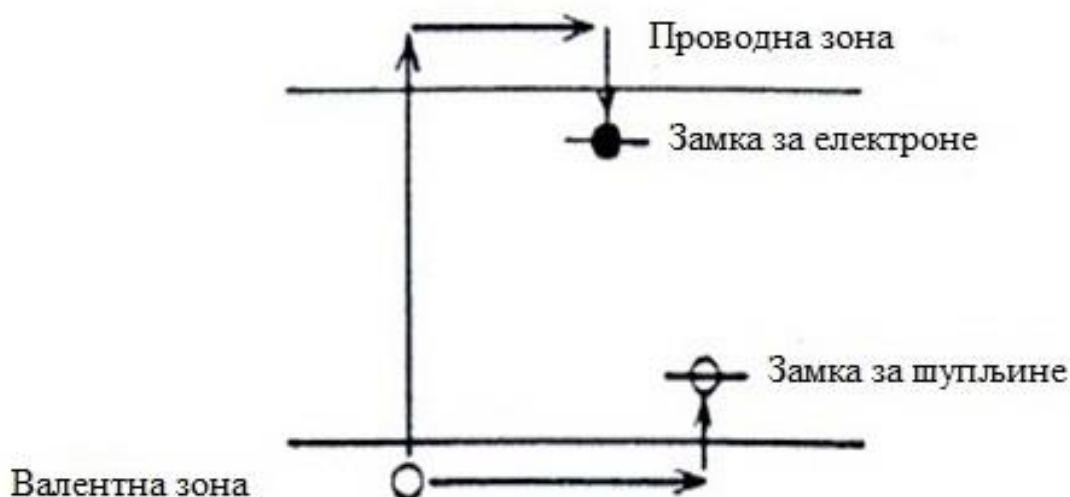
- уколико је при додавању енергије кристалу вероватноћа преласка заробљеног електрона у проводну зону већа од вероватноће да шупљина буде заробљена у истом дефекту, након чега долази до рекомбинације, онда се дефект сматра замком;
- у супротном се сматра рекомбинационим центром [27].

Аналогно се разликују и рекомбинациони центри од замки за шупљине. Енергетски нивои рекомбинационих центара се углавном налазе око средине енергетског процепца материјала [27]. На слици 2.3 су шематски приказани енергетски нивои кристала са дефектима, где се могу видети замке за електроне, замке за шупљине, као и рекомбинациони центри.



Слика 2.3. Шематски приказ енергетских нивоа кристала са дефектима, где се могу видети замке за електроне, замке за шупљине, као и рекомбинациони центри [27].

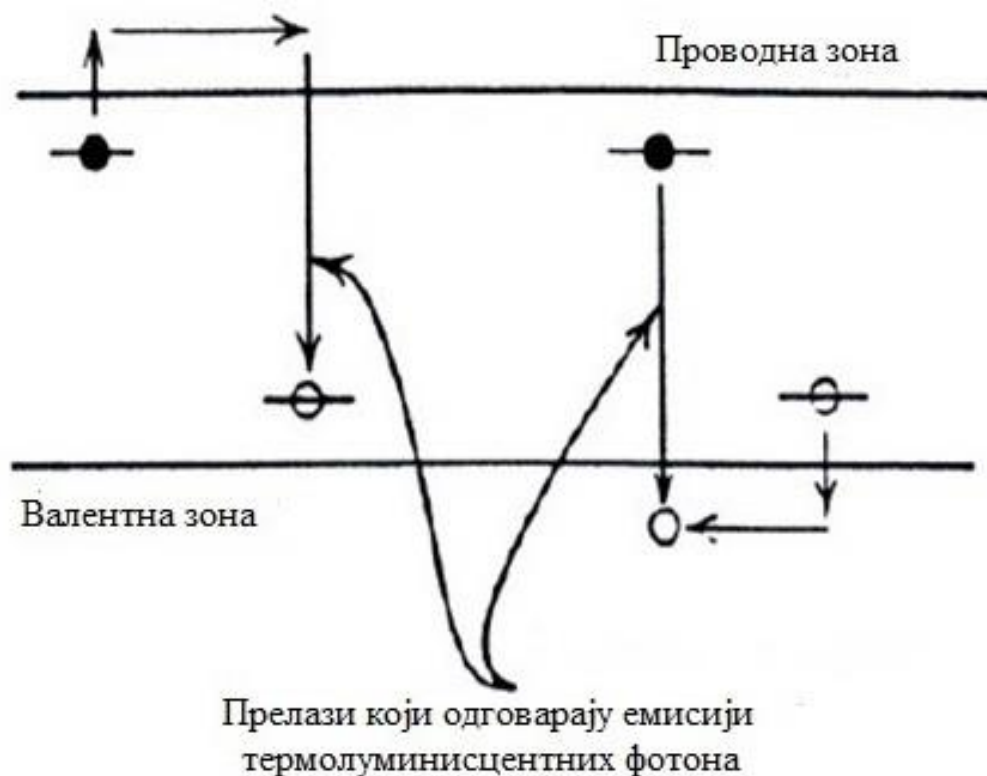
На слици 2.4 је приказано како се под дејством јонизујућег зрачења побуђени електрони заробљавају у замке. Уколико је растојање између енергетског нивоа замке и дна проводне зоне довољно велико, вероватноћа да ће електрон бити термички побуђен натраг у проводну зону је веома мала и електрон остаје заробљен док му се не преда додатна енергија. У аналогном процесу може бити захваћена и шупљина настала под дејством јонизујућег зрачења, која се креће кроз кристал док не наиђе на замку за шупљине. Такође, уколико је енергетска разлика између нивоа замке и врха валентне зоне довољно велика, шупљина остаје заробљена све док се кристалу не преда додатна енергија [21, 22, 23].



Слика 2.4. Доспевање електрона и шупљина у замке након озрачивања термомуминисцентног материјала [23].

Дакле, додавањем одређених примеса неорганским кристалима, они при излагању јонизујућем зрачењу више неће производити значајне тренутне светлосне сигнале, већ ће се повећавати број заробљених носилаца наелектрисања у њиховим замкама. Овакви кристали у одсуству спољашњег енергетског извора могу дуго да остану у тзв. метастабилном стању концентрације насталих наелектрисања, која би се без присуства примеса рекомбиновала [21, 22, 23].

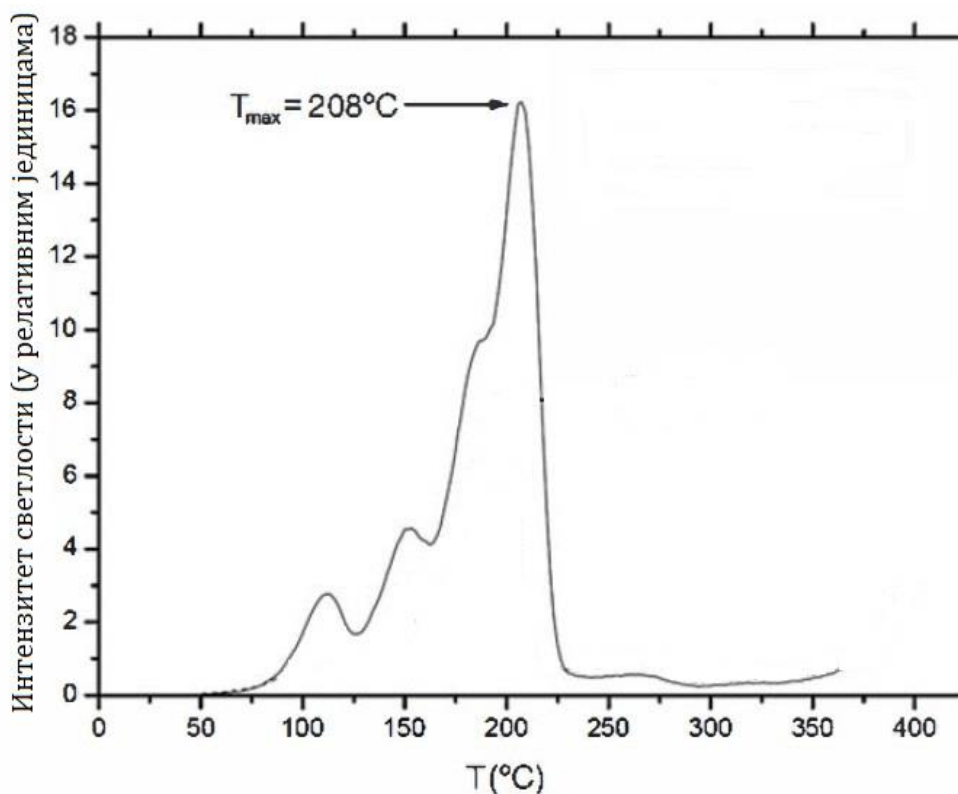
Термолуминисцентни дозиметри су пасивни акумулирајући, односно интеграторски детектори, у којима број заробљених носилаца наелектрисања представља меру насталих парова електрон-шупљина под дејством јонизујућег зрачења. Након излагања, апсорбована доза материјала се може одредити његовим постепеним загревањем. На температурама које зависе од енергетских нивоа замки, заробљени електрони добијају довољно енергије за повратак у проводну зону. Под претпоставком да предата топлотна енергија није довољна за ослобађање шупљина, ослобођени електрони мигрирају до заробљених шупљина и долази до рекомбинација, које су праћене емисијом фотона. Уколико је енергија потребна за ослобађање шупљина мања од енергије потребне за ослобађање електрона, шупљине су те које се након побуде крећу до заробљених електрона и рекомбинују се уз емисију фотона (слика 2.5). Основу сигнала ТЛ дозиметара представљају емитовани фотони у видљивом спектру, где је њихов укупан број, односно интензитет емитоване видљиве светлости, мера насталих парова електрон-шупљина под дејством јонизујућег зрачења [21, 22, 23].



Слика 2.5. Рекомбинација ослобођених електрона и шупљина при загревању претходно озраченог термолуминисцентног материјала [23].

### 2.3.1. ОЧИТАВАЊЕ ТЛ ДОЗИМЕТАРА

Као и у случају сцинтилационих детектора, ФМ цев се користи као претварач светлосног сигнала ТЛ дозиметара у мерљиви електрични сигнал. Светлосни принос се одређује у зависности од температуре, чиме се добија тзв. крива исијања. Типична крива исијања садржи неколико максимума, који одговарају пражњењу замки енергетских нивоа на различитим дубинама енергетског процепа (слика 2.6). Висина максимума, односно јачина светлости, је пропорционална броју испражњених замки на одређеној температури. Максимуми на нижим температурама представљају нестабилне плитке замке са енергетским нивоима у непосредној близини проводне и валентне зоне. Пошто ове замке нису од значаја за дозиметријска мерења, оне се празне приликом читавања дозиметара тзв. процесом предзагревања, а до њиховог спонтаног пражњења може доћи чак и на собној температури. Максимуми од интереса за дозиметријска мерења се углавном налазе на температурама од 175 до 250 °С, а максимуми на температурама од 300 до 400 °С представљају дубоке замке које не носе информације од значаја. Пожељно је да се максимуми од интереса налазе на температурама доста вишим од собне, како би се избегло слабљење сигнала ТЛ дозиметара услед спонтаног пражњења замки. Основни податак који се добија са криве исијања јесте укупни број емитованих и детектованих фотона, што је представљено површином испод забележене криве. Брисање историје претходних излагања ТЛ дозиметара пражњењем свих замки на високим температурама омогућава њихову вишеструку употребу у пракси. Како би се добио податак о апсорбованој дози материјала, потребно је калибрисати читач ТЛ дозиметара, о чему ће бити више речи касније [21, 22, 23].



Слика 2.6. Крива исијања материјала LiF:Mg,Ti (TLD-100), код ког се главни максимум од интереса за дозиметријска мерења налази на температури између 200 и 210 °С [21].



Шематски приказ читача ТЛ дозиметара је дат на слици 2.7, а његове основне компоненте су:

- систем загревања – налази се у оквиру коморе за читавање. Најчешће се детекторски елементи загревају преко металне подлоге кроз коју пролази електрична струја или претходно загрејаним гасом азота. Минимум две температуре су потребне при читавању. Прва је температура предзагревања, на којој се празне нестабилне плитке замке које нису од интереса, а друга је температура читавања на којој се налазе максимуми од дозиметријског значаја;
- систем за детекцију светлости – емитована термолуминисценција се преко светлосне цеви спроводи до фотокатоде ФМ цеви. Спектрална осетљивост материјала фотокатоде треба да одговара опсегу таласних дужина светлости чији се интензитет мери, који зависи од врсте материјала детекторских елемената. Начин решавања овог проблема јесте коришћење одговарајућих оптичких филтера;
- систем за конверзију сигнала и интегратор – ФМ цев претвара светлосни сигнал у електрични и појачава га, а интегратор врши интеграцију сигнала по времену;
- рачунар са одговарајућим софтвером – омогућавају контролу читача, приказ криве исијања и складиштење и анализу резултата дозиметријских мерења [22].



Слика 2.7. Шематски приказ читача ТЛ дозиметара са системом загревања металне подлоге [22].

## 2.3.2. MTS-N и MCP-N ТЛ МАТЕРИЈАЛИ

Током протеклих неколико деценија изучавана је могућност примене многих термолуминисцентних материјала у дозиметријске сврхе. Углавном су то били кристални материјали допирани са једном или више врста примеса. Неки од примера су  $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ ,  $\text{CaF}_2:\text{Dy}$ ,  $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ ,  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ,  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$ ,  $\text{BeO}$  итд. Међутим, међународни прописи за заштиту од зрачења су све више истицали значај једнакости атомског броја термолуминисцентних материјала и меких ткива [28]. Ткивна еквивалентност осигурава да је депонована енергија у кристалу сразмерна дозном еквиваленту фотона у ткиву у широком енергетском опсегу. Услед великог микроскопског пресека за фотоелектрични ефекат, ТЛ материјали са великим атомским бројем имају превелики одзив на фотоне енергија испод 100 keV. То представља разлог зашто су високо осетљиви материјали  $\text{CaF}_2$  и  $\text{CaSO}_4$  непогодни за употребу у личној дозиметрији. Материјали базирани на  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$  имају добру осетљивост и ткивно су еквивалентни, али су хигроскопни, док је  $\text{BeO}$  веома токсичан. Наведени недостаци су довели до претежне примене два ткивно еквивалентна ТЛ материјала у области личне дозиметрије,  $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}$  и  $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Cu},\text{P}$ , комерцијално познати као MTS-N и MCP-N, респективно [21]. О њима ће бити више речи у наставку јер су управо ови кристали коришћени као детекторски елементи ТЛ дозиметара у експерименталном делу дисертације.

Уопштено говорећи, допирани кристали  $\text{LiF}$  немају исту концентрацију допаната у свим својим деловима, што може довести до значајних одступања у осетљивости материјала на јонизујуће зрачење. Како је униформност произведене серије кристала од веома великог значаја, начин на који се решава овај проблем је следећи:

- кристали различитих концентрација допаната се дробе док се не добије прах честица величина 60 до 200  $\mu\text{m}$ ;
- добијени прах се меша како би се осигурала униформност смеше;
- смеша се убацује у пресу где се процесом синтеровања на високој температури и под великим притиском добија крајњи облик термолуминисцентног детектора у виду малих чврстих таблета [21].

Први од два коришћена ТЛ материјала у експерименталном делу дисертације је  $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}$ , комерцијално познат као MTS-N. Значење ове скраћенице је следеће:

- М и Т означавају да је материјал допиран са Mg и Ti, респективно;
- S означава да је материјал добијен процесом синтеровања;
- N означава природну абундацију Li (нпр. постоје и MTS-6 и MTS-7 материјали, који су обогаћени  $^6\text{Li}$  и  $^7\text{Li}$ , респективно) [29].

Осим у облику кристала,  $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}$  се може произвести и у форми праха под називом MT-N, MT-6 и MT-7, у зависности да ли прах има природну абундацију Li, или је обогаћен  $^6\text{Li}$  или  $^7\text{Li}$ , респективно. Без обзира на физички облик, наведени материјали имају веома сличне карактеристике као и често коришћени TLD-100, који такође у својој основи представља  $\text{LiF}:\text{Mg},\text{Ti}$  [29].

MTS-N детекторске елементе је пре озрачивања потребно држати на температури од 400 °C сат времена, затим на температури од 100 °C два сата и потом охладити на собну температуру. На овај начин се ослобађају сва заробљена наелектрисања

материјала пре његовог поновног коришћења [29]. Техничке карактеристике MTS-N материјала су дате у табели 2.1, а детекторски елементи су приказани на слици 2.8.

Табела 2.1. Техничке карактеристике MTS-N материјала [29].

MTS-N	
Ефективни атомски број $Z_{eff}$	8,2
Густина	2,5 g/cm <sup>3</sup>
Емисиони спектар	400 nm
Температура главног максимума	215 °C
Праг детекције	10 μGy
Зависност енергетског одзива за фотоне у енергетском опсегу од 30 keV до 1,3 MeV	< 30%
Отпуштање заробљених наелектрисања на собној температури	< 5% годишње
Број могућих коришћења	неограничен



Слика 2.8. Физички изглед MTS-N детекторских елемената [30].

Други коришћени ТЛ материјал у експерименталном делу дисертације је LiF:Mg,Cu,P, комерцијално познат као MCP-N. Значење ове скраћенице је следеће:

- М, С и Р означавају да је материјал допиран са Mg, Cu и P, респективно;
- N означава природну абундацију Li (нпр. постоје и MCP-6 и MCP-7 материјали, који су обогачени <sup>6</sup>Li и <sup>7</sup>Li, респективно) [29].

MCP-N детекторски елементи се такође добијају методом синтеровања. Поред тога, могу бити и у форми праха. Њихова предност у односу на MTS-N детекторе јесте чак 200 пута мањи праг детекције и 30 пута већа осетљивост на фотонско зрачење. Ово их

чини неприкосновеним за мерења ниских доза у личној дозиметрији и заштити животне средине [29].

Мана МСР-Н детектора јесте њихова осетљивост на термичку обраду. Пре озрачивања их је потребно држати на температури од 240 °С десет минута и потом охладити на собну температуру. Међутим, загревање овог материјала на температуре више од 240 °С може довести до смањења његове осетљивости. Крива исијања МСР-Н детектора има максимуме и изнад ове температуре, па се одређене замке не могу испразнити. Ово доводи до резидуалног сигнала који расте након сваког коришћења детектора, што може да представља проблем при калибрацији овог материјала [21, 29]. Техничке карактеристике МСР-Н материјала су дате у табели 2.2, а детекторски елементи су приказани на слици 2.9.

Табела 2.2. Техничке карактеристике МСР-Н материјала [29].

МСР-Н	
Ефективни атомски број $Z_{eff}$	8,2
Густина	2,5 g/cm <sup>3</sup>
Емисиони спектар	385 nm
Температура главног максимума	210 °С
Праг детекције	50 nGy
Зависност енергетског одзива за фотоне у енергетском опсегу од 30 keV до 1,3 MeV	< 20%
Отпуштање заробљених наелектрисања на собној температури	< 5% годишње
Број могућих коришћења	неограничен



Слика 2.9. Физички изглед МСР-Н детекторских елемената [30].

## 2.4. ОПТИЧКИ СТИМУЛИСАНИ ЛУМИНИСЦЕНТНИ (ОСЛ) ДОЗИМЕТРИ

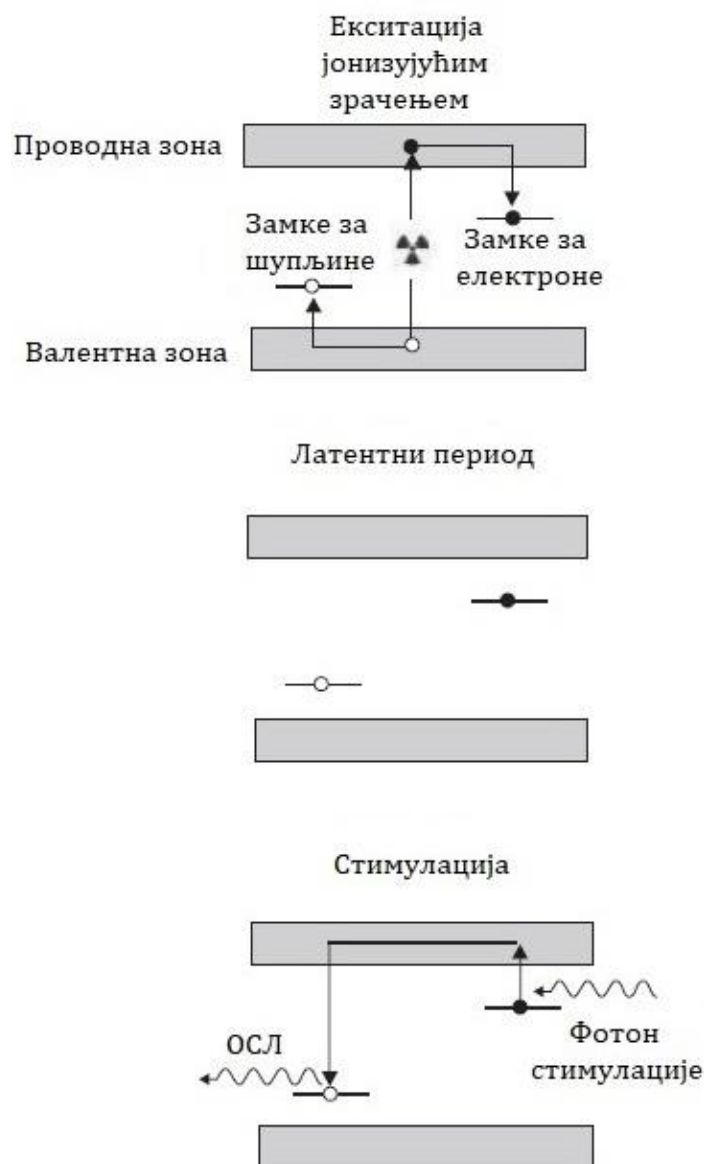
---

Оптички стимулисана луминисценција представља физичку појаву краткотрајне луминисценције при светлосном излагању полупроводничких или изолаторских материјала који су претходно побуђени јонизујућим зрачењем. Интензитет емитоване светлости је функција апсорбоване дозе материјала, што чини овај ефекат погодним за дозиметријска мерења и представља основу на којој су базирани оптички стимулисани луминисцентни дозиметри (ОСЛ дозиметри – ОСЛД). Већину у пракси применљивих оптички стимулисаних луминисцентних материјала представљају кристали [27, 31].

Начин на који се ОСЛ материјали користе као дозиметри јонизујућег зрачења је следећи:

- под дејством упадног јонизујућег зрачења долази до екситације материјала и стварања електрона и шупљина, који се крећу до својих респективних замки са дискретним енергетским нивоима унутар забрањене енергетске зоне кристала. Као и у случају ТЛ дозиметара, замке настају додавањем нечистоћа или примеса ОСЛ материјалу;
- латентни период карактерише метастабилна концентрација заробљених електрона и шупљина унутар замки. Уколико је растојање између енергетског нивоа замке електрона и дна проводне зоне довољно велико, вероватноћа да ће електрон бити термички побуђен натраг у проводну зону је веома мала на собној температури. Такође, уколико је енергетска разлика између нивоа замке шупљине и врха валентне зоне довољно велика, шупљина, аналогно електрону, остаје заробљена све док се кристалу не преда додатна енергија. На овај начин је концентрација заробљених наелектрисања пропорционална апсорбованој дози материјала приликом његовог излагања јонизујућем зрачењу;
- светлосном стимулацијом дозиметра фотонима таласне дужине  $\lambda_{stim}$ , заробљени електрони добијају довољну енергију да пређу у проводну зону, где се слободно крећу све док не дођу до заробљене шупљине. Њиховом рекомбинацијом долази до емисије фотона таласне дужине  $\lambda_{OSL}$ , односно до ОСЛ ефекта. Уколико је енергија потребна за ослобађање шупљина нижа од енергије потребне за ослобађање електрона, шупљине су те које се након светлосне побуде крећу до заробљених електрона и рекомбинују се уз емисију фотона. На овај начин интензитет емитоване светлости представља функцију апсорбоване дозе материјала [27, 31].

На основу претходног описа се види да је ефекат оптички стимулисане луминисценције аналоган термолуминисценцији, са једином разликом да се материјал након дејства јонизујућег зрачења излаже светлосној, а не термичкој енергији [27, 31]. Одређени број материјала испољава оба наведена ефекта. На слици 2.10 је приказано како се ОСЛ материјали користе у дозиметрији јонизујућег зрачења.



Слика 2.10. Екситација, латентни период и стимулација као фазе коришћења ОСЛ материјала у дозиметрији јонизујућег зрачења [27].

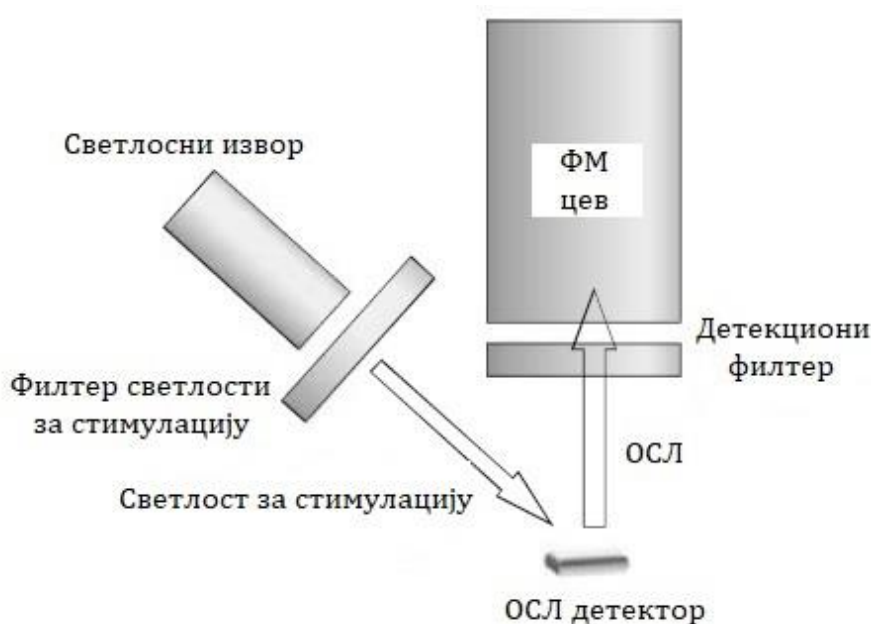
Приликом оптички стимулисане луминисценције, емитовани фотон може да има већу енергију од фотона стимулације без нарушавања закона одржања енергије, односно да је  $\lambda_{OSL} < \lambda_{stim}$ . Енергија ОСЛ фотона зависи од природе прелаза луминисцентног центра из побуђеног у основно стање, а не од таласне дужине фотона стимулације. Ова чињеница се често користи као предност ОСЛ дозиметрије, поготово у случају ниских доза, јер се шум може елиминисати посматрањем само таласних дужина мањих од оних коришћених за стимулацију. Приликом стимулације, вероватноћа емисије фотона таласних дужина мањих од таласних дужина фотона стимулације, услед ефеката који нису изазвани јонизујућим зрачењем, је веома мала. Са друге стране, стимулацијом ОСЛ материјала може доћи до фотолуминисценције, која представља екситацију електрона кристалних дефеката апсорпцијом фотона. Након релаксације електрона долази до емисије фотона таласних дужина већих од таласних дужина фотона стимулације. Како ови емитовани фотони не носе информације од дозиметријског значаја, погодно их је елиминисати коришћењем адекватних оптичких филтера [27, 31].

## 2.4.1. ОЧИТАВАЊЕ ОСЛ ДОЗИМЕТАРА

Иако су термолуминисценција и оптички стимулирана луминисценција слични процеси, читачи ТЛ и ОСЛ дозиметара се доста разликују. Основне компоненте читача ОСЛ дозиметара су:

- светлосни извор који служи за стимулацију;
- елемент за детектовање и претварање добијене луминисценције у електрични сигнал (најчешће ФМ цев);
- филтер светлости за стимулацију између светлосног извора и ОСЛ детектора, којим се обезбеђује оптимална таласна дужина за стимулацију датог материјала;
- детекциони филтер између ОСЛ детектора и ФМ цеви, којим се блокира расејана светлост за стимулацију и издвајају се карактеристични емисиони спектри луминисценције датог материјала [27, 31].

Највећи проблем при пројектовању читача ОСЛ дозиметара јесте дискриминација светлости стимулације од луминисценције. Поред тога, интензитети им се разликују за више редова величина. Дакле, однос сигнал-шум представља велики проблем и зато се све наведене компоненте читача морају прилагодити сваком ОСЛ материјалу понаособ. Могуће је коришћење и додатних оптичких елемената, као што су огледала или сочива, како би се повећао интензитет ОСЛ сигнала и истовремено смањило утицај расејаног светла за стимулацију [27, 31]. Претходно описана апаратура, која се налази у оквиру светлосно непропусног кућишта, је шематски приказана на слици 2.11.



Слика 2.11. Шематски приказ елемената читача ОСЛ дозиметара [27].

Оптимизација процеса читавања не обухвата само одабир таласне дужине за стимулацију, већ и модалитет и временско трајање стимулације. Најчешће коришћена и уједно најједноставнија техника стимулације ОСЛ дозиметара јесте стимулација континуалним таласом коришћењем светла константног интензитета. Дискриминација

између луминисценције и светлости стимулације се базира само на чињеници да њихове таласне дужине нису једнаке. У овом случају је зато од пресудног значаја да се трансмисиони спектар детекционог филтера не преклапа са спектром светлости за стимулацију, кога дефинишу светлосни извор и његов оптички филтер. Стимулација континуалним таласом представља најшире коришћену методу стимулације у дозиметрији услед своје једноставности и задовољавајућег учинка, иако потпуно елиминисање расејане светлости за стимулацију често захтева коришћење оптичке филтрације која значајно смањује интензитет измереног сигнала [27, 31].

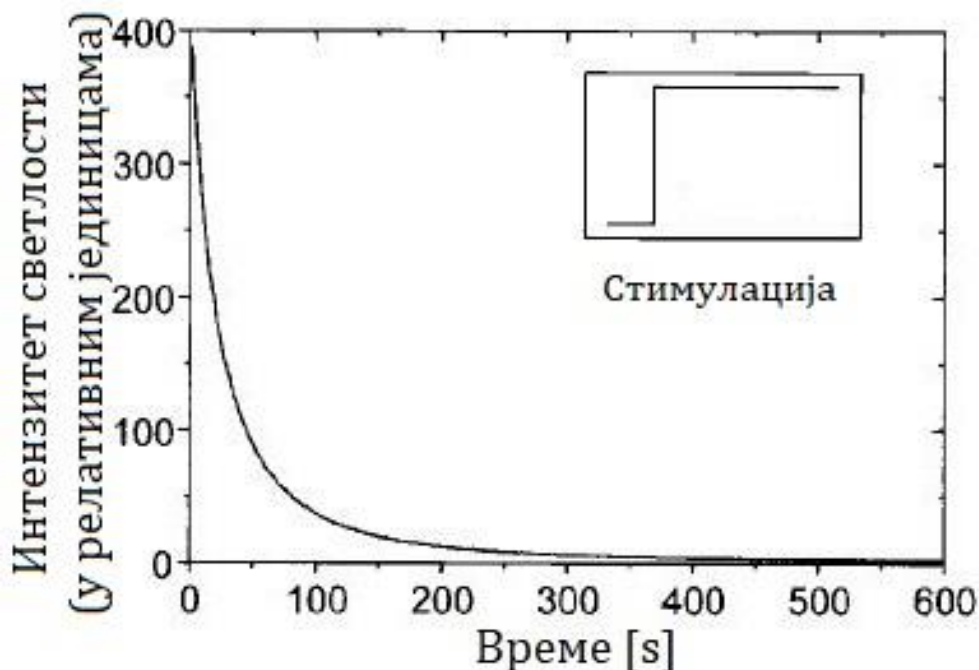
Током континуалне стимулације, интензитет луминисценције  $I_{OSL}$  експоненцијално опада са временом  $t$  на следећи начин:

$$I_{OSL} = I_0 e^{-pt} = n_0 p e^{-pt} \quad (2.1)$$

где  $I_0$  представља интензитет ОСЛ сигнала на почетку стимулације материјала,  $n_0$  концентрацију заробљених електрона на почетку стимулације, а  $p$  јачину оптичке стимулације. Интензитет светлосног сигнала експоненцијално опада услед континуалног пражњења замки материјала. Јачина оптичке стимулације је повезана са микроскопским пресеком за фотојонизацију замки  $\sigma$  и интензитетом оптичке стимулације  $\phi$  следећом једначином:

$$p = \sigma \cdot \phi \quad (2.2)$$

Фотојонизација се у овом случају односи на прелаз електрона из замке у проводну зону. Из једначине 2.2 се види да са порастом флукса упадних фотона расте и јачина оптичке стимулације [27, 31]. На слици 2.12 је приказана зависност ОСЛ сигнала од времена при континуалном модалитету стимулације детектора.



Слика 2.12. Зависност ОСЛ сигнала од времена при континуалном модалитету стимулације детектора [31].



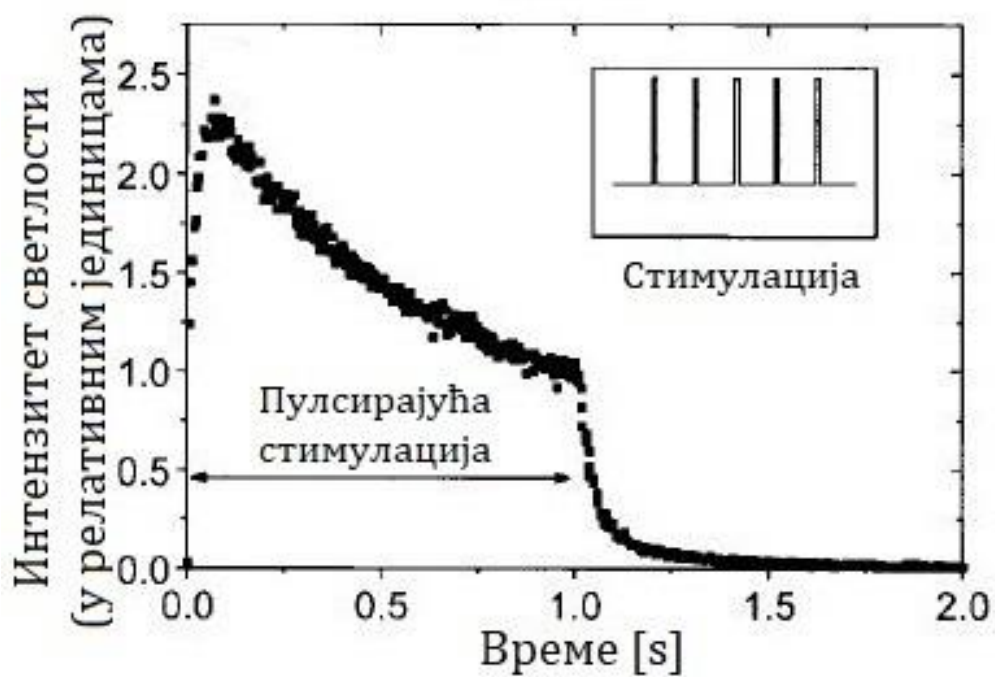
Занимљиво је да брзина опадања криве не зависи од почетне концентрације заробљених електрона, што значи да се облик криве не мења са порастом апсорбоване дозе материјала. Са друге стране, површина испод криве зависи само од почетне концентрације:

$$\int_0^{\infty} I_{OSL}(t) dt = \int_0^{\infty} n_0 \sigma \phi e^{-\sigma \phi t} dt = n_0 \quad (2.3)$$

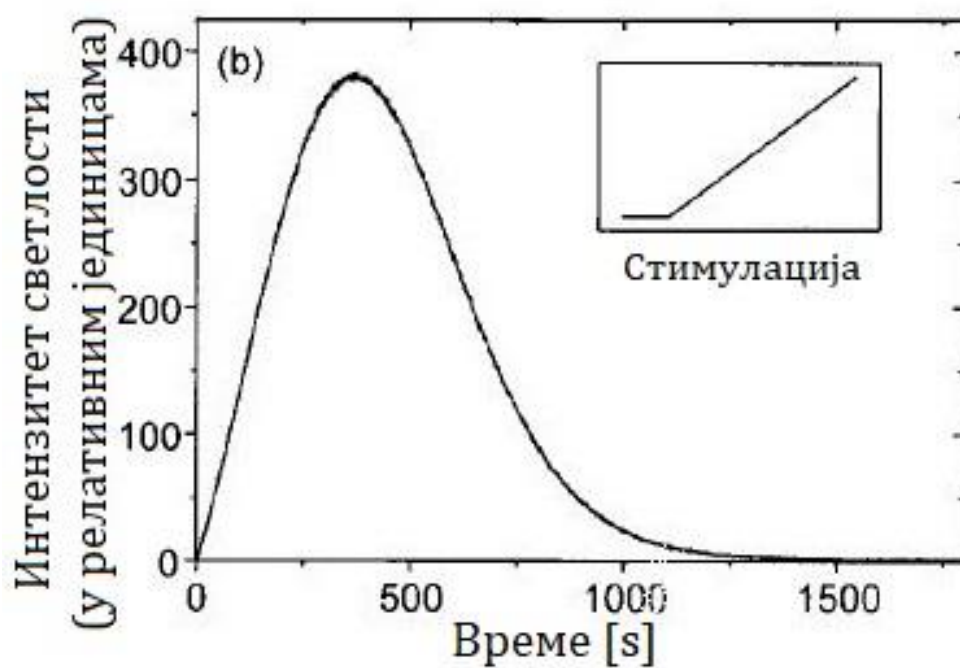
Дакле, површина испод криве, односно број емитованих фотона, не зависи од интензитета стимулације. Практичан значај ове чињенице се огледа у томе да је при континуалној стимулацији апсорбована доза материјала пропорционална интегралу криве интензитета луминисценције по коначном временском периоду. Нпр. уколико се одабере да се ОСЛ сигнал прикупља током временског периода од једне секунде, сигнал ће свакако бити пропорционалан апсорбованој дози, иако ће велика већина наелектрисања остати заробљена. На основу овога је могуће ОСЛ дозиметре читавати више пута јер се дозиметријске информације не губе у потпуности при сваком појединачном мерењу [27, 31].

Услед малог интензитета луминисценције у случају мерења ниских доза, погодно је извршити временску дискриминацију ОСЛ сигнала од светлости за стимулацију, уместо коришћења додатних оптичких филтера. Ово се постиже помоћу пулсирајућег светлосног извора и мерног система који детектује ОСЛ сигнал само у временском периоду између пулсева, односно када не постоји расејана светлост. Временска дискриминација наравно зависи од животног века луминисцентних центара од којих настаје ОСЛ сигнал, односно од карактеристичног времена потребног да се екситовани центри релаксирају у основно стање након рекомбинације. Уколико је животног век луминисцентног центра краћи од трајања пулса стимулације, емисија ОСЛ сигнала се одвија само у току стимулације и у том случају техника пулсирајуће стимулације није применљива. Међутим, уколико је животног век луминисцентних центара значајно дужи од пулсева стимулације, велики удео луминисцентних центара се релаксира након завршетка пулса, што значи да је у том случају могуће користити овај модалитет стимулације. Време стимулације пулсирајућег модалитета је генерално веома кратко, што значи да се на овај начин ОСЛ дозиметри могу читати веома брзо коришћењем великог броја кратких пулсева високог интензитета. Као и у случају континуалне стимулације, интензитет светлосног сигнала опада са временом услед постепеног пражњења замки материјала [27, 31]. На слици 2.13 је приказана зависност ОСЛ сигнала од времена при пулсирајућем модалитету стимулације детектора у временском трајању од једне секунде.

Поред претходне две технике, постоји и стимулација линеарном модулацијом, где интензитет светлости стимулације није константан, већ линеарно расте са временом. Интензитет луминисценције се повећава на почетку стимулације, након чега следи пад због пражњења замки. Дакле, облик криве ОСЛ сигнала у овом случају има један или више максимума у зависности од броја замки са различитим микроскопским пресецима за фотојонизацију. Предност ове методе стимулације јесте управо могућност разликовања појединих компоненти ОСЛ сигнала на основу присуства више максимума [27, 31]. На слици 2.14 је приказана зависност ОСЛ сигнала од времена при линеарном модалитету стимулације детектора.



Слика 2.13. Зависност ОСЛ сигнала од времена при пулсирајућем модалитету стимулације детектора у временском трајању од једне секунде [31].

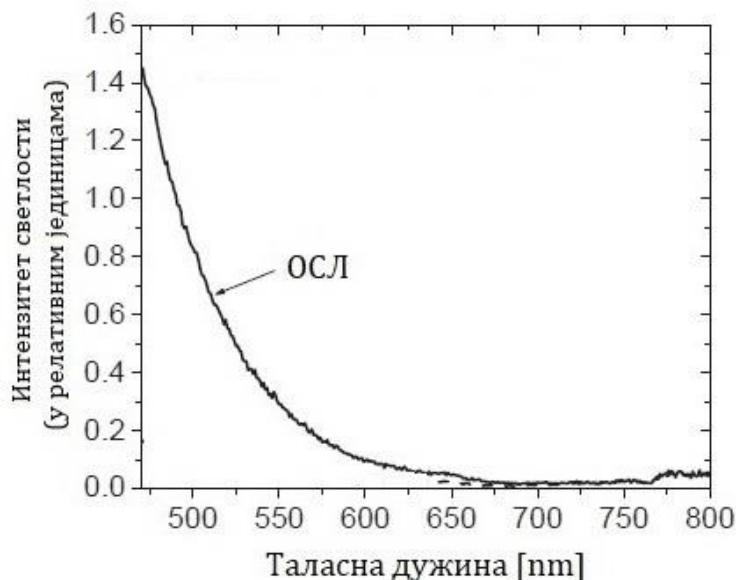


Слика 2.14. Зависност ОСЛ сигнала од времена при линеарном модалитету стимулације детектора [31].

## 2.4.2. $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ОСЛ МАТЕРИЈАЛ

Ефекат оптички стимулисане луминисценције испољава велики број природних и вештачких материјала, као што су  $\text{BeO}$ ,  $\text{MgO:Tb}$ , кварц, порцелан, кухињска со, неке врсте прашкова и омекшивача за веш, одређене електронске компоненте, па чак и зубна глеђ. Међутим, само  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  налази широку примену у комерцијалним дозиметријским системима [27, 31]. ОСЛ дозиметри коришћени у експерименталном делу дисертације садрже детекторске елементе управо од овог материјала, те ће у наставку бити више речи о њему.

Детектори од  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  се у дозиметрији користе још од деведесетих година прошлог века. Поред оптички стимулисане луминисценције, овај инертни материјал испољава и ефекат термолуминисценције, те је у почетку комерцијализован под називом TLD-500. Данас се махом користи у ОСЛ дозиметрији. Ткивно је еквивалентан, са вредношћу ефективног атомског броја  $Z_{eff}$  од 11,3. Оптимална стимулација овог материјала се постиже зеленим светлом таласне дужине од 525 nm, док се емисиони спектар налази у плавом опсегу око таласне дужине од 415 nm [27, 32, 33]. Стимулациони и емисиони спектри  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  су приказани на сликама 2.15 и 2.16, респективно.

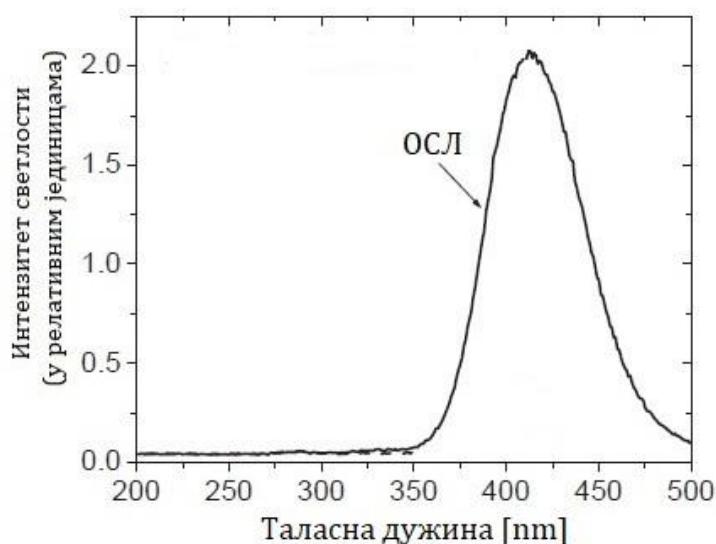


Слика 2.15. Стимулациони спектар  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  [27].

У области личне дозиметрије,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  се може користити у форми појединачних кристала. Њихова предност се огледа у томе што могу скоро неограничено да се користе, јер им се првобитна осетљивост на јонизујуће зрачење може поново успоставити загревањем на високе температуре. Мана појединачних кристала јесте инхерентно варирање осетљивости услед хетерогених концентрација дефеката у њима. Из овог разлога је потребно индивидуално калибрисати поједине детекторске елементе како би се омогућила висока прецизност мерења [27].

Ради превазилажења наведених разлика од узорка до узорка, произведени кристали различитих осетљивости на јонизујуће зрачење се дробе до зрна димензија мањих од 105  $\mu\text{m}$ . Након тога се међусобно мешају, чиме се формира прах хомогене осетљивости, од ког се, уз помоћ органског материјала за везивање, производе траке дебљине 0,3 mm које садрже  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ . Траке се затим секу на жељене облике одређених

димензија и користе се као детектори у различитим дозиметријским системима. Предност овакве производње детекторских елемената јесте мање одступање осетљивости у оквиру исте и у оквиру других производних серија. Мана је што се овако произведени детектори више не могу загревати на високе температуре ради поновног успостављања првобитне осетљивости на јонизујуће зрачење јер би тај процес уништио органски слој у њима [27].



Слика 2.16. Емисиони спектар Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C [27].

Уколико је услед великог броја коришћења акумулирана доза Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C материјала велика, долази до нагомилавања носиоца наелектрисања у дубоким замкама, што може имати утицај на осетљивост материјала на јонизујуће зрачење. Зато је након сваке употребе препоручено држати Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C детекторе 15 минута на температури од 900 °C. Ова температура је далеко нижа од температуре топљења материјала, која износи 2072 °C. Ако детекторски елементи нису озрачени на велику дозу, загревањем на температуре од 400 до 500 °C испразниће се све замке које доприносе ОСЛ сигналу, али дубоке замке ће остати попуњене, што може имати утицај на осетљивост материјала са порастом акумулиране дозе [27].

Претходно описани процес пражњења замки Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C детектора је могућ само ако они представљају појединачне кристале. Уколико су детекторски елементи произведени дробљењем кристала и везивањем добијеног праха са органским материјалом, једини начин пражњења замки које доприносе ОСЛ сигналу јесте осветљавање. Спектар светла за пражњење замки треба да буде сличан спектру који се користи при читавању, односно стимулацији. Нпр. уколико се при читавању користи светлост плаве боје, а при пражњењу светлост зелене боје, спектар зелене светлости можда неће бити у стању да ефикасно испразни све замке. Уколико је кристал озрачен на велику дозу, осветљавање може да изазове и транспорт наелектрисања из дубоких замки до дозиметријских замки [34, 35, 36, 37].

Након адекватне припреме за употребу, детекторе не треба излагати светлу пре коришћења, како не би дошло до појаве индукваног сигнала, као ни након коришћења, како не би дошло до смањења ОСЛ сигнала [38, 39]. Још један феномен који је уочен код ОСЛ детектора јесте повећање интензитета луминисценције код очишћених детектора када се држе у мраку при стопи која је већа од очекиване за позадинско зрачење и пропорционална је претходно акумулираним дозама детектора [40].

---

## 3. МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДЕ ИСТРАЖИВАЊА

---

Пасивни лични дозиметри представљају део регулаторне контроле професионално изложених лица, којима се процењује ефективна доза мерењем личног или амбијенталног дозног еквивалента. Поред најчешће коришћених ТЛ дозиметара, све више се користе и ОСЛ дозиметри [41, 42, 43, 44]. Акцент савремених истраживања је углавном на перформансама ових врста дозиметара у нискоенергетским пољима зрачења, где бројни инструменти за заштиту од зрачења показују прекомерни или недовољни одзив или чак нису у могућности да дају ни приближно тачне резултате дозиметријских мерења [16, 45]. Наведени ефекти су присутни у специфичним применама јонизујућег зрачења, као што је дијагностичка радиологија и брахитерапија коришћењем нискоенергетских радиоизотопа (нпр.  $^{125}\text{I}$ ) [11, 15].

У овом истраживању су коришћене две врсте ТЛ дозиметара (са  $\text{LiF:Mg,Ti}$  и  $\text{LiF:Mg,Cu,P}$  детекторима) и једна врста ОСЛ дозиметара (са  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$  детекторима). Њихове перформансе су проверене експерименталним путем коришћењем широког опсега енергија и инцидентних углова фотонског јонизујућег зрачења. Употребљена поља се могу наћи у многобројним применама јонизујућег зрачења, док су различити упадни углови коришћени како би се реално представили услови излагања зрачењу професионалних лица на радном месту [46]. Добијени експериментални резултати су накнадно потврђени Монте Карло симулацијама [47]. У сличним истраживањима су испитиване перформансе две врсте ТЛ материјала коришћењем експерименталних поступака и Монте Карло симулација [8, 48, 49].

Циљ ове дисертације је да се упореде експериментални и симулирани енергетски и угаони одзиви ТЛ и ОСЛ дозиметара и да се утврди да ли испитани дозиметри испуњавају критеријуме међународног стандарда из области заштите од зрачења ИЕС 62387:2020, који се односи на дозиметријске системе са интегришућим пасивним детекторима за лично, професионално и еколошко радијационо надгледање фотонског и бета зрачења [17]. Наведене карактеристике дозиметара су од кључног значаја за њихову употребу у свим областима где је потребно индивидуално и амбијентално радијационо надгледање.

## 3.1. ТЛ ДОЗИМЕТРИЈСКИ СИСТЕМ

---

ТЛ дозиметријски систем за потребе израде ове дисертације је обезбедило Одељење за процену нивоа излагања јавног предузећа „Нуклеарни објекти Србије“. У наставку су описане његове компоненте, поступак калибрације и начин рада, као и припрема ТЛ дозиметара пре експерименталних поступака. Коришћени ТЛ дозиметријски систем у својој основи садржи следеће три компоненте:

- ТЛ дозиметре (MTS-N или MCP-N),
- читач RE-2000 и
- калибратор IR-2000 [50, 51].

### 3.1.1. MTS-N и MCP-N ДОЗИМЕТРИ

Први део ТЛ дозиметријског система представљају ТЛ дозиметри, који се састоје из следећих компоненти:

- минимално један, а максимално четири MTS-N или MCP-N кристала, односно детекторска елемента,
- нумерисани клизач у који се постављају поменути детектори и
- држач са филтерима у који се убацује клизач са претходно постављеним детекторским елементима. На првој и другој позицији детектора се налази алуминијумски филтер, на трећој пластични, док је четврта позиција нефилтрирана, односно представља прозор за детекцију  $\beta$  честица. Филтери се налазе са обе стране држача, чиме је омогућена хетерогена атенуација јонизујућег зрачења [50, 52].

Иако MTS-N и MCP-N представљају називе ТЛ материјала, дозиметри са MTS-N или MCP-N детекторским елементима се у дисертацији, ради једноставности, називају MTS-N или MCP-N дозиметрима, респективно. Постављање детектора на одговарајуће позиције се врши сисаљком, чиме се спречава потенцијално физичко оштећење и биолошка контаминација кристала. Поред тога, на детекторе не сме да се примени велики притисак, како последично не би дошло до емисије светлости, односно до појаве триболуминисценције. Нумерисани клизач се убацује у држач тако да идентификациони број буде јасно видљив. Произвођач коришћених MTS-N и MCP-N детекторских елемената је TLD Poland, док кућишта, која представљају држаче са нумерисаним клизачима, производи RADOS (данашњи Mirion Technologies) [29, 50, 52]. Компоненте ТЛ дозиметара су приказане на слици 3.1, док је на слици 3.2 дат састављен ТЛ дозиметар са два детекторска елемента испод алуминијумског филтера.



Слика 3.1. Компоненте ТЛ дозиметара – четири MTS-N или MCP-N детекторска елемента, нумерисани клизач и држач са филтерима [52].



Слика 3.2. ТЛ дозиметар са два детектора испод алуминијумског филтера [52].

### 3.1.2. Читач RE-2000

Другу компоненту ТЛ дозиметријског система представља читач RE-2000, произвођача RADOS (данашњи Mirion Technologies). Овим уређајем се читавају претходно описани ТЛ дозиметри, чиме се добијају информације о апсорбованој дози кристалних детектора [50, 52]. Читач RE-2000 је приказан на слици 3.3.



Слика 3.3. Читач RE-2000 [50].

Пре читавања, ТЛ дозиметри се ручно убацују у касете са идентификационим бројевима, као што је приказано на слици 3.4. Касете могу да држе до двадесет дозиметара и пуне се од дна према врху. Делимично или потпуно напуњене касете се постављају на покретну траку читача, на коју може да их стане највише десет. Дакле, максимално двеста дозиметара може да стане у читач. Такође, важно је напоменути да је од стране произвођача препоручено да се читач не користи првих пола сата након укључивања ради постизања оптималне радне температуре [50, 52].



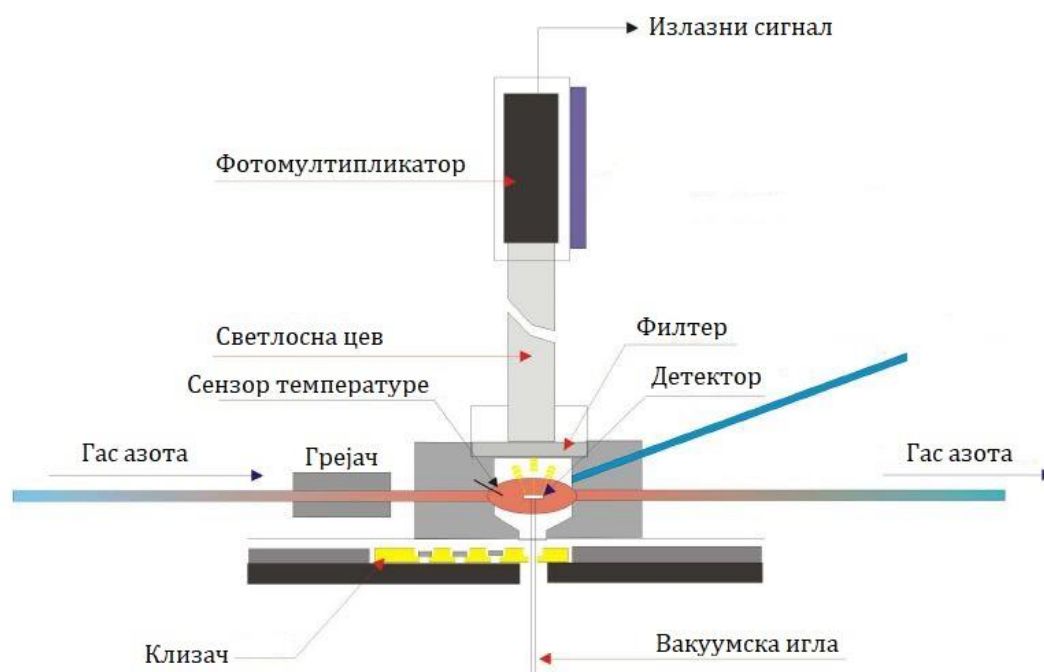
Слика 3.4. Касета са ТЛ дозиметрима [50].



Читач је физички повезан са рачунаром и све операције читавања се врше преко софтверског пакета WinTLD произвођача RADOS. Након задавања команде на рачунару, уређај аутоматски читава све дозиметре који се налазе у касетама на његовој покретној траци. Поступак читавања дозиметара је следећи:

- скенирају се идентификациони бројеви прве касете и првог дозиметра у низу, где је редослед читања дозиметара у оквиру једне касете од њеног дна према врху;
- посебан механизам извлачи клизач дозиметра и поставља га у одговарајућу позицију унутар читача;
- вакуумска игла помера први детекторски елемент дозиметра навише у мерну комору читача, која се загрева гасовитим азотом ( $N_2$ );
- детектор приликом загревања емитује светлост, коју фотомултипликатор заједно са пратећом електроником претвара у мерљиви електрични сигнал;
- детекторски елемент се хлади након завршетка мерења, а вакуумска игла га враћа на првобитну позицију у клизачу и извлачи наредни кристал дозиметра након претходног померања клизача;
- након читавања свих детекторских елемената дозиметра, клизач се враћа у одговарајући држач у касети и извлачи се клизач наредног дозиметра у низу;
- када се читају сви дозиметри у касети, читач избацује текућу и убацује наредну касету са дозиметрима и цео претходно описани поступак се понавља [50, 52].

Гас азота се загрева у оквиру читача пре уласка у мерну комору. На овај начин се детекторски елементи равномерно загревају, што није могуће у случају контактне загревања. Поред тога, азот је инертан гас, што значи да је могућност контаминације детектора веома мала. Мерна комора читача се снабдева азотом из боце под притиском. Притисак гаса на излазу боце ка уређају треба да буде  $5 \text{ bar} \pm 10\%$  [50, 52]. Шематски приказ читавања кристала дозиметара је дат на слици 3.5.

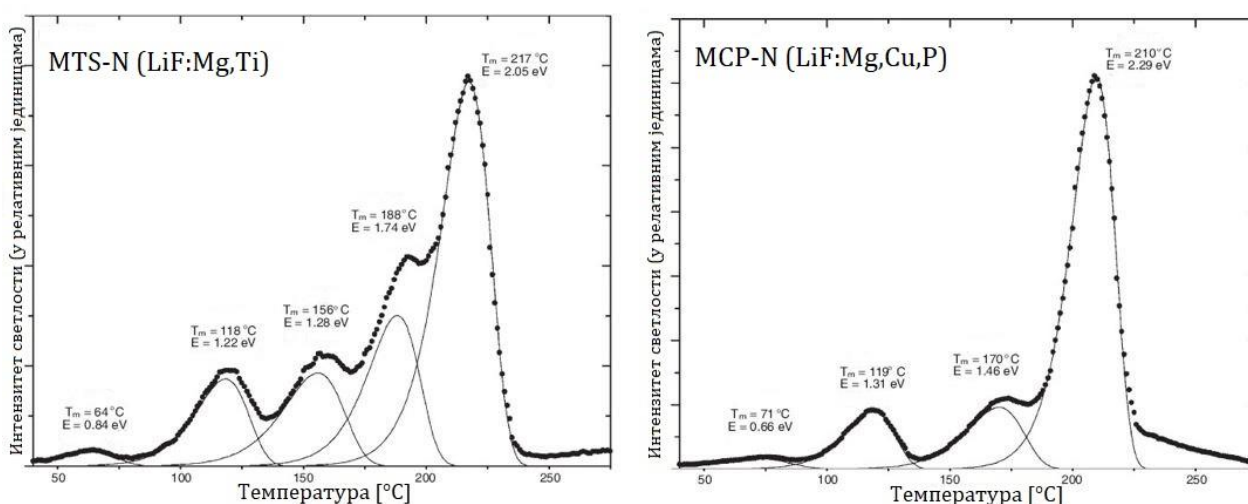


Слика 3.5. Шематски приказ читавања кристала дозиметара [50].

Услед постојања више врста ТЛ материјала са различитим карактеристикама, услови читавања не могу увек бити исти. Постоје следећи параметри који се подешавају на рачунару пре почетка мерења:

- температура гаса (енгл. gas temperature) – опсег температура у коме се празне замке које носе информације од дозиметријског значаја и разликује се у зависности од врсте материјала детектора;
- време загревања пре мерења (енгл. pre-heating time) – током овог периода детектор полако достиже температуру читавања, додатно се празне плиће замке и емитују се фотони који не носе релевантне информације, те се они не узимају у обзир при прорачуну дозе;
- време загревања током мерења (енгл. heating time) – временски период током ког се кристал налази у опсегу температура читавања и детектовани фотони се користе при прорачуну дозе;
- време загревања након мерења (енгл. post-heating time) – током овог периода детектор се загрева на температуре изнад температуре читавања, празне се дубоке замке и емитују се фотони који не носе релевантне информације, те се они не узимају у обзир при прорачуну дозе [50].

Дакле, укупно време читавања дозиметара представља збир три претходно описана времена загревања – пре, током и након мерења. Фотони од значаја се емитују само у одређеном температурном опсегу, јер се тада празне дозиметријски релевантне замке. Фотомултипликатор који детектује фотоне је довољно удаљен од мерне коморе и адекватно је термално изолован, како би се омогућио његов стабилан рад. Инфрацрвена светлост се филтрира, како термално зрачење не би имало утицај на резултате мерења. Резултат читавања појединачног дозиметра је графички представљен кривом исијања (претходно описана у одељку 2.3.1). Укупни број детектованих фотона представља површину испод забележене криве, на основу чега се добија информација о апсорбованој дози детекторских елемената. Сви резултати мерења се чувају у оквиру базе WinTLD софтверског пакета и могуће их је додатно анализирати и тумачити након завршених мерења [50, 52]. Криве исијања MTS-N и MCP-N дозиметара су дата на слици 3.6.



Слика 3.6. Криве исијања MTS-N и MCP-N дозиметара [29].

### 3.1.3. КАЛИБРАТОР IR-2000

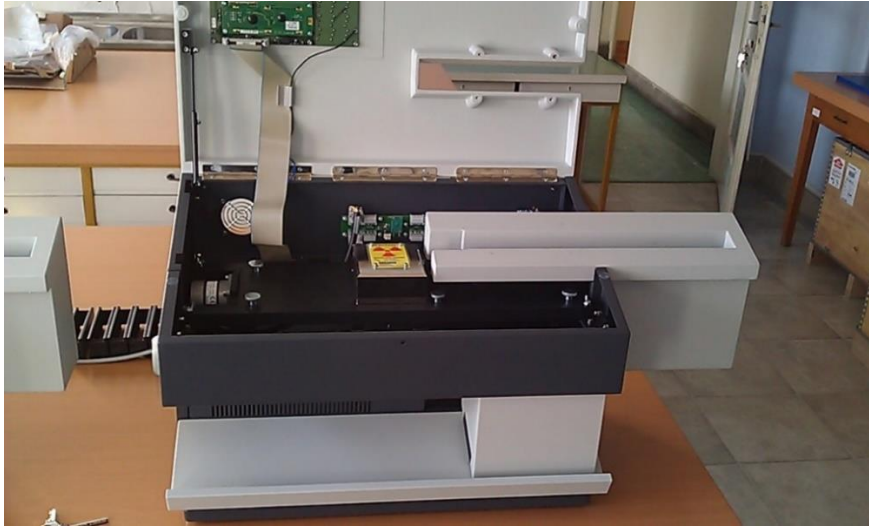
Последњу компоненту коришћеног ТЛ дозиметријског система представља калибратор IR-2000, произвођача RADOS (данашњи Mirion Technologies). Овај уређај се користи заједно са читачем RE-2000 за калибрацију дозиметара и целокупног мерног система [51, 53]. Калибратор IR-2000 је приказан на слици 3.7.



Слика 3.7. Калибратор IR-2000 [51].

Унутар калибратора се налази затворени извор јонизујућег зрачења, који садржи стронцијум-90 ( $^{90}\text{Sr}$ ), са временом полураспада 28,8 година. Овај радионуклид се увек  $\beta^-$  распадом трансформише у итријум-90 ( $^{90}\text{Y}$ ), са енергијом прелаза 546 keV. Радионуклид  $^{90}\text{Y}$  има време полураспада од 2,66 дана и углавном се  $\beta^-$  распадом трансформише у стабилни цирконијум-90 ( $^{90}\text{Zr}$ ) са енергијом прелаза 2279 keV [51, 53, 54].

При уобичајеним условима рада, јачина дозе на површини калибратора је мања од  $1 \mu\text{Sv/h}$ . Инкапсулирани радиоактивни извор је адекватно обележен и тестиран је на механичке и термичке утицаје [51, 53]. На слици 3.8 је приказан положај затвореног извора  $^{90}\text{Sr}$  у оквиру калибратора IR-2000, док је на слици 3.9 представљено кућиште сâмог извора.



Слика 3.8. Положај затвореног извора  $^{90}\text{Sr}$  у оквиру калибратора IR-2000 [53].



Слика 3.9. Кућиште затвореног извора  $^{90}\text{Sr}$  [53].

Коришћењем калибратора IR-2000, дозиметри се у било ком тренутку могу озрачити познатом дозом, јер је почетна активност  $^{90}\text{Sr}$  дата од стране произвођача. Кораћи озрачивања дозиметара су следећи:

- MTS-N или MCP-N дозиметри се припремају и постављају у касете као што је претходно описано у одељцима 3.1.1 и 3.1.2,
- делимично или потпуно напуњене касете се постављају на покретну траку калибратора,
- посебан механизам извлачи клизач дозиметра и помера га поред извора зрачења на претходно одабран број циклуса. Редослед озрачивања дозиметара у оквиру једне касете је исти као и у случају читавања – од дна према врху [51, 53].

Након озрачивања, дозиметри се читавају читачем RE-2000. На овај начин се успоставља веза између броја детектованих фотона и апсорбоване дозе детекторских елемената. У наставку је детаљно описан поступак калибрације коришћеног ТЛ дозиметријског система.

### 3.1.4. КАЛИБРАЦИЈА ТЛ ДОЗИМЕТРИЈСКОГ СИСТЕМА

Као и било који други мерни уређај, ТЛ дозиметријски систем је потребно калибрисати ради добијања што метролошки прецизнијих резултата мерења. Калибрација система зависи од врсте ТЛ материјала, као и од броја детекторских елемената и њихових позиција у оквиру дозиметра. Нпр. уколико се читавају MTS-N дозиметри са детекторским елементима на првој и другој позицији, систем је претходно потребно калибрисати истим таквим дозиметрима. Поступак калибрације система се састоји из следећих корака:

- калибрације нулте дозе (енгл. Zero Dose),
- калибрације осетљивости читача (енгл. Reader Sensitivity),
- калибрације осетљивости кристала (енгл. Crystal Sensitivity),
- калибрације системске дозе (енгл. System Dose),
- калибрације дозе позадинског зрачења (енгл. Natural Background Dose) и
- калибрације фактора квалитета дозе (енгл. Dose Quality Factor) [55].

#### 3.1.4.1. ОТПУШТАЊЕ ЗАРОБЉЕНИХ НАЕЛЕКТРИСАЊА КРИСТАЛА

Циљ отпуштања заробљених наелектрисања кристала (енгл. annealing) јесте пражњење замки детектора пре калибрације и коришћења дозиметара. Отпуштање заробљених наелектрисања се може спровести на више начина:

- коришћењем високотемпературних пећи (слика 3.10) – представља најефикаснији и најпоузданији вид отпуштања заробљених наелектрисања. Кристали се у пећи држе на високим температурама током дужег временског периода, чиме се осигурава пражњење свих замки материјала. Веома је пожељно да се детекторски елементи претходно изваде из држача и клизача, јер је у супротном максимална дозвољена температура пећи 80 °С, што није ни близу довољно да се испразне све замке. Температура и време загревања пећи зависе од врсте материјала детектора. Овај начин отпуштања заробљених наелектрисања се користи пре калибрације система и коришћења дозиметара, како би се успоставила нулта доза кристала као референтна тачка мерења;
- коришћењем читача – представља вид отпуштања заробљених наелектрисања читавањем дозиметара након њиховог коришћења. Приликом читавања, дозиметри су изложени високим температурама током кратког временског периода, чиме се празни већина замки. Плитке и дубоке замке се празне на температурама испод и изнад температуре читавања дозиметара, респективно. Плитке замке доприносе нискоенергетским максимума криве исијања, а дубоке високоенергетским. Као и у случају пећи, време и температура читавања зависе од врсте материјала детектора;
- одлагањем дозиметара – представља складиштење дозиметара на собној температури на дуже временске периоде. Овај начин отпуштања наелектрисања није ефикасан као два претходно описана, јер се само делимично ослобађају заробљена наелектрисања у плитким замкама, док дубље замке остају великом већином попуњене [55].



Слика 3.10. Високотемпературна пећ TLD Heat произвођача RadPro [56].

### 3.1.4.2. КАЛИБРАЦИЈА НУЛТЕ ДОЗЕ

Калибрација нулте дозе представља први корак калибрационог процеса, где се одређује нулта доза појединачних детекторских елемената дозиметара. Уопштено говорећи, нулта доза зависи од кристала до кристала, односно од врсте материјала детектора, начина претходне припреме, укупне апсорбоване дозе, степена коришћења, начина употребе итд. Поред тога, нулта доза може да варира од читача до читача, а могу се добити и различите вредности при читавању кристала на истом читачу услед промене амбијенталних услова као што су температура, прашина итд. Нулту дозу детекторских елемената је пожељно проверавати пре сваког коришћења дозиметара како би се успоставила почетна тачка дозиметријског мерења. Методологија калибрације нулте дозе кристала одређене врсте ТЛ материјала је следећа:

- дозиметријски кристали отпуштају заробљена наелектрисања на један од начина претходно описаних у одељку 3.1.4.1;
- дозиметри се склапају постављањем кристала у клизаче и држаче;
- дозиметри се постављају у читач RE-2000 и читавају се;
- добијени резултати се користе за калибрацију нулте дозе појединачних кристала дозиметара [55].

Нулта доза кристала  $ZD$  (енгл. Zero Dose) се рачуна преко следеће једначине:

$$ZD = PZD \cdot \frac{AZD_{\text{тренутног читача}}}{AZD_{\text{читача коришћеног за калибрацију } PZD}} \quad (3.1)$$

где  $AZD$  (енгл. Average Zero Dose) представља средњу нулту дозу, односно средњу вредност броја импулса добијених читавањем одређеног броја кристала од истог материјала коришћењем истог читача, док је појединачна нулта доза  $PZD$  (енгл. Crystal Zero Dose) број импулса добијен читавањем појединачног кристала дозиметра [55].

На основу претходне једначине је јасно да је нулта доза кристала једнака појединачној нултој дози уколико се исти читач користи за калибрацију дозиметара и њихово читавање након употребе, као што је то био и случај у експерименталном делу дисертације. Уколико се не одреди појединачна нулта доза кристала, при прорачунима дозе може да се користи средња нулта доза, која се дефинише за одређену коришћену комбинацију материјала детектора и читача [55].

### 3.1.4.3. КАЛИБРАЦИЈА ОСЕТЉИВОСТИ ЧИТАЧА

Осетљивост читача зависи од врсте материјала детекторских елемената и може да варира из дана у дан. Ово је разлог зашто је пожељно да се овај параметар свакодневно калибрише, као и након читавања великог броја дозиметара током истог дана. Методологија калибрације осетљивости читача за одређену врсту ТЛ материјала је следећа:

- дозиметријски кристали отпуштају заробљена наелектрисања на један од начина претходно описаних у одељку 3.1.4.1;
- дозиметри се склапају постављањем кристала у клизаче и држаче;
- дозиметри се постављају у калибратор IR-2000 и зраче се одређен број циклуса;
- озрачени дозиметри се постављају у читач RE-2000 и читавају се;
- добијени резултати се користе за калибрацију осетљивости читача за дату врсту детекторских елемената [55].

Осетљивост читача  $RS$  (енгл. Reader Sensitivity) се рачуна преко следеће једначине:

$$RS = \frac{\bar{N}}{C} \quad (3.2)$$

где је  $\bar{N}$  средња вредност разлике броја импулса и нулте дозе кристала, а  $C$  број циклуса излагања кристала у калибратору IR-2000. Важно је напоменути да се време полураспада  $^{90}\text{Sr}$  узима у обзир приликом калибрације осетљивост читача како не би дошло до грешке услед пада броја очитаних импулса током времена [55].

### 3.1.4.4. КАЛИБРАЦИЈА ОСЕТЉИВОСТИ КРИСТАЛА

Осетљивост појединачних кристала се мења услед њиховог редовног коришћења, озрачивања, загревања ради отпуштања заробљених наелектрисања итд. Велике промене у вредности овог фактора могу бити назнака да је кристал достигао крај свог радног века и да се више не може користити у сврху дозиметријских мерења. Осетљивост кристала је углавном довољно проверавати на годишњем или полугодишњем нивоу. Методологија калибрације осетљивости кристала одређене врсте ТЛ материјала је следећа:

- дозиметријски кристали отпуштају заробљена наелектрисања на један од начина претходно описаних у одељку 3.1.4.1;

- дозиметри се склапају постављањем кристала у клизаче и држаче;
- дозиметри се постављају у калибратор IR-2000 и зраче се одређен број циклуса;
- озрачени дозиметри се постављају у читач RE-2000 и читавају се;
- добијени резултати се користе за калибрацију осетљивости појединачних кристала [55].

Осетљивост кристала  $CS$  (енгл. Crystal Sensitivity) се рачуна коришћењем следеће једначине:

$$CS = \frac{C \cdot RS}{N} \quad (3.3)$$

где  $N$  представља разлику броја импулса и нулте дозе кристала. Појединачну осетљивост кристала је пожељно користити кад год је то могуће. Поред ове вредности, може да се користи и средња осетљивост узорка кристала  $AS$  (енгл. Average Sensitivity), која се рачуна на следећи начин:

$$AS = \frac{C \cdot \overline{RS}}{\overline{N}} \quad (3.4)$$

где  $\overline{RS}$  представља средњу вредност осетљивости читача [55].

#### 3.1.4.5. КАЛИБРАЦИЈА СИСТЕМСКЕ ДОЗЕ

Системска доза представља главни дозиметријски калибрациони фактор, који повезује апсорбовану дозу кристала у калибратору са стандардизованим дозиметријским величинама. Овај фактор зависи од врсте дозиметријског материјала, као и од квалитета зрачења и потребно га је проверавати на годишњем нивоу. Системска доза  $SD$  (енгл. System Dose), и фактори који улазе у њен прорачун се израчунавају преко следећих једначина:

$$SD = \frac{\text{Known Dose} \cdot \text{Local Value}}{\text{Standard Value} - \text{Zero Dose Value}} \quad (3.5)$$

$$\text{Local Value} = \frac{\overline{N \cdot \frac{CS}{RS}}}{C} \quad (3.6)$$

$$\text{Standard Value} = N \cdot \frac{\overline{CS}}{\overline{RS}} \quad (3.7)$$

$$\text{Zero Dose Value} = N \cdot \frac{\overline{CS}}{\overline{RS}} \quad (3.8)$$

где је *Known Dose* позната доза дозиметара озрачених у лабораторијским условима у јединицама  $\mu\text{Sv}$  [55].

За калибрацију системске дозе потребна су два одвојена скупа дозиметара. Обе групе дозиметара морају да имају калибрисану нулту дозу, као и осетљивости



појединачних детекторских елемената. Једна група се зрачи на познату дозу у лабораторијским условима, док друга група служи да се коригује ниво позадинског зрачења, односно фон. Обе групе се заједно шаљу и враћају из лабораторије како би апсорбовале исту дозу током транспорта и руковања пре и након озрачивања. Осетљивост читача пре читавања дозиметара такође мора да буде калибрисана. Фактор *Standard Value* се одређује за дозиметре који су озрачени на познату дозу, док се фактор *Zero Dose Value* одређује за неозрачене дозиметре. Методологија калибрације системске дозе датог ТЛ материјала и квалитета зрачења је следећа:

- озрачени и неозрачени дозиметри се постављају у читач RE-2000 и читавају се;
- одузимањем средње вредности броја импулса неозрачених дозиметара од средње вредности броја импулса озрачених дозиметара добија се вредност броја импулса која одговара познатој дози датог квалитета зрачења на коју је озрачена једна група дозиметара;
- група дозиметара која је озрачена у лабораторији се поново зрачи на одређен број циклуса у калибратору IR-2000 и читава се читачем RE-2000, чиме се добија вредност *Local Value* и успоставља се веза између познате дозе одређеног квалитета зрачења и дозе коју приме дозиметри озрачивањем на одређен број циклуса у калибратору [55].

#### 3.1.4.6. КАЛИБРАЦИЈА ПОЗАДИНСКЕ ДОЗЕ

Дозиметри су непрестано под утицајем позадинског зрачења, чак и приликом транспорта, складиштења, када их корисник не носи итд. Ради прецизнијег прорачуна дозе професионално изложених лица на радном месту, потребно је одредити колики је заправо удео позадинског зрачења у укупној измереној дози. У ту сврху се користе дозиметри позадинског зрачења, који се постављају на радном месту професионално изложених лица ван других поља јонизујућег зрачења, на временски период од месец дана. Дакле, читавањем ових дозиметара се добија вредност месечне позадинске дозе на датој локацији. Међутим, пре одузимања од укупне дозе датог корисника, читану вредност позадинске дозе је потребно помножити адекватним корекционим фактором, како се не би узео у обзир само период ношења дозиметра, већ цео период од калибрације дозиметра до његовог читавања, што обухвата и његово складиштење и транспорт до и од корисника. Калибрација позадинске дозе се ради софтверски на годишњем нивоу за дату локацију [55].

#### 3.1.4.7. КАЛИБРАЦИЈА ФАКТОРА КВАЛИТЕТА ДОЗЕ

Коришћени ТЛ дозиметријски систем је могуће калибрисати за било који квалитет зрачења. Потребно је да се дозиметри озраче на познату дозу на одређеном квалитету зрачења и да се спроведе целокупна процедура калибрације система на претходно описан начин. Добијени фактори квалитета дозе се накнадно бирају у оквиру софтверског пакета WinTLD [55].

### 3.1.5. ПРОРАЧУН ДОЗЕ ТЛ ДОЗИМЕТАРА

У зависности од мерења које се спроводи, ТЛ дозиметријски систем може да прорачуна следеће дозе:

- дозу појединачног кристала,
- амбијенталну дозу животне средине,
- дозу целог тела (лични дозни еквивалент  $H_p(10)$ ),
- неутронску дозу и
- дозу екстремитета [55].

Сви алгоритми за прорачун дозе су дати од стране произвођача RADOS, као саставни део ТЛ дозиметријског система. Како су у експерименталном делу дисертације коришћене само дозе појединачних кристала и доза целог тела, у наставку ће бити више речи само о њима [55].

Доза појединачног кристала  $CD$  (енгл. Crystal Dose) се рачуна у  $\mu\text{Sv}$  преко следеће једначине [55]:

$$CD = \frac{N \cdot SD}{RS \cdot CS} \quad (3.9)$$

Лични дозни еквивалент  $H_p(10)$  може да се израчуна на више начина у зависности од броја кристала и њихових позиција у оквиру дозиметра. У експерименталном делу дисертације су коришћени дозиметри са два детекторска елемента испод алуминијумских филтера. У том случају се доза  $D$  рачуна као аритметичка средина доза појединачних кристала:

$$D = \frac{CD_1 + CD_2}{2} \quad (3.10)$$

где су  $CD_1$  и  $CD_2$  појединачне дозе првог и другог кристала, респективно [55].

### 3.1.6. ПРИПРЕМА ТЛ ДОЗИМЕТАРА ПРЕ ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИХ ПОСТУПАКА

Пре експерименталних поступака одређивања енергетског и угаоног одзива, ТЛ дозиметри су припремљени на следећи начин:

- детекторски елементи на металној плочи су загревани у високотемпературној пећи како би у највећој могућој мери отпустили заробљена наелектрисања. По препоруци произвођача, МТС-N кристали су држани на температури од 400 °C сат времена, па потом два сата на 100 °C како би се додатно испразниле нискоенергетске замке, док су МСП-N детекторски елементи загревани на 240 °C током временског периода од десет минута. Осетљивост кристала је повећана процесом брзог хлађења, односно постављањем металне плоче са детекторским елементима на алуминијумски блок [29, 57];
- МТС-N и МСП-N дозиметри су садржали два МТС-N и МСП-N детекторска елемента, респективно, који су се налазили на првој и другој позицији дозиметра, испод алуминијумског филтера дебљине 0,5 mm. Кристали су у дозиметре постављани помоћу вакуумске сисаљке, како би се избегло њихово потенцијално оштећење и контаминација [58];
- калибрисане су нулте дозе појединачних кристала поступком описаним у одељку 3.1.4.2;
- осетљивост читача за обе врсте дозиметара је калибрисана на свакодневном нивоу поступком описаним у одељку 3.1.4.3;
- калибрисане су осетљивости појединачних кристала поступком описаним у одељку 3.1.4.4;
- калибрација системске дозе за обе врсте дозиметара је претходно одрађена за  $^{137}\text{Cs}$  поступком описаним у одељку 3.1.4.5;
- корекција позадинске дозе није била потребна, јер су МТС-N и МСП-N дозиметри калибрисани непосредно пред озрачивања, а транспортовани су и складиштени у оловним кутијама пре читавања, чиме је осигуран занемарљив утицај позадинског зрачења.

## 3.2. ОСЛ ДОЗИМЕТРИЈСКИ СИСТЕМ

---

ОСЛ дозиметријски систем за потребе израде ове дисертације је обезбедило Одељење за процену нивоа излагања јавног предузећа „Нуклеарни објекти Србије“. У наставку су описане његове компоненте, поступак калибрације и начин рада, као и припрема ОСЛ дозиметара пре експерименталних поступака. Коришћени ОСЛ дозиметријски систем у својој основи садржи следеће две компоненте:

- InLight дозиметре и
- microStar читач [27, 59, 60].

### 3.2.1. INLIGHT ДОЗИМЕТРИ

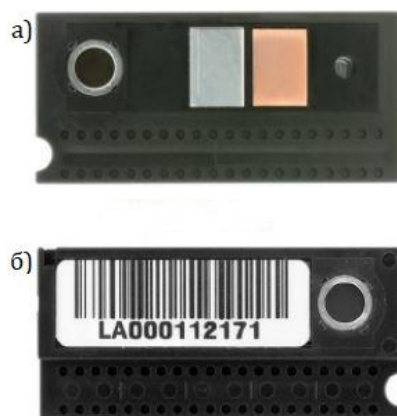
Прву компоненту коришћеног ОСЛ дозиметријског система представљају InLight дозиметри произвођача Landauer. Дозиметри се састоје из следећих делова:

- четири  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  детекторска елемента у облику диска пречника 5 mm и дебљине 0,3 mm, произведена поступком описаним у одељку 2.4.2. Кристали се приликом производње постављају у клизач и накнадно се не могу извадити. Дакле, за разлику од коришћених ТЛ дозиметара, ови детекторски елементи представљају саставни део клизача InLight дозиметара;
- држач са филтерима у који се убацује клизач са детекторским елементима. На првој, другој и трећој позицији се налази бакарни, алуминијумски и пластични филтер, дебљина 0,6 mm, 1,4 mm и 2 mm, респективно, док је четврта позиција нефилтрирана, односно представља прозор за детекцију  $\beta$  честица. На овај начин је омогућена хетерогена атенуација јонизујућег зрачења. Филтери се налазе и са предње и са задње стране држача [27, 61].

Као што је описано у одељку 2.4.2, осетљивост произведених  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  кристала је позната, али може да варира од узорка до узорка. Ово је разлог зашто се на клизачима InLight дозиметара налази дводимензионални бар-кôд, чијим скенирањем се добија информација о осетљивости њихових детекторских елемената. Поред тога, и држач има јединствену шифру и бар-кôд, који служе за идентификацију дозиметра и његове комбинације филтера (претходни модел InLight дозиметара је имао оловни филтер уместо алуминијумског) [27]. Приказ клизача са четири  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  детекторска елемента је дат на слици 3.11, док је држач InLight дозиметра дат на слици 3.12.



Слика 3.11. Клизач InLight дозиметра са четири  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  детекторска елемента. Са десне стране се може видети дводимензионални бар-кôд [62].



Слика 3.12. Држач InLight дозиметра са а) задње и б) предње стране. Гледајући са лева на десно, на задњој страни се налазе отворен прозор, пластични, алуминијумски и бакарни филтер. На предњој страни се налази идентификациони бар-кôд и шифра, испод којих се такође налазе претходно наведени филтери [62].

### 3.2.2. ЧИТАЧ MICROSTAR

Другу компоненту ОСЛ дозиметријског система представља microStar читач произвођача Landauer. Овим уређајем се читавају претходно описани InLight дозиметри, чиме се добија информација о апсорбованој дози детекторских елемената. За коришћење читача је потребан рачунар са одговарајућим софтвером, што произвођач даје уз читач. Како би се знатно олакшала идентификација дозиметара, пожељно је и користити бар-кôд читач, јер се у супротном њихове шифре морају уносити ручно, што је веома временски захтевно [59, 60].

За разлику од ТЛД читача RE-2000, microStar је преносив, а за његов рад је само потребан извор електричног напајања. Са друге стране, дозиметри се морају ручно убацивати у касету читача, а сваки од четири елемената се читава појединачно окретањем округлог преклопника. У просеку је потребно око 10 s за читавање једног дозиметра [27, 59].

Читач microStar за потребе стимулације садржи 38 зелених диода. Фотомултипликатор детектује емитовану луминисценцију и заједно са пратећом електроником претвара слабу светлост у мерљиви електрични сигнал. Приликом читавања губи се само око 0,05% сигнала детектора. Дакле, InLight дозиметре је могуће прочитати више пута без губитка информације о апсорбованој дози детекторских елемената, што уједно представља и велику предност ове врсте дозиметара у односу на ТЛ дозиметре [27, 59].

Уколико је апсорбована доза детектора значајна, велика стимулација може довести до емитовања светлости довољног интензитета да оштети фотомултипликаторску цев. Зато се приликом стимулације за ниске дозе користи свих 38 диода, док се за високе дозе користи само 6. Граница између опсега ниских и високих доза је 100 mSv. Стимулација је у оба случаја континуалне природе и траје око 1 s по детекторском елементу [27, 59]. Читач microStar са пратећим компонентама је приказан на слици 3.13.



Слика 3.13. Читач microStar, пратећи рачунар и бар-кôд читач [60].

Поступак очитавања InLight дозиметара microStar читачем се састоји из следећих корака корисника:

- бира се жељена калибрација и опсег доза коришћењем одговарајућег софтверског пакета произвођача;
- бар-кôд читачем се дозиметар скенира или се његова идентификациона шифра унесе ручно;
- дозиметар се убацује у касету, за шта је потребно да се округли преклопник налази на почетној позицији Н/Р (енгл. Home Position), као што је приказано на слици 3.14;
- на основу бар-кôда клизача дозиметра, читач добија информације о осетљивости његових детекторских елемената;
- окретањем округлог преклопника на позиције Е1, Е2, Е3 и Е4 очитавају се четири детектора дозиметра;
- на основу очитаних вредности софтвер аутоматски израчуна дозу;
- преклопник се враћа на почетну позицију, очитани дозиметар се вади и претходно описани поступак се понавља за наредни дозиметар [59, 60].



Слика 3.14. Округли преклопник читача microStar на почетној позицији [60].

### 3.2.3. КАЛИБРАЦИЈА ОСЛ ДОЗИМЕТРИЈСКОГ СИСТЕМА

Калибрација коришћеног ОСЛ дозиметријског система је далеко једноставнија у поређењу са претходно описаним ТЛ системом. Читач microStar се калибрише помоћу комплета од 15 калибрационих дозиметара, које обезбеђује произвођач. Ови дозиметри су претходно озрачени на познате дозе, рок трајања им је годину дана и не би требало да се читају више од 25 пута у том временском периоду. Од стране произвођача је препоручено да се microStar читач калибрише на месечном или двомесечном нивоу, што је далеко ређе у односу на читач RE-2000. У табели 3.1 је приказано од чега се састоји калибрациони комплет, као и који дозиметри се користе за калибрацију опсега ниских и високих доза [59].

Табела 3.1. Калибрациони комплет дозиметара за microStar читач [59].

Количина [ком.]	Доза [mSv]	Калибрациони опсег
3	0	Ниских и високих доза
3	5	Ниских доза
3	100	Ниских доза
3	500	Високих доза
3	5000	Високих доза

Очитавањем калибрационих дозиметара се успоставља веза између броја детектованих фотона и апсорбоване дозе материјала и одговарајући софтвер повлачи линеарну праву између калибрационих тачака. Калибрациони фактори  $CF$  се одређују преко следеће једначине [59]:

$$CF = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \frac{1}{E_j S_j} \left( \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N C_i - B_{avg} \right) \quad (3.11)$$

где  $C_i$  представља број импулса за  $i$ -ту позицију дозиметра,  $N$  број очитаних позиција по дозиметру,  $S_j$  осетљивост  $j$ -ог дозиметра,  $E_j$  дозу  $j$ -ог дозиметра, а  $M$  број озрачених калибрационих дозиметара. Средња вредност позадинског зрачења  $B_{avg}$  се одређује преко следеће једначине:

$$B_{avg} = \frac{1}{L} \sum_{j=1}^L \left( \frac{1}{N S_j} \sum_{i=1}^N C_i \right) \quad (3.12)$$

где  $L$  представља број неозрачених калибрационих дозиметара [27, 59].

Поред калибрационих дозиметара, постоји и шест дозиметара контроле квалитета, које такође обезбеђује произвођач. Све што важи за прве, важи и за друге – претходно су озрачени на познате дозе, рок трајања им је годину дана и не би требало да се читају више од 25 пута у том временском периоду. Сврха очитавања ових

дозиметара јесте да се провери извршена калибрација. У табели 3.2 је приказан број дозиметара контроле квалитета и њихове дозе [59].

Табела 3.2. Дозиметри контроле квалитета [59].

Количина [ком.]	Доза [mSv]
3	0
3	5

Када су у питању InLight дозиметри, осетљивост њихових детекторских елемената се не калибрише јер је та информација позната и дата од стране произвођача. Ово уједно представља и велику ману ОСЛ дозиметријског система, јер је познато да се осетљивост кристала временом мења услед коришћења, а не постоји могућност да је корисник поново одреди и калибрише, као што је то случај са ТЛ дозиметрима. Корисник једино може да анулира дозу InLight дозиметара поступком описаним у одељку 3.2.5 [59].

### 3.2.4. ПРОРАЧУН ДОЗЕ ОСЛ ДОЗИМЕТАРА

Алгоритми за прорачун дозе су дати од стране произвођача Landauer и представљају саставни део коришћеног ОСЛ дозиметријског система. Постоје следеће четири функције дозе:

- лични дозни еквивалент  $H_p(10)$ ,
- лични дозни еквивалент  $H_p(0,07)$ ,
- лични дозни еквивалент  $H_p(3)$  и
- $\beta$  доза [59].

Приликом прорачуна било које од наведених функција потребне су информације о апсорбованој дози сва четири детекторска елемента дозиметра [59]. У експерименталном делу дисертације је коришћена функција за прорачун личног дозног еквивалента  $H_p(10)$ .



### 3.2.5. ПРИПРЕМА ОСЛ ДОЗИМЕТАРА ПРЕ ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИХ ПОСТУПАКА

Пре експерименталних поступака одређивања енергетског и угаоног одзива, ОСЛ дозиметри су припремљени на следећи начин:

- држачи са  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  детекторским елементима су стављени под флуоресцентну лампу и изложени светлу током дужег временског периода, као што је приказано на слици 3.15. Циљ овог поступка је отпуштање заробљених наелектрисања кристала, које се сматра пожељним у случају InLight дозиметара иако није неопходно. На овај начин се избегава непотребно гомилање заробљених наелектрисања, што може имати негативан утицај на крајње резултате мерења. Након излагања светлу, сви дозиметри су очитани и утврђено је да им је нулта доза једнака 0 mSv, на основу чега се може закључити да је велика већина замки на овај начин успешно испражњена;
- калибрација microStar читача је одрађена за ниске дозе коришћењем комплета калибрационих дозиметара и проверена је уз помоћ дозиметара контроле квалитета;
- корекција позадинске дозе није била потребна, јер су InLight дозиметри калибрисани непосредно пред озрачивање, а транспортовани су и складиштени у оловним кутијама пре очитавања, чиме је осигуран занемарљив утицај позадинског зрачења.



Слика 3.15. Процес отпуштања заробљених наелектрисања InLight дозиметара [63].

### 3.3. РЕФЕРЕНТНА ФОТОНСКА ПОЉА ЗРАЧЕЊА

---

У експерименталном делу дисертације је коришћено укупно десет квалитета зрачења, чије су карактеристике описане међународним стандардом ISO 4037-1:2019, који дефинише референтна поља  $X$  и  $\gamma$  фотона у области заштите од зрачења. Осам квалитета је представљало референтна поља  $X$  фотона из тзв. „N“ серије уског спектра (енгл. Narrow-spectrum series, N-series). Уски енергетски спектар ових квалитета зрачења их чини посебно погодним за одређивање промена у енергетском одзиву дозиметара [12].

Уопштено говорећи, филтрирани квалитети  $X$  фотона су окарактерисани следећим параметрима:

- средњом енергијом снопа –  $\bar{E}$  [keV],
- енергетском резолуцијом –  $R_E$  [%],
- дебљином полуслабљења јачине керме у ваздуху –  $HVL$  [mm Al] или [mm Cu] и
- коефицијентом хомогености  $h$  [12].

Средња енергија снопа  $\bar{E}$  се описује коришћењем спектралног флуенса  $\Phi_E$  преко следеће једначине:

$$\bar{E} = \frac{\int_0^{E_{max}} E \Phi_E dE}{\int_0^{E_{max}} \Phi_E dE} \quad (3.13)$$

Величина  $\Phi_E$  представља енергетску густину флуенса, односно спектар зрачења у посматраној тачки поља и дефинише се преко следеће једначине:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi(E)}{dE} \quad (3.14)$$

где  $d\Phi$  представља флуенс честица енергија у интервалу од  $E$  до  $E + dE$  [12].

Енергетска резолуција  $R_E$  представља следећи однос:

$$R_E = \frac{\Delta E}{E} \cdot 100 \quad (3.15)$$

где је  $\Delta E$  ширина енергетског спектра на половини његовог максимума (енгл. Full Width at Half Maximum – FWHM), а  $E$  вредност највероватније енергије датог спектра [12].

Ефикасност заштите од снопа фотона коришћењем одређеног материјала се често изражава преко дебљине полуслабљења материјала  $HVL$  (енгл. Half-Value Layer), која представља дебљину потребну да се интензитет упадног снопа фотона или вредност јачине керме у ваздуху преполови. У случају експоненцијалног слабљења снопа фотона, дебљина полуслабљења се израчунава преко следеће једначине [12]:

$$HVL = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (3.16)$$

где  $\mu$  представља линеарни коефицијент атенуације, односно вероватноћу интеракције снопа фотона са средином кроз коју се простире. Овај коефицијент интеракције индиректно јонизујућег зрачења представља вероватноћу да фотон доживи било коју интеракцију по јединици дубине материјала кроз који се снап простире. Јединица линеарног коефицијента атенуације је  $m^{-1}$ , а његова реципрочна вредност  $1/\mu$  представља средњу дужину слободног пута фотона, односно средњи пут који фотон пређе између две узастопне интеракције [12].

У овој дефиницији дебљине полуслабљења не узима се у обзир расејано зрачење, односно сматра се на основу геометрије уског снопа да се једном расејано зрачење не може вратити накнадним расејањима у првобитни снап. Дебљина полуслабљења зависи од густине материјала и од енергије фотона. Уопштено говорећи, гушћи материјали имају мању дебљину полуслабљења. Што се енергије тиче, при проласку снопа фотона кроз материјал, долази до отврдњавања примарног снопа фотона, односно до веће апсорпције фотона нижих енергија у односу на оне са вишим. То значи да у снопу остају продорнији фотони и ова појава се назива отврдњавање спектра [12].

Коефицијент хомогености  $h$  представља однос прве и друге дебљине полуслабљења јачине керме у ваздуху:

$$h = \frac{1^{st}HVL}{2^{nd}HVL} \quad (3.17)$$

где  $1^{st}HVL$  представља само други назив за  $HVL$ , а  $2^{nd}HVL$  је дебљина материјала потребна да се преполовљена вредност јачине керме у ваздуху додатно преполови, односно да се сведе на четвртину почетне вредности. Претходна једначина важи искључиво за хомогене снопове зрачења, односно за оне код којих је коефицијент хомогености близак вредности 1, што и јесте случај са N серијом [12].

Са друге стране, квалитети  $X$  фотона у пракси примарно зависе од следећих параметара:

- радног напона рендгенске цеви,
- врсте и дебљине укупне филтрације примарног снопа  $X$  фотона и
- карактеристика анодне мете рендгенске цеви [12].

Радни напон је параметар који се подешава на сâмој рендгенској цеви, а укупна филтрација представља збир њене инхерентне филтрације и додатне филтрације која се поставља. Како би се утврдило да ли се подешавањем ових параметара заиста добија жељени квалитет зрачења, мери се јачина керме у ваздуху без и са додавањем материјала који представља  $HVL$  датог квалитета зрачења и проверава се да ли се иницијална измерена вредност јачине керме у ваздуху преполови. Мерења се врше на растојању од 1 m од фокалне тачке рендгенске цеви [12, 64].

У експерименталном делу дисертације су коришћени следећи квалитети N серије уског спектра: N-30, N-40, N-60, N-80, N-100, N-120, N-150 и N-200. Бројеви у њиховим ознакама представљају радни напон рендгенске цеви у keV (нпр. за квалитет N-100, радни напон рендгенске цеви износи 100 keV). Квалитети N серије су стандардом дефинисани на тај начин да верно представљају ситуације излагања професионално изложених лица расејаном јонизујућем зрачењу. Карактеристике ових квалитета зрачења су дате у табели 3.3, а њихови спектри су приказани на слици 3.16.

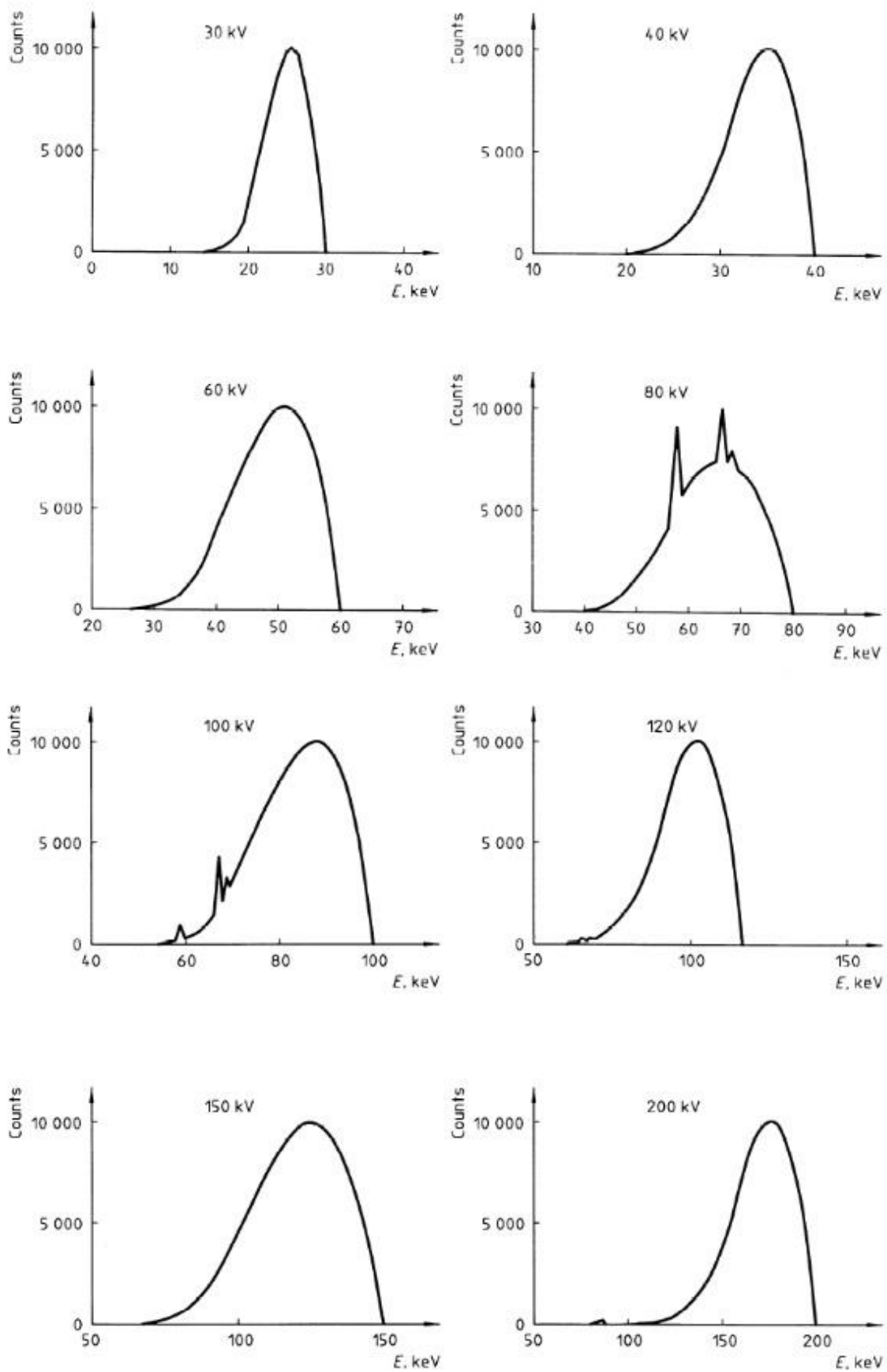
Табела 3.3. Карактеристике коришћених квалитета зрачења N серије уског спектра [12].

Квалитет зрачења	$\bar{E}$ [keV]	Додатна филтрација [mm]	HVL [mm]
N-30	24,6	4,0 Al	1,17 Al
N-40	33,3	0,21 Cu	2,65 Al
N-60	47,9	0,6 Cu	0,235 Cu
N-80	65,2	2,0 Cu	0,58 Cu
N-100	83,3	5,0 Cu	1,09 Cu
N-120	100	1,0 Sn + 5,0 Cu	1,67 Cu
N-150	118	2,5 Sn	2,30 Cu
N-200	165	1,0 Pb + 3,0 Sn + 2,0 Cu	3,91 Cu

Преостала два коришћена квалитета зрачења представљају  $\gamma$  радионуклиде  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{60}\text{Co}$ , у ознаци S-Cs и S-Co, респективно. Ознака S води порекло од речи извор (енгл. source). Карактеристична  $\gamma$  линија S-Cs је приближно једнака 662 keV, док S-Co има две  $\gamma$  линије са подједнаком вероватноћом емисије од 1,17 MeV и 1,33 MeV (средња вредност им је 1,25 MeV) [12]. Карактеристике ових квалитета зрачења су дате у табели 3.4.

Табела 3.4. Карактеристике коришћених S-Cs и S-Co  $\gamma$  квалитета зрачења [12].

Радионуклид	Ознака квалитета зрачења	$\gamma$ линије [keV]
$^{137}\text{Cs}$	S-Cs	661,7
$^{60}\text{Co}$	S-Co	1173,3
		1332,5



Слика 3.16. Спектри коришћених квалитета зрачења N серије усвог спектра [12].

## 3.4. ОДРЕЂИВАЊЕ РЕФЕРЕНТНИХ ПАРАМЕТАРА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИХ ПОСТУПАКА

---

Референтне вредности свих физичких величина се одређују помоћу еталона. Еталон може бити материјализована мера, мерни инструмент или мерни систем који дефинише или репродукује одређену физичку величину, односно даје њену вредност са придруженом мерном несигурношћу. На врху ланца метролошке следљивости налазе се примарни еталони, односно еталони највишег метролошког квалитета, а испод њих се налазе секундарни па терцијарни еталони. Секундарни еталони се калибришу, односно еталонирају у односу на примарне, а терцијарни у односу на секундарне [3, 65].

У наставку је описан коришћени референтни мерни систем, као и поступак одређивања референтних параметара експеримената. Сва мерења су рађена у Секундарној стандардној дозиметријској лабораторији (енгл. Secondary Standard Dosimetry Laboratory – SSDL) Лабораторије за заштиту од зрачења и заштиту животне средине Института за нуклеарне науке „Винча“ - Института од националног значаја за Републику Србију.

### 3.4.1. РЕФЕРЕНТНИ МЕРНИ СИСТЕМ

Детектор коришћен за потребе одређивања референтних параметара експеримената је јонизациона комора типа 32002 произвођача PTW. Ова комора представља секундарни еталон и уједно национални еталон Србије за мерење јачине керме у ваздуху. Комора 32002 је сферна јонизациона комора са шупљином испуњеном ваздухом. Запремина коморе је 1 l, спољашњи пречник јој је 140 mm, а зидови коморе дебљине 3 mm се састоје од полиоксиметилена – материјала еквивалентног људском ткиву. Референтна тачка коморе је у њеном центру, где се налази електрода пречника 50 mm, која је направљена од графита обложеног полистиреном. Номинални примењени напон на комору износи 400 V. Мерни опсег енергија јонизационе коморе износи од 24 keV до 50 MeV [66].

Резултат еталонирања јонизационе коморе 32002 примарним еталоном јесте калибрациони фактор или калибрациони коефицијент. Уопштено говорећи, калибрациони фактор  $N$  одређеног инструмента се одређује преко следеће једначине:

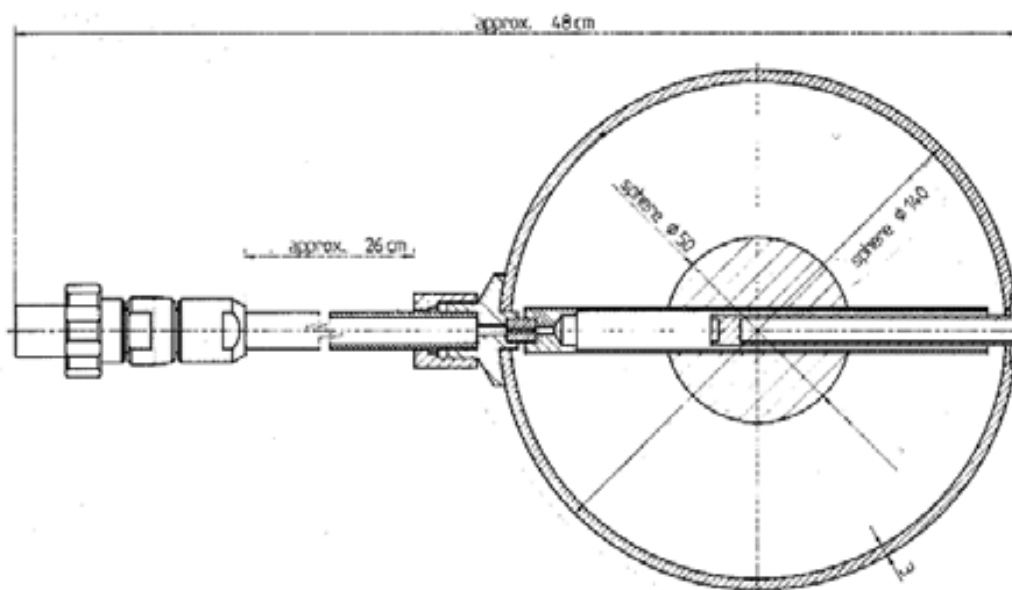
$$N = \frac{H}{M} \quad (3.18)$$

где  $H$  представља конвенционалну стварну вредност, односно најбољу процену одређене физичке величине измерену примарним еталоном, а  $M$  измерену вредност исте те физичке величине коришћењем датог инструмента. У случају инструмента савршених перформанси,  $H$  и  $M$  су једнаки, односно  $N = 1$ . Уколико калибрациони фактор има мерну јединицу, онда се назива калибрационим коефицијентом. Поред тога, вредност калибрационог фактора или коефицијента не мора да буде иста за цео мерни

опсег услед постојања енергетске зависности [3]. У случају јонизационе коморе 32002, калибрациони коефицијент  $N_k(E)$  зависи од енергије зрачења и јединица му је  $\mu\text{Gy/nC}$ . Сферна јонизациона комора 32002 је приказана на слици 3.17, а њен шематски приказ је дат на слици 3.18.



Слика 3.17. Сферна јонизациона комора 32002 произвођача РТW [66].



Слика 3.18. Шематски приказ сферне јонизационе коморе 32002 произвођача РТW где се види централна електрода [66].

Сакупљена количина наелектрисања  $Q(E)$  представља излазни сигнал јонизационе коморе 32002. Сферни облик јонизационе коморе осигурава да  $Q(E)$  не зависи од упадног угла зрачења, већ само од енергије инцидентног снопа. За потребе

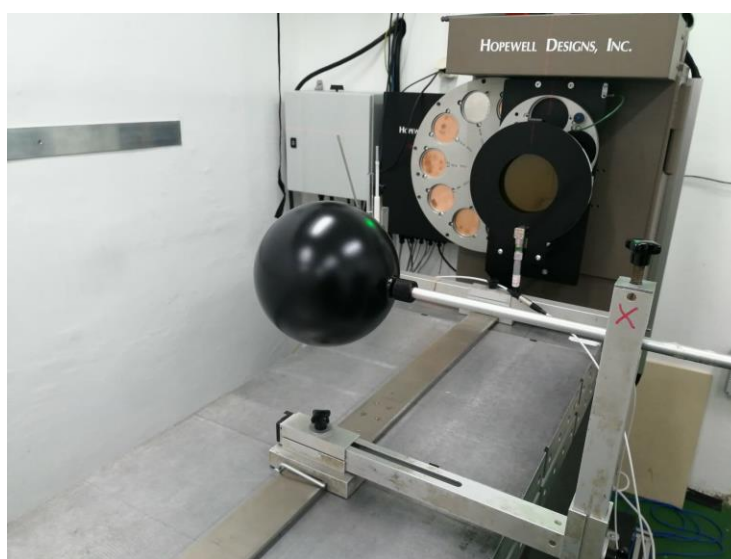
експеримената коришћен је електрометар UNIDOS произвођача PTW, који појачава и мери веома мали излазни сигнал јонизационе коморе у реалном времену. UNIDOS електрометар је приказан на слици 3.19.



Слика 3.19. UNIDOS електрометар произвођача PTW [67].

### 3.4.2. МЕРЕЊЕ ЈАЧИНЕ КЕРМЕ У ВАЗДУХУ

Претходно описаним референтним мерним системом је за сваки коришћени квалитет зрачења по 15 пута измерена вредност сакупљене количине наелектрисања  $Q_m(E)$ , током временских периода од 60 s. Јонизациона комора је постављена на 2 m од фокалне тачке рендгенске цеви, чиме је осигурано да се цела активна запремина коморе налази у пољу примарног снопа зрачења, односно да је хомогено озрачена [12]. Поставка мерења јачине керме у ваздуху јонизационом комором 32002 је приказана на слици 3.20.



Слика 3.20. Поставка мерења јачине керме у ваздуху јонизационом комором 32002.



Како јонизациона комора 32002 има шупљину, утицај на резултате мерења има не само температура, већ и ваздушни притисак. Референтна вредност температуре  $T_0$  износи 293,15 K, односно 20 °C, док референтна вредност притиска  $p_0$  износи 101,3 kPa. Корекција на референтне амбијенталне услове се постиже коришћењем корекционих фактора за температуру и ваздушни притисак –  $k_T$  и  $k_{pr}$ , респективно, који се дефинишу преко следећих једначина:

$$k_T = \frac{T}{T_0} \quad (3.19)$$

$$k_{pr} = \frac{p_0}{p} \quad (3.20)$$

где  $T$  и  $p$  представљају вредности температуре и притиска приликом мерења, респективно [3].

Коригована вредност сакупљене количине наелектрисања  $Q_c(E)$  у односу на референтне амбијенталне услове се добија као [3]:

$$Q_c(E) = Q_m(E) \cdot k_T \cdot k_{pr} \quad (3.21)$$

Као што је претходно напоменуто, за сваки коришћени квалитет зрачења су мерења поновљена 15 пута у временским интервалима од 60 s. Израчунавањем аритметичких средина коригованих вредности сакупљених количина наелектрисања су одређене вредности сакупљених количина наелектрисања  $Q(E)$  за сваки од десет квалитета зрачења.

Јачина керме у ваздуху  $K_{air}$  за одређени квалитет зрачења се израчунава преко следеће једначине:

$$K_{air} = Q(E) \cdot N_k(E) \quad (3.22)$$

где је  $N_k(E)$  претходно поменути калибрациони коефицијент јонизационе коморе за дефинисани енергетски опсег [3].

### 3.4.3. ПРОРАЧУН ЈАЧИНЕ ЛИЧНОГ ДОЗНОГ ЕКВИВАЛЕНТА

У претходном одељку је приказано како је измерена јачина керме у ваздуху  $K_{air}$  за све коришћене квалитете зрачења. Ова дозиметријска величина је у случају фотонских поља зрачења повезана са јачином личног дозног еквивалента  $\dot{H}_p(10)$  преко конверзионог коефицијента  $h_k$ , који се одређује преко следеће једначине [3]:

$$h_k = \frac{\dot{H}_p(10)}{K_{air}} \quad (3.23)$$

Дакле, на основу измерене вредности јачине керме у ваздуху и познавања конверзионог коефицијента, лако се долази до јачине личног дозног еквивалента за одређени квалитет зрачења. Поред енергије  $E$ , конверзиони коефицијент зависи и од инцидентног угла зрачења  $\theta$ . Јединица конверзионог коефицијента је Sv/Gy [68]. У табели 3.5 је дат преглед конверзионих коефицијената  $h_k(E, \theta)$  за коришћене квалитете и инцидентне углове зрачења.

Табела 3.5. Конверзиони коефицијенти  $h_k(E, \theta)$  за коришћене квалитете и инцидентне углове зрачења [68].

Квалитет зрачења	Растојање [m]	Инцидентни угао $\theta$				
		0°	20°	40°	60°	80°
<b>N-30</b>	1,0 – 3,0	0,79	0,77	0,68	0,49	0,12
<b>N-40</b>	1,0 – 3,0	1,17	1,15	1,06	0,85	0,32
<b>N-60</b>	1,0 – 3,0	1,65	1,62	1,52	1,27	0,60
<b>N-80</b>	1,0 – 3,0	1,88	1,86	1,76	1,50	0,80
<b>N-100</b>	1,0 – 3,0	1,88	1,86	1,76	1,53	0,86
<b>N-120</b>	1,0 – 3,0	1,81	1,79	1,71	1,51	0,87
<b>N-150</b>	1,0 – 3,0	1,73	1,71	1,64	1,46	0,86
<b>N-200</b>	1,0 – 3,0	1,57	1,56	1,51	1,38	0,86
<b>S-Cs</b>	1,5 – 4,0	1,21	1,22	1,22	1,19	0,92
<b>S-Co</b>	1,5 – 4,0	1,15	1,15	1,16	1,14	0,96

### 3.4.4. ПРОРАЧУН ВРЕМЕНА ОЗРАЧИВАЊА

У претходном одељку је приказано како је израчуната јачина личног дозног еквивалента  $\dot{H}_p(10)$  за све коришћене квалитете и инцидентне углове зрачења. Испоручена вредност личног дозног еквивалента  $H_p(10)$  је у свим експерименталним поставкама произвољно постављена на 1 mSv. Времена озрачивања  $\tau$  за све коришћене квалитете и инцидентне углове зрачења се одређују преко следеће једначине:

$$\tau(E, \theta) = \frac{H_p(10)}{\dot{H}_p(10)} = \frac{H_p(10)}{Q(E) \cdot N_k(E) \cdot h_k(E, \theta)} \quad (3.24)$$

где  $Q(E)$  представља сакупљену количину наелектрисања референтним мерним системом за одређени квалитет зрачења,  $N_k(E)$  калибрациони коефицијент јонизационе коморе 32002 за одређени квалитет зрачења, а  $h_k(E, \theta)$  конверзиони коефицијент за одређени квалитет и инцидентни угао зрачења [3, 68].

## 3.5. ОДЗИВ И РЕЛАТИВНИ ОДЗИВ

---

Пре описивања експерименталних поставки, потребно је дефинисати физичку величину од интереса – одзив. Одзив  $R$  представља однос измерене вредности  $M$  и конвенционалне стварне вредности  $H$  одређене физичке величине [3]:

$$R = \frac{M}{H} \quad (3.25)$$

Уопштено говорећи, одзив зависи од енергије и инцидентног угла зрачења –  $R(E, \theta)$ . Енергетски одзив  $R(E)$  представља зависност одзива од енергије зрачења, док угаони одзив  $R(\theta)$  представља зависност одзива од инцидентног угла зрачења [3].

Често се одзив инструмента исказује кроз релативни одзив  $r$ , који се одређује преко следеће једначине:

$$r = \frac{R}{R_r} \quad (3.26)$$

где  $R$  и  $R_r$  представљају одзив инструмента у посматраним и референтним условима, респективно. Релативни одзив је веома користан за описивање и приказивање варијације одзива у зависности од енергије и инцидентног угла зрачења [3]. Ова чињеница представља разлог зашто је релативни одзив коришћен за описивање понашања ТЛ и ОСЛ дозиметара у реалним полиенергетским и мултидирекционим фотонским пољима зрачења.

## 3.6. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА ПОСТАВКА ЗА ОДРЕЂИВАЊЕ ЕНЕРГЕТСКОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА

---

У експерименталној поставци за одређивање енергетског одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара коришћено је десет референтних квалитета зрачења како би се покрио широки опсег средњих енергија од 24 keV до 1,25 MeV. Осам квалитета представљају референтна поља  $X$  фотона из тзв. N серије уског спектра (N-30, N-40, N-60, N-80, N-100, N-120, N-150 и N-200), док преостала два квалитета представљају  $\gamma$  изворе (S-Cs и S-Co). Узак енергетски спектар N квалитета зрачења и дискретне  $\gamma$  линије коришћених радиоизотопа чине ова поља посебно погодним за одређивање енергетског одзива дозиметара [46].

Сваким квалитетом је озрачено по 60 дозиметара (20 MTS-N, 20 MCP-N и 20 InLight). Дозиметри су постављани на међусобно једнаком растојању на ISO блок фантом испуњен водом, на који може да стане највише 20 дозиметара по озрачивању како би се осигурало да су хомогено озрачени. Дакле, укупно 30 озрачивања је било потребно за поступак експерименталног одређивања енергетског одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара, односно три озрачивања по квалитету зрачења. Како би се смањила могућност грешке, на фантом су постављане све три врсте дозиметара приликом сваког озрачивања, као што је приказано на слици 3.21. Дозиметри на фантому су се налазили на растојању од 2 m од фокалне тачке рендгенске цеви, односно од  $\gamma$  извора, тако да се цела предња површина фантома налазила у пољу примарног снопа зрачења. Приликом озрачивања дозиметара пољима високоенергетских  $\gamma$  фотона, као што су S-Cs и S-Co, неопходно је непосредно испред дозиметара поставити PMMA плочу дебљине 3 mm. На овај начин се постиже равнотежа секундарних наелектрисаних честица (енгл. Charged-Particle Equilibrium – CPE), чиме се повећава вероватноћа интеракције фотона са малом активном запремином детекторских елемената дозиметара [12]. Коришћењем референтних фотонских поља зрачења и прорачунатих времена озрачивања је осигурано да је у свим експерименталним поставкама за одређивање енергетског одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара испоручена вредност личног дозног еквивалента  $H_p(10)$  износила 1 mSv [46].



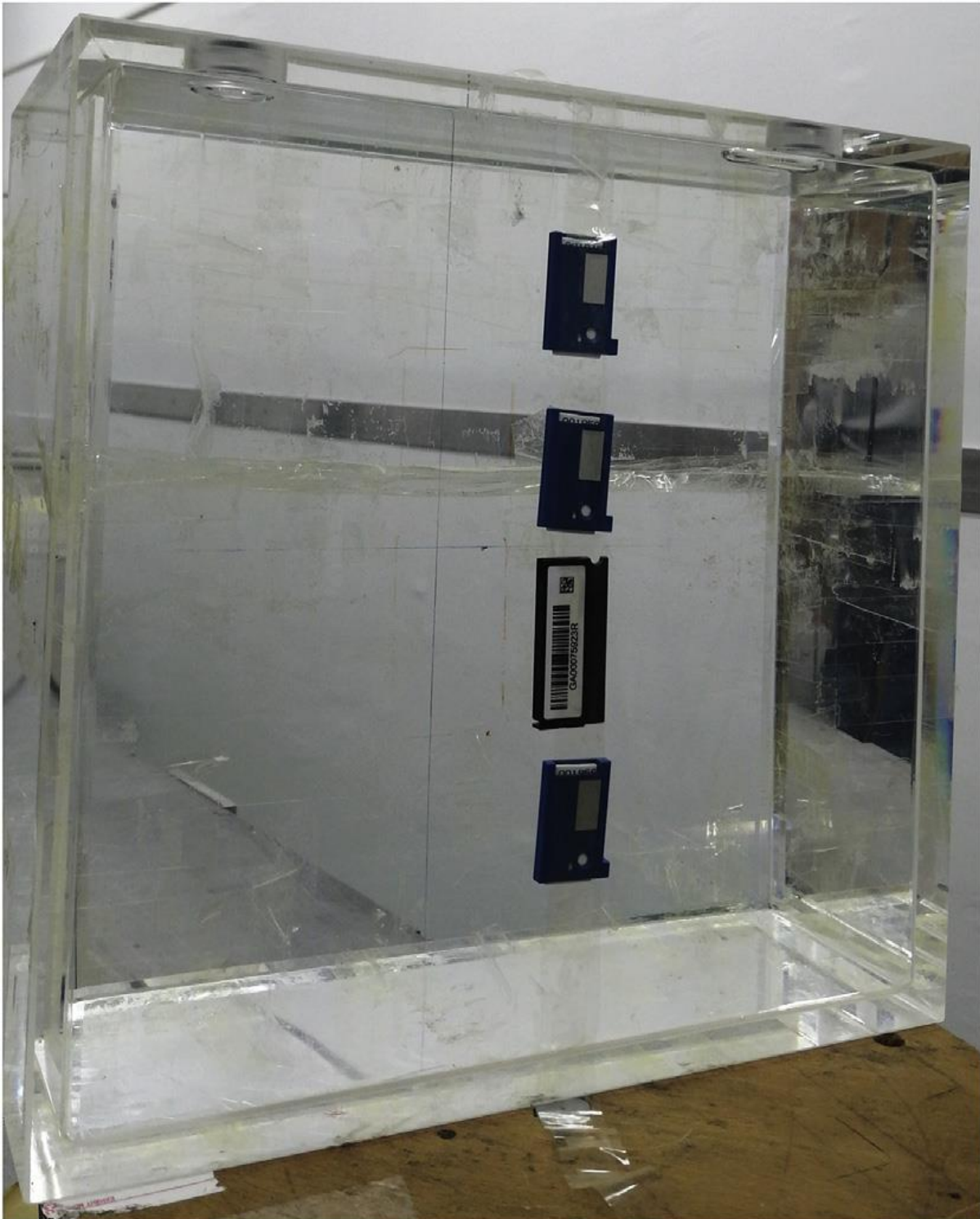
Слика 3.21. Експериментална поставка за одређивање енергетског одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара. Приликом сваког поступка озрачивања на фантому су биле присутне све три врсте коришћених дозиметара (MTS-N, MCP-N и InLight).

## 3.7. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА ПОСТАВКА ЗА ОДРЕЂИВАЊЕ УГАОНОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА

---

У експерименталној поставци за одређивање угаоног одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара коришћено је пет инцидентних углова зрачења ( $0^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $60^\circ$  и  $80^\circ$ ) и девет референтних квалитета (N-40, N-60, N-80, N-100, N-120, N-150, N-200, S-Cs и S-Co), како би се покрио широки опсег углова и енергија. Као и у случају одређивања енергетског одзива, узак енергетски спектар N квалитета зрачења и дискретне  $\gamma$  линије коришћених радиоизотопа чине ова поља посебно погодним за одређивање угаоног одзива дозиметара [46].

Сваким квалитетом зрачења за сваки инцидентни угао је озрачено по 12 дозиметара (4 MTS-N, 4 MCP-N и 4 InLight). Дозиметри су постављани на међусобно једнаком растојању на ISO блок фантом испуњен водом, који је позициониран на ротирајући точак. У случају угаоног одзива, на фантом могу да стану само 4 дозиметра по озрачивању јер морају да буду поравнати са осом ротације точка. Дакле, чак 135 озрачивања је било потребно за поступак експерименталног одређивања угаоног одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара, односно три озрачивања по инцидентном углу одређеног квалитета зрачења. Како би се смањила могућност грешке, на фантом су постављане све три врсте дозиметара приликом сваког озрачивања, као што је приказано на слици 3.22. Дозиметри на фантому су били поравнати са осом ротације точка, која се налазила на растојању од 2 m од фокалне тачке рендгенске цеви, односно од  $\gamma$  извора, тако да се цела предња површина фантома налазила у пољу примарног снопа зрачења. Као и у случају експерименталне поставке за одређивање енергетског одзива дозиметара, и овде је неопходно непосредно испред дозиметара поставити РММА плочу дебљине 3 mm, приликом озрачивања дозиметара пољима високоенергетских  $\gamma$  фотона, као што су S-Cs и S-Co [12]. Коришћењем референтних фотонских поља зрачења и прорачунатих времена озрачивања је осигурано да је у свим експерименталним поставкама за одређивање угаоног одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара испоручена вредност личног дозног еквивалента  $H_p(10)$  износила 1 mSv [46].



Слика 3.22. Експериментална поставка за одређивање угаоног одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара. Приликом сваког поступка озрачивања на фантому су биле присутне све три врсте коришћених дозиметара (MTS-N, MCP-N и InLight) [46].

## 3.8. ОЧИТАВАЊЕ ДОЗИМЕТАРА

---

Озрачени дозиметри су очитани након претходно описаних експерименталних поступака. Важно је напоменути да су параметри очитавања одређене врсте дозиметара увек исти, односно да не постоји разлика у зависности да ли се одређује енергетски или угаони одзив. Корази и параметри очитавања MTS-N и MCP-N дозиметара читачем RE-2000 су следећи:

- калибрише се осетљивост читача поступком описаним у одељку 3.1.4.3, коришћењем комплета неозрачених ТЛ дозиметара,
- одабира се претходно спроведена калибрација за S-Cs квалитет зрачења,
- одабира се функција за прорачун личног дозног еквивалента  $H_p(10)$  коришћењем информација од два детекторска елемента испод алуминијумских филтера,
- параметри очитавања (времена и температуре пре, током и након мерења) су засновани на препорукама произвођача и међусобно се разликују за ове две врсте дозиметара због различитих врста и карактеристика материјала детектора.

Са друге стране, кораци и параметри очитавања InLight дозиметара читачем microStar су следећи:

- одабира се калибрација која је претходно спроведена и проверена коришћењем калибрационог комплета дозиметара за ниске дозе и дозиметара контроле квалитета, респективно,
- одабира се функција за прорачун личног дозног еквивалента  $H_p(10)$ ,
- одабира се опсег ниских доза јер су дозиметри у свим експерименталним поступцима озрачени на  $H_p(10)$  вредност од 1 mSv.



## 3.9. СТАТИСТИЧКА ОБРАДА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИХ РЕЗУЛТАТА

---

Понављањем мерног поступка добијају се резултати вишег квалитета него што је то случај са појединачним мерењима и стичу се већа сазнања о природи мерене величине и карактеристикама мерне опреме. Подаци од највећег значаја који карактеришу серију мерења су средња вредност измерене физичке величине и придружена мерна несигурност. Поред наведених података, користе се и тзв. функције расподеле, које омогућавају процену вероватноће са којом ће се одређени резултати наћи у датом интервалу вредности или колики ће проценат свих резултата бити у унапред задатом опсегу [69]. У наставку су описани појмови од значаја за експериментално добијене резултате – средња вредност и стандардно одступање узорка, грешка и релативна грешка мерења, мерна несигурност, као и коришћени прорачуни мерне несигурности експериментално добијених резултата.

### 3.9.1. СРЕДЊА ВРЕДНОСТ, БРОЈ СТЕПЕНИ СЛОБОДЕ И СТАНДАРДНО ОДСТУПАЊЕ УЗОРКА

Мерењем одређене физичке величине веома велики број пута  $N$ , који је теоријски бесконачан, добијају се резултати мерења  $x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_N$ , односно тзв. популација. Средња вредност или математичко очекивање популације  $\mu$  се израчунава преко следеће једначине:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3.27)$$

Основна претпоставка приликом дефинисања средње вредности јесте да су сви елементи популације, односно резултати појединачних мерења, међусобно равноправни, што не мора увек да буде случај [69, 70].

Мера одступања појединачних резултата мерења од средње вредности њихове популације јесте стандардно одступање популације  $\sigma$ , које се дефинише преко следеће формуле:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2}{N}} \quad (3.28)$$

и представља позитивну величину [69, 70].

Број експерименталних мерења  $n$  је у реалним условима ограничен, а не бесконачно велики, односно  $n \ll N$ . Скуп резултата  $x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n$  се назива узорак и

представља подскуп одговарајуће популације. Уколико су сви елементи узорка међусобно равноправни, средња вредност узорка  $x_s$  се израчунава преко следеће једначине [69, 70]:

$$x_s = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (3.29)$$

Одступања  $b_i$  представљају разлику између појединачних мерења и средње вредности узорка:

$$b_i = x_i - x_s \quad (3.30)$$

Одступања има укупно  $n$ , односно колико и елемената узорка. Збир свих одступања је једнак нули:

$$\sum_{i=1}^n (x_i - x_s) = 0 \quad (3.31)$$

То значи да је од  $n$  одступања довољно познавати само  $n - 1$ , јер последње одступање представља вредност збира претходних одступања са супротним знаком [69, 70].

Број независних елемената скупа назива се број степени слободе  $n_s$ . Узорак се састоји од  $n$  међусобно независних чланова, тако да је број степени слободе узорка једнак броју чланова  $n$ . За разлику од узорка, број степени слободе скупа одступања износи  $n - 1$ , јер се последња вредност добија на основу свих претходних [69, 70].

Стандардно одступање узорка  $s$  представља меру одступања појединачних вредности елемената узорка од њихове средње вредности. Дефинише се преко следеће једначине:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_s)^2}{n - 1}} \quad (3.32)$$

и представља позитивну величину. Средња вредност узорка  $x_s$  и стандардно одступање узорка  $s$  представљају најбољу апроксимацију средње вредности популације  $\mu$  и стандардног одступања популације  $\sigma$ , респективно, које није могуће прорачунати у реалним условима [69, 70].

Додатно постоји и стандардно одступање средње вредности узорка  $s_{x_s}$  које се дефинише коришћењем следеће релације [69, 70]:

$$s_{x_s} = \frac{s}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_s)^2}{n(n - 1)}} \quad (3.33)$$

Према томе, стандардно одступање средње вредности је  $\sqrt{n}$  пута мање од стандардног одступања узорка. Дакле, то потврђује чињеницу да је средња вредност узорка поузданији податак од његових појединачних елемената. Овим се оправдава вишеструко понављање мерења физичке величине од интереса [69].

### 3.9.2. ГРЕШКА И РЕЛАТИВНА ГРЕШКА МЕРЕЊА

Грешка мерења  $\varepsilon$  представља разлику између измерене средње вредности узорка  $x_s$  и условно тачног резултата  $x_t$ , који је добијен мерењем еталоном највишег расположивог квалитета [69]:

$$\varepsilon = x_s - x_t \quad (3.34)$$

Релативна грешка  $\varepsilon_r$  се изражава у процентима и представља однос грешке и условно тачне вредности мерене физичке величине:

$$\varepsilon_r = \frac{\varepsilon}{x_t} \quad (3.35)$$

Тачност мерења представља блискост слагања резултата мерења и стварне, односно условно тачне вредности мерене физичке величине. Дакле, што је тачност већа, то је релативна грешка мерења мања [69].

### 3.9.3. МЕРНА НЕСИГУРНОСТ

Претходно је објашњено да је резултат експерименталног поступка средња вредност поновљених мерења, односно средња вредност узорка  $x_s$ . Мерна несигурност  $u$  представља распон око израчунате средње вредности у коме се очекује да се налази стварна вредност мерене физичке величине. Две основне врсте мерне несигурности су тип А и тип Б [69, 70].

Мерна несигурност тип А се одређује искључиво методом статистичке обраде резултата мерења и постоји само у случају када је мерење поновљено више пута. Обележава се са  $u_A$  и једнака је стандардном одступању средње вредности  $s_{x_s}$  [69, 70]:

$$u_A = s_{x_s} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_s)^2}{n(n-1)}} \quad (3.36)$$

Са друге стране, мерна несигурност тип Б се одређује свим осталим методама осим статистичке анализе, односно испитивањем карактеристика целокупног мерног система. Обележава се са  $u_B$  и постоји у случају појединачних и поновљених мерења. Исправно одређивање мерне несигурности тип Б представља велики изазов у мерној техници јер је потребно имати не само велико знање о коришћеној мерној опреми, већ и о утицају услова окружења на величину од интереса [69, 70].

У случају када имамо два или више доприноса мерној несигурности, користи се комбинована мерна несигурност  $u_C$ , која представља резултантну вредност. Дакле, комбинована мерна несигурност постоји када имамо више мерних несигурности тип Б у појединачном мерењу или мерну несигурност тип А и једну или више мерну несигурност тип Б у серији поновљених мерења. Мерне несигурности тип А и тип Б представљају

некорелисане, односно статистички независне величине јер се добијају међусобно независним методама. У том случају се комбинована мерна несигурност рачуна преко следеће једначине:

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (3.37)$$

Уколико постоји више мерних несигурности тип Б, оне се у прорачун комбиноване мерне несигурност по истом принципу убацују у једначину 3.37, односно као додатни сабирци квадрата под квадратним кореном [69, 70].

Мерна несигурност се може проширити множењем са фактором проширења  $k$ , чиме се добија проширена мерна несигурност  $U$ , којој одговара висока вредност статистичке сигурности, углавном од 95% или више. То значи да се са великом сигурношћу може рећи да се стварна вредност мерене физичке величине налази у интервалу  $x_s \pm U$  [69, 70].

Буџет мерне несигурности представља прегледан табеларни приказ свих величина које су узете у обзир приликом прорачуна мерне несигурности одређеног експерименталног поступка. Утицајним величинама се придружују и одговарајуће функције расподеле, односно функције густине вероватноће, као што су нпр. Гаусова (нормална), Студентова и правоугана расподела [69, 70].

### 3.9.4. ПРОРАЧУН МЕРНЕ НЕСИГУРНОСТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИХ РЕЗУЛТАТА

У експерименталном делу дисертације је за прорачун мерне несигурности тип А коришћена Студентова расподела, која се у мерној техници користи када је број поновљених мерења мали (у распону од 3 до 30), односно када се располаже мањим узорцима. На основу Студентове расподеле, стандардно одступање средње вредности узорка  $s'_{x_s}$  се рачуна коришћењем следеће једначине:

$$s'_{x_s} = t \frac{s}{\sqrt{n}} = t \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_s)^2}{n(n-1)}} \quad (3.38)$$

где  $t$  представља параметар Студентове расподеле, који зависи од вредности статистичке сигурности, као и од броја степени слободе скупа одступања узорка [69].

Вредност статистичке сигурности експерименталних резултата је износила 95%. Приликом одређивања енергетског одзива коришћени су узорци од по 20 дозиметара, док су за одређивање угаоног одзива коришћени узорци од по 4 дозиметра сваке врсте. Дакле, број степени слободе скупа одступања узорака је износио 19 и 3, респективно. У табели 3.6 су дате вредности параметра  $t$  Студентове расподеле за статистичку сигурност од 95% у зависности од броја степени слободе скупа одступања узорка  $n_s$ .

Табела 3.6. Вредности параметра  $t$  Студентове расподеле за статистичку сигурност од 95% у зависности од броја степени слободe скупа одступања узорка [69].

Број степени слободe скупа одступања узорка $n_s$	Вредност параметра $t$ за статистичку сигурност од 95%
3	3,18
19	2,09

Мерна несигурност тип Б се рачуна за сваки мерни систем понаособ, што значи да постоје два различита буџета мерних несигурности за коришћене ТЛ и ОСЛ дозиметријске системе. Њихови буџети су преузети из званичних упутстава за мерење оперативних дозиметријских величина  $H_p(d)$  за индивидуални мониторинг Одељења за процену нивоа излагања јавног предузећа „Нуклеарни објекти Србије“ [71, 72].

Вредновање мерне несигурности ТЛ дозиметријског система је рађено на основу Водича за изражавање мерне несигурности [70] и препорука европске комисије [73], док је буџет израчунат помоћу програма GUM Workbench, произвођача Metrodata GmbH [74]. Буџет мерне несигурности мерења личног дозног еквивалента ТЛ дозиметријским системом је приказан у табели 3.7.

Табела 3.7. Буџет мерне несигурности мерења личног дозног еквивалента ТЛ дозиметријским системом [71].

Извор мерне несигурности	Тип	Расподела	Стандардна несигурност [%]
Очитавање ТЛ дозиметара	А	Студентова	0,8
Нулта доза	Б	Студентова	1,4
Системска доза	Б	Студентова	2,1
Енергетски и угаони одзив	Б	Нормална	22,4
Линеарност одзива	Б	Правоугаона	2,1
Слабљење сигнала	Б	Правоугаона	2,2
Осетљивост читача	Б	Студентова	0,5
Осетљивост кристала	Б	Нормална	3,5
Период за који се одузима позадинско зрачење	Б	Правоугаона	1,9
Јачина позадинског зрачења	Б	Студентова	3,5
<b>Комбинована мерна несигурност [%]</b>			23,4
<b>Фактор проширења <math>k</math></b>			2
<b>Проширена комбинована мерна несигурност [%]</b>			46,8

Битно је напоменути да у мерну несигурност системске дозе улази и мерна несигурност одређивања референтне дозе, која износи 2,3% [75]. Овај податак издаје установа у којој су озрачени дозиметри, односно Секундарна стандардна дозиметријска

лабораторија. Поред тога, у буџету се види да далеко највећи допринос мерној несигурности ТЛ дозиметријског система даје енергетски и угаони одзив, односно читавање дозиметара који нису озрачени у референтним условима (S-Cs квалитет зрачења и упадни угао од 0°). Када би се овај допринос изузео, проширена комбинована мерна несигурност би износила око 13,4%, што се и поклапа са резултатима сличних истраживања [76].

Вредновање мерне несигурности ОСЛ дозиметријског система је такође рађено на основу Водича за изражавање мерне несигурности [70] и препорука европске комисије [73], а буџет је исто израчунат помоћу програма GUM Workbench, произвођача Metrodata GmbH [74]. Буџет мерне несигурности мерења личног дозног еквивалента ОСЛ дозиметријским системом је приказан у табели 3.8.

Табела 3.8. Буџет мерне несигурности мерења личног дозног еквивалента ОСЛ дозиметријским системом [72].

Извор мерне несигурности	Тип	Расподела	Стандардна несигурност [%]
Очитавање ОСЛ дозиметара	А	Студентова	1,3
Осетљивост кристала	Б	Нормална	1,5
Калибрациони фактор	Б	Студентова	2,6
Слабљење сигнала	Б	Правоугаона	0,15
Енергетски и угаони одзив	Б	Нормална	5,7
Линеарност одзива	Б	Правоугаона	0,6
<b>Комбинована мерна несигурност [%]</b>			6,6
<b>Фактор проширења <math>k</math></b>			2
<b>Проширена комбинована мерна несигурност [%]</b>			13,2

Као и у случају ТЛ дозиметријског система, у буџету се види да далеко највећи допринос мерној несигурности даје енергетски и угаони одзив, односно читавање дозиметара који нису озрачени у референтним условима (S-Cs квалитет зрачења и упадни угао од 0°). Међутим, у експерименталним поступцима је примећено да је мерна несигурност ОСЛ дозиметријског система далеко већа не само од горенаведене вредности, већ и од мерне несигурности ТЛ дозиметријског система [46]. Узрок ове појаве је да произвођач претпоставља да је осетљивост ОСЛ кристала фиксна, док се заправо она мења с временом услед коришћења дозиметара. Како не постоји могућност да је корисник поново одреди и калибрише, то уноси додатну мерну несигурност у систем, што не важи и за ТЛ дозиметре. Дакле, буџет мерне несигурности мерења личног дозног еквивалента ОСЛ дозиметријским системом, који је приказан у табели 3.8, се може сматрати тачним само за нове или слабо коришћене дозиметре, што није био случај у овом истраживању.

## 3.10. КРИТЕРИЈУМИ СТАНДАРДА IEC 62387:2020

Како би се утврдила ефикасност процене ефективне дозе коришћених дозиметријских система у реалним условима, енергетски и угаони одзиви ТЛ и ОСЛ дозиметара су упоређени са критеријумима међународног стандарда из области заштите од зрачења IEC 62387:2020. Овај стандард се односи на дозиметријске системе са интегришућим пасивним детекторима за индивидуално и амбијентално радијационо надгледање фотонског и бета зрачења [17].

Референтни услови експерименталних мерења прописани стандардом IEC 62387:2020 су следећи:

- референтни квалитет зрачења је S-Cs, дефинисан на основу ISO 4037-1:2019 [12];
- референтни угао је  $0^\circ$  (уколико није другачије дефинисано од стране произвођача дозиметара) [17].

Поред референтних услова, стандард IEC 62387:2020 дефинише обавезни мерни опсег приликом одређивања релативног енергетског и угаоног одзива пасивних дозиметара који мере лични еквивалент дозе  $H_p(10)$ :

- опсег средње енергије фотонског поља зрачења од 80 keV до 1,25 MeV;
- опсег упадног угла фотонског поља зрачења од  $0^\circ$  до  $\pm 60^\circ$ .

Стандард IEC 62387:2020 додатно напомиње да није потребно озрачивати дозиметре из различитих смерова за исти упадни угао (нпр. применити угао од  $+60^\circ$  и  $-60^\circ$ ) уколико им је конструкција симетрична, што и јесте случај са коришћеним ТЛ и ОСЛ дозиметрима у експерименталном поступку [17].

На основу наведених података је јасно да су у експерименталним поступцима у потпуности покривени обавезни енергетски и угаони мерни опсежи коришћењем квалитета фотонског зрачења N-100, N-120, N-150, N-200, S-Cs и S-Co и упадних углова од  $0^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $40^\circ$  и  $60^\circ$ . Поред обавезног, употребљен је и опциони, односно проширени мерни опсег коришћењем квалитета фотонског зрачења N-30, N-40, N-60 и N-80 и упадног угла од  $80^\circ$ . У табели 3.9 су приказане дозвољене вредности релативног енергетског и угаоног одзива дозиметара за обавезни опсег стандарда IEC 62387:2020.

Табела 3.9. Дозвољене вредности релативног енергетског и угаоног одзива дозиметара за обавезни опсег стандарда IEC 62387:2020 [17].

Границе опсега - $\bar{E}$ [keV] и $\theta$	Релативни одзив $r$
$80 \leq \bar{E} \leq 1250$ $0^\circ \leq \theta \leq 60^\circ$	$0,71 \leq r \leq 1,67$

## 3.11. МОНТЕ КАРЛО СИМУЛАЦИЈЕ

---

Валидација експерименталних резултата енергетских и угаоних одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара је рађена коришћењем Монте Карло симулација. Уопштено говорећи, Монте Карло метода представља стохастичке математичке моделе и алгоритме, којима се решавају различити проблеми коришћењем случајних бројева. Поред дозиметрије, овај метод налази примену у многобројним областима, као што су друштвене науке, саобраћај, финансије и инжењеринг [18, 19, 20].

Најједноставнији облик Монте Карло методе представља симулирање коначног броја  $N$  историја честица употребом генератора случајних бројева. За сваку појединачну историју честице случајни бројеви се користе да се из расподела густине вероватноће одаберу врсте интеракција, углови расејања, дужине слободног пута итд. Процена средње вредности  $\hat{x}$  одређене величине, односно њеног математичког очекивања  $\bar{x}$ , се израчунава преко следеће једначине:

$$\hat{x} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n \quad (3.39)$$

где  $x_n$  представља допринос  $n$ -те историје величини од интереса. Свака честица се прати од свог настанка до нестанка. Несигурност процењене средње вредности  $\hat{x}$  опада са порастом броја историја и често је пропорционална са  $N^{-1/2}$  [19, 20].

Две функције од кључне важности за Монте Карло методу су функција густине вероватноће и кумулативна функција расподеле вероватноће, односно функција расподеле случајне променљиве  $x$ . Случајна променљива може да буде континуална или дискретна и има конкретне вредности са учестаношћу која је одређена одговарајућом функцијом расподеле [19, 20]. Функција густине вероватноће  $f(x)$  и кумулативна функција расподеле вероватноће  $F(x)$  су повезане преко следеће једначине:

$$\frac{dF(x)}{dx} = f(x) \quad (3.40)$$

Генератор случајних бројева, односно псеудо генератор, даје секвенце случајних бројева  $\xi$ , који су равномерно расподељени између 0 и 1. Како би се из функције расподеле  $F(x)$  узорковала случајна променљива  $x$ , потребно је да важи:

$$F(x) = \xi \quad (3.41)$$

Случајан број  $\xi$  се одабира коришћењем генератора случајних бројева. Након тога, случајна променљива  $x$  се добија инверзијом функције расподеле  $F(x)$ :

$$x = F^{-1}(\xi) \quad (3.42)$$

Описани поступак узорковања вредности случајне променљиве се назива методом инверзне функције расподеле или инверзне трансформације. Његове највеће предности су математичка једноставност и погодност примене на рачунарима [19, 20].



### 3.11.1. МЕХАНИКА СИМУЛАЦИЈА

Следеће претпоставке важе у Монте Карло симулацијама:

- фотон се између два судара креће праволинијски и без губитка енергије;
- вероватноћа да ће дуж јединице слободног пута доћи до интеракције је  $\mu$ , што представља линеарни коефицијент атенуације за све могуће врсте интеракција фотона на одређеној енергији;
- судари се сматрају тренутним;
- транспорт честица је линеаран, односно прати се судбина честице;
- користе се функције густине вероватноће за моделовање физичких процеса, који се формирају на основу микроскопских пресека за одређену интеракцију [20].

#### 3.11.1.1. ГЕОМЕТРИЈА

Геометрија Монте Карло симулација треба да буде јасно дефинисана, на начин који је једноставан за разумевање. Не постоји јединствен приступ услед специфичности и многобројних проблема који се решавају овом методом, тако да је могућа представа геометрија помоћу површина, макротела или воксела [20, 77]. Како је у симулацијама коришћена представа геометрије помоћу површина и макротела, у наставку ће бити више речи само о овим методама.

Геометрија представљена површинама, односно Б-репрезентација (енгл. Boundary representation) дефинише тродимензионални простор одабраних материјала коришћењем геометријских објеката, који се називају ћелијама. Оне представљају елементе простора или елементарне запремине које су ограничене једном или са више површина. Простор око система који се анализира је бесконачан и такође представља ћелију, само без материјала у себи. Намена ове ћелије је да прекине историју, односно праћење фотона када доспе до ње. У симулацији експерименталних поступака спољна сфера је дефинисана картицом за површину  $s$ . У Монте Карло симулацијама, под појмом картица се подразумева једна линија кода са информацијама дужине до 80 карактера [20, 77].

Булова алгебра се користи да се опише који делови простора припадају ћелији. Свака површина дели простор на два дела, односно на позитивни и негативни полупростор. Дакле, свака површина има две стране – позитивну и негативну. Позитивни део простора око површине представља део са стране на којој је вектор нормале на ту површину, док се негативни налази са супротне. Све ћелије су испуњене одређеним материјалима, који су униформни и познатог атомског састава и густине. Пожељно је да се избегавају компликоване ћелије јер се приликом праћења фотона између два судара одређује пресек праве са сваком површином ћелије. Кретање фотона се описује Декартовим координатним системом [20, 77].

У Монте Карло пакету MCNPX, који је коришћен за симулацију експерименталних поступака, ћелија се описује коришћењем следећих параметара:

- $j$  – позитиван број ћелије који задаје корисник;
- $m$  – позитиван број материјала који корисник додатно описује у блоку улазних података. Уколико је  $m = 0$ , ћелија је празна;

- $d$  – густина материјала ћелије. Уколико је  $d > 0$ , густина је у јединицама  $10^{24}$  атома/ $\text{cm}^3$ , а у супротном је у  $\text{g}/\text{cm}^3$ . Ако је ћелија празна, овог параметра нема;
- геометрија – састоји се од бројева ћелија са предзнаком и Булових оператера којим се одређује како се комбинују региони ограничени површинама. Булови оператери су пресек, унија и комплемент;
- параметри – опциони су и облика су: име = вредност [20].

Други вид дефинисања геометрије система јесу макротела или комбинаторна геометрија. У том случају корисник дефинише ћелије које представљају уније, пресеке и комплементе скупа унапред дефинисаних геометријских тела, који имају одређене облике и величине. Комбинаторна геометрија представља лакши начин дефинисања геометрије система у односу на метод површина. Нпр. коцка се дефинише само једном картицом уместо коришћењем шест картица са подацима површина, иако програм у позадини коцку формира управо геометријом површина. Простор унутар макротела је негативан, док је ван њега позитиван [20].

У симулацији су коришћена макротела RPP и RCC, која представљају правоугли паралелопипед са страницама нормалним на осе (енгл. rectangular parallelepiped) и правоугли кружни цилиндар (енгл. right circular cylinder), респективно. RPP макротела имају шест улазних података, а то су  $x_{min}$ ,  $x_{max}$ ,  $y_{min}$ ,  $y_{max}$ ,  $z_{min}$  и  $z_{max}$ , који представљају крајеве паралелопипеда на  $x$ ,  $y$  и  $z$  осе, респективно. Са друге стране, RCC макротела имају седам улазних података –  $v_x$ ,  $v_y$ ,  $v_z$ , који представљају  $x$ ,  $y$  и  $z$  координате центра базе, затим  $h_x$ ,  $h_y$ ,  $h_z$ , који представљају  $x$ ,  $y$  и  $z$  осе цилиндра и последњи податак представља полупречник цилиндра  $r$ . Поред ова два макротела постоје и друга као што су произвољно оријентисани паралелопипед, сфера, елипсоид итд. [20, 77].

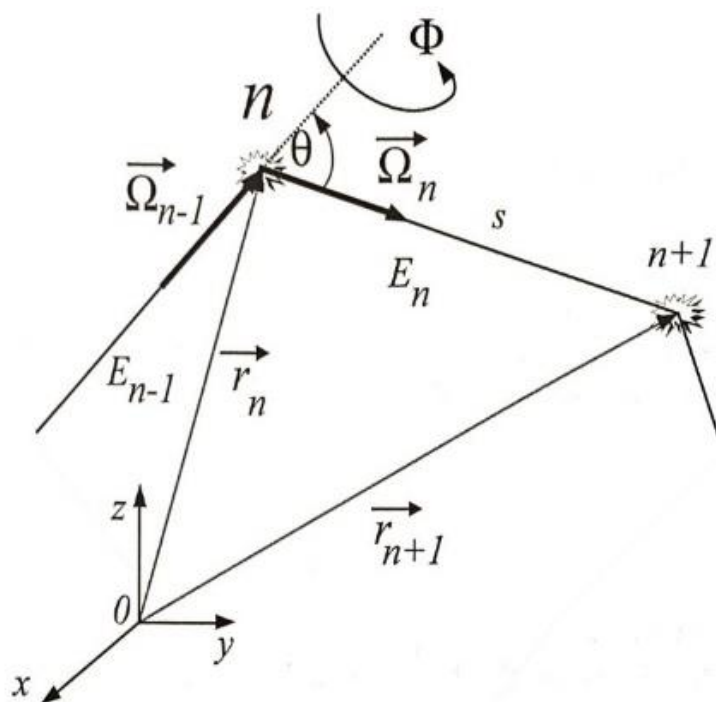
### 3.11.1.2. ГРАНИЧНИ УСЛОВИ

У Монте Карло симулацији експерименталних поступака коришћени су следећи гранични услови:

- вакуумски или црни гранични услов – фотон која напушта дефинисану геометрију улази у вакуумску ћелију из које не може да се врати, чиме се његова историја прекида. Вакуумска ћелија се увек дефинише око задате геометрије;
- транспарентни гранични услов – приликом преласка фотона из једне ћелије у другу, не мења се његов правац кретања, већ само идентификациони број ћелије. Овај гранични услов је унапред задат у Монте Карло симулацијама [20].

### 3.11.1.3. ГЕНЕРИСАЊЕ СЛУЧАЈНЕ ПУТАЊЕ ФОТОНА

Путања фотона почиње унутар извора зрачења. У складу са карактеристикама извора, фотон има случајно изабрани почетни правац и енергију. Свака симулирана путања се карактерише серијом стања дефинисаних са  $\vec{r}_n$ ,  $E_n$  и  $\bar{\Omega}_n$ , који представљају положај  $n$ -тог расејања, енергију честице непосредно након  $n$ -тог догађаја и правац честице одмах после  $n$ -тог догађаја, респективно [20]. На слици 3.23 је приказано генерисање случајне путање честице.



Слика 3.23. Генерисање случајне путање честице [20].

У експерименталном делу дисертације је коришћена рендгенска цев, као и  $\gamma$  радиоизотопи. Обе врсте извора зрачења су малих димензија, те се у Монте Карло симулацијама могу моделовати као тачкасти извори. У сферном координатном систему се поларни угао  $\theta$  и азимутни угао  $\varphi$  дефинишу као:

$$\theta = \arccos(1 - 2\xi_1) \quad (3.43)$$

$$\varphi = 2\pi\xi_2 \quad (3.44)$$

где су  $\xi_1$  и  $\xi_2$  случајни бројеви у распону од  $[0,1)$  [20].

Јединични вектор правца фотона у Декартовом координатном систему је:

$$\vec{\Omega} = \Omega_x \vec{e}_x + \Omega_y \vec{e}_y + \Omega_z \vec{e}_z = \sin\theta \cos\varphi \vec{e}_x + \sin\theta \sin\varphi \vec{e}_y + \cos\theta \vec{e}_z \quad (3.45)$$

где су  $\vec{e}_x$ ,  $\vec{e}_y$  и  $\vec{e}_z$  ортови координатних оса [20].

#### 3.11.1.4. ПРАЋЕЊЕ ФОТОНА

Фотон у ћелији настаје у извору или након одређене интеракције. Он се прати кроз простор тако што се рачуна растојање до пресека праволинијске путање честице са свим површинама дефинисаним унутар те ћелије. Овај приступ је могућ јер је вектор правца фотона познат, као што је описано у претходном одељку. Уколико није дошло до интеракције фотона у датој ћелији, он је напушта и прелази у суседну. Поступак се понавља све док фотон не уђе у празну ћелију (без материјала), чиме се прекида његова историја, или док не дође до интеракције [20].

Дубина продирања фотона  $x$  унутар униформне средине је повезана са линеарним коефицијентом атенуације  $\mu$  и случајним бројем  $\xi$  преко следеће једначине:

$$x = -\frac{1}{\mu} \ln(1 - \xi) = -\frac{\ln \xi}{\mu} \quad (3.46)$$

Како је  $\xi$  равномерно распоређено између 0 и 1, исто важи и за  $1 - \xi$  [19, 20].

### 3.11.1.5. БРОЈАЧ ДЕПОНОВАНЕ ЕНЕРГИЈЕ

У Монте Карло симулацијама бројачи представљају записе догађаја који доприносе процењеној величини од интереса. Постоји више врста бројача, међу којима су естиматор судара, естиматор броја интеракција у јединици запремине, естиматор флуенса енергије итд. [20]. Како је у симулацијама коришћен бројач депоноване енергије, који се заснива на естиматору дужине пута, у наставку ће бити више речи само о њима.

Приликом естимације дужине пута, свака честица која пролази кроз запремину  $V$  доприноси процени вредности флуенса без обзира да ли се судар десио у тој запремини или не. Флуенс представља укупни пут свих честица које пресецају посматрану запремину  $V$  по јединици запремине. Дакле, за потребе Монте Карло симулација, флуенс  $\bar{\Phi}$  по једној честици емитованој из извора је:

$$\bar{\Phi} = \frac{1}{V} \bar{l} \quad (3.47)$$

где  $\bar{l}$  представља средњу дужину пута у посматраној запремини  $V$  по честици (одређене честице имају дужи пут кроз запремину, а неке краћи) [20].

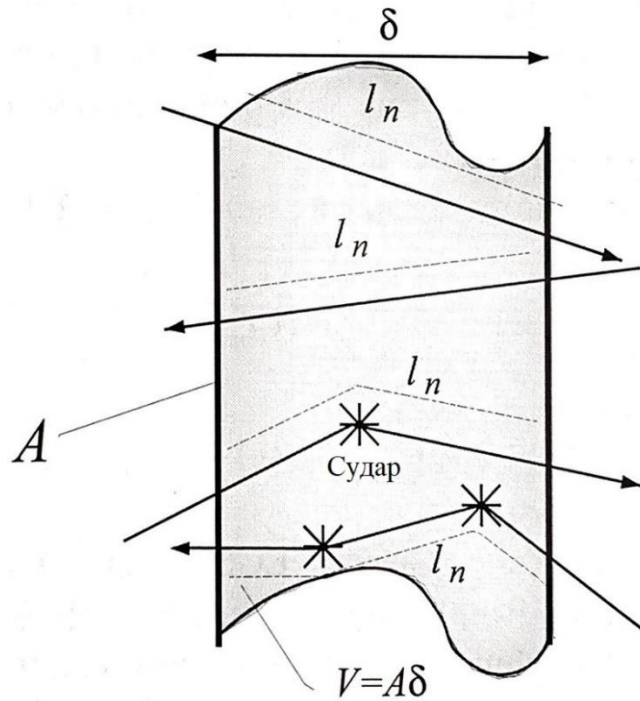
Уколико посматрамо симулацију у којој се емитује  $N$  честица, процењена средња вредност пута  $\hat{l}$  у запремини  $V$  је дата следећом једначином:

$$\hat{l} = \frac{1}{N} \sum_n l_n \quad (3.48)$$

где  $l_n$  представља дужину пута која потиче од  $n$ -те историје (слика 3.24). Дакле, процењени флуенс по једној емитованој честици  $\hat{\Phi}$  износи:

$$\hat{\Phi} = \frac{1}{V} \frac{1}{N} \sum_n l_n \quad (3.49)$$

Јединица ове величине је  $1/\text{cm}^2$ . С обзиром да једна честица може више пута да прође кроз посматрану запремину  $V$ , величина  $l_n$  може да има вишеструки допринос од једне историје. У Монте Карло симулацијама се овај бројач означава са  $F4$  [20].



Слика 3.24. Естиматор дужине пута [20].

Естиматор депоноване енергије, односно енергије по јединици масе, се заснива на естиматору дужине пута. У Монте Карло симулацијама се овај естиматор обележава са  $F_6$  и дат је следећом једначином:

$$F_6 = \frac{\sigma_t(E)\rho_a}{\rho_g} H(E) \frac{1}{V} \frac{1}{N} \sum_n l_n = \frac{\sigma_t(E)\rho_a}{\rho_g} H(E) F_4 \quad (3.50)$$

где је  $\sigma_t(E)$  укупни микроскопски ефикасни пресек,  $\rho_a$  густина атома, односно број атома по јединици запремине,  $\rho_g$  густина материјала у посматраној запремини, а  $H(E)$  конверзиони коефицијент, односно депонована енергија по судару у функцији енергије честице  $E$  [20].

Монте Карло симулације имају значајну примену у дозиметрији зрачења, а бројач  $F_6$  је од неизмерне важности за одређивање дозе у одређеној ћелији [20]. Ово представља и разлог зашто је управо овај естиматор коришћен у симулацијама експерименталних поступака.

### 3.11.2. СИМУЛАЦИЈЕ ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИХ ПОСТУПАКА

Симулација експерименталних поступака је рађена коришћењем Монте Карло програмског пакета MCNPX [77]. Како је симулирано одређивање енергетског и угаоног одзива ТЛ и ОСЛ дозиметара, геометрија је укључивала извор фотона, ISO блок фантом испуњен водом и дозиметре позициониране на њему.

Сви објекти су постављени унутар сфере испуњене ваздухом, која је симулирана коришћењем картице за површину  $s$ . Унутар сфере и симулираних објеката се прате историје фотона и њихове интеракције са средином коришћењем параметарске картице  $imp:p = 1$  (енгл. importance – imp, photon – p), док за простор изван сфере важи да је  $imp:p = 0$ , односно историје фотона се прекидају када напусте сферу и нађу се у празном простору.

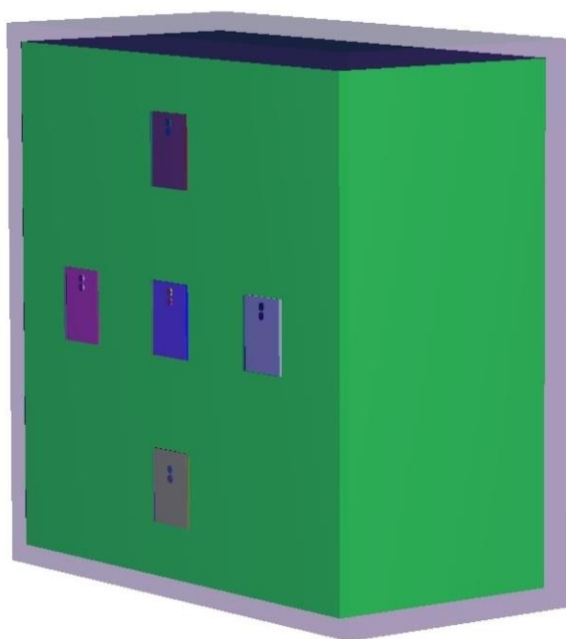
ISO блок фантом је моделован као правоугаона призма испуњена водом, чији су зидови од полиметил-метакрилата (PMMA). Шест страна фантома, као и унутрашња вода су симулирани коришћењем геометрије макротела, конкретно картицом за правоугли паралелопипед – RPP. Дебљина предњег зида је износила 0,25 cm, а остали зидови су били дебљине 1 cm.

Детекторски елементи дозиметара су симулирани картицом за правоугли кружни цилиндар – RCC. Модел ТЛ дозиметра је имао два детектора пречника 4,5 mm и дебљине 0,9 mm, као што је приказано на слици 3.25. Алуминијумски филтери дебљине 0,5 mm су постављени са предње и са задње стране сваког детекторског елемента. Са друге стране, модел ОСЛ дозиметра је имао четири детектора пречника 5 mm и дебљине 0,3 mm. Сваки од четири детекторска елемента је имао различиту филтрацију (бакар, алуминијум, пластика и без филтера) дебљина истих као и у спецификацијама произвођача [78]. Као и у случају ТЛ дозиметара, филтери су се налазили са обе стране детектора.



Слика 3.25. Симулирани модел ТЛ дозиметра.

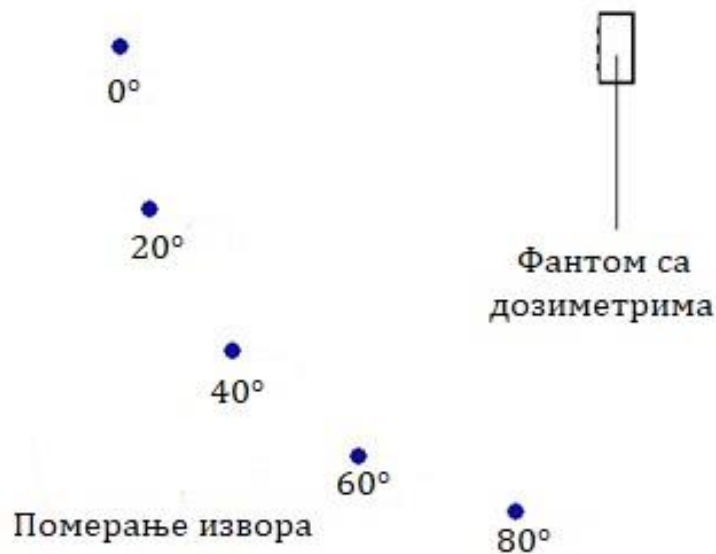
Дозиметри су позиционирани на фантом као што је приказано на слици 3.26. За симулације енергетског одзива је коришћено укупно пет дозиметара, док су за угаони одзив остављена само централна три. Као и у реалним експерименталним поступцима, у случају високоенергетских фотонских квалитета зрачења (S-Cs и S-Co), неопходно је непосредно испред дозиметара поставити РММА плочу дебљине 3 mm, како би се постигла равнотежа секундарних наелектрисаних честица. На овај начин се повећава вероватноћа интеракције фотона са малом активном запремином детекторских елемената дозиметара [12]. РММА плоча је симулирана картицом RPP.



Слика 3.26. Симулирани ТЛ дозиметри на фантому.

Дозиметри на фантому су се налазили на растојању од 200 cm од тачкастог извора зрачења, који је симулиран *SDEF* картицом. Цела предња површина фантома је била покривена симулираним конусним снопом тачкастог извора зрачења. Врста емитованих честица се дефинише *PAR* картицом, чија вредност за фотоне износи 2. Енергија фотона у MeV се дефинише коришћењем *ERG* картице. У симулацији су квалитети *X* фотона из *N* серије уског спектра апроксимовани као моноенергетски извори, енергија једнаких средњим енергијама њихових реалних спектра, дефинисаним у ISO 4037-1:2019 [12]. Квалитети  $\gamma$  зрачења S-Cs и S-Co су имали дискретне вредности енергије од 662 keV и од 1,17 MeV и 1,33 MeV, респективно. Приликом симулације угаоног одзива, различити упадни углови зрачења су постигнути померањем и усмеравањем извора фотона картицама *POS* и *VEC*, као што је приказано на слици 3.27. Растојање између извора и дозиметара на фантому је било константно.

Материјали испуне објеката су дефинисани коришћењем њихове густине и састава. Нпр. РММА има густину  $1,19 \text{ g/cm}^3$  и састављен је од 59,99% угљеника, 31,96% кисеоника и 8,05% водоника. ТЛ и ОСЛ детекторски елементи су симулирани као LiF и  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ , респективно, и њихов састав је узет из [79]. Иницијално су MTS-N и MCP-N дозиметри симулирани као различити материјали. Међутим, с обзиром да им се хемијски састав једва разликује, имали су практично идентични одзив. Ово представља разлог зашто су та два ТЛ материјала симулирана као LiF.



Слика 3.27. Померање извора фотона у симулацији угаоног одзива дозиметара.

Број историја фотона је износио 25 милиона, што је осигурало висок ниво поузданости резултата. Бројач  $F6$  је коришћен као естиматор депоноване енергије по јединици масе у јединицама  $\text{MeV/g}$ . Добијене вредности су претваране у  $H_p(10)$  вредност у  $\text{Sv}$ , коришћењем релевантних конверзионих коефицијената [5]. Како би се одредио апсолутни одзив дозиметара, неопходно је да се симулирају референтна мерења керме у ваздуху. Из тог разлога је непосредно испред фантома са дозиметрима постављена запремина испуњена ваздухом димензија једног детекторског елемента. Поново применом бројача  $F6$  и конверзионих коефицијената је одређена референтна вредност личног дозног еквивалента. Апсолутни одзив дозиметара је одређен као количник измерене средње вредности и референтне вредности личног дозног еквивалента [80]:

$$R(E, \Omega) = \frac{H_p(10)(E, \Omega)}{K_{air}(E) \cdot h_k(E, \Omega)} \quad (3.51)$$

Након тога су релативни одзиви дозиметара израчунати дељењем добијених вредности апсолутних одзива са референтном вредношћу на  $S\text{-Cs}$  квалитету зрачења и упадном углу од  $0^\circ$ . Кôд Монте Карло симулације се налази у прилогу дисертације.



---

## 4. РЕЗУЛТАТИ И ДИСКУСИЈА

---

Базирано на адаптацији публикација:

**Filip Haralambos Apostolakopoulos**, Nikola Kržanović, Koviljka Stanković, Luka Perazić, “Response of TL and OSL passive personal dosimetry systems in poly-energetic and multi-directional photon radiation fields”, *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 151, pp. 235-241, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2019.06.023>

**Filip Haralambos S. Apostolakopoulos**, Nikola Lj. Kržanović, Predrag M. Božović, Koviljka Đ. Stanković, Luka S. Perazić, “Comparison of Experimental and Simulated Responses of TL and OSL Dosimeters in Poly-Energetic and Multi-Directional Photon Radiation Fields”, *Nuclear Technology & Radiation Protection*, vol. 36, no. 4, pp. 329-337, 2021. <https://doi.org/10.2298/NTRP2104329A>

## 4.1. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ РЕЗУЛТАТИ ЕНЕРГЕТСКОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА

Поступак одређивања релативних енергетских одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара је био следећи:

- читавањем озрачених дозиметара добијене су појединачне вредности личног дозног еквивалента;
- средња вредност је израчуната за све коришћене квалитете зрачења;
- добијене вредности су упоређене са референтном вредношћу, изражене у виду средње вредности личног дозног еквивалента на S-Cs квалитету зрачења.

Експериментални резултати енергетског одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара су приказани у табелама 4.1, 4.2 и 4.3, респективно. За све коришћене квалитете зрачења табеларно су приказане следеће информације:

- средња вредност личног дозног еквивалента –  $H_p(10)$ ;
- мерна несигурност  $U$  са статистичком сигурношћу од 95%, израчуната коришћењем Студентове расподеле;
- релативни енергетски одзив  $r(E)$  у односу на референтни квалитет зрачења S-Cs;
- релативна грешка  $\varepsilon_r$  средње вредности личног дозног еквивалента у односу на условну тачну вредност од 1 mSv, измерену секундарним еталоном.

Табела 4.1. Експериментални резултати енергетског одзива MTS-N дозиметара.

<b>MTS-N</b>				
<b>Квалитет зрачења</b>	<b><math>H_p(10)</math> [mSv]</b>	<b><math>U</math> [mSv]</b>	<b><math>r(E)</math></b>	<b><math>\varepsilon_r</math> [%]</b>
<b>N-30</b>	1,802	0,007	1,809	80,17
<b>N-40</b>	1,620	0,025	1,626	61,98
<b>N-60</b>	1,379	0,014	1,384	37,92
<b>N-80</b>	1,203	0,024	1,208	20,30
<b>N-100</b>	1,046	0,024	1,050	4,55
<b>N-120</b>	0,997	0,021	1,001	-0,32
<b>N-150</b>	0,989	0,020	0,993	-1,08
<b>N-200</b>	0,966	0,028	0,970	-3,37
<b>S-Cs</b>	0,996	0,007	1,000	-0,38
<b>S-Co</b>	0,930	0,018	0,933	-7,05

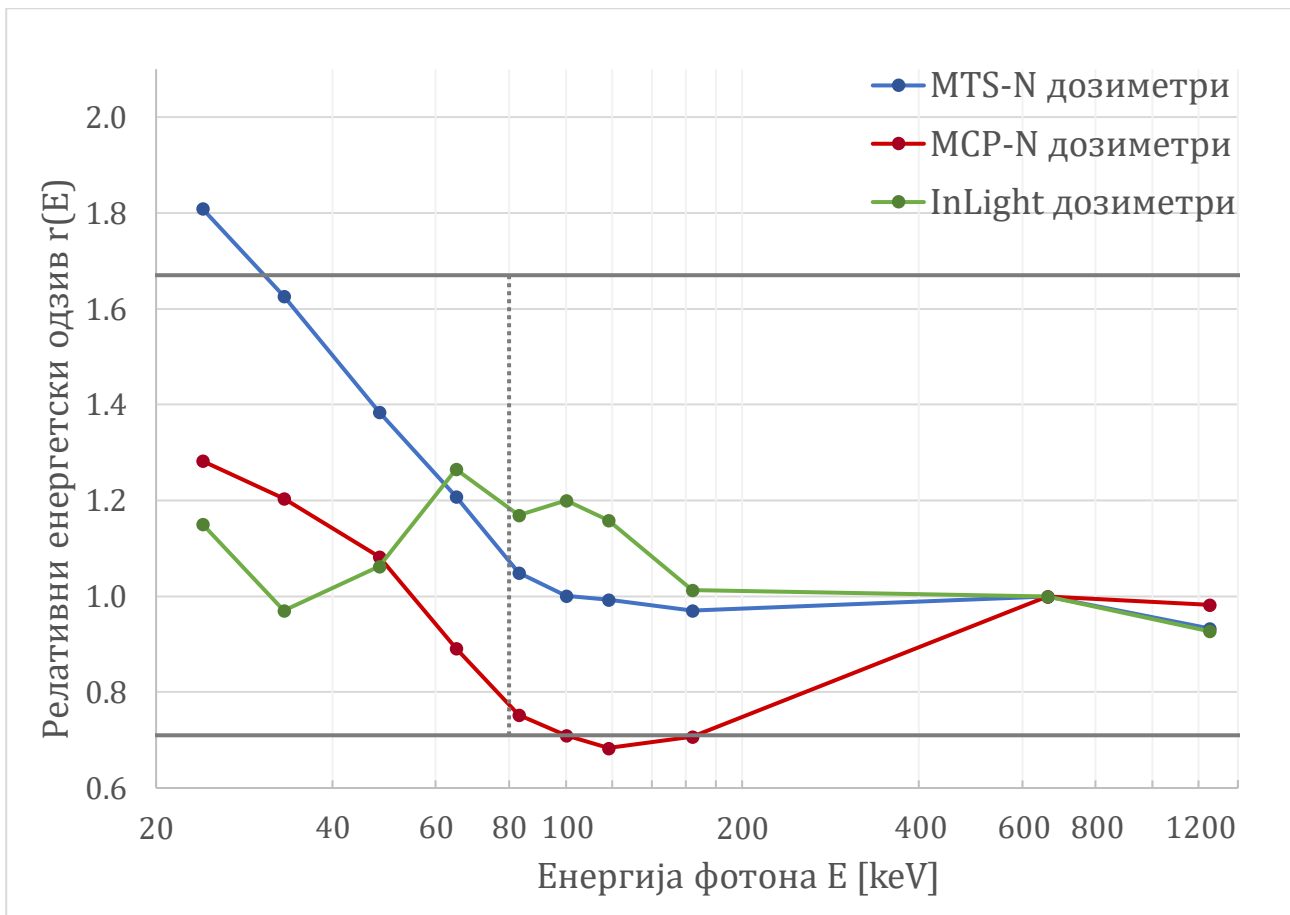
Табела 4.2. Експериментални резултати енергетског одзива MCP-N дозиметара.

<b>MCP-N</b>				
<b>Квалитет зрачења</b>	<b><math>H_p(10)</math> [mSv]</b>	<b><math>U</math> [mSv]</b>	<b><math>r(E)</math></b>	<b><math>\epsilon_r</math> [%]</b>
<b>N-30</b>	1,349	0,006	1,282	34,90
<b>N-40</b>	1,266	0,016	1,204	26,61
<b>N-60</b>	1,138	0,012	1,082	13,81
<b>N-80</b>	0,937	0,015	0,891	-6,29
<b>N-100</b>	0,792	0,019	0,753	-20,77
<b>N-120</b>	0,747	0,018	0,710	-25,30
<b>N-150</b>	0,719	0,016	0,684	-28,09
<b>N-200</b>	0,744	0,026	0,708	-25,56
<b>S-Cs</b>	1,052	0,012	1,000	5,20
<b>S-Co</b>	1,034	0,009	0,983	3,39

Табела 4.3. Експериментални резултати енергетског одзива InLight дозиметара.

<b>InLight</b>				
<b>Квалитет зрачења</b>	<b><math>H_p(10)</math> [mSv]</b>	<b><math>U</math> [mSv]</b>	<b><math>r(E)</math></b>	<b><math>\epsilon_r</math> [%]</b>
<b>N-30</b>	1,189	0,059	1,151	18,87
<b>N-40</b>	1,002	0,068	0,970	0,19
<b>N-60</b>	1,098	0,069	1,063	9,81
<b>N-80</b>	1,307	0,096	1,265	30,69
<b>N-100</b>	1,208	0,116	1,169	20,80
<b>N-120</b>	1,240	0,107	1,200	23,99
<b>N-150</b>	1,197	0,110	1,158	19,67
<b>N-200</b>	1,047	0,051	1,013	4,69
<b>S-Cs</b>	1,033	0,027	1,000	3,31
<b>S-Co</b>	0,958	0,028	0,927	-4,21

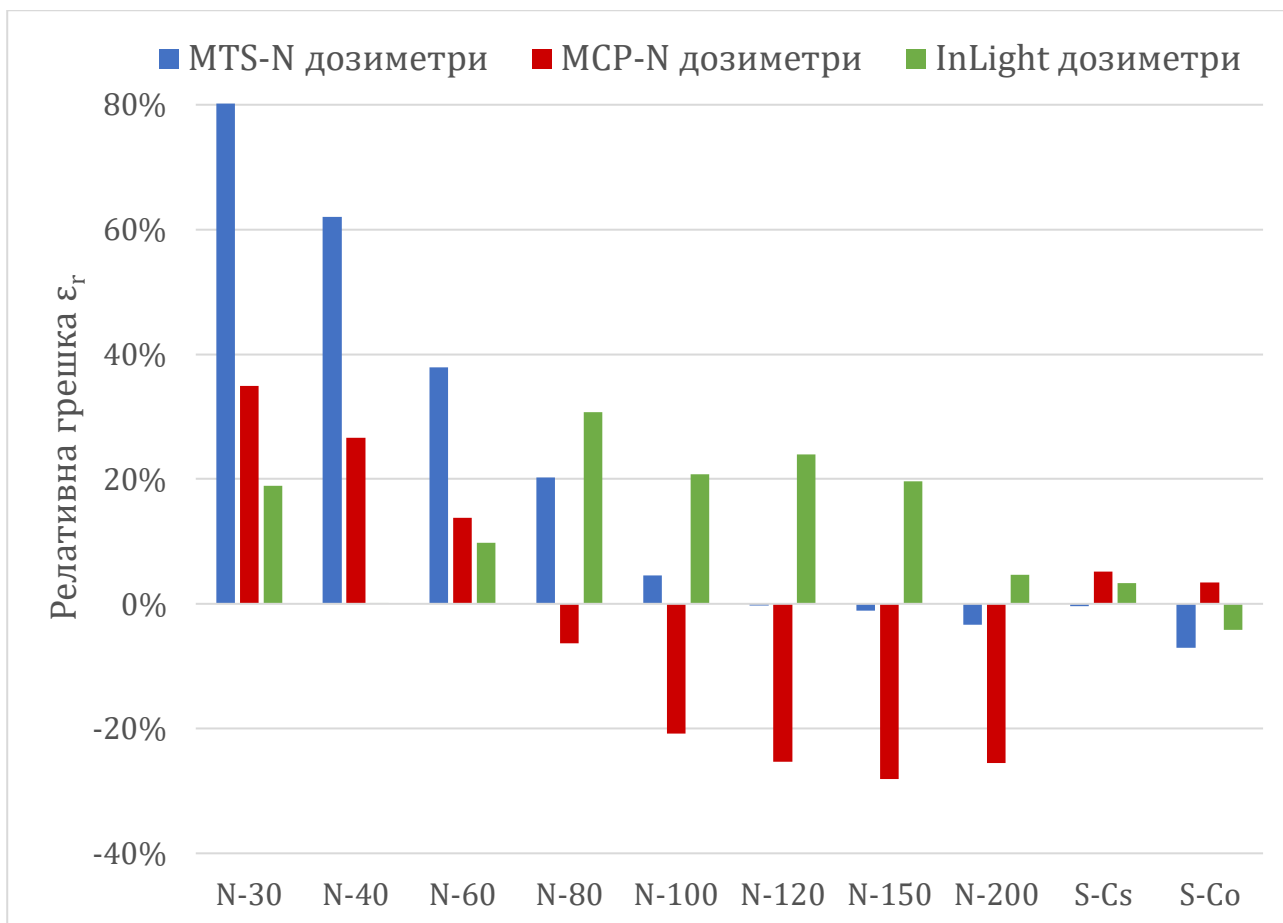
Релативни енергетски одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара су приказани на слици 4.1, док су њихове релативне грешке дате на слици 4.2. На слици релативних енергетских одзива су опциони и обавезни опсег одвојени вертикалном испрекиданом линијом. Поред тога, пуним хоризонталним линијама је приказан распон дозвољених вредности релативног енергетског одзива, који је прописан стандардом IEC 62387:2020. Иако опсег дозвољених вредности важи на енергијама од 80 keV до 1,25 MeV, проверено је да ли коришћени дозиметри испуњавају исте услове стандарда и на нижим енергијама фотонског зрачења.



Слика 4.1. Релативни енергетски одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара.

Релативни енергетски одзив MTS-N дозиметара у обавезном опсегу не показује значајне флукуације и варира између 1,050 и 0,933 на квалитетима фотонског зрачења N-100 и S-Co, респективно. У опционом опсегу, са смањењем енергије фотона долази до наглог раста релативног енергетског одзива ових дозиметара са максималном вредношћу од 1,809 на квалитету зрачења N-30. MCP-N дозиметри су имали значајно мањи релативни енергетски одзив у поређењу са MTS-N дозиметрима за све квалитете X фотона. Поред тога, релативни енергетски одзив им такође нагло расте у опционом опсегу са максималном вредношћу од 1,282 на квалитету зрачења N-30. Најмања вредност релативног енергетског одзива им је износила 0,684 на квалитету зрачења N-150. Са друге стране, крива релативног енергетског одзива InLight дозиметара има другачији облик у односу на претходно описане ТЛ дозиметре, са максимумом од 1,265 и минимумом од 0,927 на квалитетима зрачења N-80 и S-Co, респективно.

На основу добијених резултата и њиховог графичког приказа на слици 4.1, може се закључити да су релативни енергетски одзиви MTS-N и InLight дозиметара усклађени са границама стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу средње енергије фотонског поља зрачења од 80 keV до 1,25 MeV. InLight дозиметри додатно испуњавају критеријуме стандарда и у опционом опсегу, док MTS-N дозиметри једино не испуњавају за квалитет зрачења N-30. Са друге стране, MCP-N дозиметри испуњавају критеријуме стандарда у опционом опсегу, док испадају ван његових граница у обавезном опсегу за квалитете зрачења N-150 и N-200.



Слика 4.2. Релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара.

MTS-N дозиметри на квалитету зрачења N-30 су имали највећу релативну грешку у односу на условну тачну вредност, у износу од 80,17%. Насупрот томе, ови дозиметри су показали најмање одступање од -0,38% у случају референтног S-Cs квалитета зрачења. Са друге стране, највећа релативна грешка MCP-N дозиметара је била на квалитетима зрачења N-30 и N-150, у износу од 34,90% и -28,09%, респективно. Највеће одступање InLight дозиметара је било на квалитету зрачења N-80, у износу од 30,69%. Уколико се посматра коришћени опсег у целости, ова врста дозиметара је имала мање максималне флукуације у односу на ТЛ дозиметре.

## 4.2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ РЕЗУЛТАТИ УГАОНОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА

---

Поступак одређивања релативних угаоних одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара је био следећи:

- читавањем озрачених дозиметара добијене су појединачне вредности личног дозног еквивалента;
- средња вредност је израчуната за све коришћене квалитете зрачења и упадне углове;
- добијене вредности су упоређене са референтном вредношћу, изражене у виду средње вредности личног дозног еквивалента на S-Cs квалитету зрачења и упадном углу од  $0^\circ$ .

Експериментални резултати угаоног одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара су приказани у табелама 4.4 до 4.12. За све коришћене квалитете зрачења и упадне углове табеларно су приказане следеће информације:

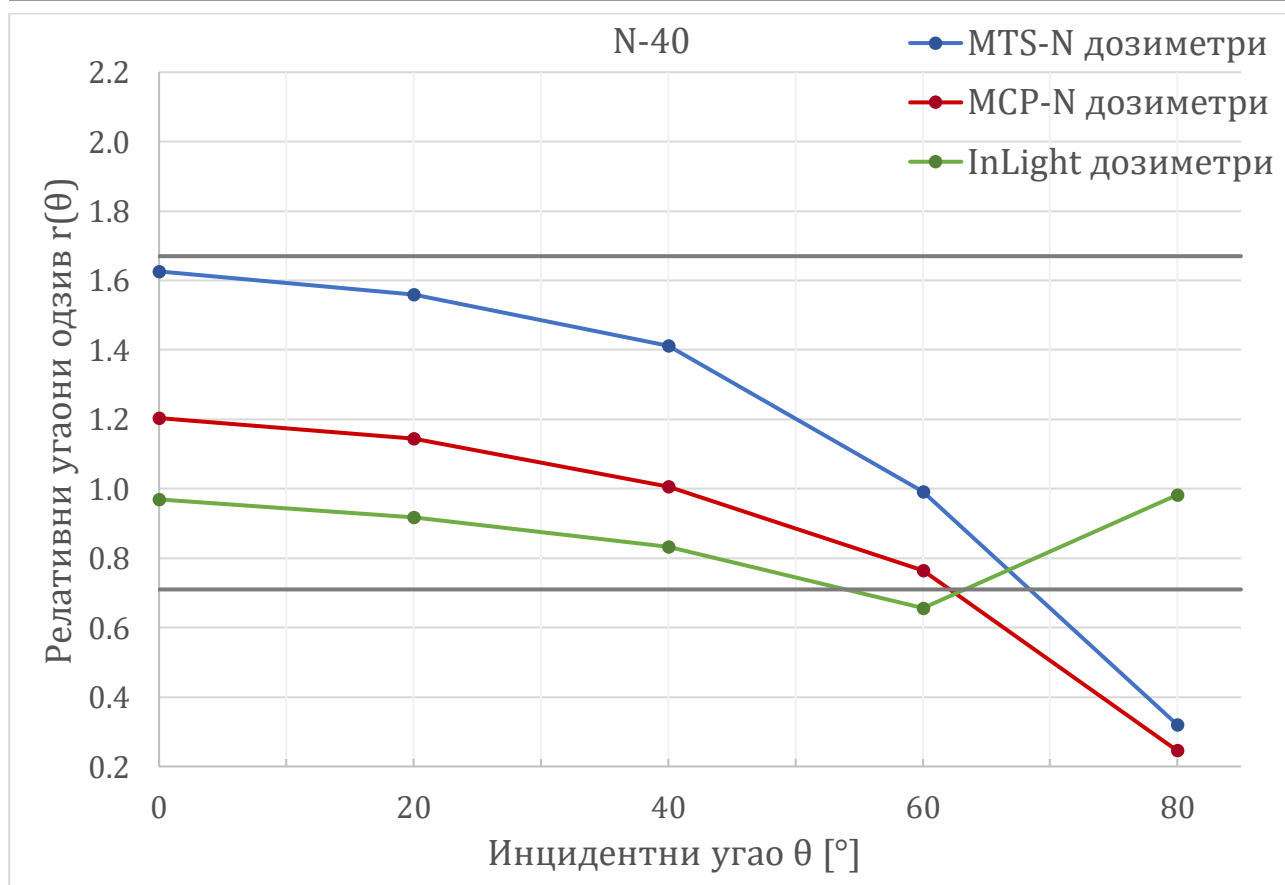
- средња вредност личног дозног еквивалента –  $H_p(10)$ ;
- мерна несигурност  $U$  са статистичком сигурношћу од 95%, израчуната коришћењем Студентове расподеле;
- релативни угаони одзив  $r(\theta)$  у односу на референтни квалитет зрачења S-Cs и упадни угао од  $0^\circ$ ;
- релативна грешка  $\varepsilon_r$  средње вредности личног дозног еквивалента у односу на условну тачну вредност од 1 mSv, измерену секундарним еталоном.

Релативни угаони одзиви и релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара су дате на сликама 4.3 до 4.20. На сликама релативног угаоног одзива пуним хоризонталним линијама је приказан распон његових дозвољених вредности, који је прописан стандардом IEC 62387:2020. Иако опсег дозвољених вредности важи на упадним угловима од  $0^\circ$  до  $60^\circ$ , проверено је да ли коришћени дозиметри испуњавају исте услове стандарда и на упадном углу од  $80^\circ$ .

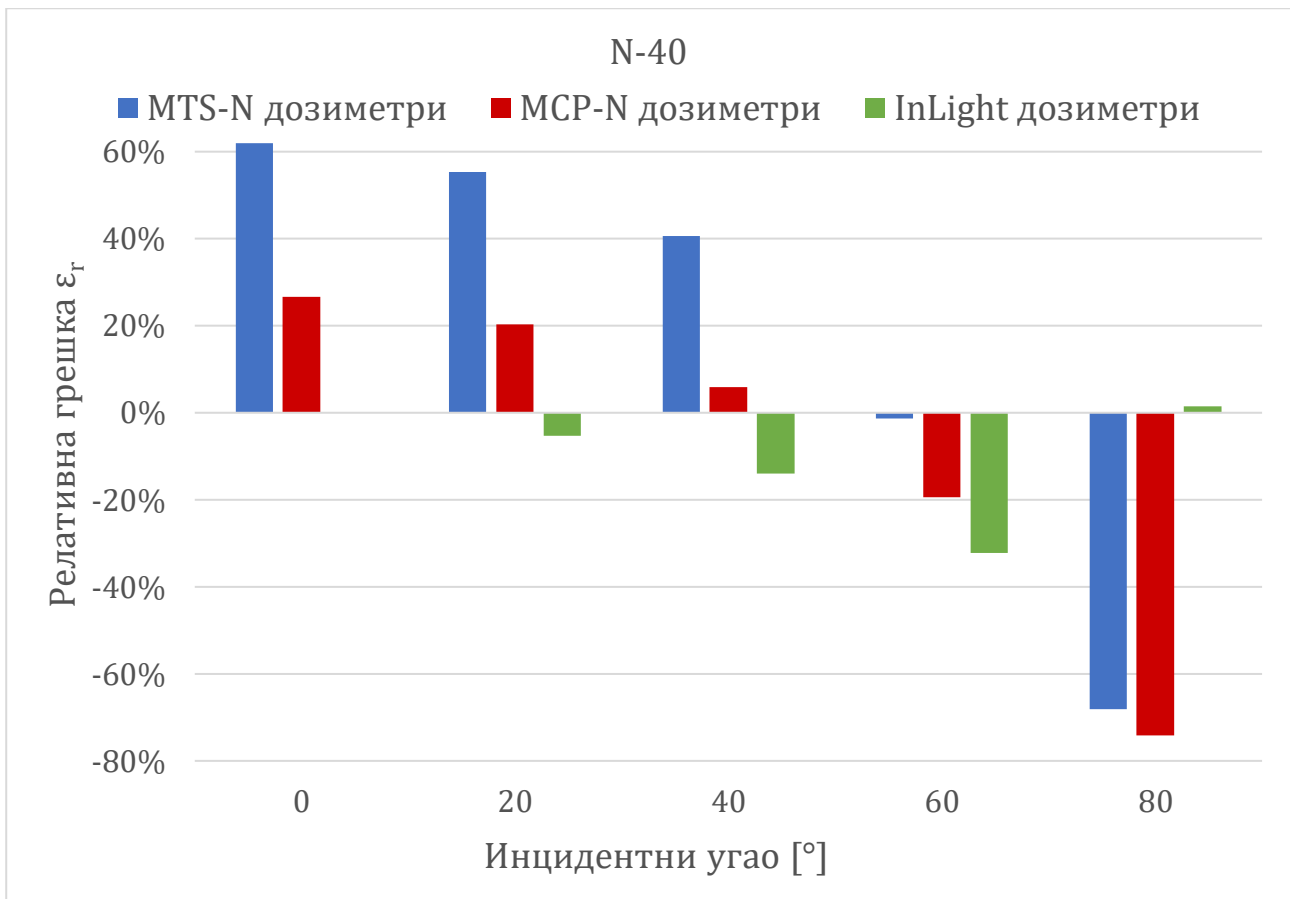
## 4.2.1. КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА N-40

Табела 4.4. Експериментални резултати угаоних одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на опционом квалитету зрачења N-40.

N-40					
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$U$ [mSv]	$r(\theta)$	$\epsilon_r$ [%]
MTS-N	0°	1,620	0,025	1,626	61,98
	20°	1,554	0,053	1,560	55,40
	40°	1,407	0,029	1,412	40,66
	60°	0,987	0,064	0,991	-1,30
	80°	0,319	0,057	0,320	-68,10
MCP-N	0°	1,266	0,018	1,204	26,61
	20°	1,203	0,035	1,144	20,33
	40°	1,059	0,019	1,006	5,86
	60°	0,805	0,043	0,765	-19,49
	80°	0,258	0,048	0,245	-74,19
InLight	0°	1,002	0,076	0,970	0,19
	20°	0,948	0,095	0,917	-5,25
	40°	0,860	0,036	0,832	-14,02
	60°	0,678	0,101	0,656	-32,19
	80°	1,015	0,180	0,982	1,50



Слика 4.3. Релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на опционом квалитету зрачења N-40.



Слика 4.4. Релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на опционом квалитету зрачења N-40.

У случају опционог квалитета зрачења N-40, релативни угаони одзиви MTS-N и MCP-N дозиметара су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадног угла од 0° до 60°. Са друге стране, InLight дозиметри нису испунили услове за угао од 60°, али су задовољили критеријуме на опционом упадном углу од 80°, што није био случај са ТЛ дозиметрима.

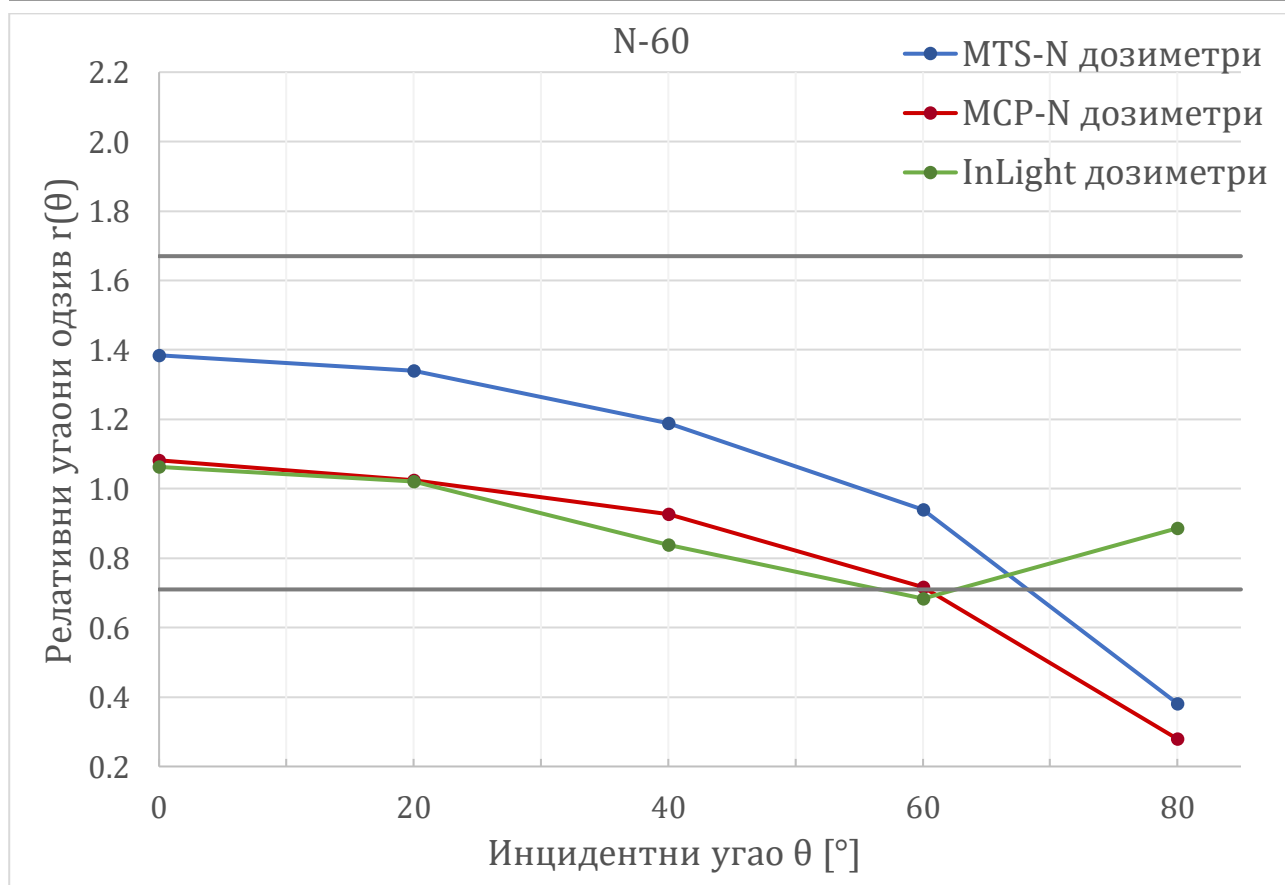
Релативна грешка InLight дозиметара у односу на условно тачну вредност је износила само 0,19% на упадном углу од 0°. MTS-N дозиметри су показали највећи распон релативне грешке од 61,98% до -68,10%, док су MCP-N дозиметри имали најизраженију релативну грешку од свих дозиметара у целокупном опсегу у вредности од -74,19%, на упадном углу од 80°.



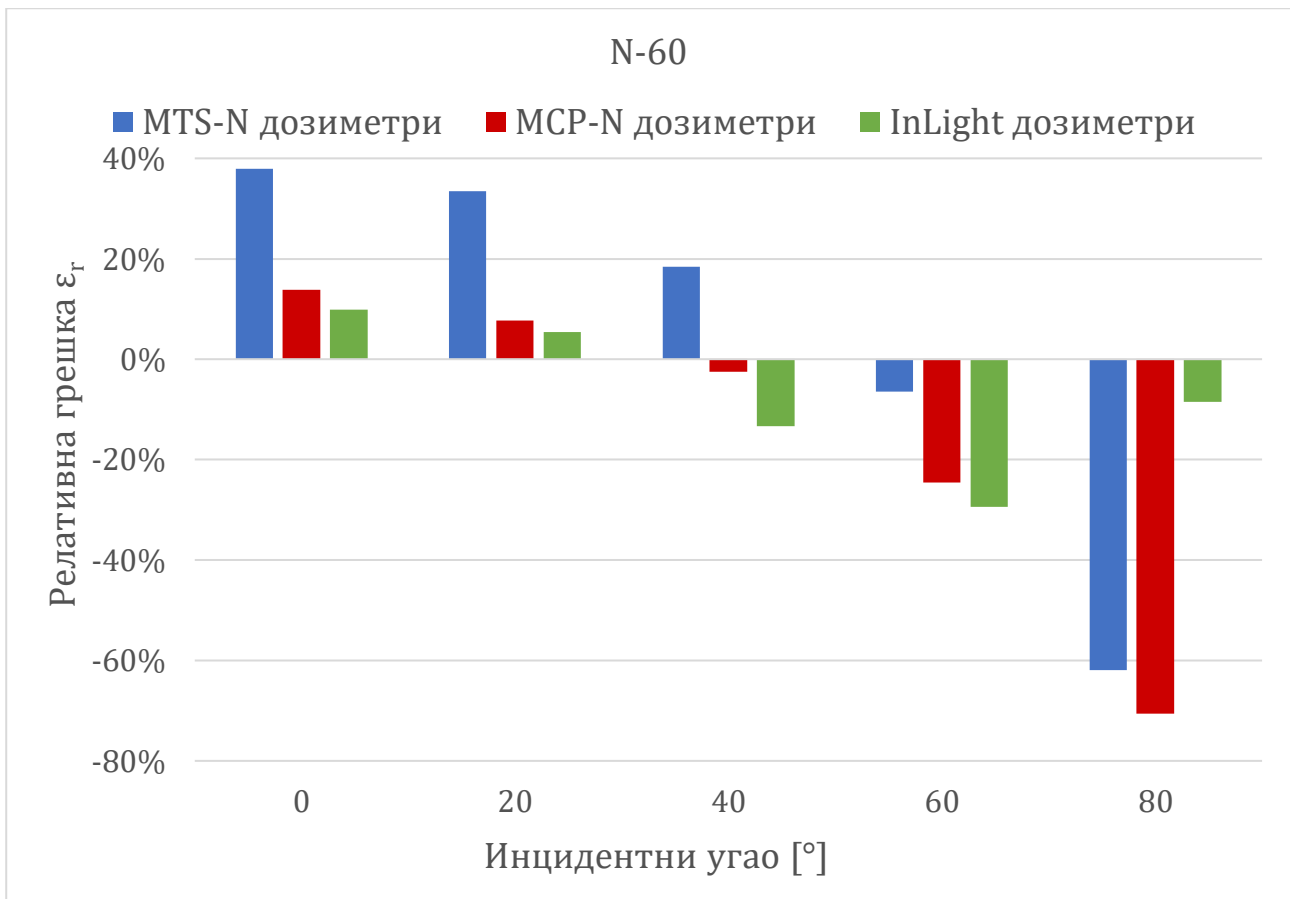
## 4.2.2. КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА N-60

Табела 4.5. Експериментални резултати угаоних одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на опционом квалитету зрачења N-60.

N-60					
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$U$ [mSv]	$r(\theta)$	$\epsilon_r$ [%]
MTS-N	0°	1,379	0,014	1,384	37,92
	20°	1,334	0,039	1,339	33,41
	40°	1,184	0,027	1,188	18,39
	60°	0,936	0,019	0,939	-6,44
	80°	0,380	0,020	0,382	-61,99
MCP-N	0°	1,138	0,013	1,082	13,81
	20°	1,077	0,032	1,024	7,73
	40°	0,975	0,026	0,927	-2,48
	60°	0,754	0,019	0,717	-24,57
	80°	0,294	0,027	0,280	-70,60
InLight	0°	1,098	0,078	1,063	9,81
	20°	1,055	0,152	1,021	5,47
	40°	0,866	0,095	0,839	-13,37
	60°	0,706	0,091	0,684	-29,37
	80°	0,915	0,261	0,886	-8,47



Слика 4.5. Релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на опционом квалитету зрачења N-60.



Слика 4.6. Релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на опционом квалитету зрачења N-60.

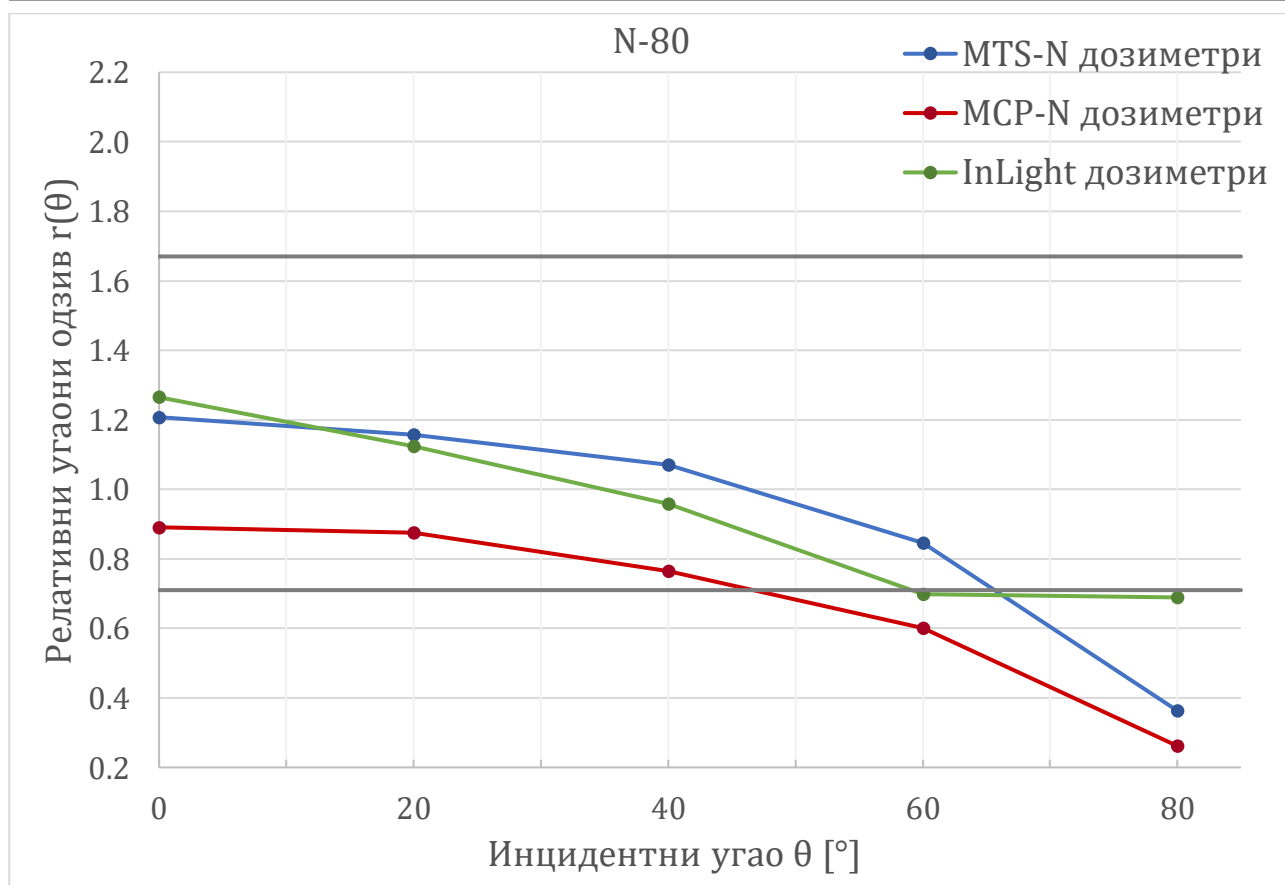
У случају опционог квалитета зрачења N-60, релативни угаони одзиви MTS-N и MCP-N дозиметара су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадног угла од 0° до 60°. Са друге стране, InLight дозиметри нису испунили услове за угао од 60°, али су задовољили критеријуме на опционом упадном углу од 80°, што није био случај са ТЛ дозиметрима.

Релативна грешка InLight дозиметара у односу на условно тачну вредност је била мања у односу на ТЛ дозиметре на упадном углу од 0° и износила је 9,81%. MTS-N дозиметри су показали највећи распон релативне грешке од 37,92% до -61,99%, док су MCP-N дозиметри имали најизраженију релативну грешку од свих дозиметара у целокупном опсегу у вредности од -70,60%, на упадном углу од 80°. Из свега наведеног се може закључити да су коришћени дозиметри имали сличне карактеристике на квалитетима зрачења N-40 и N-60.

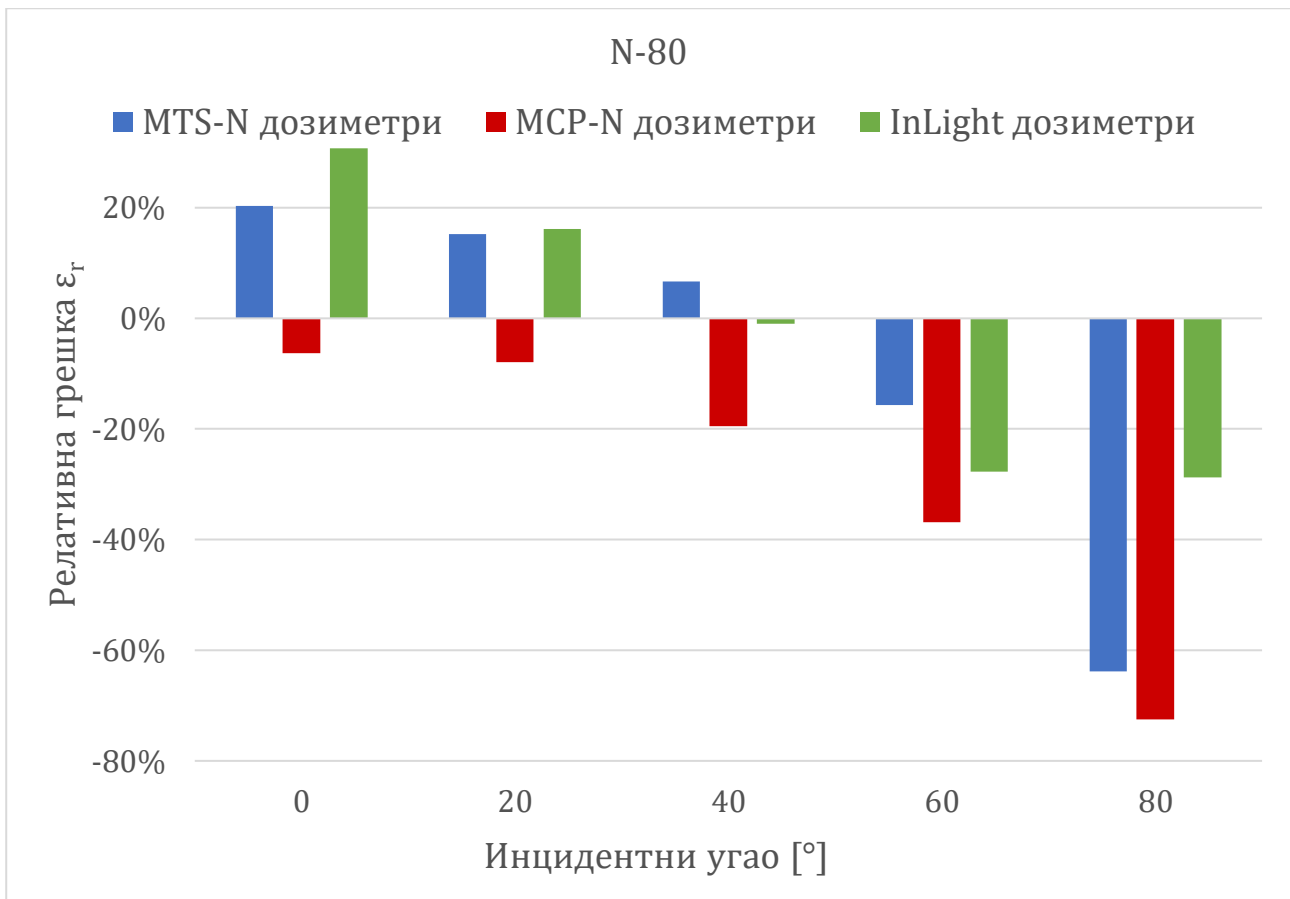
### 4.2.3. КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА N-80

Табела 4.6. Експериментални резултати угаоних одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на опционом квалитету зрачења N-80.

N-80					
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$U$ [mSv]	$r(\theta)$	$\epsilon_r$ [%]
MTS-N	0°	1,203	0,024	1,208	20,30
	20°	1,152	0,023	1,157	15,24
	40°	1,066	0,036	1,070	6,61
	60°	0,843	0,014	0,846	-15,73
	80°	0,362	0,038	0,363	-63,81
MCP-N	0°	0,937	0,017	0,891	-6,29
	20°	0,921	0,039	0,875	-7,91
	40°	0,805	0,025	0,765	-19,53
	60°	0,631	0,027	0,600	-36,87
	80°	0,275	0,024	0,262	-72,47
InLight	0°	1,307	0,108	1,265	30,69
	20°	1,162	0,075	1,124	16,17
	40°	0,990	0,071	0,959	-0,97
	60°	0,722	0,079	0,699	-27,76
	80°	0,712	0,143	0,689	-28,81



Слика 4.7. Релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на опционом квалитету зрачења N-80.



Слика 4.8. Релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на опционом квалитету зрачења N-80.

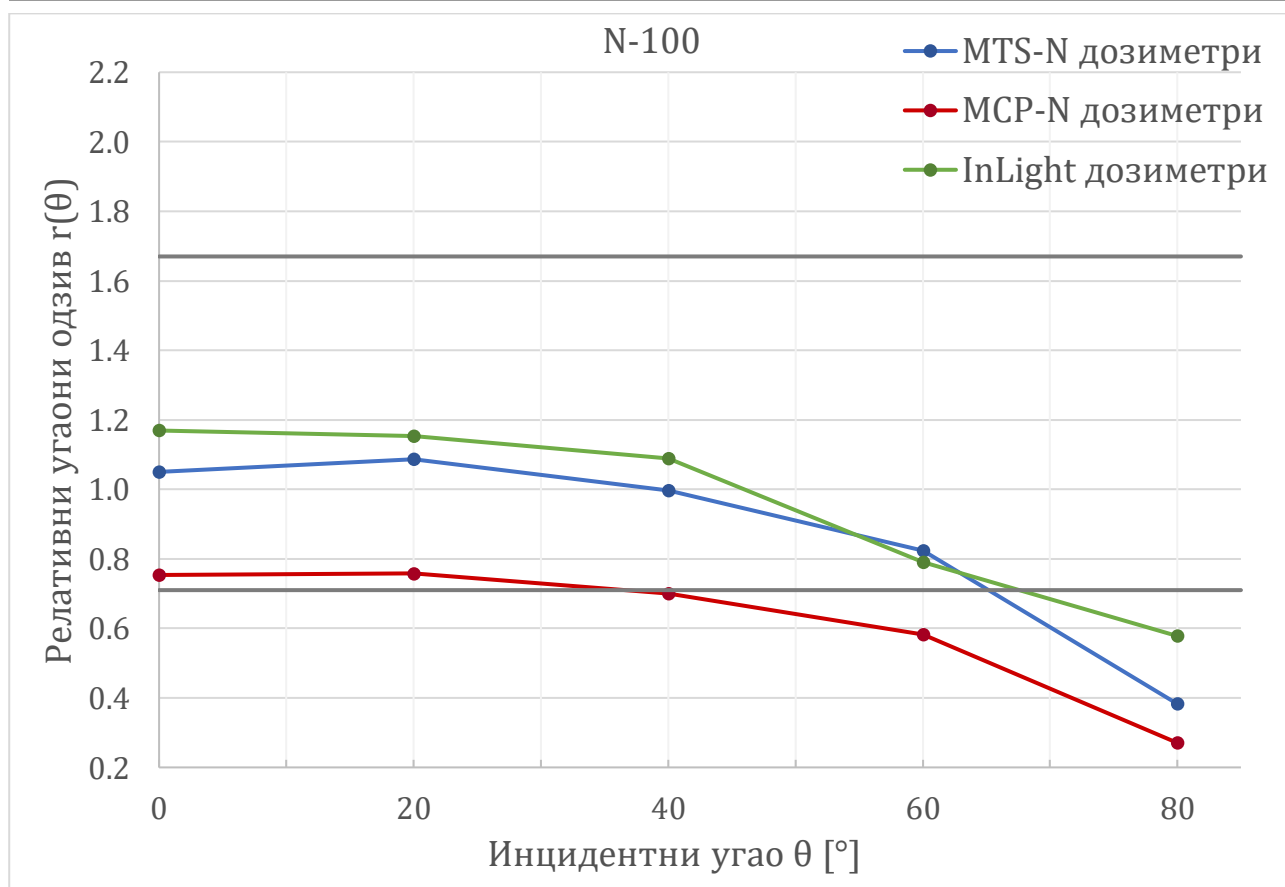
У случају опционог квалитета зрачења N-80, само релативни угаони одзив MTS-N дозиметара је испунио критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадног угла од 0° до 60°, док MCP-N и InLight дозиметри нису за упадни угао од 60°. Додатно, ниједна врста дозиметара није задовољила критеријуме стандарда за опциони упадни угао од 80°.

На овом квалитету зрачења и упадном углу од 0°, најмању релативну грешку у односу на условну тачну вредност су имали MCP-N дозиметри, у износу од -6,29%. Највећи распон релативне грешке су показали MTS-N дозиметри, у износу од 20,30% до -63,81%, док су MCP-N дозиметри имали највећу вредност релативне грешке, у вредности од -72,47% на упадном углу од 80°. Са друге стране, уколико се посматра цео опсег, InLight дозиметри су имали најмањи распон релативне грешке.

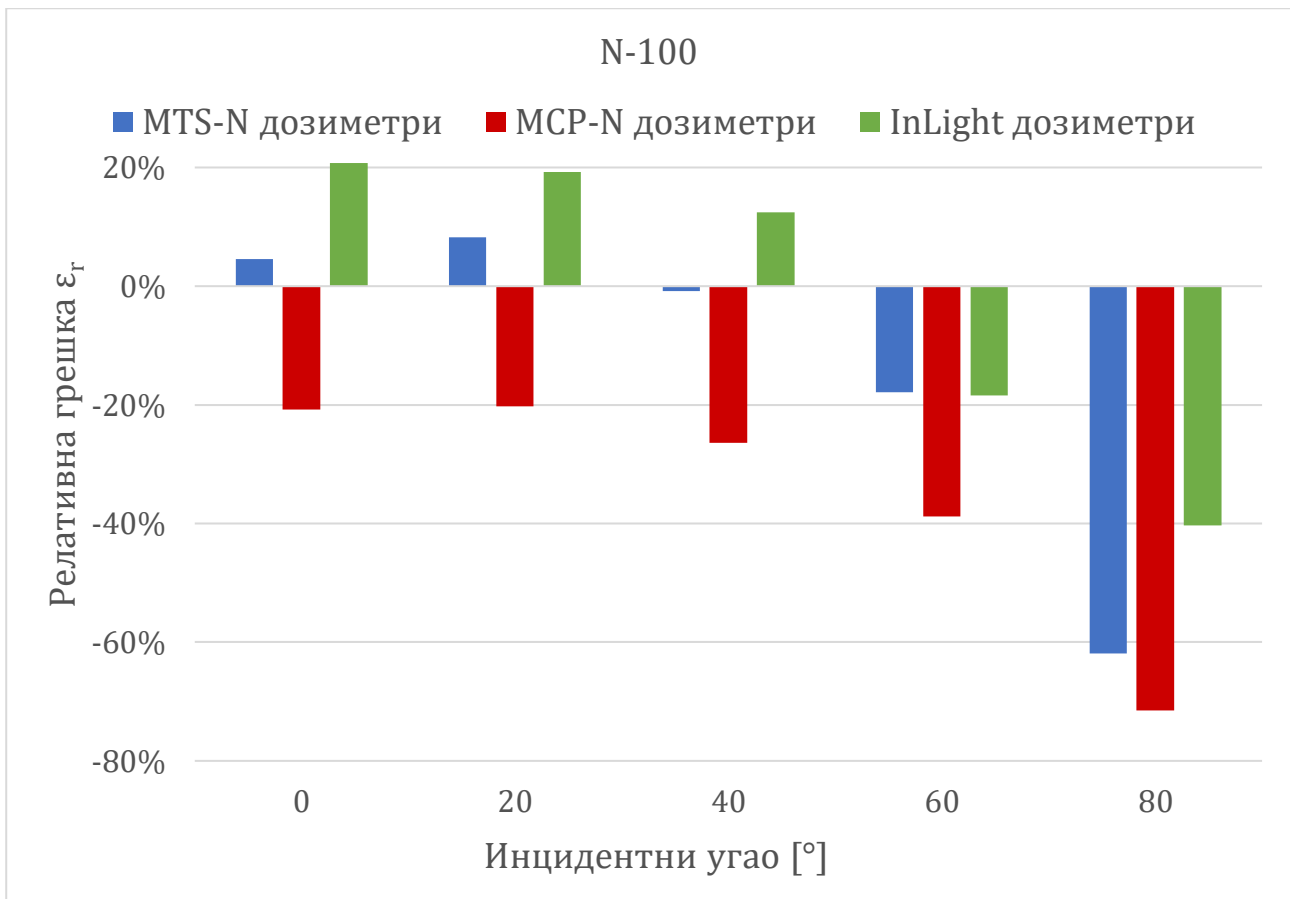
## 4.2.4. КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА N-100

Табела 4.7. Експериментални резултати угаоних одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-100.

N-100					
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$U$ [mSv]	$r(\theta)$	$\epsilon_r$ [%]
MTS-N	0°	1,046	0,024	1,050	4,55
	20°	1,082	0,055	1,087	8,24
	40°	0,992	0,061	0,996	-0,78
	60°	0,821	0,026	0,824	-17,92
	80°	0,381	0,037	0,383	-61,87
MCP-N	0°	0,792	0,021	0,753	-20,77
	20°	0,798	0,032	0,758	-20,24
	40°	0,736	0,039	0,700	-26,38
	60°	0,612	0,030	0,582	-38,82
	80°	0,285	0,020	0,271	-71,54
InLight	0°	1,208	0,131	1,169	20,80
	20°	1,192	0,116	1,154	19,24
	40°	1,125	0,088	1,089	12,47
	60°	0,816	0,116	0,790	-18,41
	80°	0,597	0,151	0,578	-40,28



Слика 4.9. Релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-100.



Слика 4.10. Релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-100.

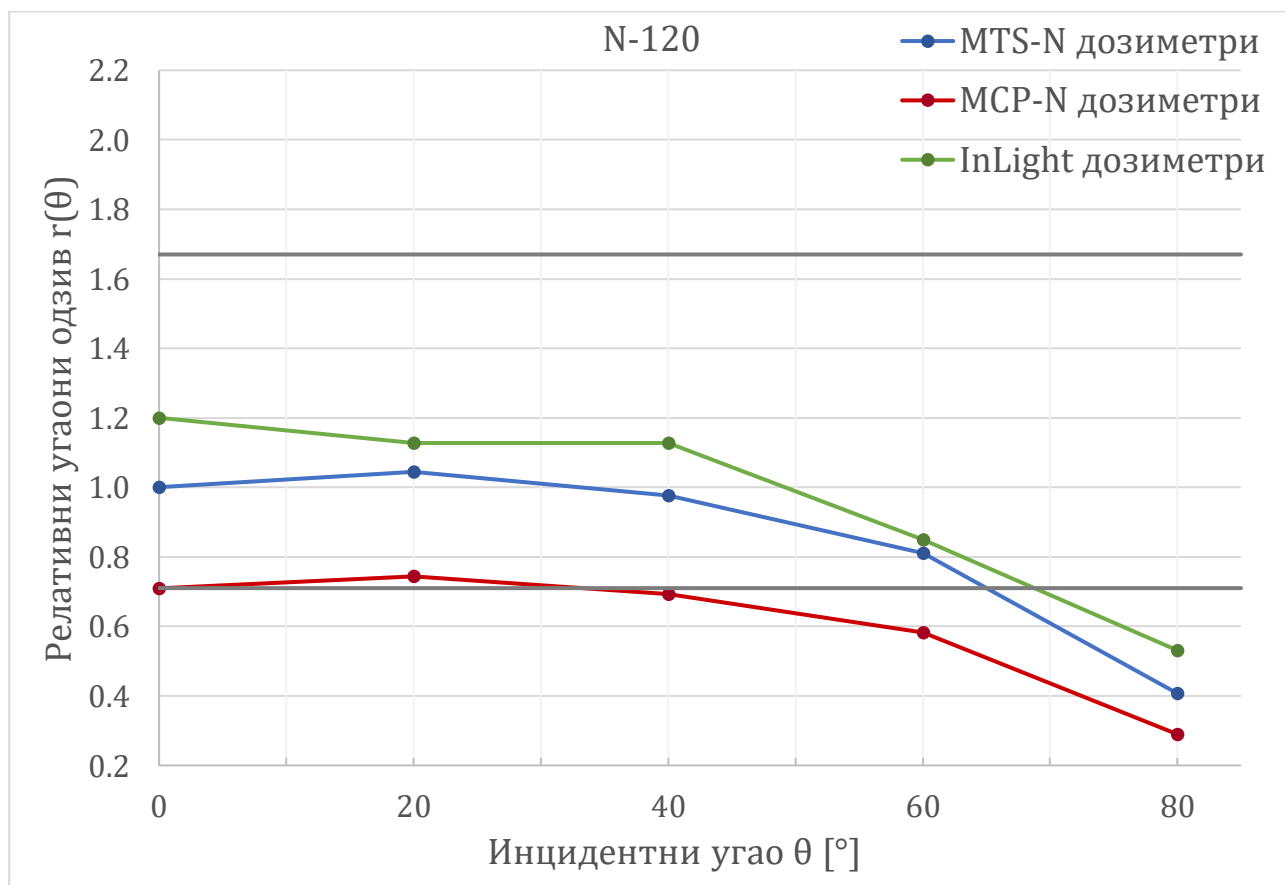
У случају обавезног квалитета зрачења N-100, само релативни угаони одзиви MTS-N и InLight дозиметара су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадног угла од 0° до 60°, док MCP-N дозиметри нису за упадне углове од 40° и 60°. Додатно, ниједна врста дозиметара није задовољила критеријуме стандарда за опциони упадни угао од 80°.

На овом квалитету зрачења и упадном углу од 0°, најмању релативну грешку у односу на условну тачну вредност су имали MTS-N дозиметри, у износу од 4,55%. Међутим, ова врста дозиметара је имала и највећи распон релативне грешке, у износу од -61,87% до 4,55%. MCP-N дозиметри су имали највећу вредност релативне грешке, у вредности од -71,54% на упадном углу од 80°. Као и у претходним случајевима, InLight дозиметри су се поново показали као најбољи на опционом упадном углу од 80°, где им је релативна грешка износила -40,28%.

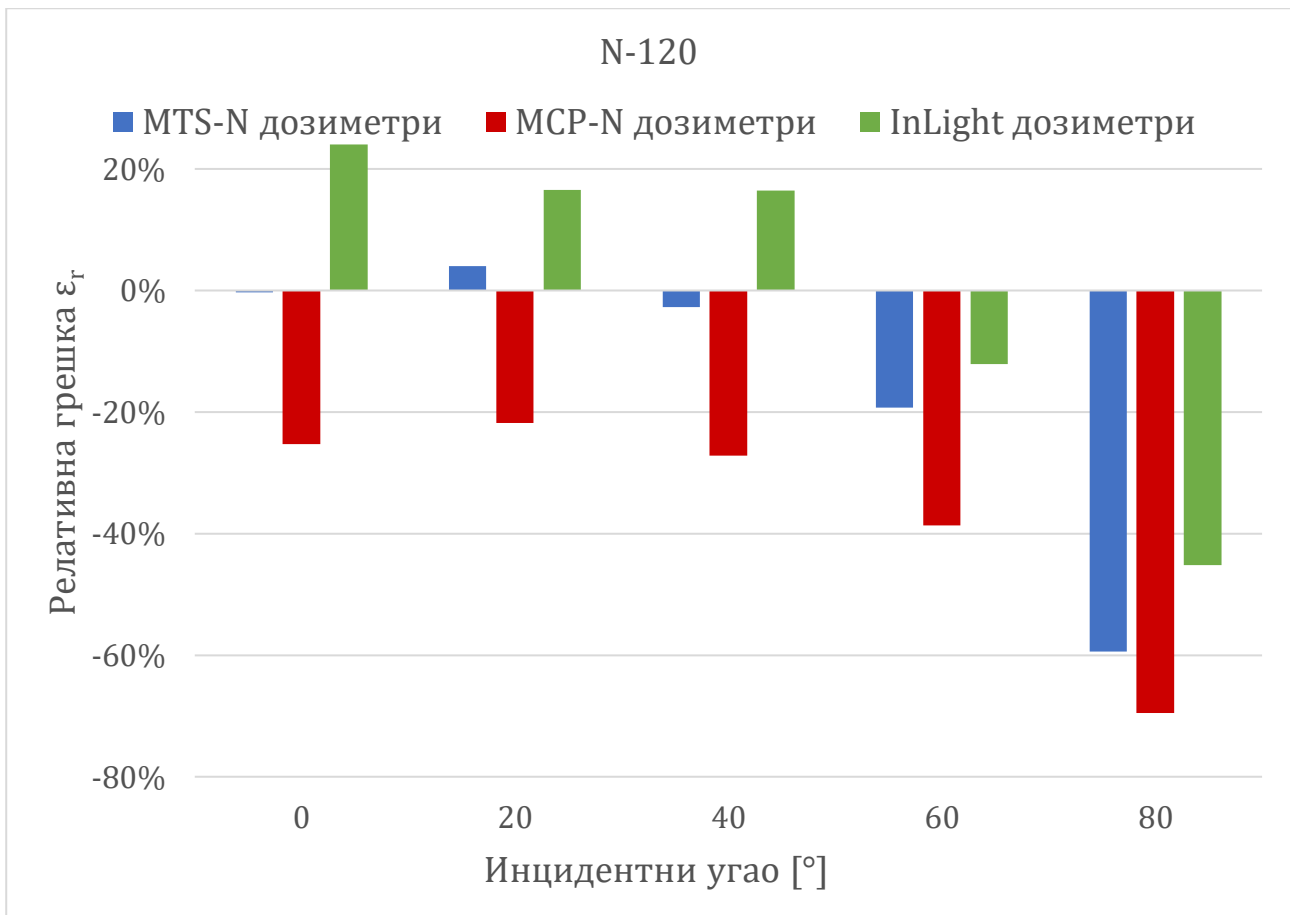
## 4.2.5. КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА N-120

Табела 4.8. Експериментални резултати угаоних одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-120.

N-120					
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$U$ [mSv]	$r(\theta)$	$\epsilon_r$ [%]
MTS-N	0°	0,997	0,021	1,001	-0,32
	20°	1,041	0,049	1,045	4,06
	40°	0,973	0,046	0,977	-2,71
	60°	0,807	0,037	0,810	-19,31
	80°	0,406	0,023	0,407	-59,43
MCP-N	0°	0,747	0,021	0,710	-25,30
	20°	0,782	0,033	0,744	-21,75
	40°	0,729	0,029	0,693	-27,14
	60°	0,613	0,017	0,583	-38,67
	80°	0,305	0,030	0,290	-69,53
InLight	0°	1,240	0,121	1,200	23,99
	20°	1,166	0,084	1,128	16,56
	40°	1,165	0,162	1,128	16,49
	60°	0,878	0,131	0,850	-12,15
	80°	0,549	0,104	0,531	-45,14



Слика 4.11. Релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-120.



Слика 4.12. Релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-120.

У случају обавезног квалитета зрачења N-120, само релативни угаони одзиви MTS-N и InLight дозиметара су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадног угла од 0° до 60°, док MCP-N дозиметри нису за упадне углове од 40° и 60°. Додатно, ниједна врста дозиметара није задовољила критеријуме стандарда за опциони упадни угао од 80°.

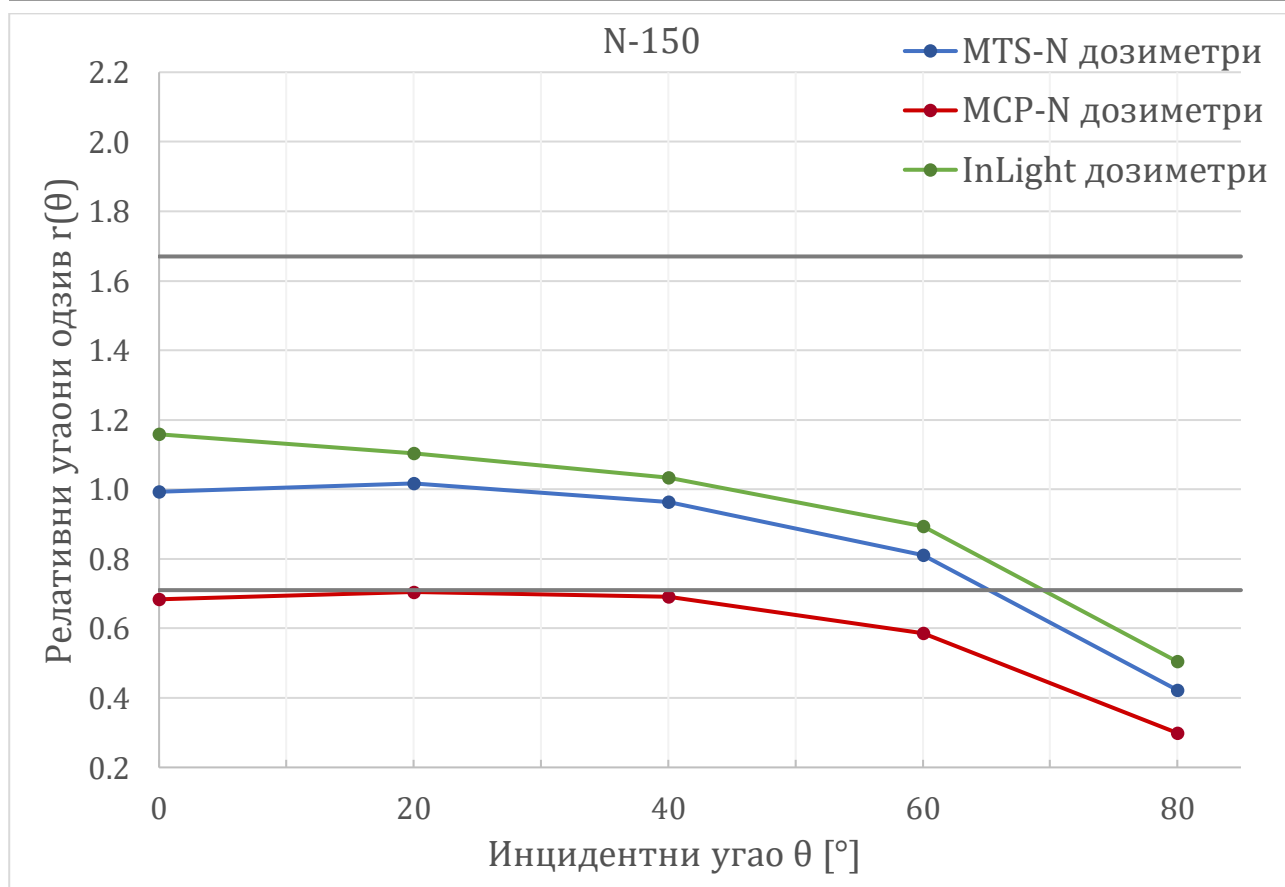
На овом квалитету зрачења и упадном углу од 0°, најмању релативну грешку у односу на условну тачну вредност су имали MTS-N дозиметри, у износу од -0,32%. Са друге стране, MCP-N дозиметри су имали највећу вредност релативне грешке, у вредности од -69,53% на упадном углу од 80°. Као и у претходним случајевима, InLight дозиметри су се поново показали као најбољи на опционом упадном углу од 80°, где им је релативна грешка износила -45,14%. Из свега наведеног се може закључити да су коришћени дозиметри имали сличне карактеристике на квалитетима зрачења N-100 и N-120.



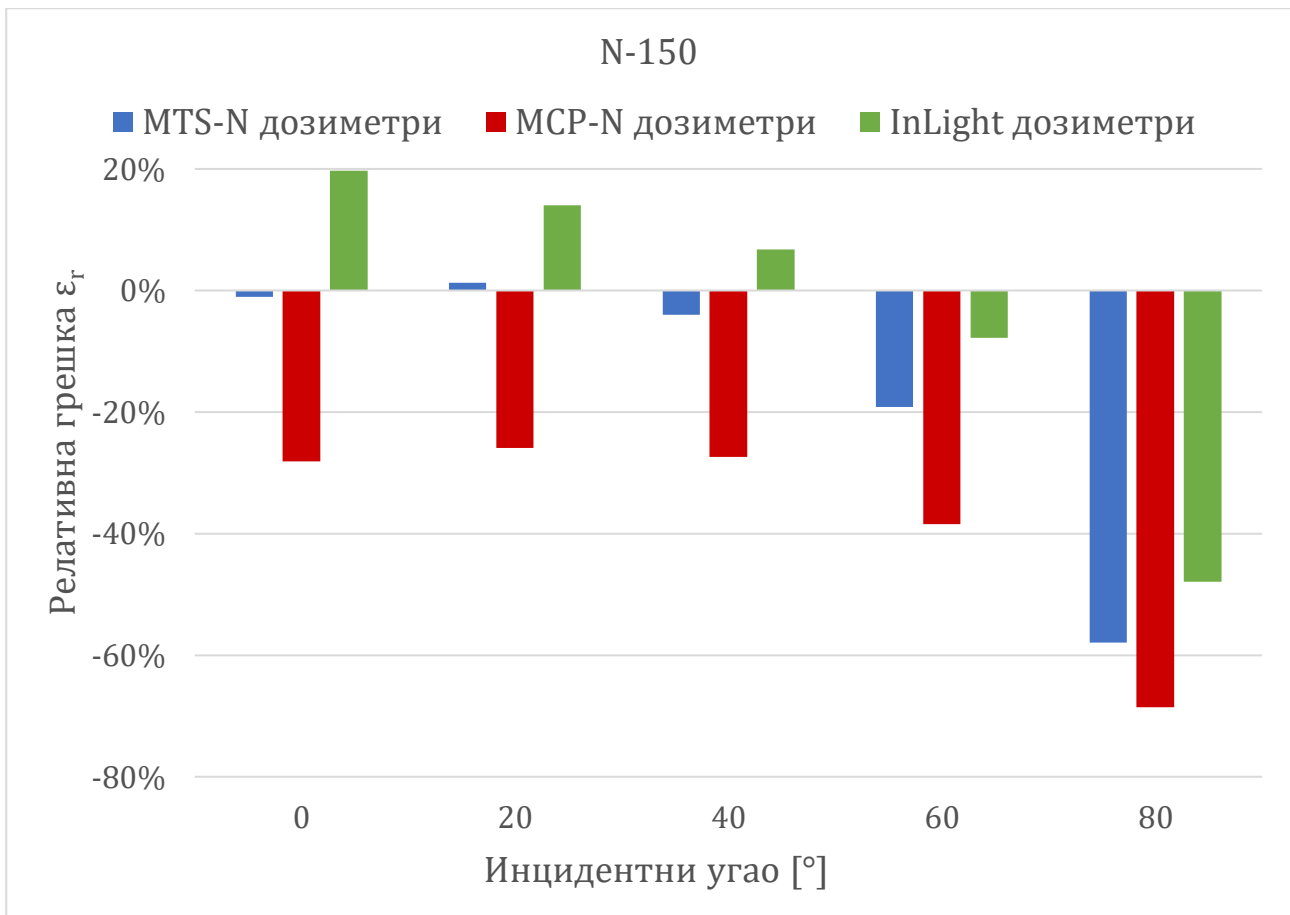
## 4.2.6. КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА N-150

Табела 4.9. Експериментални резултати угаоних одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-150.

N-150					
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$U$ [mSv]	$r(\theta)$	$\epsilon_r$ [%]
MTS-N	0°	0,989	0,020	0,993	-1,08
	20°	1,013	0,036	1,017	1,32
	40°	0,960	0,030	0,963	-4,05
	60°	0,808	0,040	0,812	-19,15
	80°	0,421	0,018	0,422	-57,91
MCP-N	0°	0,719	0,018	0,684	-28,09
	20°	0,741	0,020	0,705	-25,87
	40°	0,726	0,010	0,690	-27,37
	60°	0,616	0,017	0,585	-38,41
	80°	0,315	0,019	0,299	-68,54
InLight	0°	1,197	0,124	1,158	19,67
	20°	1,140	0,124	1,103	14,01
	40°	1,067	0,140	1,033	6,72
	60°	0,923	0,132	0,893	-7,74
	80°	0,521	0,076	0,504	-47,88



Слика 4.13. Релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-150.



Слика 4.14. Релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-150.

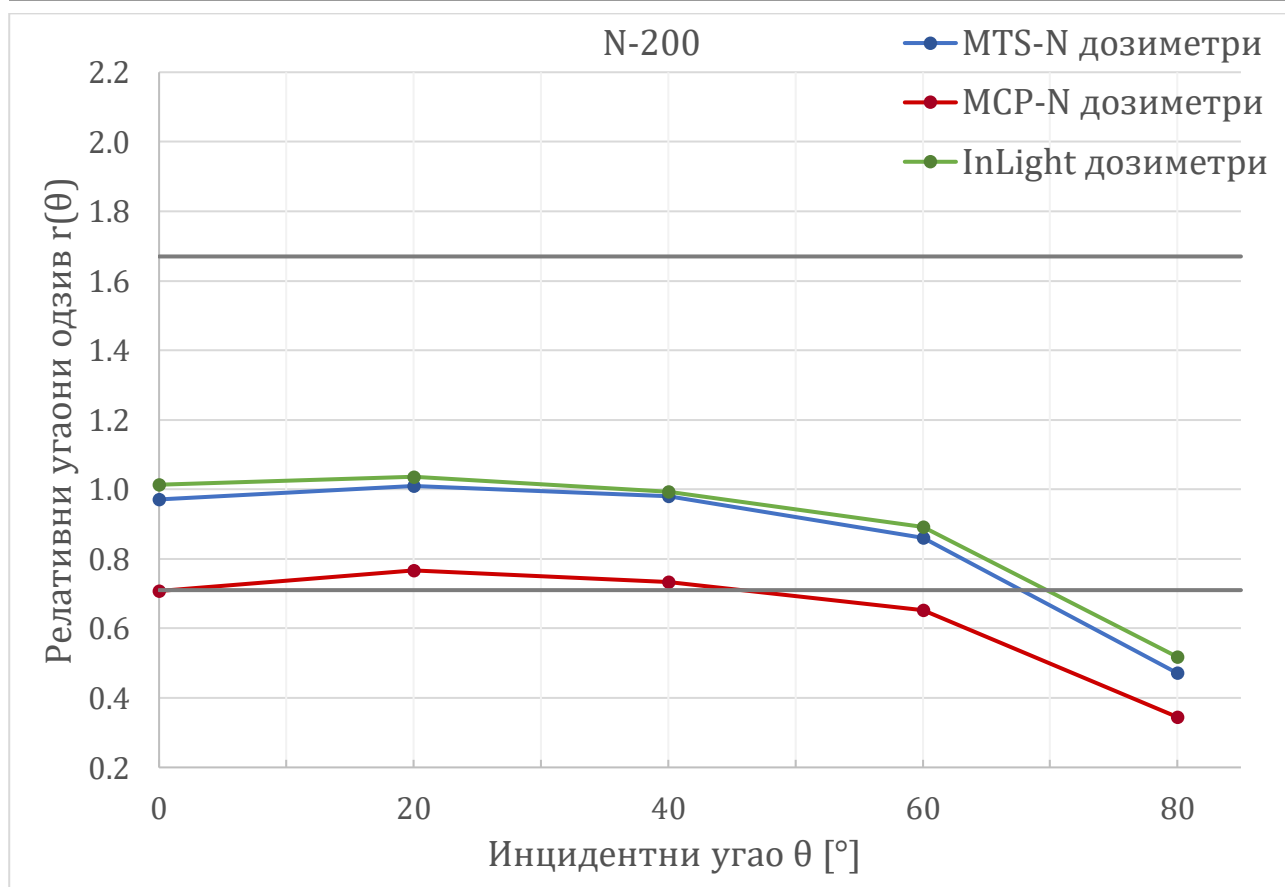
У случају обавезног квалитета зрачења N-150, само релативни угаони одзиви MTS-N и InLight дозиметара су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадног угла од 0° до 60°. Са друге стране, MCP-N дозиметри су имали нижи одзив од прописаног у наведеном распону углова. Додатно, ниједна врста дозиметара није задовољила критеријуме стандарда за опциони упадни угао од 80°.

На овом квалитету зрачења и упадном углу од 0°, најмању релативну грешку у односу на условну тачну вредност су имали MTS-N дозиметри, у износу од -1,08%. Највећу вредност релативне грешке су имали MCP-N дозиметри на упадном углу од 80°, у износу од -68,54%. Као и у претходним случајевима, InLight дозиметри су се поново показали као најбољи на опционом упадном углу од 80°, где им је релативна грешка износила -47,88%. Из свега наведеног се може закључити да су коришћени дозиметри имали сличне карактеристике као и на претходна два обавезна квалитета зрачења.

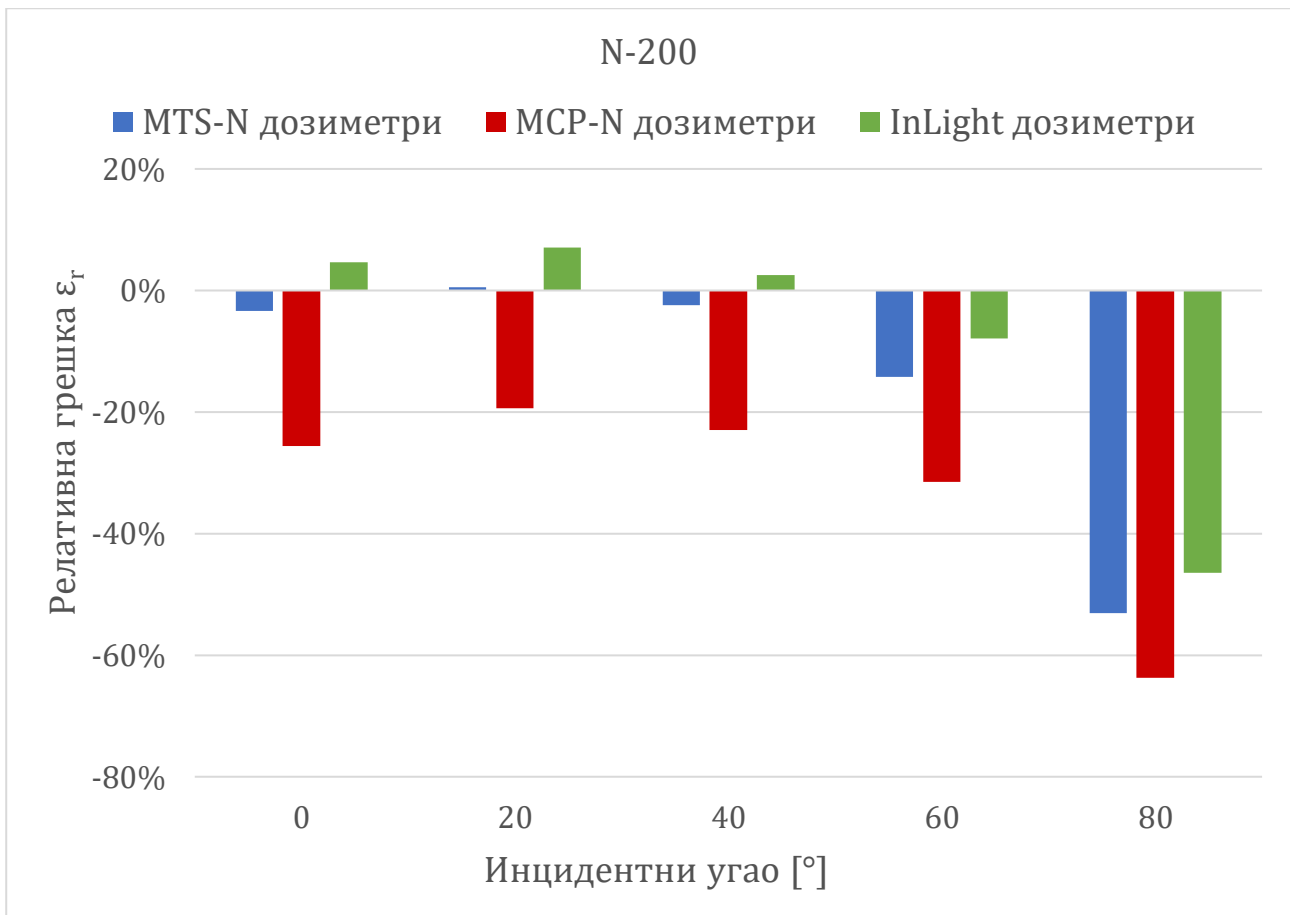
## 4.2.7. КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА N-200

Табела 4.10. Експериментални резултати угаоних одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-200.

N-200					
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$U$ [mSv]	$r(\theta)$	$\epsilon_r$ [%]
MTS-N	0°	0,966	0,028	0,970	-3,37
	20°	1,006	0,025	1,010	0,58
	40°	0,976	0,025	0,980	-2,40
	60°	0,858	0,035	0,861	-14,23
	80°	0,469	0,030	0,471	-53,06
MCP-N	0°	0,744	0,029	0,708	-25,56
	20°	0,807	0,023	0,767	-19,34
	40°	0,771	0,026	0,732	-22,94
	60°	0,685	0,024	0,651	-31,47
	80°	0,363	0,013	0,345	-63,72
InLight	0°	1,047	0,058	1,013	4,69
	20°	1,071	0,054	1,036	7,05
	40°	1,025	0,097	0,993	2,55
	60°	0,921	0,095	0,892	-7,87
	80°	0,535	0,048	0,518	-46,48



Слика 4.15. Релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-200.



Слика 4.16. Релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-200.

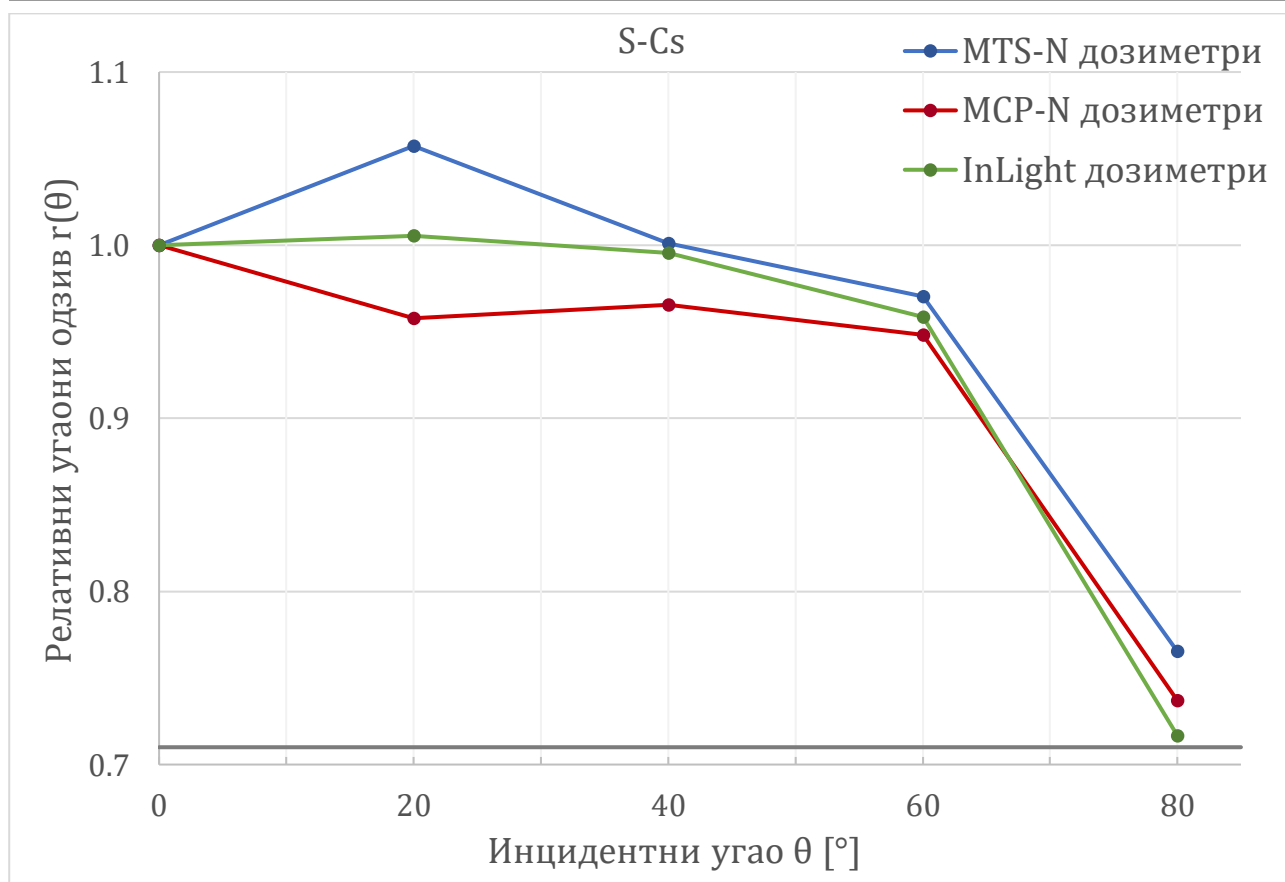
У случају обавезног квалитета зрачења N-200, само релативни угаони одзиви MTS-N и InLight дозиметара су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадног угла од 0° до 60°. MCP-N дозиметри нису задовољили критеријуме стандарда на упадним угловима од 0° и 60°, али јесу за 20° и 40°. Додатно, ниједна врста дозиметара није задовољила критеријуме стандарда за опциони упадни угао од 80°.

MTS-N и InLight дозиметри су имали веома сличне резултате на овом квалитету зрачења, те су и на упадном углу од 0° имали мале релативне грешке у односу на условну тачну вредност, у износу од -3,37% и 4,69%, респективно. Највећу вредност релативне грешке су имали MCP-N дозиметри на упадном углу од 80°, у износу од -63,72%. Као и у претходним случајевима, InLight дозиметри су се поново показали као најбољи на опционом упадном углу од 80°, где им је релативна грешка износила -46,48%.

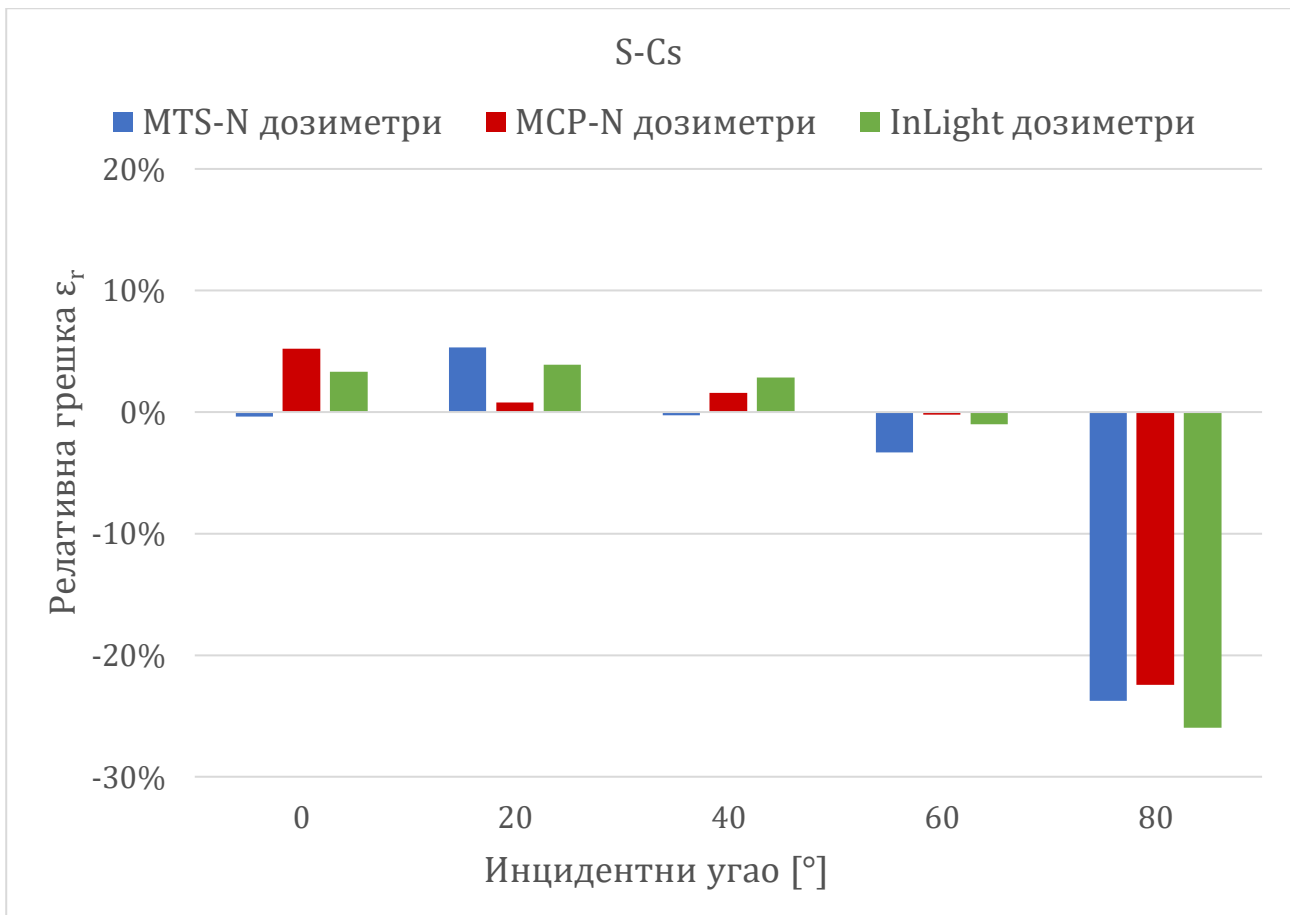
## 4.2.8. КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА S-Cs

Табела 4.11. Експериментални резултати угаоних одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења S-Cs.

S-Cs					
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$U$ [mSv]	$r(\theta)$	$\epsilon_r$ [%]
MTS-N	0°	0.996	0.007	1.000	-0.38
	20°	1.053	0.008	1.057	5.32
	40°	0.997	0.019	1.001	-0.26
	60°	0.967	0.016	0.970	-3.32
	80°	0.762	0.015	0.765	-23.75
MCP-N	0°	1.052	0.014	1.000	5.20
	20°	1.008	0.019	0.958	0.77
	40°	1.016	0.025	0.966	1.59
	60°	0.998	0.010	0.948	-0.24
	80°	0.775	0.019	0.737	-22.46
InLight	0°	1.033	0.031	1.000	3.31
	20°	1.039	0.019	1.005	3.87
	40°	1.029	0.050	0.996	2.86
	60°	0.990	0.040	0.958	-0.98
	80°	0.741	0.022	0.717	-25.94



Слика 4.17. Релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења S-Cs.



Слика 4.18. Релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења S-Cs.

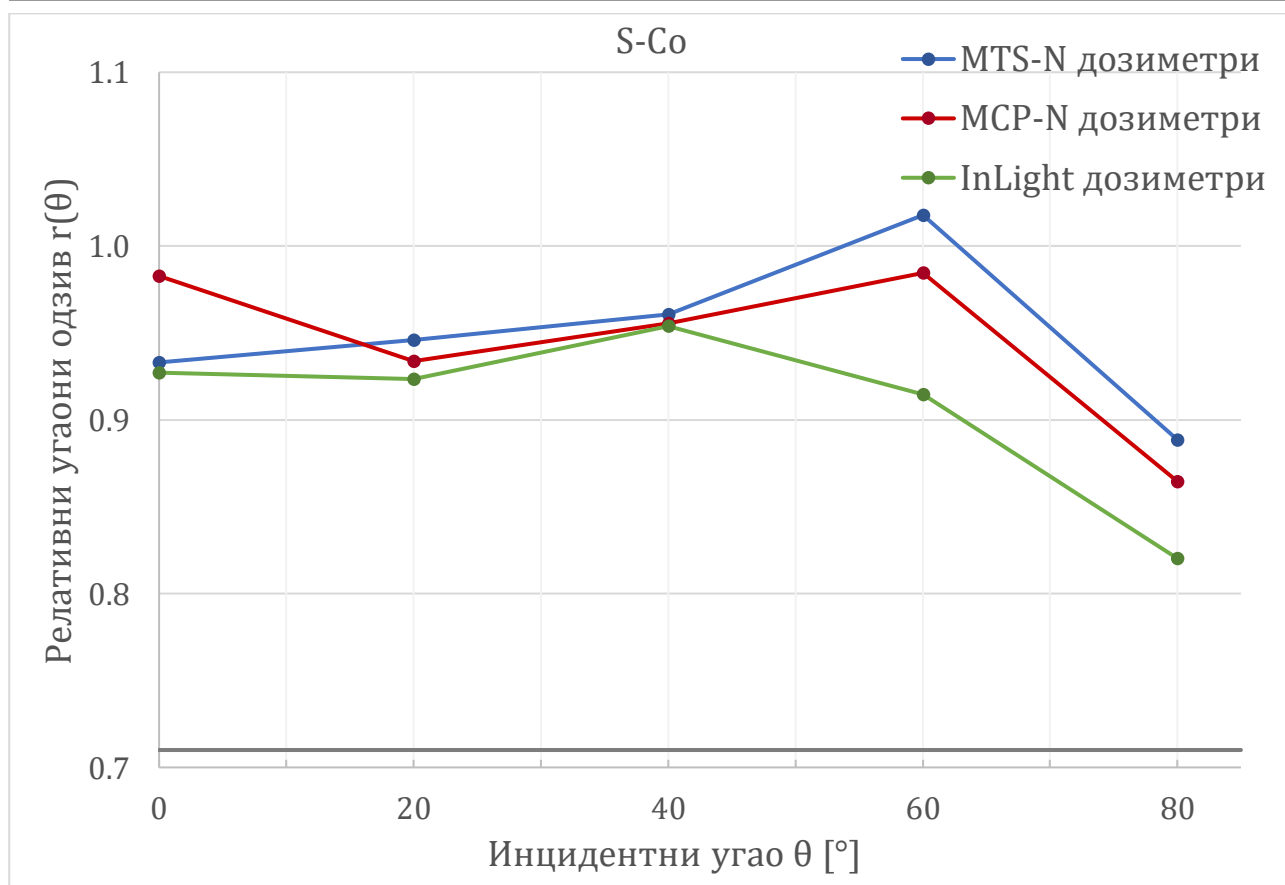
У случају обавезног квалитета зрачења S-Cs, релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадног угла од 0° до 60°. Поред тога, све три врсте дозиметара су задовољиле критеријуме стандарда и на опционом упадном углу од 80°.

Како S-Cs представља референтни квалитет зрачења стандарда IEC 62387:2020 и произвођача коришћених дозиметара, очекивано је било да ће вредности релативних грешака у односу на условну тачну вредност бити мале. MTS-N, MCP-N и InLight дозиметри су у обавезном опсегу упадних углова од 0° до 60° имали релативне грешке испод 5,5%, док су на опционом упадном углу од 80° имали релативне грешке од око 25%. Уколико се посматра цео опсег, може се констатовати да су дозиметри показали сличне карактеристике на свим упадним угловима.

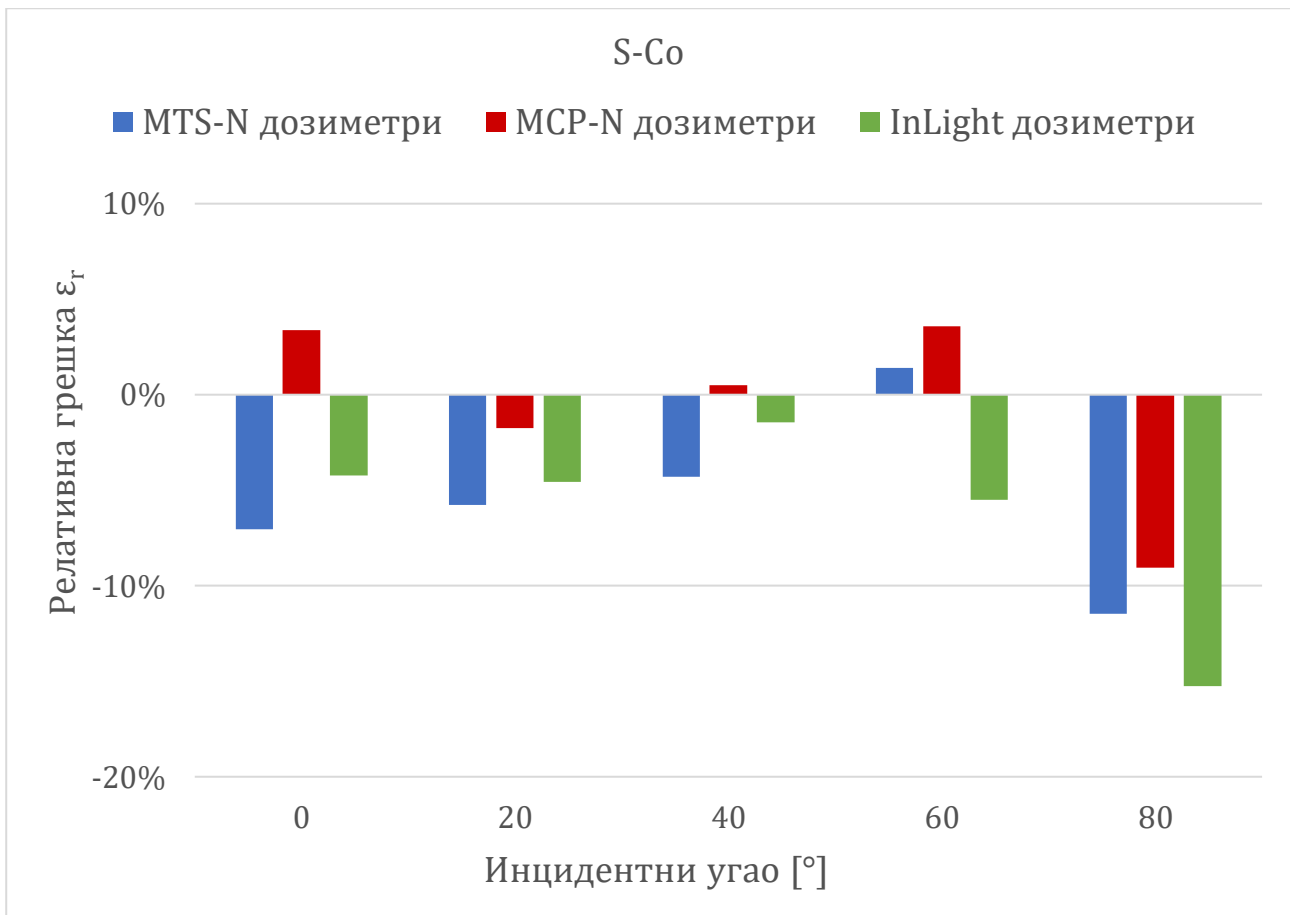
## 4.2.9. КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА S-Co

Табела 4.12. Експериментални резултати угаоних одзива MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења S-Co.

S-Co					
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$U$ [mSv]	$r(\theta)$	$\epsilon_r$ [%]
MTS-N	0°	0,930	0,018	0,933	-7,05
	20°	0,942	0,019	0,946	-5,78
	40°	0,957	0,027	0,961	-4,29
	60°	1,014	0,016	1,018	1,39
	80°	0,885	0,028	0,889	-11,48
MCP-N	0°	1,034	0,010	0,983	3,39
	20°	0,982	0,032	0,934	-1,76
	40°	1,005	0,016	0,955	0,51
	60°	1,036	0,013	0,985	3,57
	80°	0,910	0,018	0,865	-9,04
InLight	0°	0,958	0,032	0,927	-4,21
	20°	0,954	0,037	0,924	-4,58
	40°	0,985	0,056	0,954	-1,45
	60°	0,945	0,030	0,915	-5,49
	80°	0,847	0,054	0,820	-15,25



Слика 4.19. Релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења S-Co.



Слика 4.20. Релативне грешке MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара на обавезном квалитету зрачења S-Co.

У случају обавезног квалитета зрачења S-Co, релативни угаони одзиви MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадног угла од 0° до 60°. Поред тога, све три врсте дозиметара су задовољиле критеријуме стандарда и на опционом упадном углу од 80°.

На овом квалитету зрачења и упадном углу од 0°, најмању релативну грешку у односу на условну тачну вредност су имали MCP-N дозиметри, у износу од 3,39%. Највећу вредност релативне грешке су имали InLight дозиметри на упадном углу од 80°, у износу од -15,25%. Као и на претходном квалитету зрачења, дозиметри су показали сличне карактеристике на свим упадним угловима.



### 4.3. ДИСКУСИЈА ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИХ РЕЗУЛТАТА

Преглед усаглашености експерименталних резултата MTS-N, MCP-N и InLight дозиметара са критеријумима стандарда IEC 62387:2020 за све коришћене квалитете и упадне углове фотонског зрачења је дат у табелама 4.13, 4.14 и 4.15, респективно. Обавезни опсег средње енергије и упадног угла фотонског зрачења, дефинисан стандардом IEC 62387:2020, је у табелама обојен ради прегледности. Знаком ✓ је обележено уколико је одређена врста дозиметара испунила критеријуме стандарда IEC 62387:2020 на датом квалитету и упадном углу фотонског зрачења, а у супротном је аналогно коришћен знак ✗.

Табела 4.13. Усаглашеност експерименталних резултата MTS-N дозиметара са критеријумима стандарда IEC 62387:2020 за све коришћене квалитете и упадне углове фотонског зрачења.

<b>MTS-N</b>	<b>0°</b>	<b>20°</b>	<b>40°</b>	<b>60°</b>	<b>80°</b>
<b>N-40</b>	✓	✓	✓	✓	✗
<b>N-60</b>	✓	✓	✓	✓	✗
<b>N-80</b>	✓	✓	✓	✓	✗
<b>N-100</b>	✓	✓	✓	✓	✗
<b>N-120</b>	✓	✓	✓	✓	✗
<b>N-150</b>	✓	✓	✓	✓	✗
<b>N-200</b>	✓	✓	✓	✓	✗
<b>S-Cs</b>	✓	✓	✓	✓	✓
<b>S-Co</b>	✓	✓	✓	✓	✓

Табела 4.14. Усаглашеност експерименталних резултата MCP-N дозиметара са критеријумима стандарда IEC 62387:2020 за све коришћене квалитете и упадне углове фотонског зрачења.

<b>MCP-N</b>	<b>0°</b>	<b>20°</b>	<b>40°</b>	<b>60°</b>	<b>80°</b>
<b>N-40</b>	✓	✓	✓	✓	✗
<b>N-60</b>	✓	✓	✓	✓	✗
<b>N-80</b>	✓	✓	✓	✗	✗
<b>N-100</b>	✓	✓	✗	✗	✗
<b>N-120</b>	✓	✓	✗	✗	✗
<b>N-150</b>	✗	✗	✗	✗	✗
<b>N-200</b>	✗	✓	✓	✗	✗
<b>S-Cs</b>	✓	✓	✓	✓	✓
<b>S-Co</b>	✓	✓	✓	✓	✓

Табела 4.15. Усаглашеност експерименталних резултата InLight дозиметара са критеријумима стандарда IEC 62387:2020 за све коришћене квалитете и упадне углове фотонског зрачења.

InLight	0°	20°	40°	60°	80°
N-40	✓	✓	✓	✗	✓
N-60	✓	✓	✓	✗	✓
N-80	✓	✓	✓	✗	✗
N-100	✓	✓	✓	✓	✗
N-120	✓	✓	✓	✓	✗
N-150	✓	✓	✓	✓	✗
N-200	✓	✓	✓	✓	✗
S-Cs	✓	✓	✓	✓	✓
S-Co	✓	✓	✓	✓	✓

Експериментални резултати MTS-N и InLight дозиметара су усаглашени са критеријумима стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу средње енергије и упадног угла фотонског зрачења, што је у складу са спецификацијама произвођача, као и са резултатима сличног истраживања, где су коришћени ТЛ и ОСЛ дозиметри на бази LiF и BeO, респективно [13]. MTS-N дозиметри су показали значајно повећан одзив од преко 35% на квалитетима зрачења N-30, N-40 и N-60, што сугерише да је у овом опсегу енергија фотона потребно користити корекционе факторе ради прецизнијег одређивања апсорбоване дозе материјала. Са друге стране, релативни одзив InLight дозиметара није значајно варирао и кретао се у опсегу од  $\pm 30\%$ , што је потврђено у и другим истраживањима [78]. Мале осцилације релативног енергетског одзива InLight дозиметара у опсегу ниских енергија  $X$  фотона их чине посебно погодним за коришћење у многобројне сврхе, као што је мерење дозе пацијената приликом процедура радиотерапије и дијагностичке радиологије [9, 10, 11, 45, 81].

MTS-N и MCP-N дозиметри су имали сличне релативне одзиве на  $u$  квалитетима зрачења, док су MCP-N показали видно смањен релативни одзив на нижим енергијама фотона. Ова појава је довела до њихове неусаглашености са критеријумима стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу средње енергије и упадног угла фотонског зрачења на квалитетима N-100, N-120, N-150 и N-200. Употреба других филтера у оквиру кућишта дозиметара би могла да ублажи овај ефекат, што ће и представљати предмет будућих истраживања. Уопштено говорећи, добијени експериментални резултати релативних одзива MTS-N и MCP-N дозиметара су упоредиви са подацима других истраживања [8], изузимајући мале разлике на ниским енергијама  $X$  фотона, које се могу приписати одсуству пластичних навлака у коришћеним експерименталним поступцима. Пошто се пластичне навлаке не примењују у свакодневној пракси у Србији, идеја аутора је била да се прикажу карактеристике дозиметара у реалним условима њиховог коришћења.

## 4.4. РЕЗУЛТАТИ СИМУЛАЦИЈА ЕНЕРГЕТСКОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА

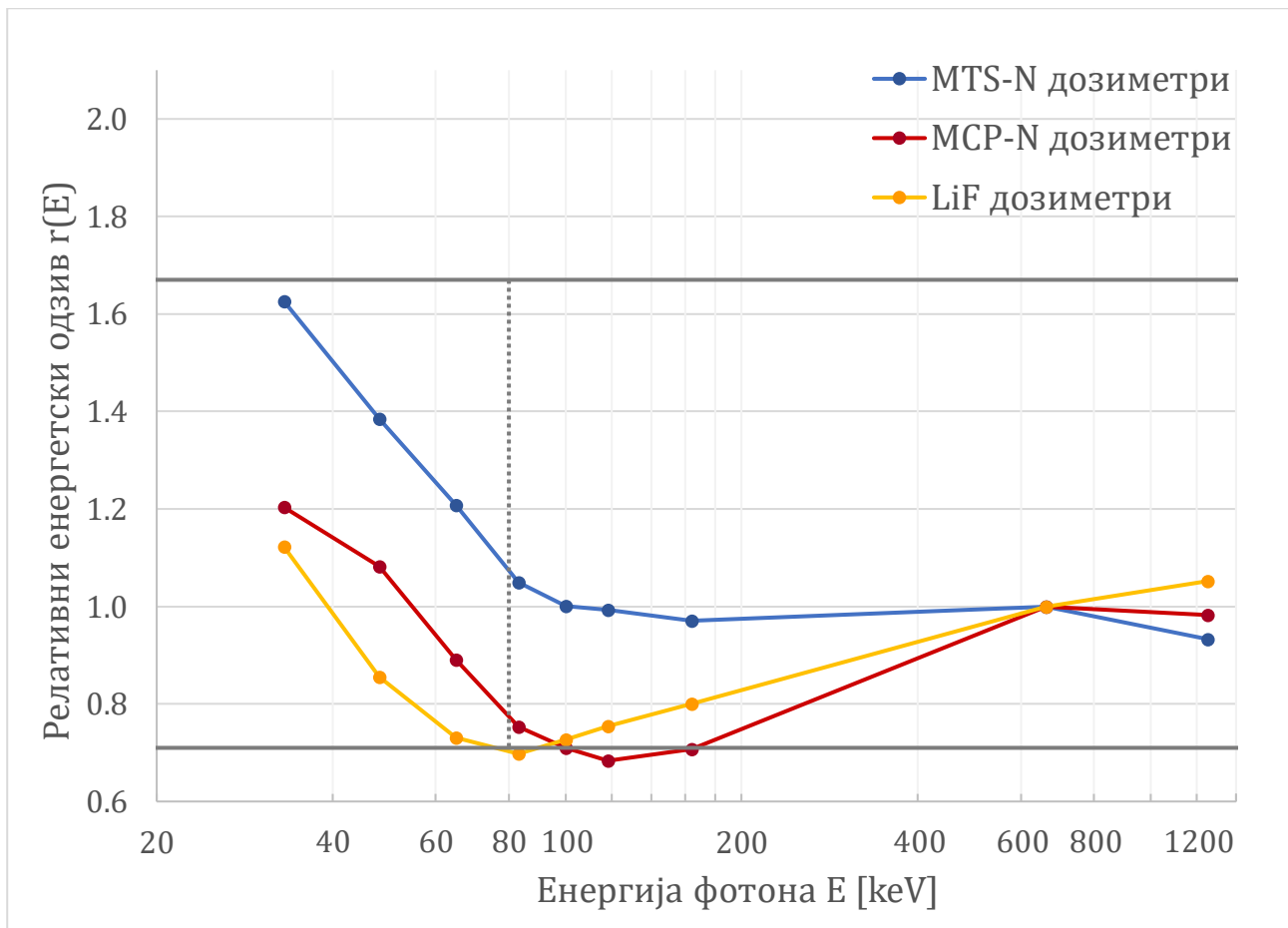
Резултати симулација релативног енергетског одзива дозиметара на бази LiF и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C су дати у табелама 4.16 и 4.17, респективно. За све симулиране квалитете зрачења табеларно су приказане следеће информације:

- средња вредност личног дозног еквивалента прорачуната коришћењем свих симулираних детекторских елемената дозиметара –  $H_p(10)$ ;
- релативни енергетски одзив  $r(E)$  у односу на референтни квалитет зрачења S-Cs;
- релативна грешка  $\varepsilon_r$  средње вредности личног дозног еквивалента у односу на условну тачну вредност.

Табела 4.16. Резултати симулације енергетског одзива дозиметара на бази LiF.

<b>Симулирани LiF дозиметри</b>			
<b>Квалитет зрачења</b>	<b><math>H_p(10)</math> [mSv]</b>	<b><math>r(E)</math></b>	<b><math>\varepsilon_r</math> [%]</b>
<b>N-40</b>	0,900	1,123	-10,03
<b>N-60</b>	0,685	0,855	-31,45
<b>N-80</b>	0,585	0,730	-41,47
<b>N-100</b>	0,559	0,698	-44,07
<b>N-120</b>	0,582	0,726	-41,77
<b>N-150</b>	0,604	0,754	-39,55
<b>N-200</b>	0,641	0,800	-35,87
<b>S-Cs</b>	0,802	1,000	-19,85
<b>S-Co</b>	0,843	1,051	-15,73

Упоредни приказ експерименталних и симулираних резултата релативних енергетских одзива ТЛ дозиметара дат је на слици 4.21. Поред експерименталних резултата MTS-N и MCP-N дозиметара, график садржи и симулиране резултате дозиметара на бази LiF. Пуним хоризонталним линијама је приказан распон дозвољених вредности релативног енергетског одзива, прописан стандардом IEC 62387:2020, а опциони и обавезни опсег су одвојени вертикалном испрекиданом линијом. Иако распон дозвољених вредности важи на енергијама од 80 keV до 1,25 MeV, проверено је да ли симулирани дозиметри испуњавају исте услове стандарда и на нижим енергијама фотонског зрачења.



Слика 4.21. Упоредни приказ експерименталних и симулираних резултата релативних енергетских одзива ТЛ дозиметара.

Симулирани резултати дозиметара на бази LiF имају тренд сличан експерименталним енергетским одзивима ТЛ дозиметара и показују мала одступања у односу на MCP-N резултате. За разлику од MTS-N дозиметара, симулирани резултати немају изражено већи релативни одзив на нижим енергијама фотона. Могуће објашњење ове појаве представљају апроксимативни моноенергетски снопови X фотона, који су у симулацијама коришћени уместо реалних спектра. Другим речима, како фотони са енергијама нижим и вишим од средње енергије нису присутни у симулацијама одређеног спектра, они ни не могу да допринесу апсорбованој дози материјала, чиме је она умањена. Поред тога, стандардни конверзиони коефицијенти нису у потпуности применљиви за претварање јачине керме у ваздуху у лични дозни еквивалент јер се односе на целокупне енергетске спектре квалитета N серије.

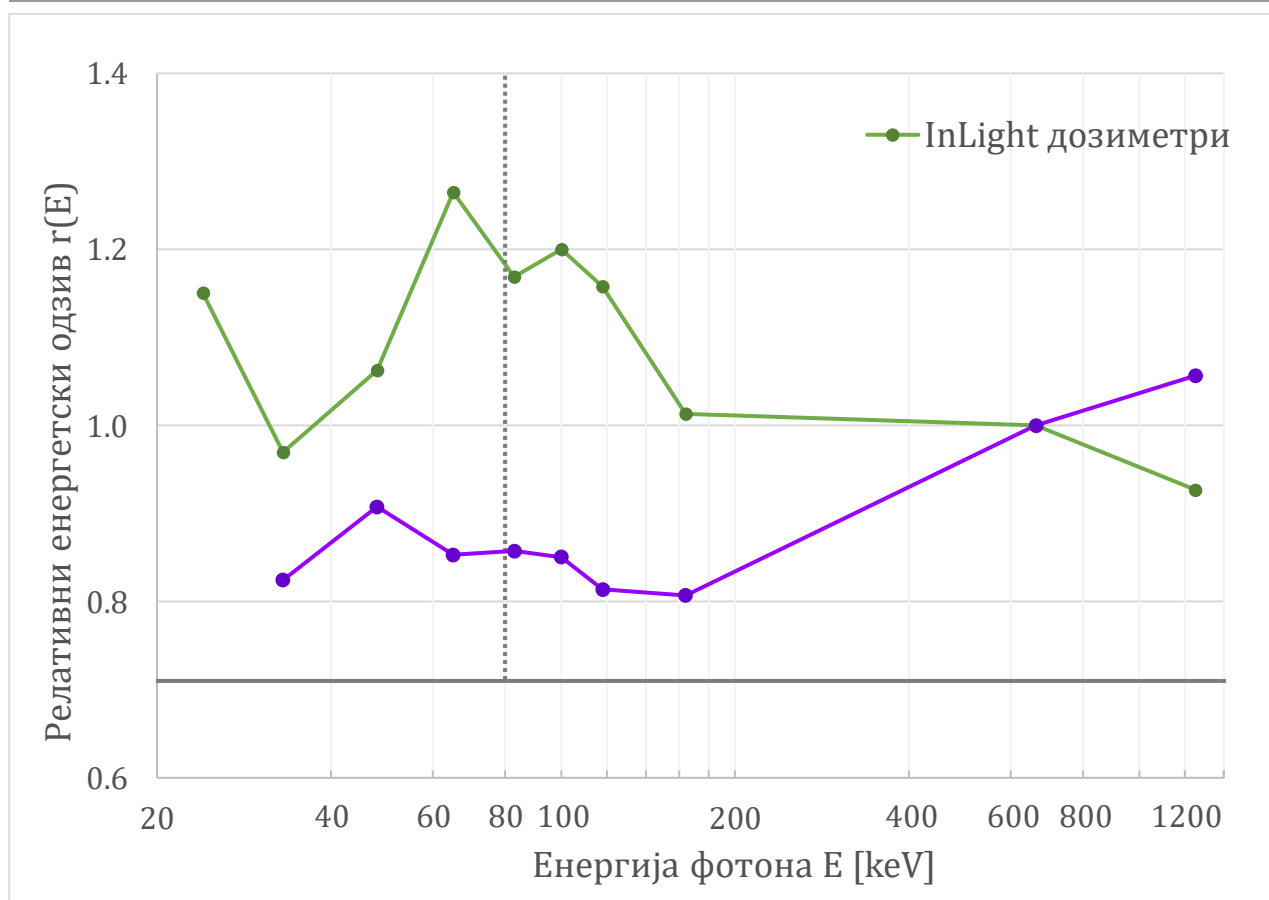
На основу добијених резултата и њиховог графичког приказа на слици 4.21, може се закључити да симулирани релативни енергетски одзив дозиметара на бази LiF није усклађен са границама стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу само за квалитет зрачења N-100, где је одзив веома близак граници стандарда. Са друге стране, симулирани резултати испуњавају услове стандарда у опционом опсегу испод 80 keV.

Симулирани LiF дозиметри су имали највећу релативну грешку у односу на условно тачну вредност на квалитету зрачења N-100, у износу од -44,07%. Посматрајући цео опсег, јасно је да су релативне грешке мање у случају  $\gamma$  квалитета у односу на X фотоне. Ово се може објаснити чињеницом да су  $\gamma$  квалитети реалније симулирани пошто имају дискретан енергетски спектар, за разлику од N квалитета зрачења.

Аналогно табели 4.16, резултати симулације релативног енергетског одзива дозиметара на бази  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  су дати у табели 4.17. Упоредни приказ експерименталних и симулираних резултата релативних енергетских одзива ОСЛ дозиметара дат је на слици 4.22.

Табела 4.17. Резултати симулације енергетског одзива дозиметара на бази  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ .

Симулирани $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ дозиметри			
Квалитет зрачења	$H_p(10)$ [mSv]	$r(E)$	$\epsilon_r$ [%]
N-40	0,901	0,824	-9,86
N-60	0,992	0,908	-0,75
N-80	0,933	0,853	-6,71
N-100	0,938	0,858	-6,23
N-120	0,930	0,851	-7,01
N-150	0,890	0,814	-11,01
N-200	0,882	0,807	-11,76
S-Cs	1,093	1,000	9,34
S-Co	1,155	1,057	15,54



Слика 4.22. Упоредни приказ експерименталних и симулираних резултата релативних енергетских одзива ОСЛ дозиметара.

Симулирани дозиметри на бази  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  показују значајно мањи одзив у односу на експерименталне InLight резултате за све квалитете  $X$  фотона. Као и у случају симулираних LiF дозиметара, ова разлика се може објаснити коришћењем моноенергетских снопова фотона у симулацијама, што доводи до смањене апсорпције кристала дозиметара. Додатни фактор који је потребно узети обзир у овом случају јесте чињеница да InLight дозиметри имају унапред дефинисану осетљивост кристала, која се мења временом током њихове употребе. Како не постоји начин да се поново израчунају ове вредности, оне могу да имају значајан утицај на експерименталне резултате, што уједно и представља велики недостатак ових комерцијално доступних дозиметара.

На основу добијених резултата и њиховог графичког приказа на слици 4.22, може се закључити да симулирани релативни енергетски одзив дозиметара на бази  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  испуњава услове стандарда IEC 62387:2020 у обавезном, као и у опционом опсегу средње енергије поља зрачења. Такође, релативна грешка у односу на условно тачну вредност се у њиховом случају креће до 15%.

## 4.5. РЕЗУЛТАТИ СИМУЛАЦИЈА УГАОНОГ ОДЗИВА ДОЗИМЕТАРА

---

Претходно је напоменуто да је у симулацијама угаоног одзива дозиметара коришћено истих девет квалитета зрачења као и у експерименталним поступцима. Међутим, како би табеларни и графички приказ ових резултата био исувише обиман, у наставку ове дисертације ће бити приказана три квалитета зрачења од највећег интереса, а којима је истовремено потпуно покривен опсег енергија фотона – N-40, N-150 и S-Cs. Еквивалентно одељку 4.4, сви резултати симулација су упоређени са критеријумима стандарда IEC 62387:2020.

Резултати симулација угаоног одзива дозиметара на бази LiF и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C су приказани у табелама 4.18, 4.19 и 4.20, за квалитете зрачења N-40, N-150 и S-Cs, респективно. Табеларно су приказане следеће информације:

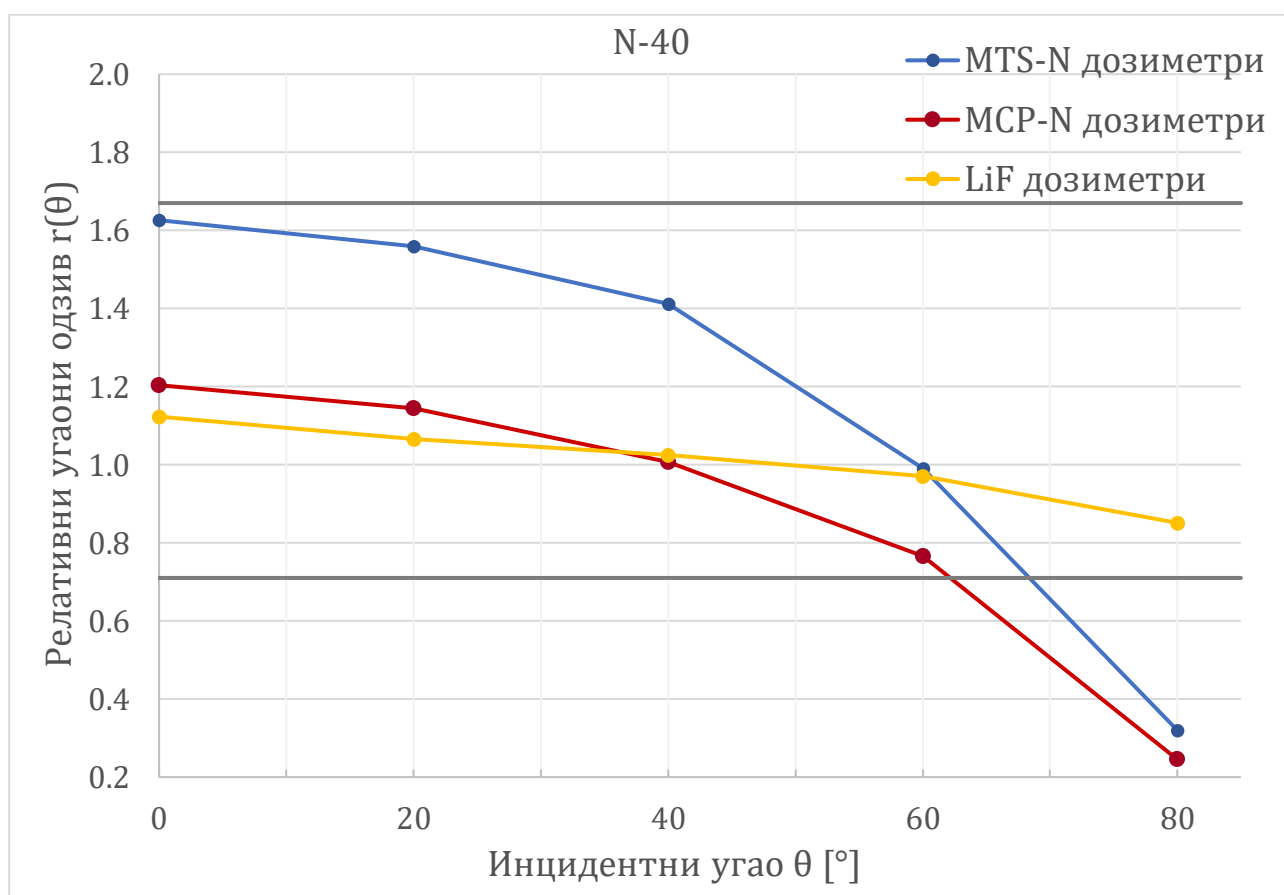
- средња вредност личног дозног еквивалента прорачуната коришћењем свих симулираних детекторских елемената дозиметара –  $H_p(10)$ ;
- релативни угаони одзив  $r(\theta)$  у односу на референтни квалитет зрачења S-Cs и упадни угао од 0°;
- релативна грешка  $\varepsilon_r$  средње вредности личног дозног еквивалента у односу на условну тачну вредност.

Симулирани релативни угаони одзиви дозиметара на бази LiF су приказани на сликама 4.23, 4.25 и 4.27, док су за дозиметре на бази Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C дати на сликама 4.24, 4.26 и 4.28. Пуним хоризонталним линијама је приказан распон дозвољених вредности релативног угаоног одзива, прописан стандардом IEC 62387:2020. Иако опсег дозвољених вредности важи на упадним угловима од 0° до 60°, проверено је да ли симулирани дозиметри испуњавају исте услове стандарда и на упадном углу од 80°.

### 4.5.1. СИМУЛИРАНИ КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА N-40

Табела 4.18. Симулирани резултати угаоних одзива дозиметара на бази LiF и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C на опционом квалитету зрачења N-40.

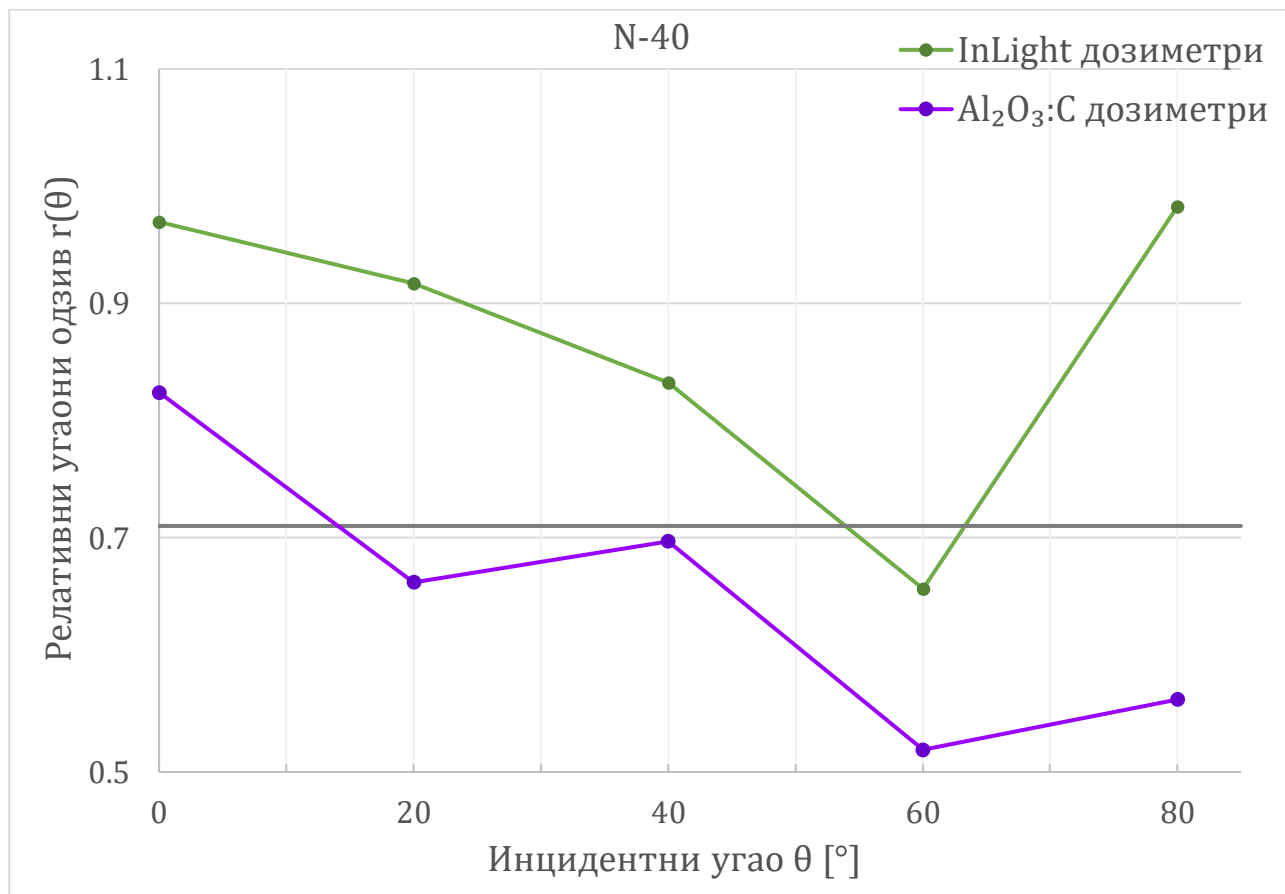
N-40				
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$r(\theta)$	$\varepsilon_r$ [%]
LiF	0°	0,900	1,123	-10,03
	20°	0,854	1,065	-14,59
	40°	0,821	1,024	-17,88
	60°	0,778	0,970	-22,21
	80°	0,683	0,851	-31,75
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C	0°	0,901	0,824	-9,86
	20°	0,724	0,662	-27,64
	40°	0,762	0,697	-23,82
	60°	0,567	0,519	-43,27
	80°	0,614	0,562	-38,57



Слика 4.23. Упоредни приказ експерименталних и симулираних резултата релативних угаоних одзива ТЛ дозиметара на опционом квалитету зрачења N-40.



У случају опционог квалитета зрачења N-40, експериментални и симулирани резултати ТЛ дозиметара имају сличан тренд – смањење угаоног одзива са порастом упадног угла зрачења. Иако се средња енергија квалитета N-40 налази испод доње границе опсега стандарда IEC 62387:2020, симулирани резултати дозиметара на бази LiF су испунили критеријуме овог стандарда у обавезном опсегу упадног угла од 0° до 60°, као и на опционом упадном углу од 80°. Максимална релативна грешка симулираних LiF дозиметара је износила скоро -32%.



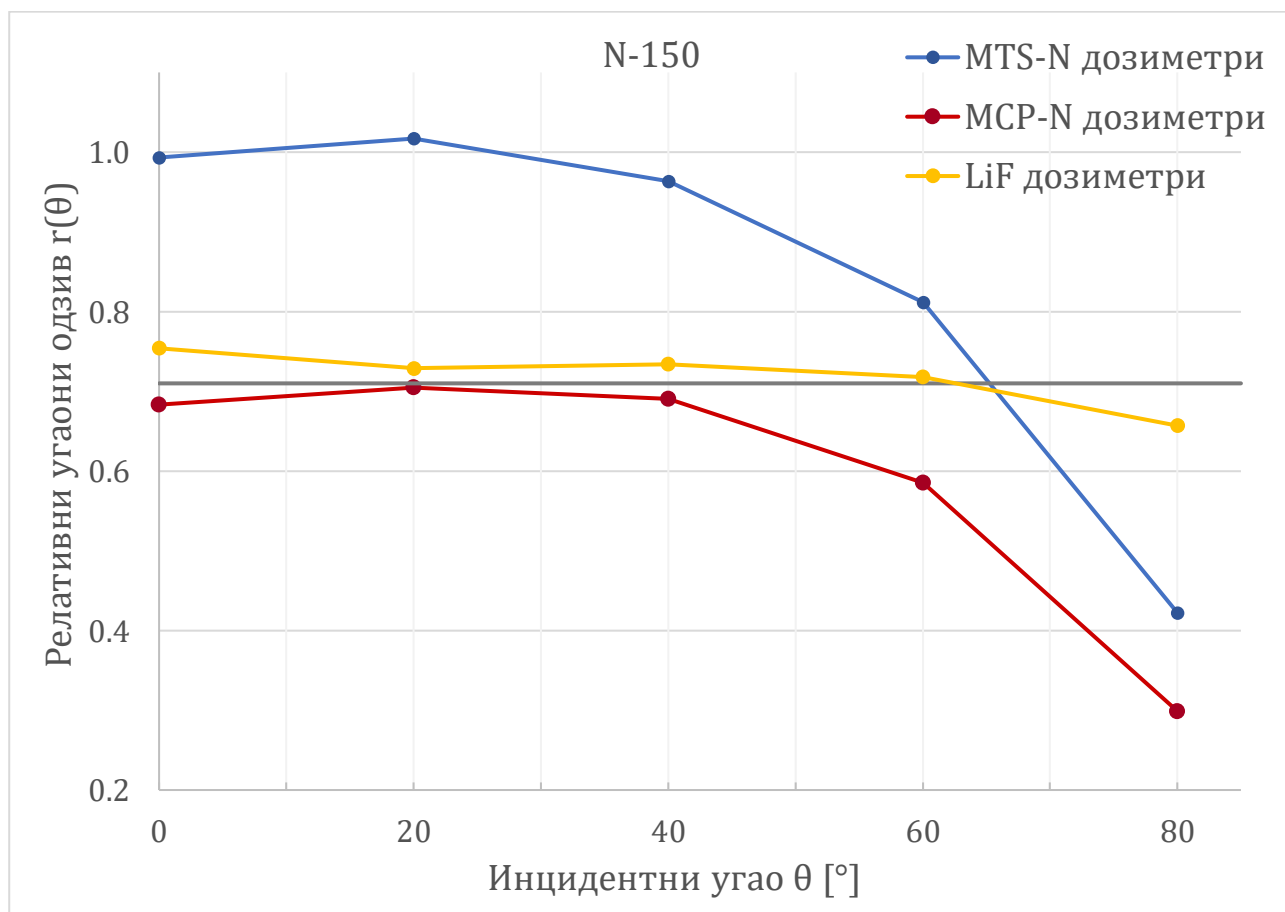
Слика 4.24. Упоредни приказ експерименталних и симулираних резултата релативних угаоних одзива ОСЛ дозиметара на опционом квалитету зрачења N-40.

Експериментални и симулирани резултати ОСЛ дозиметара такође имају упоредив тренд релативног угаоног одзива. Међутим, минимална вредност одзива им је на углу од 60°, а не 80°. Могуће објашњење ове појаве јесте да се нискоенергетски фотони апсорбују у кристалима који су нефилтрирани и који се налазе испод пластичних филтера, док се фотони у контакту са алуминијумом и бакром расејавају услед великог упадног угла и такође апсорбују у истим кристалима. Свакако се квалитет зрачења N-40 и упадни угао од 80° налазе ван граница опсега стандарда IEC 62387:2020. Његове услове у обавезном опсегу углова од 0° до 60° симулирани Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C дозиметри не испуњавају, осим у случају угла од 0°.

## 4.5.2. СИМУЛИРАНИ КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА N-150

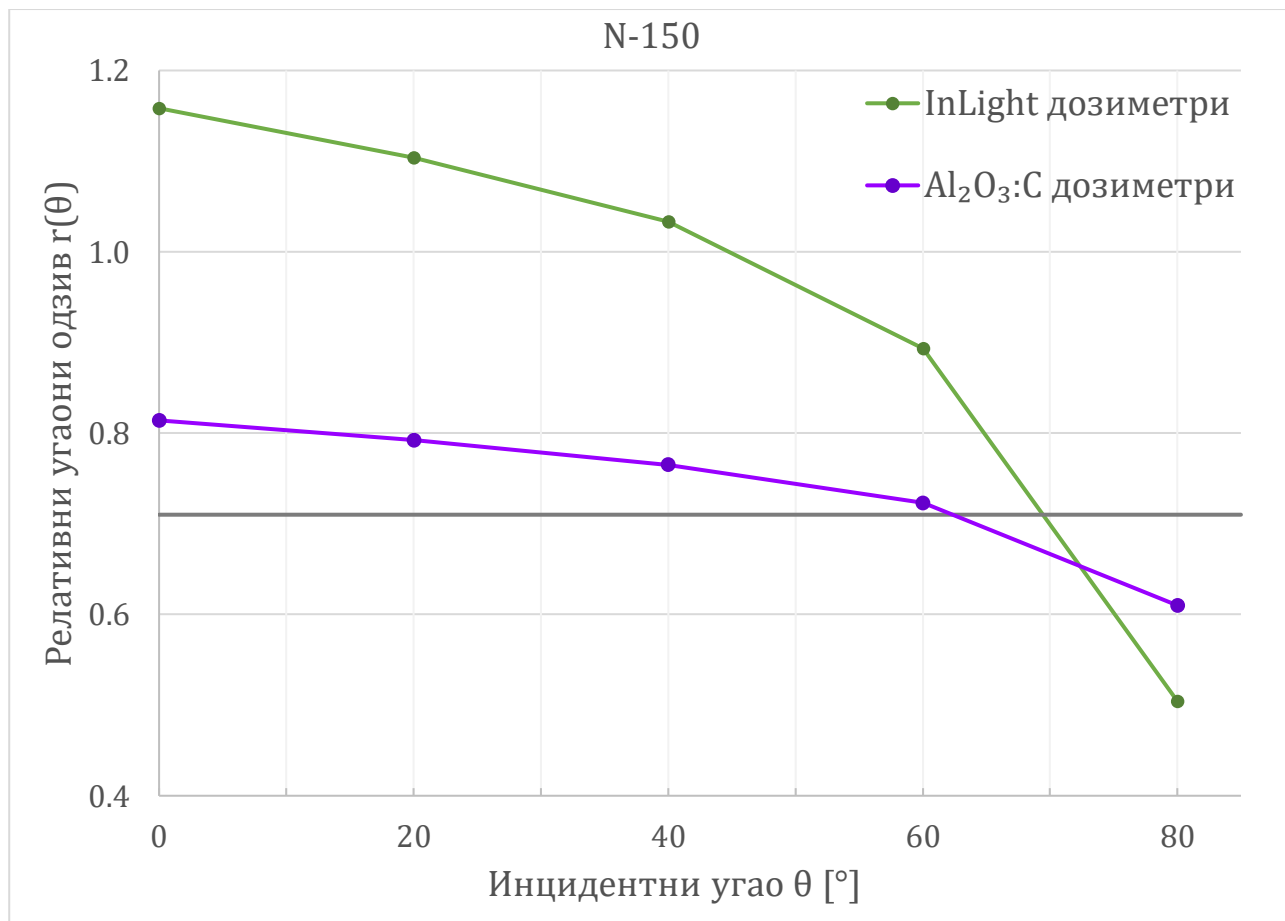
Табела 4.19. Симулирани резултати угаоних одзива дозиметара на бази LiF и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C на обавезном квалитету зрачења N-150.

N-150				
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$r(\theta)$	$\varepsilon_r$ [%]
LiF	0°	0,604	0,754	-39,55
	20°	0,585	0,729	-41,53
	40°	0,589	0,734	-41,13
	60°	0,576	0,718	-42,42
	80°	0,527	0,657	-47,31
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C	0°	0,890	0,814	-11,01
	20°	0,866	0,792	-13,43
	40°	0,836	0,765	-16,39
	60°	0,790	0,723	-20,98
	80°	0,667	0,610	-33,33



Слика 4.25. Упоредни приказ експерименталних и симулираних резултата релативних угаоних одзива ТЛ дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-150.

У случају обавезног квалитета зрачења N-150, експериментални и симулирани резултати ТЛ дозиметара имају сличан тренд. Изузимајући благо, статистички гледано безначајно повећање, релативни угаони одзив се смањује са порастом упадног угла. Као и у случају N-40 квалитета зрачења, најмања вредност релативног угаоног одзива је присутна на упадном углу од 80°, где је релативна грешка симулираних дозиметара у односу на условну тачну вредност износила оквирно -47%. Симулирани дозиметри на бази LiF су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадних углова од 0° до 60°.



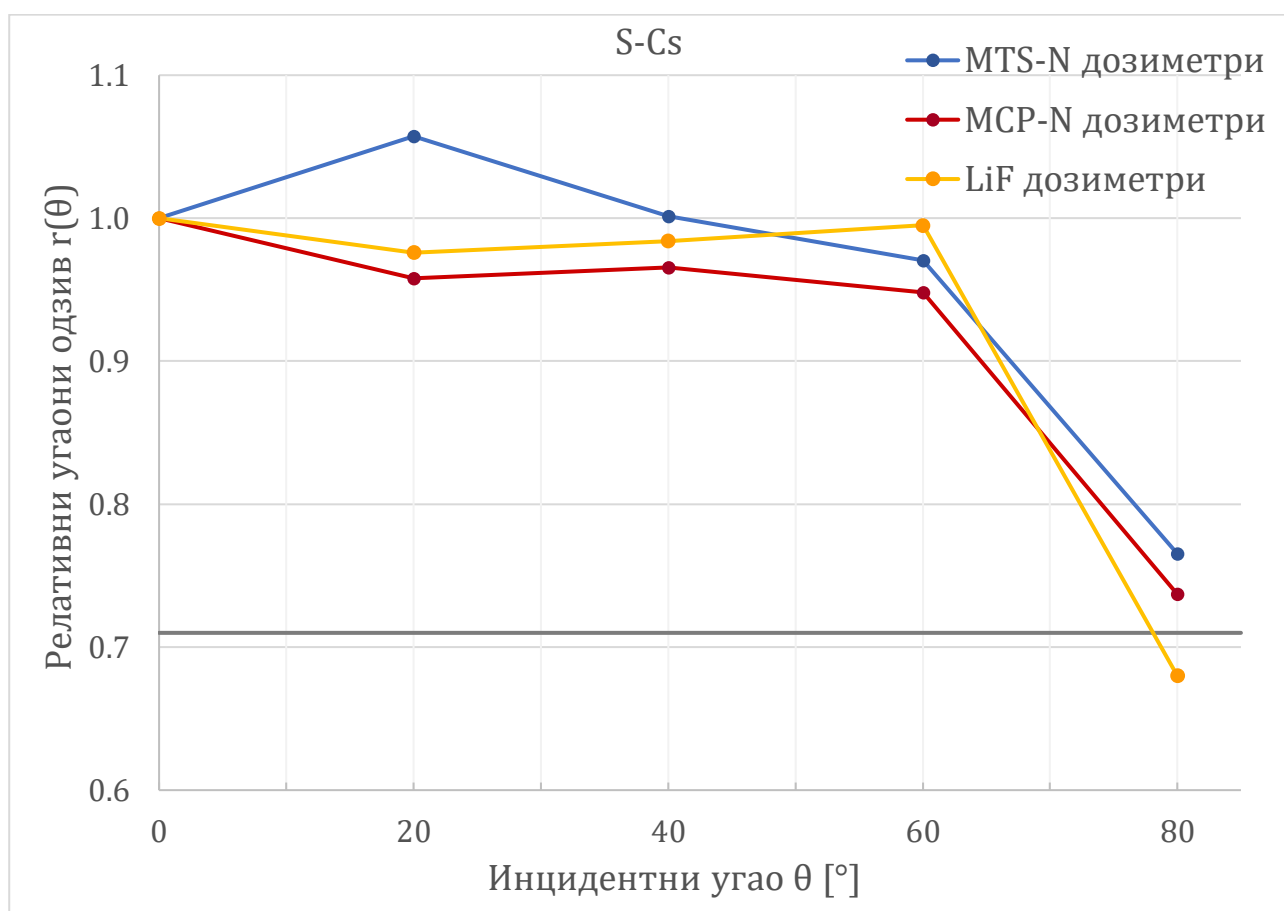
Слика 4.26. Упоредни приказ експерименталних и симулираних резултата релативних угаоних одзива ОСЛ дозиметара на обавезном квалитету зрачења N-150.

Експериментални и симулирани резултати ОСЛ дозиметара такође имају упоредив тренд смањења релативног угаоног одзива са порастом упадног угла зрачења. Симулирани дозиметри на бази Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадних углова од 0° до 60°, где им је највећа релативна грешка у односу на условну тачну вредност износила -21%.

### 4.5.3. СИМУЛИРАНИ КВАЛИТЕТ ЗРАЧЕЊА S-Cs

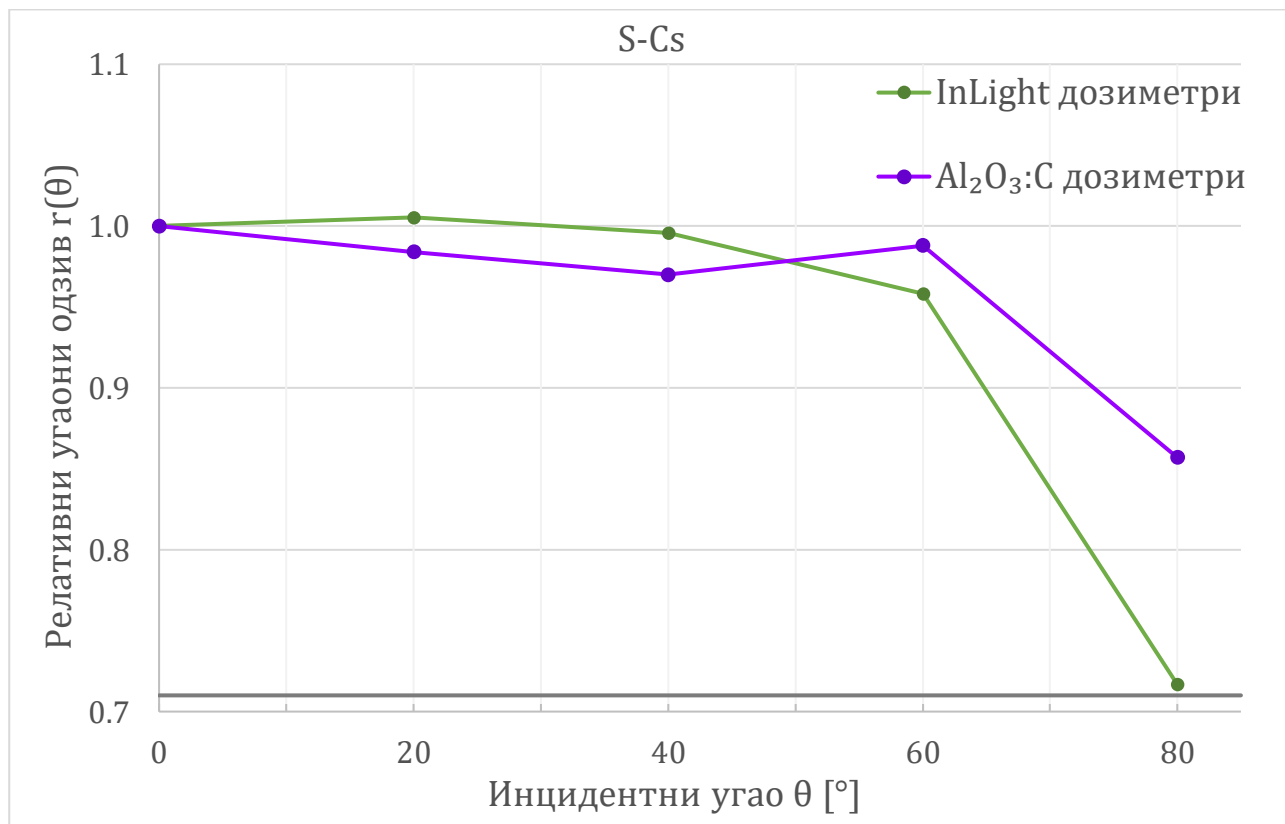
Табела 4.20. Симулирани резултати угаоних одзива дозиметара на бази LiF и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C на обавезном квалитету зрачења S-Cs.

S-Cs				
Врста дозиметара	Угао [°]	$H_p(10)$ [mSv]	$r(\theta)$	$\varepsilon_r$ [%]
LiF	0°	0,802	1,000	-19,85
	20°	0,783	0,976	-21,72
	40°	0,789	0,984	-21,08
	60°	0,798	0,995	-20,20
	80°	0,545	0,680	-45,46
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C	0°	1,093	1,000	9,34
	20°	1,076	0,984	7,55
	40°	1,060	0,970	6,02
	60°	1,080	0,988	7,99
	80°	0,937	0,857	-6,33



Слика 4.27. Упоредни приказ експерименталних и симулираних резултата релативних угаоних одзива ТЛ дозиметара на обавезном квалитету зрачења S-Cs.

У случају обавезног квалитета зрачења S-Cs, експериментални и симулирани резултати ТЛ дозиметара имају сличан тренд и међусобно мало одступају. Симулирани дозиметри на бази LiF су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадних углова од 0° до 60°, где им је највећа релативна грешка у односу на условну тачну вредност износила до -22%.



Слика 4.28. Упоредни приказ експерименталних и симулираних резултата релативних угаоних одзива ОСЛ дозиметара на обавезном квалитету зрачења S-Cs.

Експериментални и симулирани резултати ОСЛ дозиметара такође имају упоредив тренд смањења релативног угаоног одзива са порастом упадног угла зрачења. Симулирани дозиметри на бази Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу упадних углова од 0° до 60°, као и на опционом углу од 80°. Највећа релативна грешка у односу на условну тачну вредност им је износила само око 9%.

## 4.6. ДИСКУСИЈА РЕЗУЛТАТА СИМУЛАЦИЈА

Преглед усаглашености резултата симулација дозиметара на бази LiF и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C са критеријумима стандарда IEC 62387:2020 за све коришћене квалитете и упадне углове фотонског зрачења је дат у табелама 4.21 и 4.22, респективно. Обавезни опсег средње енергије и упадног угла фотонског зрачења дефинисан стандардом IEC 62387:2020 је у табелама обојен ради прегледности. Знаком ✓ је обележено уколико је одређена врста дозиметара испунила критеријуме стандарда IEC 62387:2020 на датом квалитету и упадном углу фотонског зрачења, а у супротном је аналогно коришћен знак ✗.

Табела 4.21. Усаглашеност резултата симулација дозиметара на бази LiF са критеријумима стандарда IEC 62387:2020 за све коришћене квалитете и упадне углове фотонског зрачења.

LiF	0°	20°	40°	60°	80°
N-40	✓	✓	✓	✓	✓
N-60	✓	✓	✓	✓	✓
N-80	✓	✓	✗	✗	✗
N-100	✗	✗	✗	✗	✗
N-120	✓	✓	✗	✗	✗
N-150	✓	✓	✓	✓	✗
N-200	✓	✓	✓	✓	✗
S-Cs	✓	✓	✓	✓	✗
S-Co	✓	✓	✓	✓	✓

Табела 4.22. Усаглашеност резултата симулација дозиметара на бази Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C са критеријумима стандарда IEC 62387:2020 за све коришћене квалитете и упадне углове фотонског зрачења.

Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C	0°	20°	40°	60°	80°
N-40	✓	✗	✗	✗	✗
N-60	✓	✓	✗	✗	✗
N-80	✓	✗	✓	✓	✗
N-100	✓	✓	✓	✓	✗
N-120	✓	✓	✓	✓	✗
N-150	✓	✓	✓	✓	✗
N-200	✓	✓	✓	✓	✓
S-Cs	✓	✓	✓	✓	✓
S-Co	✓	✓	✓	✓	✓

Симулирани дозиметри на бази LiF нису испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу средње енергије и упадног угла за квалитете зрачења N-100 и N-120. Разлог представља смањени релативни енергетски одзив, који је на овим енергијама фотона такође присутан и у експерименталним резултатима MCP-N дозиметара. Иако релативни енергетски и угаони одзиви симулираних дозиметара на бази LiF нису усаглашени са стандардом IEC 62387:2020 у обавезном опсегу, ови

дозиметри су испунили критеријуме стандарда на опционим квалитетима зрачења N-40 и N-60 за све коришћене упадне углове.

Симулирани дозиметри на бази  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  су испунили критеријуме стандарда IEC 62387:2020 у обавезном опсегу средње енергије и упадног угла фотонског зрачења. Додатно, релативни енергетски одзив им је усаглашен са стандардом IEC 62387:2020 за све коришћене квалитете зрачења. Са друге стране, релативни угаони одзив им није испунио критеријуме стандарда за опционе квалитете зрачења N-40, N-60 и N-80.

Резултати експерименталних поступака и симулација показују сличан тренд релативних енергетских и угаоних одзива дозиметара, што доказује да су симулацијама успешно потврђена експериментална мерења. Неслагање експерименталних и симулираних резултата је израженије у случајевима када су присутни заједнички ефекти утицајних величина (нпр. ниска енергија фотона и велики упадни угао зрачења). Значајнија одступања резултата на нижим енергијама фотона се могу приписати чињеници да су симулирани квалитети  $X$  фотона моноенергетски, са енергијом једнаком средњој енергији одговарајућег реалног спектра. Другим речима, како фотони са енергијама нижим и вишим од средње енергије нису присутни у симулацијама одређеног спектра, они ни не могу да допринесу апсорбованој дози материјала. Монте Карло модел настао у оквиру истраживања ове дисертације може да се примени као основа за даља испитивања, као што је одређивање одзива дозиметара у пољима фотонског јонизујућег зрачења која су недоступна у лабораторијским условима или за одређивање линеарности дозиметара.

---

## 5. ЗАКЉУЧАК

---

Системи засновани на употреби пасивних личних дозиметара представљају неизоставан део праћења излагања јонизујућем зрачењу професионално изложених лица, те је од суштинског значаја темељно испитивање њихових карактеристика у реалним условима радне средине. Са том намером је спроведено опсежно експериментално тестирање релативних енергетских и угаоних одзива у пракси најчешће коришћених ТЛ (MTS-N и MCP-N) и ОСЛ (InLight) дозиметара, како би се утврдило њихово понашање у полиенергетским и мултидирекционим фотонским пољима зрачења. Коришћен је широк опсег енергија и упадних углова квалитета X и  $\gamma$  фотона, дефинисаних на основу међународног стандарда ISO 4037-1:2019. Осам квалитета представљају поља зрачења X фотона из тзв. N серије уског спектра (N-30, N-40, N-60, N-80, N-100, N-120, N-150 и N-200), док су преостала два поља  $\gamma$  зрака (S-Cs и S-Co). Важно је напоменути да су квалитети N серије стандардом дефинисани на тај начин да верно представљају ситуације излагања расејаном зрачењу професионално изложених лица. Поред широког опсега средњих енергија (од 24 keV до 1,25 MeV), употребљено је и пет инцидентних углова ( $0^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $60^\circ$  и  $80^\circ$ ).

Добијени експериментални резултати су упоређени са условима стандарда IEC 62387:2020, који се односи на пасивне дозиметријске системе за индивидуални, професионални и амбијентални мониторинг фотонског и бета зрачења. Коришћена поља и упадни углови фотонског јонизујућег зрачења обухватају шири опсег од оног који је прописан стандардом како би се утврдило да ли дозиметри испуњавају исте критеријуме и на нижим енергијама и при већим упадним угловима снопа. Анализом експерименталних резултата је утврђено следеће:

- MTS-N и InLight дозиметри су усаглашени са критеријумима стандарда у обавезном опсегу;
- MCP-N дозиметри су имали видно смањен одзив на средњим енергијама квалитета X фотона, услед чега нису испунили задате услове у обавезном опсегу.



Експериментални резултати су накнадно потврђени Монте Карло симулацијама, где је симулиран одзив дозиметара на бази LiF и Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C на моноенергетским квалитетима зрачења и различитим упадним угловима. Добијени подаци не показују значајно одступање од експерименталних и такође су упоређени са условима стандарда IEC 62387:2020, након чега су изведени следећи закључци:

- LiF дозиметри нису испунили критеријуме стандарда у обавезном опсегу, где разлог представља смањени релативни одзив, који је на овим енергијама фотона такође присутан и у експерименталним резултатима MCP-N дозиметара;
- Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C дозиметри су усаглашени са критеријумима стандарда у обавезном опсегу.

Неслагање експерименталних и симулираних резултата је израженије у случајевима када су присутни заједнички ефекти утицајних величина (нпр. ниска енергија и велики упадни угао фотона). Значајнија одступања резултата на нижим енергијама фотона се могу приписати чињеници да су симулирани квалитети X фотона моноенергетски, са енергијом једнаком средњој енергији одговарајућег N квалитета зрачења. Другим речима, како фотони са енергијама нижим и вишим од средње енергије нису присутни у симулацијама одређеног спектра, они ни не могу да допринесу апсорбованој дози материјала.

На основу резултата приказаних у овој дисертацији, може се закључити да MTS-N, MCP-N и InLight дозиметри могу да се користе у свим областима где је потребно радијационо надгледање професионално изложених лица, укључујући индустријске, медицинске, еколошке и војне примене. Одступање MCP-N дозиметара је присутно у уском опсегу енергија фотона, те не постоји потреба за развојем софтверске методе за корекцију одзива, већ је довољно употребити одговарајуће корекционе факторе коришћењем приказаних резултата. Како су истраживањем у оквиру ове докторске дисертације обухваћене све врсте пасивних дозиметријских система које се у Србији користе, познавањем и корекцијом њиховог одзива у одређеним квалитетима фотонског јонизујућег зрачења се постиже боља процена ефективне дозе професионално изложених лица. Примену би могли да нађу и алтернативни материјали филтрације дозиметара, што ће и представљати предмет будућих истраживања. Додатно, Монте Карло модел настао у оквиру истраживања ове дисертације може да се примени као основа за даља испитивања, као што је одређивање одзива дозиметара у пољима фотонског јонизујућег зрачења која су недоступна у лабораторијским условима или за одређивање линеарности дозиметара.

---

## БИБЛИОГРАФИЈА

---

- [1] H. Cember and T. E. Johnson, Introduction to Health Physics, 4th ed., McGraw-Hill, 2009.
- [2] Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA), 2005.
- [3] IAEA Safety Report Series No. 16: Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments, Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA), 2000.
- [4] ICRU Report No. 85: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), 2011.
- [5] ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2007.
- [6] E. Carinou, A. Boziari, P. Askounis, A. Mikulis and V. Kamenopoulou, "Energy dependence of TLD 100 and MCP-N detectors," *Radiat. Meas.*, vol. 43, pp. 599-602, 2008.
- [7] C. R. Edwards, P. J. Mountford, S. Green, J. E. Palethorpe and A. J. Moloney, "The low energy X-ray response of the LiF:Mg,Cu,P thermoluminescent dosimeter: a comparison with LiF:Mg,Ti," *Br. J. Radiol.*, vol. 78, pp. 543-547, 2005.
- [8] B. Obryk, C. Hranitzky, H. Stadtmann, M. Budzanowski and P. Olko, "Energy response of different types of RADOS personal dosimeters with MTS-N (LiF:Mg,Ti) and MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) TL detectors," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 144, no. 1-4, pp. 211-214, 2011.
- [9] L. Giansante, J. C. Santos, N. K. Umisedo, R. A. Terini and P. R. Costa, "Characterization of OSL dosimeters for use in dose assessment in Computed Tomography procedures," *Physica Medica*, vol. 47, pp. 16-22, 2018.
- [10] J. G. Gutierrez-Marquez, L. Y. Avalos-Pina, A. Lopez-Valencia, L. Palacios-Perez, H. Vega-Carnillo and T. Rivera-Montalvo, "OSL dosimeters for dental panoramic radiography," *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 142, pp. 32-37, 2018.
- [11] Y. Musa, S. Hashim, S. K. Ghoshal, D. A. Bradley, N. E. Ahmad, M. Karim, A. Hashim and A. Kadir, "General radiographic attributes of optically stimulated luminescence dosimeters: A basic insight," *Radiation Physics and Chemistry*, vol. 147, pp. 1-6, 2018.
- [12] ISO 4037-1:2019 X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 1: Radiation characteristics and production methods, Geneva: International Organization for Standardization (ISO), 2019.
- [13] L. Oliver, C. Candela-Juan, J. D. Palma, M. C. Pujades, A. Soriano, J. Vilar, J. Martínez, V. Mestre, J. C. Ruiz-Rodríguez and N. Llorca, "Comparison of the dosimetric response of 4-

- elements OSL and TL passive personal dosimeters," *Radiation Measurements*, vol. 107, pp. 128-135, 2017.
- [14] A. A. Nunn, S. D. Davis, J. A. Micka and L. A. DeWerd, "LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20-250 kVp relative to  $^{60}\text{Co}$ ," *Medical Physics*, vol. 35, no. 5, pp. 1859-1869, 2008.
- [15] A. Carlsson Tedgren, A. Hedman, J. E. Grindborg and G. A. Carlsson, "Response of LiF:Mg,Ti thermoluminescent dosimeters at photon energies relevant to the dosimetry of brachytherapy (<1MeV)," *Medical Physics*, vol. 38, no. 10, pp. 5539-5550, 2011.
- [16] A. Kawaguchi, Y. Matsunaga, S. Suzuki and K. Chida, "Energy dependence and angular dependence of an optically stimulated luminescence dosimeter in the mammography energy range," *Journal of applied clinical medical physics*, vol. 18, no. 2, pp. 191-196, 2017.
- [17] IEC 62387:2020 Radiation protection instrumentation - Dosimetry systems with integrating passive detectors for individual, workplace and environmental monitoring of photon and beta radiation, Geneva: International Electrotechnical Commission (IEC), 2020.
- [18] A. F. Bielajew, Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport, Ann Arbor, Michigan, USA: The University of Michigan, 2001.
- [19] Р. Илић, Технике Монте Карло у транспорту честица, Београд: Научна књига, 1991.
- [20] П. Маринковић и М. Вујисић, Физика Монте Карло симулација транспорта фотона са применама у медицини, Београд: Академска мисао, 2020.
- [21] G. F. Knoll, Radiation Detection and Measurement, 4th ed., Wiley, 2010.
- [22] P. Mayles, A. Nahum and J.-C. Rosenwald, Eds., Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, Taylor & Francis, 2007.
- [23] П. Осмокровић, Основи нуклеарне физике, Београд: Академска мисао, 2008.
- [24] П. Осмокровић, Електротехнички материјали, Београд: Академска мисао, 2003.
- [25] A. F. McKinlay, Thermoluminescence Dosimetry, Bristol: Adam Hilger, 1981.
- [26] S. W. S. McKeever, Thermoluminescence of Solids, Cambridge: Cambridge University Press, 1985.
- [27] E. G. Yukihiro and S. W. S. McKeever, Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications, John Wiley & Sons, 2011.
- [28] R. Behrens and P. Ambrosi, "Review of International Standards for Dosemeters," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 128, no. 2, pp. 159-168, 2008.
- [29] „TLD Poland," [На мрежи]. Available: <http://www.tld.com.pl/tld/mts.html>. [Последњи приступ 23. новембар 2019.].
- [30] „gamdata TLD Pellets," [На мрежи]. Available: <https://www.gamdata.se/products/radiation-detection/dosimetry/tld/pellets/>. [Последњи приступ 02. април 2022.].
- [31] L. Bøtter-Jensen, S. W. S. McKeever and A. G. Wintle, Optically Stimulated Luminescence Dosimetry, Elsevier, 2003.
- [32] M. S. Akselrod and S. W. S. McKeever, "A Radiation Dosimetry Method using Pulsed Optically Stimulated Luminescence," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 81, no. 3, pp. 167-176, 1999.

- [33] S. W. S. McKeever and M. S. Akselrod, "Radiation Dosimetry using Pulsed Optically Stimulated Luminescence of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 84, no. 1-4, pp. 317-320, 1999.
- [34] N. K. Umisedo, E. M. Yoshimura, P. B. R. Gasparian and E. G. Yukihiro, "Comparison between Blue and Green Stimulated Luminescence of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C," *Radiation Measurements*, vol. 45, no. 2, pp. 151-156, 2010.
- [35] D. Emfietzoglou and M. Moscovitch, "Phenomenological Study of Light-Induced Effects in alpha-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 65, no. 1-4, pp. 259-262, 1996.
- [36] L. Oster, D. Weiss and N. Kristianpoller, "A Study of Photostimulated Thermoluminescence in C-Doped alpha-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Crystals," *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 27, no. 8, pp. 1732-1736, 1994.
- [37] F. D. Walker, L. E. Colyott, N. Agersnap Larsen and S. W. S. McKeever, "The Wavelength Dependence of Light-Induced Fading of Thermoluminescence from alpha-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C," *Radiation Measurements*, vol. 26, no. 5, pp. 711-718, 1996.
- [38] M. Moscovitch, R. A. Tawil and M. Svinikin, "Light Induced Fading in Alpha-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 47, no. 1-4, pp. 251-253, 1993.
- [39] W. G. West, K. J. Kearfott and S. M. Bernal, "The Sunlight OSL Response of a Commercially available Alpha-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C Personnel Dosimetry Material," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 119, no. 1-4, pp. 344-349, 2006.
- [40] P. A. Jursinic, "Changes in Optically Stimulated Luminescent Dosimeter (OSLD) Dosimetric Characteristics with Accumulated Dose," *Medical Physics*, vol. 37, no. 1, pp. 132-140, 2010.
- [41] R. Ponmalar, R. Manickam, K. M. Ganesh, S. Saminathan, A. Raman and H. F. Godson, "Dosimetric characterization of optically stimulated luminescence dosimeter with therapeutic photon beams for use in clinical radiotherapy measurements," *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, vol. 13, no. 2, pp. 304-312, 2017.
- [42] Q. Liang, S. D. Davis, Y. S. Horowitz и L. A. DeWerd, „Investigation of the relative TL response for low-energy X-rays relative to <sup>60</sup>Co for TLD-100,“ *Radiation Measurements*, т. 46, бр. 12, pp. 1453-1456, 2011.
- [43] A. L. Malthez, M. B. Freitas, E. M. Yoshimura and V. L. Button, "Experimental photon energy response of different dosimetric materials for a dual detector system combining thermoluminescence and optically stimulated luminescence," *Radiation Measurements*, vol. 71, pp. 133-138, 2014.
- [44] J. S. Stanković Petrović, Ž. I. Knežević, N. L. Kržanović, M. C. Majer, M. Z. Živanović and O. F. Ciraj-Bjelac, "Review of the Thermoluminescent Dosimetry Method for the Environmental Dose Monitoring," *Nuclear Technology & Radiation Protection*, vol. 36, no. 2, pp. 150-162, 2021.
- [45] C. S. Lim, S. B. Lee and G. H. Jin, "Performance of optically stimulated luminescence Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> dosimeter for low doses of diagnostic energy X-rays," *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 69, no. 10, pp. 1486-1489, 2011.
- [46] F. H. Apostolakopoulos, N. Kržanović, K. Stanković and L. Perazić, "Response of TL and OSL passive personal dosimetry systems in poly-energetic and multi-directional photon radiation fields," *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 151, pp. 235-241, 2019.
- [47] F. H. S. Apostolakopoulos, N. L. Kržanović, P. M. Božović, K. Đ. Stanković and L. S. Perazić, "Comparison of Experimental and Simulated Responses of TL and OSL Dosimeters in Poly-Energetic and Multi-Directional Photon Radiation Fields," *Nuclear Technology & Radiation Protection*, vol. 36, no. 4, pp. 329-337, 2021.

- [48] B. Obryk, T. Cywicka-Jakiel, M. Budzanowski, P. Bilski, C. Hranitzky, P. Olko and H. Stadtmann, "Measurements and Monte Carlo simulations of the response of the RADOS personal dosimeters with MTS-N (LiF:Mg,Ti) and MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) thermoluminescent detectors to X- and gamma-rays," *Radiation Measurements*, vol. 43, no. 2-6, pp. 616-620, 2008.
- [49] E. Salama and H. A. Soliman, "Evaluation of the Gamma Dose Rate Inside Egyptian Buildings Utilizing Theoretical and Experimental Techniques," *Nuclear Technology & Radiation Protection*, vol. 34, no. 2, pp. 175-180, 2019.
- [50] RE-2000 TLD Reader User Manual Version 1.41, Mirion Technologies, 2009.
- [51] Thermoluminescent Dosimeter Irradiator IR-2000 User Manual Version 1.1, RADOS, 2006.
- [52] Упутство за коришћење читача ТЛ дозиметара RE-2000, Јавно предузеће „Нуклеарни објекти Србије“, 2016.
- [53] Упутство за коришћење ТЛД калибратора IR-2000, Јавно предузеће „Нуклеарни објекти Србије“, 2016.
- [54] Table of Radionuclides, Bureau International des Poids et Mesures (BIPM), 2010.
- [55] WinTLD PRO 1235-122 User's Manual Version 4, Mirion Technologies, 2008.
- [56] TLD Annealing Oven TLD Heat Technical Brochure, RadPro.
- [57] M. Ranogajec-Komor, M. Vinceković, Ž. Knežević and S. Miljanić, "Influence of thermal annealing on the characteristics of different Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> thermoluminescence dosimeters," in *European IRPA Congress*, Firenze, Italy, 2002.
- [58] A. D. Omojola, M. O. Akpochafor, S. O. Adeneye and M. A. Aweda, "Calibration of MTS-N (LiF:Mg,Ti) chips using cesium-137 source at low doses for personnel dosimetry in diagnostic radiology," *Radiation Protection and Environment*, vol. 43, no. 2, pp. 108-114, 2020.
- [59] microStar User Manual, Landauer, 2008.
- [60] Упутство за коришћење Landauer microStar ОСЛ читача, Јавно предузеће „Нуклеарни објекти Србије“, 2016.
- [61] C. A. Perks, G. Le Roy and B. Prugnaud, "Introduction of the InLight monitoring service," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 125, no. 1-4, pp. 220-223, 2007.
- [62] *InLight Systems Dosimeters Specification Sheet*, Landauer, 2017.
- [63] Ф. Х. Апостолакопулос, Мастер рад - Калибрација и компарација енергетског и ангуларног одзива ТЛ и ОСЛ личних дозиметара, Београд, 2015.
- [64] N. Kržanović, F. H. Apostolakopoulos, M. Živanović, M. Vujisić, K. Stanković and Đ. Lazarević, "Establishing Standard X-ray Narrow-beam Radiation Qualities in the Secondary Standard Dosimetry Laboratory," in *International Conference on Electrical, Electronic and Computing Engineering IcETRAN*, Kladovo, Serbia, 2017.
- [65] G. M. S. de Silva, *Basic Metrology for ISO 9000 Certification*, Oxford: Butterworth Heinemann, 2002.
- [66] *Ionizing Radiation Detectors Including Codes of Practice 2019/2020*, PTW, 2019.
- [67] „About PTW,“ [На мрежи]. Available: <https://www.ptwdosimetry.com/en/about/about-ptw/>. [Последњи приступ 25. јануар 2022.].
- [68] ISO 4037-3:2019 Radiological protection - X and gamma reference radiation 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, Geneva: International Organization for Standardization (ISO), 2019.

- [69] П. Осмокровић, К. Станковић и М. Вујисић, Мерна несигурност, Београд: Академска мисао, 2009.
- [70] JCGM 100:2008 Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement, Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM), 2008.
- [71] Упутство за мерење оперативних дозиметријских величина  $H_p(d)$  за индивидуални мониторинг ТЛ дозиметрима, Јавно предузеће „Нуклеарни објекти Србије”, 2021.
- [72] Упутство за мерење оперативних дозиметријских величина  $H_p(d)$  за индивидуални мониторинг ОСЛ дозиметрима, Јавно предузеће „Нуклеарни објекти Србије”, 2021.
- [73] Radiation Protection No 160 Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation, European Commission, 2009.
- [74] GUM Workbench User Manual, Metrodata GmbH, 2017.
- [75] Н. Љ. Кржановић, Испитивање активних електронских дозиметара у циљу хармонизације мерења оперативних дозиметријских величина у области заштите од зрачења, Београд: докторска дисертација, 2019.
- [76] P. Hosseini and T. Orouji, "Evaluation of Effective Sources in Uncertainty Measurements of Personal Dosimetry by a Harshaw TLD System," *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, vol. 4, no. 2, pp. 43-48, 2014.
- [77] MCNPX User's Manual Version 2.6.0, Los Alamos: Los Alamos National Laboratory, 2008.
- [78] C. A. Perks, G. LeRoy, C. Yoder and C. Passmore, "Development of the InLight Monitoring Service for World-wide Application," in *Proceedings of the 11th International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA)*, Madrid, Spain, 2004.
- [79] Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling, Pacific Northwest National Laboratory, 2021.
- [80] G. P. Cardoso and M. A. S. Lacerda, "Monte Carlo simulation of the MTS-N (LiF:Mg,Ti) relative response in function of the photon energy," *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 1826, 2021.
- [81] E. G. Yukihiro, G. Mardirossian, M. Mirzasadeghi, S. Guduru and S. Ahmad, "Evaluation of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C optically stimulated luminescence (OSL) dosimeters for passive dosimetry of high-energy photon and electron beams in radiotherapy," *Medical Physics*, vol. 35, no. 1, pp. 260-269, 2008.

---

# ПРИЛОГ - КОД МОНТЕ КАРЛО СИМУЛАЦИЈА

---

Filip PhD

c

c CELLS

c -----

c Fantom

1 2 -1.19 (-1:-2:-3:-4:-5:-6) imp:p=1 \$ PMMA

2 4 -0.998207 -7 imp:p=1 \$ voda

c TLD Middle

10 5 -2.698900 -10 imp:p=1 \$ zadnji Al filter

11 3 -2.54 -11 vol=0.00405 imp:p=1 \$ gornja tableta

12 3 -2.54 -12 vol=0.00405 imp:p=1 \$ donja tableta

13 5 -2.698900 -13 imp:p=1 \$ prednji Al filter

c TLD Up

20 5 -2.698900 -20 imp:p=1 \$ zadnji Al filter

21 3 -2.54 -21 vol=0.00405 imp:p=1 \$ gornja tableta

22 3 -2.54 -22 vol=0.00405 imp:p=1 \$ donja tableta

23 5 -2.698900 -23 imp:p=1 \$ prednji Al filter

c TLD Down

30 5 -2.698900 -30 imp:p=1 \$ zadnji Al filter

31 3 -2.54 -31 vol=0.00405 imp:p=1 \$ gornja tableta

32 3 -2.54 -32 vol=0.00405 imp:p=1 \$ donja tableta

33 5 -2.698900 -33 imp:p=1 \$ prednji Al filter

c TLD Right

40 5 -2.698900 -40 imp:p=1 \$ zadnji Al filter

41 3 -2.54 -41 vol=0.00405 imp:p=1 \$ gornja tableta

42 3 -2.54 -42 vol=0.00405 imp:p=1 \$ donja tableta

43 5 -2.698900 -43 imp:p=1 \$ prednji Al filter

c TLD Left

50 5 -2.698900 -50 imp:p=1 \$ zadnji Al filter

51 3 -2.54 -51 vol=0.00405 imp:p=1 \$ gornja tableta

52 3 -2.54 -52 vol=0.00405 imp:p=1 \$ donja tableta

53 5 -2.698900 -53 imp:p=1 \$ prednji Al filter

C Prednji PMMA

60 2 -1.19 -60 imp:p=1 \$ 3 mm PMMA za Co i Cs

C Normiranje vazduh

70 3 -2.54 -70 vol=0.00405 imp:p=1 \$ gornja tableta

C Spoljna sfera

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

200 1 -0.001205 -1000 #1 #2 #10 #11 #12 #13 #20 #21 #22 #23 \$ u sferi  
#30 #31 #32 #33 #40 #41 #42 #43 #50 #51 #52 #53 #60 #70 imp:p=1

c

c SURFACES

c -----

C Fantom

1 rpp 200 200.25 -15 15 -15 15 \$ prednja strana fantoma  
2 rpp 214 215 -15 15 -15 15 \$ zadnja strana fantoma  
3 rpp 200.25 214 -15 -14 -15 15 \$ leva bocna strana fantoma  
4 rpp 200.25 214 14 15 -15 15 \$ desna bocna strana fantoma  
5 rpp 200.25 214 -15 15 -15 -14 \$ donja strana fantoma  
6 rpp 200.25 214 -15 15 14 15 \$ gornja strana fantoma  
7 rpp 200.25 214 -14 14 -14 14 \$ vodena ispuna fantoma

C TLD Middle

10 rpp 199.95 200 -1.5 1.5 -2 2 \$ zadnji Al filter  
11 rcc 199.86 0 1.5 0.09 0 0 0.225 \$ gornja tableta  
12 rcc 199.86 0 1.0 0.09 0 0 0.225 \$ donja tableta  
13 rpp 199.81 199.86 -1.5 1.5 -2 2 \$ prednji Al filter

C TLD Up

20 rpp 199.95 200 -1.5 1.5 7 11 \$ zadnji Al filter  
21 rcc 199.86 0 10.5 0.09 0 0 0.225 \$ gornja tableta  
22 rcc 199.86 0 10.0 0.09 0 0 0.225 \$ donja tableta  
23 rpp 199.81 199.86 -1.5 1.5 7 11 \$ prednji Al filter

C TLD Down

30 rpp 199.95 200 -1.5 1.5 -11 -7 \$ zadnji Al filter  
31 rcc 199.86 0 -8.5 0.09 0 0 0.225 \$ gornja tableta  
32 rcc 199.86 0 -8 0.09 0 0 0.225 \$ donja tableta  
33 rpp 199.81 199.86 -1.5 1.5 -11 -7 \$ prednji Al filter

C TLD Right

40 rpp 199.95 200 -9.5 -6.5 -2 2 \$ zadnji Al filter  
41 rcc 199.86 -8 1.5 0.09 0 0 0.225 \$ gornja tableta  
42 rcc 199.86 -8 1.0 0.09 0 0 0.225 \$ donja tableta  
43 rpp 199.81 199.86 -9.5 -6.5 -2 2 \$ prednji Al filter

C TLD Left

50 rpp 199.95 200 6.5 9.5 -2 2 \$ zadnji Al filter  
51 rcc 199.86 8 1.5 0.09 0 0 0.225 \$ gornja tableta  
52 rcc 199.86 8 1.0 0.09 0 0 0.225 \$ donja tableta  
53 rpp 199.81 199.86 6.5 9.5 -2 2 \$ prednji Al filter

C Prednji PMMA

60 rpp 199.51 199.81 -15 15 -15 15 \$ prednja strana fantoma

C vazduh za normiranje

70 rcc 199 0 0.5 0.09 0 0 0.225 \$ gornja tableta

C Spoljna sfera

1000 s 0 0 0 1000

c THE CODE

c -----

mode p

c x-ray tube

c sdef pos=0 0 0 vec=1 0 0 dir=d1 erg=0.165 par=2 \$ 0 stepeni



c sdef pos=12.1 -68.4 0 vec=3 1 0 dir=d1 erg=0.662 par=2 \$ 20 stepeni  
c sdef pos=46.8 -128.5 0 vec=1 1 0 dir=d1 erg=0.165 par=2 \$ 40 stepeni  
c sdef pos=100 -173.2 0 vec=1 2 0 dir=d1 erg=0.165 par=2 \$ 60 stepeni  
sdef pos=165.3 -196.9 0 vec=0.75 2.5 0 dir=d1 erg=0.0833 par=2 \$ 80 stepeni  
c si1 A 0.99721125 1  
si1 A 0.99219766 1  
sp1 1 1  
c si3 L 1.17 1.33  
c sp3 1 1  
c si2 L 0.02 179I 0.2

c  
c material card  
c Air, density 0.001205  
m1 18000 -0.012827  
6000 -0.000124  
7014 -0.755268  
8016 -0.231781  
c PMMA, density 1.19  
m2 1000 -0.080538  
6000 -0.599848  
8000 -0.319614  
c 6LiF, density 2.54  
c m3 3006 -0.23  
c 3007 -0.012  
c 9019 -0.758  
c 6LiF, density 2.54  
c m3 3006 -0.206976  
c 3007 -0.012  
c 9019 -0.758  
c 15031 -0.023  
c 29063 -0.000024  
c Al2O3:C, density 1.41  
m3 1000 -0.00906336  
6000 -0.135003456  
8000 -0.4410004  
13000 -0.414932784  
c Water, density 0.998207  
m4 1001 -0.111894  
8016 -0.888106  
c Aluminium, density 2.698900  
m5 13000 -1.0  
c  
c tally card  
c  
FC106 TLD Up Gornji  
F106:P 11  
sd106 0.1589 \$ povrsina bazisa  
df106 IU=2 FAC=-3 IC=10

c FM106 1.6e-10 \$ konverzija u grej  
c  
FC116 TLD Up Donji  
F116:P 12  
sd116 0.1589 \$ površina bazisa  
df116 IU=2 FAC=-3 IC=10  
c FM116 1.6e-10 \$ konverzija u grej  
c  
FC126 TLD Down Gornji  
F126:P 21  
sd126 0.1589 \$ površina bazisa  
df126 IU=2 FAC=-3 IC=10  
c FM126 1.6e-10 \$ konverzija u grej  
c  
FC136 TLD Down Donji  
F136:P 22  
sd136 0.1589 \$ površina bazisa  
df136 IU=2 FAC=-3 IC=10  
c FM136 1.6e-10 \$ konverzija u grej  
c  
FC146 TLD Middle Gornji  
F146:P 31  
sd146 0.1589 \$ površina bazisa  
df146 IU=2 FAC=-3 IC=10  
c FM146 1.6e-10 \$ konverzija u grej  
c  
FC156 TLD Middle Donji  
F156:P 32  
sd156 0.1589 \$ površina bazisa  
df156 IU=2 FAC=-3 IC=10  
c FM156 1.6e-10 \$ konverzija u grej  
c  
FC166 TLD Left Gornji  
F166:P 41  
sd166 0.1589 \$ površina bazisa  
df166 IU=2 FAC=-3 IC=10  
c FM166 1.6e-10 \$ konverzija u grej  
c  
FC176 TLD Left Donji  
F176:P 42  
sd176 0.1589 \$ površina bazisa  
df176 IU=2 FAC=-3 IC=10  
c FM176 1.6e-10 \$ konverzija u grej  
c  
FC186 TLD Right Gornji  
F186:P 51  
sd186 0.1589 \$ površina bazisa  
df186 IU=2 FAC=-3 IC=10  
c FM186 1.6e-10 \$ konverzija u grej

c  
FC196 TLD Right Donji  
F196:P 52  
sd196 0.1589 \$ površina bazisa  
df196 IU=2 FAC=-3 IC=10  
c FM196 1.6e-10 \$ konverzija u grej

c  
FC206 TLD Right Donji  
F206:P 70  
sd206 0.1589 \$ površina bazisa  
df206 IU=2 FAC=-3 IC=10  
c FM206 1.6e-10 \$ konverzija u grej

c  
c print  
c ctme 5  
nps 2500000

---

## БИОГРАФИЈА АУТОРА

---

Филип Хараламбос Апостолакопоулос је рођен 14. јануара 1991. године у Београду. Основну школу и Дванаесту београдску гимназију је завршио као носилац Вукове дипломе. Основне и мастер академске студије је завршио на Електротехничком факултету Универзитета у Београду на модулу Биомедицински и еколошки инжењеринг. Докторске академске студије уписује на истом факултету на модулу Нуклеарна, медицинска и еколошка техника. Положио је све испите са просечном оценом 9,90 и испунио све обавезе прописане студијским програмом сакупивши предвиђених 120 ЕСПБ.

Током 2016. године ради као инжењер за заштиту од зрачења у Одељењу за процену нивоа излагања јонизујућим зрачењима ЈП „Нуклеарни објекти Србије“, где се упознао са термолуминисцентним (ТЛ) и оптички стимулираним луминисцентним (ОСЛ) личним дозиметријским системима. Тренутно је запослен као клинички инжењер у Одељењу за аритмологију компаније „Медтроник“.

Област научно-истраживачког рада је заштита од зрачења, са нагласком на личну дозиметрију. Активности истраживања обухватају одређивање карактеристика у пракси најчешће коришћених дозиметријских система, који мере оперативне величине у заштити од зрачења. Посебна пажња је посвећена одређивању енергетског и угаоног одзива ТЛ и ОСЛ личних дозиметара, као и провера њихове усклађености са међународним стандардима из области заштите од зрачења, како би се оценила подобност њиховог коришћења у реалним условима. Резултати добијени у истраживачком раду су објављени на домаћим и међународним конференцијама, као и у научним часописима. На четвртој међународној конференцији IsETRAN 2017 је презентовао рад у оквиру секције Нуклеарна техника и освојио награду за најбољи рад у категорији „Рад младог истраживача“.

## Изјава о ауторству

Име и презиме аутора Филип Хараламбос Апостолакопулос

Број индекса 5006/2015

### Изјављујем

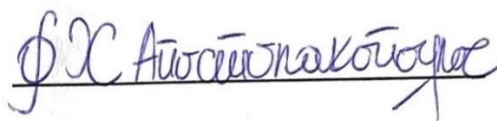
да је докторска дисертација под насловом

Одзив термолуминисцентних и оптички стимулираних луминисцентних пасивних персоналних дозиметријских система у реалним полиенергетским и мултидирекционим фотонским пољима зрачења

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

**Потпис аутора**

У Београду, 23.05.2022.



## Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Филип Хараламбос Апостолакопулос

Број индекса 5006/2015

Студијски програм Нуклеарна, медицинска и еколошка техника

Наслов рада Одзив термолуминисцентних и оптички стимулираних луминисцентних пасивних персоналних дозиметријских система у реалним полиенергетским и мултидирекционим фотонским пољима зрачења

Ментор др Ковиљка Станковић, доцент

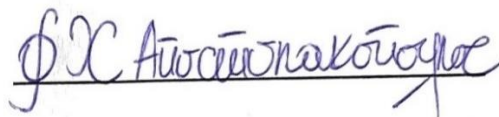
Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла ради похрањивања у **Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду**.

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

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

**Потпис аутора**

У Београду, 23.05.2022.



## Изјава о коришћењу

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

Одзив термолуминисцентних и оптички стимулираних луминисцентних пасивних персоналних дозиметријских система у реалним полиенергетским и мултидирекционим фотонским пољима зрачења

која је моје ауторско дело.

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

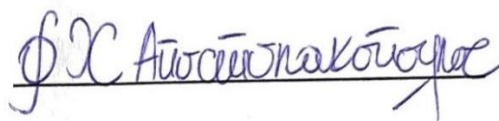
Моју докторску дисертацију похрањену у Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду и доступну у отвореном приступу могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

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

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

**Потпис аутора**

У Београду, 23.05.2022.



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