



УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ

ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ

Зоран Јовановић

**ПРИМЕНА MCNP5/X СОФТВЕРА И ВОКСЕЛ ФАНТОМА
ЗА РАЧУНАЊЕ ДОЗА ЈОНИЗУЈУЋИХ ЗРАЧЕЊА У
ОРГАНИМА ЧОВЕЧЈЕГ ТЕЛА**

Докторска дисертација

Ментор: Доцент др Драгана Крстић

Крагујевац, 2018 година

Идентификациона страница докторске дисертације

<i>I Аутор</i>	
Име и презиме:	Зоран Јовановић
Датум и место рођења:	25.11.1978. године, Краљево
Садашње запослење:	Наставник физике, Гимназија „Рашка“
<i>II Докторска дисертација</i>	
Наслов:	Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела
Број страница:	167
Број слика:	32
Број библиографских података:	92
Установа и место где је рад израђен:	ПМФ, Крагујевац
Научна област (УДК):	539.16.
Ментор:	Доцент др Драгана Крстић
<i>III Оцена и одбрана</i>	
Датум пријаве теме:	11.04.2018
Број одлуке и датум прихватања докторске дисертације:	IV -01-250/6
Комисија за оцену научне заснованости теме и испуњености услова кандидата:	
<ul style="list-style-type: none"> ❖ Др Драгана Крстић, доцент ПМФ-а у Крагујевцу ужа научна област: Радијациона физика, ментор ❖ Др Драгослав Никезић, редовни професор ПМФ-а у Крагујевцу ужа научна област: Радијациона физика ❖ Др Оливера Цирај Бјелац, редовни професор Електротехничког факултета Универзитета у Београду, научни саветник Института за нуклеарне науке “Винча”, ужа научна област: Нуклеарна техника 	
Комисија за оцену и одбрану докторске дисертације:	
<ul style="list-style-type: none"> ❖ Др Драгослав Никезић, редовни професор Природно-математичког факултета Универзитета у Крагујевцу, ужа научна област: Радијациона физика ❖ Др Оливера Цирај Бјелац, редовни професор Електротехничког факултета Универзитета у Београду, научни саветник Института за нуклеарне науке “Винча”, ужа научна област: Нуклеарна техника ❖ Др Петар Беличев, научни саветник, Институт за нуклеарне науке Винча, у.н.о. акцелераторска физика 	
Датум одбране дисертације:	

Захвалница

Овај рад је рађен на Природно математичком факултету Универзитета у Крагујевцу при Катедри за физику.

Аутор жели да изрази посебну захвалност ментору проф. Драгани Крстић и проф. Драгославу Никезићу за несебичну помоћ у току израде овог рада, као и на указаном поверењу. Такође се захваљујем члановима комисије проф. Оливери Цирај-Бјелац и Др Петру Беличеву на корисним примедбама и сугестијама које су допринеле квалитету овог рада.

Захвалност дугујем и свима онима који овде нису поменути на интересовању и помоћи коју су ми пружили при изради овог рада.

На крају желим да се захвалим својој породици на подршци и разумевању.

Неке ознаке које се појављују у тексту

Φ	Флуенс
K	Керма
D	Апсорбована доза
D_T	Средња апсорбована доза
H_T	Еквивалентна доза
E	Ефективна доза
w_R	Тежински фактор
$\frac{\mu}{\rho}$	Масени коефицијент слабљења

Списак слика

Слика 1. Радијациони тежински фактор неутрона у зависности од енергије неутрона

Слика 2. Поређење анатомског изгледа MIRД фантома (лево) и VIP-Map фантома (десно)

Слика 3. Изглед главног прозора ImageJ-а

Слика 4. 3D реконструкција слике и координате у DICOM

Слика 5. DICOM сет слика и 3D реконструкција

Слика 6. Шематски приказ неутронског захвата ^{10}B

Слика 7. Попречни пресек ORNL фантома и и примењене воксел геометрије на дати фантом на висини $rz=35$ cm

Слика 8. Попречни пресек вокселизованог ORNL фантома реализован у овом раду

Слика 9. Попречни пресек ORNL фантома $rx=-6$ cm (лево) и $rz=55$ cm (десно)

Слика 10. Спектар неутронског снопа реактора TRIGA-II

Слика 11. Апсорбоване дозе (по једном емитованом неутрону) у здравом десном плућном крилу и левом плућном ткиву са метастазама у зависности до концентрације бора

Слика 12. Апсорбоване дозе у околним органима при коршћењу правоугаоног извора зрачења

Слика 13. Апсорбоване дозе у околним органима при коршћењу елиптичног извора зрачења

Слика 14. Дубинска дистрибуција апсорбоване дозе на $rx=-8$ cm и $rz=62$ cm

Слика 15. Трансверзални попречни пресек ORNL фантома на висини $z=35$ cm; тумор је представљен зеленим квадратом 3×3 . Координатни почетак је у основи трупа, Z оса је усмерена вертикално навише, Y оса је унапред, а X оса је управљена у десну страну фантома

Слика 16. Дубинска расподела апсорбоване дозе у случају: (а) термички неутрони у AP геометрији; (б) термички неутрони у PA геометрији; (ц) дубинска дистрибуција дозе за термалне неутроне; (д) епитермички неутрона у AP геометрији; (е) епитермички неутрони у PA геометрији; (ф) дубинска дистрибуција дозе за епитермичке неутроне. Центар тумора се налази на $x = -11.5$ cm, $y = 0$ и $z = 34.5$ cm

Слика 17. Попречни пресек вокселизованог (лево) и невокселизованог фантома (десно)

Слика 18. Геометрије коришћене у симулацијама, са оператором који стоји са десне стране фантома који представља пацијента ("стандардна конфигурација" у даљем тексту). Пројекције су са лева на десно; AP (са рендгенском цевом преко пацијента), PA, LAO 90° (рендгенска цев са стране оператора), RAO 30° и CRANIAL 40°

Слика 19. Две сфере су додате на главу оператора на положају очију. У централном попречном пресеку сфере налази се осам сегмената спољашње љуске и унутрашња празна област. Десно је приказано 16 сегмената на следећи начин: четири фронтална сегмента леве стране сфере (у смеру казаљке на часовнику, почевши од горњег левог угла) L1, L2, L3 и L4, а одговарајући сегменти на задњем делу су L1', L2', L3' и L4'. Иста шема се примјењује на десно око са ознаком R уместо L; тако да су ознаке R1, R2, R3 и R4 за предњу страну и R1', R2', R3' и R4' за задњу страну.

Слика 20. Модел главе оператора с додатком заштитних наочара типа А, В и С (модел С је идентичан са В, али са додатим заштитним слојем, који даје закривљен облик "L"), како је разматрано у симулацијама.

Слика 21. LAO 90° геометрија, преглед заштите коју нуде оловне наочаре. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмената око очног сочива оператора, у односу на максималну вредност флуенса у „стандардној конфигурацији“ LAO 90° (сегмент L3). Подебљани бројеви (bold number) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (italic) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизложеније сегменте за дату заштитну опцију (тип наочара).

Слика 22. (а) Илустрација историја расејаних честица LAO 90° у случају постојања заштитног екрана у неоптимизованом случају, на левој страни (изнад пацијента) и оптимизованог случаја, са десне стране (са стране оператера).

(б) LAO 90° утицај стола и заштитног екрана . Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператора, у односу на максималну вредност флуенса LAO 90 ° у "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (bold number) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (italic) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизложеније сегменте у случају коришћења заштитног екрана.

Слика 23. (а) AP пројекција, ефекат померања оператора („радијални приступ“) и заштита коју нуде наочаре типа С. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператора, у односу на максималну вредност флуенса у AP геометрији у "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (bold number) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (italic) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизраженије сегменте за додатну заштиту (локација оператера). (б) AP пројекција са 3D приказом историја честица

Слика 24. CRANIAL 40° геометрија: утицај заштитне плоче стола и заштитне плоче. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператора, у односу на максималну вредност флуенса у CRANIAL 40° геометрији у "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (bold number) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (italic) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизложеније сегменте за дате опције заштите.

Слика 25. CRANIAL 40°: утицај окретања оператора. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператора, до максималне вредности флуенса у CRANIAL 40° позицији "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (bold number) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (italic) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизраженије сегменте за додатну заштиту (окретање оператера).

Слика 26. PA геометрија: ефекат заштите оператора. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператора, у односу на максималну вредност флуенса у CRANIAL 40° геометрији у "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (bold number) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (italic) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизложеније сегменте за додатну заштиту оператера.

Слика 27. RAO 30° геометрија: ефекат „радијалног приступа“. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператора, у односу на максималну вредност флуенса у RAO 30° геометрији у "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (bold number) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (italic) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизложеније сегменте за додатну заштиту оператора (позиција оператора).

Слика 28. СТ снимци грудног коша скенирани у ImageJ 3D прегледачу и попречни пресек грудног коша. а) СТ слике грудног коша пре обраде б) пресек грудног коша после вокселизације

Слика 29. Пресек воксел модела торакса. Идентификациони бројеви органа на овој слици су дати у Табели 22. ID 256 је спољни простор.

Слика 30. Пресек женског фантома ORNL: а) $pz = 51\text{cm}$ и б) $pz = 55\text{cm}$

Слика 30.а) 1 - плућа, 2- срца, 3 - кичма, 4 - кости руке, 5 ребра.

Слика 30.б) 1- плућа, 2- кичма, 3 - кости руке, 4 - ребра, 5-пелвис, 6- једњак.

Слика 31. Резултати апсорбоване дозе (fGy по фотону) за ORNL (а) и воксел модел (б) торакса за 81 keV (^{133}Xe), 141 keV ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) и 190 keV ($^{81\text{m}}\text{Kr}$).

Слика 32. Резултати органа SAF (kg^{-1}) подељени са вредностима SAF (kg^{-1}) за плућа за ^{133}Xe (а), $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (б) and $^{81\text{m}}\text{Kr}$ (в)

Списак табела

- Табела 1.** Радијациони тежински фактори појединих врста зрачења дати у ICRP публикацијама 60 (1991) и 103 (2007)
- Табела 2.** Ткивни тежински фактори ICRP 60 (1991) и ICRP 103(2007)
- Табела 3.** MCNP5/X картица површина
- Табела 4.** Макро тела доступна у MCNP5/X
- Табела 5.** Картице за дефинисање извора
- Табела 6.** Картица варијабли честица
- Табела 7.** Варијабле за дефинисање SDEF картице
- Табела 8.** Спецификација ознака tally картице
- Табела 9.** Параметри ORNL серија математичког фантома
- Табела 10.** Елементи који улазе у састав ткива ORNL фантома (Eckerman et al., 1996)
- Табела 11.** Параметри који дефинишу труп у OPHL серији фантома (Eckerman et al., 1996)
- Табела 12.** Параметри који дефинишу главу у ORNL серији фантома (Eckerman et al., 1996)
- Табела 13.** Параметри који дефинишу ноге у ORNL серији фантома (Eckerman et al., 1996)
- Табела 14.** Коштана срж код ORNL серије фантома (Eckerman et al., 1996)
- Табела 15.** Активна коштана срж у појединим костима, деловима костију или групама представљена у % активне коштане сржи у телу ORNL серије фантома (Eckerman et al., 1996)
- Табела 16.** Томографски фантоми
- Табела 17.** Ефикасни пресеци појединих елемената за термичке неутроне
- Табела 18.** Апсорбоване дозе у околним органима (Gy)
- Табела 19.** Коефицијенти конверзије флуенса у $H_p(3)$ за енергије неутрона у интервалу од 1.00E-09 keV до 15 MeV за три инцидента угла вокселизованог фантома математичког модела очног сочива
- Табела 20.** Коефицијенти конверзије флуенса у $H_p(3)$ за енергије неутрона у интервалу од 1.00E-09 keV до 15 MeV за три инцидента угла невокселизованог фантома математичког модела очног сочива
- Табела 21.** Максимални флуенс, за "стандардну конфигурацију", узимајући у обзир 16 сферних сегмената нормализованих према AP геометрији

Табела 22. Одабрани органи модела вокел торакса са одговарајућим идентификационим бројем, бројем воксела, масе и густине

Табела 23. Резултати SAF (kg^{-1}) за воксел модел торакса за ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ и $^{81\text{m}}\text{Kr}$

Табела 24. Резултати SAF (kg^{-1}) за ORNL фантома за ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ и $^{81\text{m}}\text{Kr}$

Табела 25. Упоредивање SAF (kg^{-1}) добијени у овом раду са подацима из литературе

Садржај

1. ОСНОВНИ ПОЈМОВИ И ВЕЛИЧИНЕ У РАДИЈАЦИОНОЈ ФИЗИЦИ	6
1.1. Физичке величине	7
1.2. Протекционе (защитне) величине у заштити од зрачења	8
1.3. Операционе величине у заштити од зрачења	13
2. ПРЕГЛЕД НАЈЧЕШЋЕ КОРИШЋЕНИХ МК СОФТВЕРСКИХ ПАКЕТА У ТРАНСПОРТУ ЈОНИЗУЈУЋЕГ ЗРАЧЕЊА КРОЗ МАТЕРИЈУ	15
2.1. MCNP5/X	17
2.1.1. Основна геометрија	19
2.1.2. Картице површина (surface cards)	18
2.1.3. Макро тела	21
2.1.4. Картица ћелије (cell card).....	22
2.1.5 Радна површина (universe)	23
2.1.6. Спецификација извора (Source)	23
2.1.7. Спецификација ознака (tally cards)	28
2.1.8. Картица материјала	30
2.1.9. Технике редуције варијансе	32
2.2. EGS код.....	33
2.3. ETRAN код	34
2.4. ITS6 код	34
2.5. GEANT4 код	35
2.6. FOTELP	36
3. МОДЕЛИ И ФАНТОМИ ЉУДСКОГ ТЕЛА	38
3.1. Преглед модела и фантома	38
3.2. ORNL фантом	39
3.2.1. Опис делова тела и органа ORNL фантома	40
3.3. Томографски модели	46
4. DICOM СТАНДАРД	50
4.1. Програми отвореног кода за анализу слике	51
5. ImageJ СОФТВЕР ЗА ОБРАДУ СЛИКА	53
5.1. Реконструкција слике и одређивање положаја пиксела у 3D	54

6. ТЕОРИЈСКО ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ ДЕО РАДА	58
6.1. Историјат БНЦ терапије	58
6.1.1. Физичке основе БНЦ терапије	60
6.2. Примена воксел геометрије у ВНС терапији плућа	61
6.2.1. Резултати и дискусија	65
6.3. Примена воксел геометрије у ВНС терапији јетре	69
6.3.1. Материјали и методе	69
6.3.2. Резултати и дискусија	70
6.4. Примена воксел геометрије у симулацијама математичког модела очног сочива	73
6.4.1. Материјали и методе	74
6.4.2. Резултати и дискусија	75
6.5. Примена Монте Карло методе при истраживању поља расејаног зрачења близу очног сочива оператора у интервентним процедурама	77
6.5.1. Материјали и методе коришћени у овом раду	79
6.5.2. Антропоморфни модели и геометрије симулација	80
6.5.3. Сферни елемент очног сочива	81
6.5.4. Симулирање заштитних уређаја	83
6.5.5. План симулација	84
6.5.6. Резултати	85
6.5.7. Заједнички резултати за све пројекције	85
6.5.8. LAO 90° пројекција	87
6.5.9. AP пројекција	92
6.5.10. Cranial 40° пројекција	94
6.5.11. PA пројекција	96
6.5.12. RAO 30° пројекција	97
6.5.13. Поређивање резултата са вредности из литературе	98
6.6. Прорачун специфичне апсорбоване фракције у појединим органима човечјег тела приликом примене радионуклида ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ и $^{81\text{m}}\text{Kr}$ применом MCNPX софтвера	99
6.6.1. Материјали и методе	100
6.6.2. Резултати и дискусија	105
6.6.3. Поређивање резултата SAF са вредности из литературе	107
7. ЗАКЉУЧАК	111
8. РЕФЕРЕНЦЕ	117
9. ПУБЛИКОВАНИ РАДОВИ	122

САЖЕТАК

Предмет истраживања ове докторске дисертације је примена воксел геометрије за рачунање апсорбованих доза јонизујућих зрачења у органима људског тела у различитим ситуацијама озрачивања.

Циљ рада и задаци

Циљ ове дисертације је побољшање дозиметрије јонизујућих зрачења применом „воксел“ модела.

Задаци који су постављени пред аутора ове докторске дисертације састоје се у следећем:

- Креирање воксел модела на основу ЦТ или МР снимака конкретних особа према коме је људски организам представљен као скуп малих запреминских елемената ткива - тзв воксела;
- Имплементација воксел модела у већ постојећи модел људског тела – ОРНЛ фантом према коме су органи представљени као геометријска тела преко једначина аналитичке геометрије у 3Д;
- Примена и имплементација воксел геометрије у *MCNP5/X* софтверу;
- Прорачун доза јонизујућих зрачења у запреминама од интереса у вокселизованој геометрији;
- Примена воксел геометрије и на друге моделе фантома и њихова примена у различитим ситуацијама.

Методологија

У овом раду примењено је више метода:

а) Обрадом DICOM слика добијених на основу ЦТ снимка конкретних особа помоћу софтвера ImageJ.

б) Креирање воксел модела датих особа из ImageJ идентификовањем појединих органа;

в) Развој улазних фајлова за *MCNP5/X* на основу претходних тачака

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

г) Примена *MCNP5/X* за рачунање апсорбованих доза у разним ситуацијама излагања јонизујућим зрачењима.

Резултати

Израчунате су апсорбоване дозе у следећим случајевима озрачивања у нуклеарној медицини и радиологији:

- примена БНЦ терапије;
- дозе које примају оператер и пацијент у интравенској радиологији;
- дозе при примени радиофармацеутика ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ и $^{81\text{m}}\text{Kr}$ и
- прорачун доза које прима очно сочиво.

Закључак

Вокселизација омогућује бољи увид у расподелу апсорбованих доза по појединим органима и ткивима, што иначе није могуће при примени ОРНЛ модела. Могуће је идентификовати „врुће тачке“ у телу у случају акцидента и сл.

УВОД

Овај рад припада медицинској физици која је део примењене нуклеарне физике. Користи знања, методе и технике из нуклеарне физике, нарочито физике зрачења, у примени зрачења у циљу дијагностике и терапије пацијената.

Главна тема овог рада је моделовање воксел геометрије, употреба компјутерских модела (фантома), као и примена датих модела у медицинској физици у циљу унапређења дијагностике, терапије, дозиметрије и заштите од јонизујућег зрачења. Фантоми су развијени за широк спектар људских анатомија, од деце и адолесцената до одраслих, мушкараца и жена, као и трудница. Са оваквим моделованим серијама фантома, могу се симулирати различите ситуација озрачивања.

Од 1960-их, развијено је и примењено више од 90 компјутерских модела људског тела, који се често се називају "*фантоми*", а у циљу дозиметрије и заштите од јонизујућег зрачења. Већина модела тј. фантома не дефинише само спољашње особине читавог људског тела, већ укључује и детаљне податке о унутрашњим органима, као што су запремина, маса, облик и састав ткива. Компјутерски фантоми у комбинацији са Монте Карло методом се користе за веома прецизно симулирање комплексних интеракција зрачења и ткива и израчунавање вредности депоноване енергије у људском телу. Процене дозе у различитим органима људског тела, који су често нормализовани мерљивим параметрима, израчунати су за различите ситуације и параметре приликом примене заштитних средстава за професионално изложена лица, различитој примени у нуклеарној медицини, дијагностичкој употреби *СТ* снимања (*Computer Tomography*), радиотерапији, итд. Током година, прикупљени подаци добијени помоћу компјутерских модела, усвојени су у препорукама Међународне Комисије за Радиолошку Заштиту (*ICRP*).

Рани фантоми били су засновани на једноставним моделима применом елементарних геометријских тела, као што су сфера, цилиндар, итд. којима су описивани органи људског тела. Ово су били аналитички модели где су органи описивани математичким једначинама тела у простору. Напредак дијагностиковања помоћу медицинских слика, као и њихова обрада, имала је за последицу настанак и развој нове генерације фантома тзв. „*воксел фантоми*“. Ови фантоми су засновани на добијеним подацима медицинског

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

сликања, па самим тим представљају значајнији напредак у детаљном описивању анатомског реализма. Историја компјутерских фантома је повезана са развојем и применом нових компјутерских технологија, као и обраде медицинских слика у компјутерској томографији и магнетној резонанци. Почетком 2000-их, *ICRP* је усвојио вокселизоване компјутерске моделе фантома, као стандарде на пољу заштите од јонизујућег зрачења (*ICRP 110, 116*).

РАСПОРЕД МАТЕРИЈАЛА ПО ГЛАВАМА

Рад се састоји из два дела:

- ОПШТА РАЗМАТРАЊА
- ТЕОРИЈСКО-ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ ДЕО РАДА

У општем делу је дат преглед стања у овој области без оригиналног научног доприноса аутора и има монографски карактер. Састоји се из пет глава, које описују појмове неопходне за разумевање рада и методологије дате проблематике.

У првој глави су описани основни појмови и величине од интереса у радијационој физици. Дефинисане су протекционе и операционе величина, као и њихова веза са физичким величинама према *ICRP (International Committee on Radiological Protection)* и *ICRU (International Committee on Radiological Units)* публикацијама.

У другој глави је дат кратак описан Монте Карло методе и њихова имплементација у главним софтверима у области интеракције зрачења и материје.

У трећој глави је дат преглед фантома, који се користе у различитим ситуацијама на пољу заштите од зрачења.

У четвртој глави је описан *DICOM (Digital Imaging and COmmunication in Medicine)* стандард. Познавање овог стандарда игра важну улогу за добијање воксел фантома. Од великог значаја представља правилно тумачење информација, које *DICOM* сет слика носи са собом као информацију, а која се користи при моделовању воксел фантома. Резолуција ових слика, треба да представља запремину једног воксела. На овај начин се при моделовању избегава преклапање површина и грешке у улазном фајлу.

У петој глави описан је софтвер *ImageJ* (<http://rsb.info.nih.gov/ij/>) за рад са *CT* сликама. Овај софтвер је комерцијални софтвер отвореног кода, а намењен је за рад са сликама у различитим форматима, као и манипулација објектима у оквиру дате слике.

Шеста глава садржи резултате теоријско-експерименталног рада, основе моделовања фантома, као и добијање улазног фајла са воксел фантомом. Приказане су методе имплементације и употребе воксел геометрије, а у циљу заштите од зрачења.

У закључку је дат сажет преглед резултата и достигнућа рада. Дискутовани су добијени резултати у светлу постојећих експерименталних и теоријских података.

1. ОСНОВНИ ПОЈМОВИ И ВЕЛИЧИНЕ У РАДИЈАЦИОНОЈ ФИЗИЦИ

Основу система заштите од зрачења чине препоруке Међународне Комисије за Радиолошку Заштиту (*ICRP*). Од момента када су опажени штетни ефекти јонизујућег зрачења, појавио се проблем како квантификовати изложеност појединца, тј., како одредити колико је неки човек озрачен и какав је ризик од озрачивања. Овај проблем није ни до данас у потпуности решен. Да би се описала озраченост човека уведене су одговарајуће физичке величине, а систем величина који је данас званично прихваћен налази се у *ICRP* публикацијама бр. 60. Према усвојеном систему, постоје три групе величина и то:

- Физичке величине;
- Протекционе (заштитне) величине;
- Операционе величине.

Циљ овог дела је објашњење датих величина, јер се оне користе у наредним поглављима. *ICRP* је 1990. године препоручила нов приступ у заштити од зрачења што је публиковано у Публикацији бр.60 (*ICRP 60, 1991*). После 1990 год. био је читав низ нових препорука. Ове препоруке замењују оне из *ICRP 26 (ICRP 26, 1977)* и представљају знатно одступање у односу на старе. Радикалне измене су учињене у дефинисању тежинских фактора. *ICRP 26* користи *фактор квалитета* зрачења Q , који урачунава разлике у врсти зрачења и у вези је са просторном расподелом оштећења које зрачење направи у материјалу. *ICRU* је користио (и још увек користи) *фактор квалитета* у дефинисању оперативних величина. Супротно препоруци *ICRP 26, ICRP 60* уводи *радијационе тежинске факторе* w_R , за дефинисање величина у заштити од зрачења. У Публикацији *ICRP 74 (ICRP 74, 1996)* препоручен је систем величина у заштити од спољашњих зрачења.

Поред експерименталне дозиметрије у којој се дозе одређују уређајима за мерење доза, постоји и рачунска дозиметрија где се дозе одређују рачунањем на основу познатих података о извору зрачења и мети и осталим релевантним факторима.

За одређивање расподеле апсорбоване дозе (и величина које се односе на дозу) извршена су значајна унапређења у математичким моделима, рачунским програмима и

физичким базама података. Потребно је повезати параметре поља зрачења и услове озрачивања са апсорбованом дозом у органима људског тела. У заштити од зрачења дефинисане су: *заштитне* величине које је дефинисао *ICRP* и *операционе* величине које је дефинисао *ICRU*. Заштитне величине су се развиле из концепта дозног еквивалента до последње препоручене величине, ефективне дозе. Операционе величине су се развиле од максимума дозног еквивалента (*MADE*) преко дозно еквивалентних индекса до амбијенталних, дирекционих и персоналних дозних еквивалената.

Најновији скуп заштитних величина представљају: средња апсорбована доза у органу или ткиву D_T , еквивалентна доза у органу H_T , и ефективна доза E . Ове величине нису директно мерљиве, јер је немогуће мерити дозе у органима људског тела, али се могу израчунати ако су услови озрачивања познати. Поред рачунских модела постоје и физички модели људског тела, направљени од ткивоеквивалентних материјала, који служе за директно озрачивање и мерење реалних доза у органима. *ICRU* је дефинисала скуп оперативних величина које се користе за индивидуални мониторинг, мониторинг области и калибрацију инструмената.

1.1. Физичке величине

Величине апсорбована доза, флуенс и керма се називају физичким величинама. Иако су иницијално уведене због описа озрачености људског тела, оне важе и у свим другим областима где долази до озрачивања било каквог материјала.

Флуенс Φ , честица у некој тачки простора је количник броја честица које падају на малу сферу око те тачке и површине попречног пресека те сфере:

$$\Phi = \frac{dN}{dS} \quad (1.1)$$

Јединица је број честица по јединици површине.

На основу претходне релације може се дефинисати густина флуенса, која представља промену флуенса у јединици времена:

$$\dot{\Phi} = \frac{d^2N}{dS \cdot dt} \quad (1.2)$$

и назива се интензитет зрачења.

Керма, K_a , (**K**inetic **E**nergy **R**ealised in **M**aterial) се дефинише изразом:

$$K = \frac{dE_k}{dm} \quad (1.3)$$

где је dE_k , сума почетних кинетичких енергија свих наелектрисаних честица које у процесу интеракције произведе јонизујуће зрачење у елементу масе dm (*Sabol and Weng, 1995*). Мерна јединица је Греј (*Gray*) (*Gy*): $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

Апсорбована доза је средња енергија коју јонизујуће зрачење преда материји масе dm , подељена са том масом:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1.4)$$

Мерна јединица је Греј (*Gray*) (*Gy*): $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$. Ово је основна величина у радијационој физици и она је физичка мера ефеката јонизујућег зрачења на неки објекат, укључујући ткива и органе људског тела (фантома), и као таква се користи при дефинисању операционих и заштитних величина (*ICRU 51, 1993*).

1.2 Протекционе (заштитне) величине у заштити од зрачења

Протекционе величине су уведене за потребе заштите од зрачења према препорукама *ICRP*. У ову групу величина спадају: средња апсорбована доза у органу или ткиву, еквивалентна доза у органу или ткиву и ефективна доза.

Средња апсорбована доза у органу или ткиву, D_T је дата као:

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{V_T} D dm = \frac{1}{m_T} \int_{V_T} \frac{dE}{dm} dm \quad (1.2.1)$$

где је m_T маса ткива или органа, и D је функција расподеле апсорбоване дозе по органу или ткиву. Дефинише се као количник енергије зрачења апсорбоване у неком телу и масе тог тела, тј., енергија апсорбована у телу јединичне масе. .

Јединица је Греј (Gy): $1 Gy = 1 J/kg$.

Еквивалентна доза у ткиву се дефинише као сума uteжњених апсорбованих доза од различитих врста зрачења, тј., :

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (1.2.2)$$

где су: $D_{T,R}$ средња апсорбована доза у органу или ткиву T услед јонизујућег зрачења квалитета R ; w_R је радијациони тежински фактор. У ткиву или органу T , који су озрачени у мешовитом пољу које се састоји од више врста зрачења са различитим вредностима радијационог тежинског фактора w_R . Апсорбована доза од појединих врста зрачења се множи одговарајућим радијационим тежинским факторима, w_R .

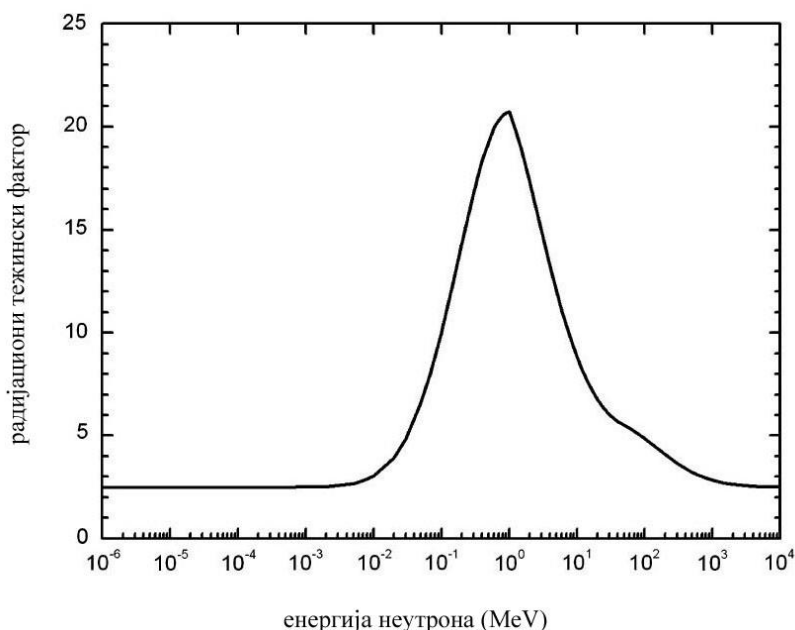
У табели 1. су приказани радијациони тежински фактори појединих врста зрачења дати у ICRP публикацијама.

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Табела 1. Радијациони тежински фактори појединих врста зрачења дати у ICRP публикацијама 60 (1991) и 103 (2007)

Врста и енергија зрачења	Радијациони тежински фактор, w_R			
	ICRP (1991)	60	ICRP (2007)	103
Фотони (свих енергија)	1		1	
Електрони (свих енергија) и миони	1		1	
Неутрони (енергије < 10 keV)	5			
Неутрони (енергије 10 - 100 keV)	10			
Неутрони (енергије 0,1 - 2 MeV)	20			
Неутрони (енергије 2 - 20 MeV)	10			
Неутрони (енергије > 20 MeV)	5			
Протони (енергије > 2 MeV) и наелектрисани миони	5		2	
α честице, фисиони фрагменти, тешки нуклеони	20		20	

На слици 1. је приказан радијациони тежински фактор неутрона.



Слика 1. Радијациони тежински фактор неутрона у зависности од енергије неутрона

Ефективна доза је збир производа еквивалентних доза, H_T , у ткивима и органима људског тела и ткивног тежинског фактора, w_T , по свим изложеним ткивима/органима тела. Еквивалентна доза узима у обзир биолошке ефекте по јединици дозе. Јединица ефективне дозе је Сиверт (Sv): $1 Sv = 1 J/kg$.

Дата је изразом:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (1.2.3)$$

где су: H_T еквивалентна доза у ткиву или органу T , а w_T ткивни тежински фактори за ткиво или орган T .

Према *ICRP 60 (ICRP 60, 1991)*, људско тело је дефинисано са 12 "главних" органа и "остатка" од 10 додатних органа. Препоручени ткивни тежински фактори који се примењују на целокупну популацију за ова ткива или органе дати су у Табели 2. Главни органи су: гонаде, црвена коштана срж, дебело црево, плућа, желудац, бешика, груди,

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

једњак, јетра, тироида, кожа и површина кости. У органе остатка спадају следећи органи: адреналне жлезде, мозак, горњи део дебелог црева, танко црево, бубрези, мишићи, панкреас, слезина, тимус и утерус. Ова листа укључује органе за које је могуће селективно озрачивање, а осетљиви су на појаву канцера. Уколико се канцер појави у другим органима, биће накнадно укључени у остатак. Уколико неки орган из остатка прими већу еквивалентну дозу од главних органа, примениће се тежински фактор 0.025 и тежински фактор 0.025 на средњу дозу преосталих органа остатка. Касније је *ICRP* прерадио своје концепте и остатак редукује на 9 органа (*ICRP 69, 1995*). Горњи део дебелог црева је уклоњен са листе остатка органа и укључен у дебело црево, као главни орган. У *ICRP 71 (ICRP71, 1995)* укључени су и ваздушни путеви у остатку тела. Вредност еквивалентне дозе у остатку није много измењен овим променама и утицај на ефективну дозу је занемарљив. Године 2007, *ICRP* комисија усвојила нове вредности ткивних тежинских фактора, узимајући у обзир нова сазнања о ефектима јонизујућих зрачења, (*ICRP 103, 2007*). У табели 2. су дати тежински фактори према публикацијама *ICRP 60 (1991)* и *ICRP 103(2007)*.

Табела 2. Ткивни тежински фактори ICRP 60 (1991) и ICRP 103(2007)

Орган/ткиво	Ткивни тежински фактори, w_T	
	<i>ICRP60</i> (1991)	<i>ICRP103</i> (2007)
Коштана срж	0.01	0.12
Бешика	0.05	0.04
Дојке/груди	0.05	0.12
Дебело црево	0.12	0.12
Гонаде	0.20	0.08
Јетра	0.05	0.04
Плућа	0.12	0.12
Једњак	0.05	0.04
Црвена коштана срж	0.12	
Кожа	0.01	0.01
Стомак	1.12	0.12
Тироида	0.05	0.04
Површина костију	-	0.01
Мозак	-	0.01
Пљувачне жлезде	-	0.01
Остатак	0.05	0.12

Органи остатка су адреналне жлезде, екстратораксни регион, жучна кеса, срце, бубрези, лимфни систем и чворови, орална мукоза, панкреас, простата, мала црева, слезина римус, утерус/цервикс и др. Сви органи остатка се третирају као један орган са тежинским фактором од 0.12.

Извештај *ICRP60* објављен је 1991. године, као ажурирање *ICRP26* који је објављен 1977. Садржао је неколико ревизија *ICRP26*, укључујући промене тежинских фактора. Препоруке из 2007. године (познате под називом *ICRP103*) ажурирају тежинске факторе, на основу најновијих доступних научних података при изложености јонизујућем зрачењу. На пример, у *ICRP60*, ткивни тежински фактор за гонаде је 0.20, а нова вредност према препорукама *ICRP103* је 0.08.

1.3. Операционе величине у заштити од зрачења

Операционе величине су дефинисане у (*ICRU, 1992, 1993*) и повезане су са *ICRP* заштитним величинама. Ове величине су настале на основу препорука у *ICRP 26 (ICRP 26, 1977)*. Операционе величине за мониторинг области су: амбијентални дозни еквивалент $H^*(d)$, дирекциони дозни еквивалент $H'(d, \Omega)$ и лични дозни еквивалент $H_p(d)$.

Амбијентални дозни еквивалент $H^*(d)$, у тачки поља зрачења је дозни еквивалент који би био произведен у одговарајућем пољу у *ICRU* сфери на дубини d , на радијусу супротном од правца усмерења поља. Препоручена вредност d је 10 *mm* за продорно зрачење и 0.07 *mm* за слабо продорно зрачење.

Усмерени дозни еквивалент $H'(d, \Omega)$ у тачки радијационог поља је дозни еквивалент који би био произведен са одговарајућим проширеним пољем у *ICRU* сфери на дубини d , на радијусу у одређеном правцу дефинисаним вектором Ω . Информација о усмереном дозном еквиваленту требало би да садржи спецификацију референтне дубине.

Уместо две величине (лични дубински дозни еквивалент и лични површински дозни еквивалент) које су дефинисане у *ICRU 39 (ICRU 39, 1985)*, у *ICRU 51 (ICRU 51, 1993)*, препоручена је величина названа **лични (персонални) дозни еквивалент $H_p(d)$** .

Лични дозни еквивалент $H_p(d)$ представља дозни еквивалент у меком ткиву, на дубини d испод одређене тачке на људском телу (*ICRU 1992, 1993*). У случају продорног зрачења, за који се врши мониторинг ефективне дозе, d има вредност 10 mm, док је за зрачење ниске продорности препоручена вредност $d = 0.07$ mm, а која одговара мерењу еквивалентне дозе за кожу (при мерењу дозе за очно сочиво $d = 3$ mm).

Због расејања и интеракције зрачења у телу (који зависи од материјалне композиције и геометрије), доза може да варира између индивидуа и између локација за дату индивидуу. Неопходно да се одабере тачна локација на људском телу у циљу рачунања конверзионих коефицијената.

Конверциони коефицијенти су одређени и између осталих физичких, протекционих и операционих величина (*ICRP 74,1997*). Постоји читав низ других величина, које нису споменуте, јер се не употребљавају у каснијем раду.

2. ПРЕГЛЕД НАЈЧЕШЋЕ КОРИШЋЕНИХ МК СОФТВЕРСКИХ ПАКЕТА У ТРАНСПОРТУ ЈОНИЗУЈУЋЕГ ЗРАЧЕЊА КРОЗ МАТЕРИЈУ

Монте Карло методе чини група рачунарских алгоритама који се ослањају на понављање случајних покушаја да би се добили нумерички резултати. Често се користе у решавању физичких и математичких проблема и веома су корисни у случајевима када је немогуће користити друге математичке методе (Собољ, 1973; Lux и Koblinger, 1991; Manno, 1999; Dupree, 2001;). Монте Карло метода је осмишљена средином 1940-их од стране *Stanislav Ulam*, док је радио на пројектима нуклеарног наоружања у лабораторији (*National Laboratory Los Alamos*). Након иницијалног концепта Монте Карло методе од стране Улама, *John Von Neumann* је разумео његову важност, па је први успео да програмира *ENIAC* код и преко рачунара да изврши прве прорачуне средње дужине пута коју неутрон пређе при проласку кроз различите материјале користећи Монте Карло метод.

Постоји много примера употребе Монте Карло методе у другим областима и наукама, саобраћај, финансије, генетика, квантна хемија, зрачења, радиотерапије и дозиметрије зрачења итд. Његова примена се и даље шири на још већи број области, али је и даље најуспешнија тамо где је првобитно дефинисана, а то је у третирању (симулирању) пролаза јонизујућих честица кроз материју. Монте Карло метод је тешко прецизно, концизно и комплетно дефинисати, овај метод представља нумерички метод решавања сложених математичких, статистичких, физичких проблема који у свим својим варијантама укључује процесе случајног одабирања. Циљ овог метода заснива се на концепту добијања узорака из основне популације чија обележја желимо да одредимо. Узорци се добијају помоћу специјалних техника узорковања засноване на принципима теорије вероватноће и математичке статистике.

Статистичком анализом података добијених узорковањем доносе се закључци о карактеристикама популације која је од интереса. Предност Монте Карло метода јесте једноставно решавање чак и веома сложених математичких проблема, за које најчешће не постоји аналитичко решење; његов недостатак је велики број потребних понављања рачунарских експеримената да би се постигла жељена тачност. Нове генерације рачунара

чине овај недостатак све мањим те је Монте Карло метода све присутнија у различитим научним и техничким дисциплинама.

У зависности од избора физичко математичког модела којим се описују случајни процеси у систему и начина на који се стохастички обрађују добијени узорци, разликује се неколико варијанти Монте Карло метода. У неким случајевима физичко математички модел случајних процеса је потпуно вештачки и конструисан у специјалне сврхе, тј. за решавање одређеног проблема. Ова варијанта Монте Карло метода, мада често веома интересантна, није од ширег интереса због своје ограничености у примени.

Најпопуларнију и за разумевање најједноставнију варијанту Монте Карло метода представља тзв. аналогна техника или директна симулација. Физички модел који се имплементира у аналогну технику идентичан је ономе коме се покоравају случајни процеси у реалном систему. На тај начин процеси који се симулирају Монте Карло методом представљају апстрактну аналогију процеса у реалном систему, те се веома често ова симулација назива и нумеричким експериментом, нумеричком симулацијом.

Имајући у виду напред речено, јасно је да се Монте Карло метод темељи на стохастички процеса, чија су стања одређена законима вероватноће. Стохастичке појаве се описују такозваним случајним величинама, које дају густину расподеле вероватноће у неком интервалу вредности. Теоријске представе о појавама које симулирају случајне величине из њихових познатих расподела на такав начин да њена средња вредност по вероватноћи тежи њеном математичком очекивању чине основу примене Монте Карло метода у нумеричким симулацијама. Густина расподеле збира случајних величина тежи густини нормалне расподеле када се број реализација случајне величине неограничено увећава (Централна Гранична Теорема). Тиме методе Монте Карло симулацију физичких процеса приближавају нумеричком експерименту у коме се статистичка неодређеност (несигурност) резултата може контролисати, односно нумеричка симулација физичког процеса овом методом може се извести са предвиђеном неодређеношћу.

Данас је у радијационој физици расположив већи број комерцијалних и слободних софтвера. У наредном делу је дат опис софтвера који користе Монте Карло метод, као и њихова примена у физици зрачења, са кратким описом њихових главних карактеристика. Већина софтвера ради на различитим платформама и оперативним системима.

2.1. MCNP5/X

У овом раду коришћен је MCNP5/X софтвер, те се он овде описује детаљније од других. MCNP5/X софтвер је развијен од стране *Los Alamos National Laboratory* 1957. године. Првобитно је био намењен за симулирање простирања неутрона и рачунање критичне масе. Могућности софтвера су временом повећаване тако да сада обухвата могућност за детаљно симулирање нуклеарних процеса. Користи се за симулацију нуклеарних процеса, али има способност да симулира интеракције 34 различитих типова честица. Користи се у веома различитим областима и има примену у процесима заштите од зрачења и дозиметрије, радиографије, медицинске физике, дизајнирање и анализа детектора и акцелератора, деконтаминације и демонтаже у нуклеарним објектима итд.

MCNP5/X - MCNP-a general Monte Carlo N-Particle Transport Code (X-5 Monte Carlo Team, 2003) је софтвер опште намене Монте Карло типа који се може користити за израчунавање величина од интереса при реакцијама неутрона, фотона, електрона или заједничког транспорта парова неутрон-фотон-електрона. Програм третира произвољну тродимензионалну конфигурацију материјала у геометријским ћелијама ограничених површинама у простору, које дају и запреминску слику модела. За фотоне, програм узима у обзир некохерентно и кохерентно расејање, могућност флуоресцентне емисије после фотоелектричне апсорпције, апсорпцију у производњи пара са локалном емисијом анхилационог зрачења, као и заочно зрачење. Транспорт електрона у MCNP5/X се заснива на теорија вишеструког расејања.

2.1.1. Основна геометрија

Сваки MCNP5/X улазни фајл (*input*) садржи три дела:

1. картице дефинисаних ћелија (*cell card*),
2. картице површина (*surface cards*) и
3. картице података (*data cards*).
4. Излазни податак, тзв., *tally*

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Геометрија се бави дефинисањем картица ћелија преко картица површина. Ћелије картице се користе за дефинисање запремине, а картице површина се користе за спецификацију површине која дефинише запремину дефинисану у картици ћелије (*MCNP5/X Manual Vol.II*). *MCNP5/X* омогућава кориснику многе различите опције наводећи различите параметре при анализи проблематике, али захтева дефинисање редоследа налога сваког улазног фајла. Редослед за улазни фајл је следећи:

картице ћелија → празан ред → картице површина → празан ред → картице података → празан ред .

Типичан улазни фајл (*input*) апроксимационо изгледа овако:

c картице дефинисаних ћелија (*cell card*)

.

Различите ћелије које су наведене

.

[празан ред]

c картице површина (*surface cards*)

.

Различите површине које су наведене

.

[празан ред]

c картице података (*data cards*)

.

... Сви подаци који су потребни за дефинисање проблема

.

[празан ред]

Сваки фајл се *мора организовати* на тај начин, али начин на који се наводе појединачне компоненте могу варирати у зависности од личне склоности и дефинисања различитих геометрија. *MCNP5/X* не дозвољава празне редове [*blank line*] осим по једне

за три наведене целине. Да би се улазни фајл успешно компајлирао мора да се стави „c“ на почетку линије, које указује на то да је дата линија кода прокоментарисана. MCNP5/X прави опсежне провере улазног фајла. Фатална грешка (*FATAL error*) се јавља, ако су основна правила за унос спецификација прекршени, а MCNP5/X ће прекинути компајлирање. Прва фатална грешка је стварна, док накнадне поруке о грешкама могу, али и не морају да буду реалне.

2.1.2. Картице површина (*surface cards*)

Површине су објекти који се могу комбиновати на јединствене начине тако да створе одређене запремине, које су дефинисане у картици ћелије. Постоји много различитих типова површина које могу да се користе и комбинују, а типична једначина равни је дефинисана као : $Ax + By + Cz + D = 0$. Да бисмо потпуно дефинисали ову површину у MCNP5/X улазном фајлу користи се следећа секвенца :

j p A B C D

где је:

ј број површина и може имати целобројне вредности у интервалу од 1-99999,

р означава да је површина раван и

A, B, C, D су параметри равни.

Нпр. да бисмо креирали раван паралелно Z оси на висини од 5 cm, потребно је написати:

j pz 5

j p 0 0 1 5

Табела 3. садржи све типове површина, једначине, мнемонике и редослед уноса картице које се могу користити у MCNP5/X као и опције за унос у улазном фајлу (input).

Да би се дефинисала (табела 3.), треба прво утврдити коефицијенте за дату једначину помоћу аналитичке геометрије. Информације се уносе у картицу површина према горе наведеном облику. Под одређеним условима, површина може бити дефинисана навођењем геометријских тачака. Површине такође могу бити формиране комбинаториком геометријских облика налик макро телима о чему ће бити речи у наредном поглављу.

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Тачка А (x,y,z) је дефинисана као позитивна у односу на површину, када је вредност израза те површине у (x,y,z) позитиван.

Табела 3. MCNP5/X картица површина

Мнемоник	Типови површине	Опис	Једначина	Улазна карта
P		Општи	$Ax + By + Cz - D = 0$	ABCD
PX		Нормално на X-осу	$x - D = 0$	D
PY	Раван	Нормално на Y-осу	$y - D = 0$	D
PZ		Нормално на Z-осу	$z - D = 0$	D
SO	Сфера	Центрирано у почетку	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
S		Општи	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} R$
SX		Центрирано на X-оси	$(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} R$
SY		Центрирано на Y-оси	$x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} R$
SZ		Центрирано на Z-оси	$y^2 + z^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{z} R$
C/X	Цилиндар	Паралелно са X-осом	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} \bar{z} R$
C/Y		Паралелно на Y- осом	$(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{z} R$
C/Z		Паралелно са Z- осом	$(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$	$\bar{x} \bar{y} R$
CX		Паралелно са на X-оси	$y^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CY		Паралелно са на Y-оси	$x^2 + z^2 - R^2 = 0$	R
CZ		Паралелно са на Z-оси	$x^2 + y^2 - R^2 = 0$	R
K/X	Конус	Паралелно са X-осом	$\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2$
K/Y		Паралелно на Y - осом	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	± 1
K/Z		Паралелно са Z - осом	$\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2$
KX		Паралелно са на X-оси	$\sqrt{y^2 + z^2} - t(x - \bar{x}) = 0$	± 1
KY		Паралелно са на Y-оси	$\sqrt{x^2 + z^2} - t(y - \bar{y}) = 0$	$\bar{x} t^2 \pm 1$
KZ		Паралелно са на Z-оси	$\sqrt{x^2 + y^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{y} t^2 \pm 1$
				$\bar{z} t^2 \pm 1$
				± 1

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

	Елипсоид		$A(x - \bar{x})^2 + B(y - \bar{y})^2 + C(z - \bar{z})^2$	
	Хипербола	Осе паралелне	$+ 2D(x - \bar{x})^2$	A B C D E
SQ	Парабола	X,Y или Z осе	$+ 2E(y - \bar{y})^2$ $+ 2F(z - \bar{z})^2 + G = 0$	F G \bar{x} \bar{y} \bar{z}
	Цилиндар	Осе нису		
	Конус	паралелне X,Y		
GQ	Елипсоид	или Z осе	$Ax^2 + By^2 + Cz^2 + Dxy + Eyz$	A B C D E
	Хипербола		$Fzx + Gx + Hy + Jz + K = 0$	F G H J K
	Парабола			
TX	Елиптични или кружни торус.		$(x - \bar{x})^2/B^2 + (\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - A)^2/C^2 - 1 = 0$	\bar{x} \bar{y} \bar{z} A B C
TY	Оса је паралелна са X, Y, или Z-осом		$(y - \bar{y})^2/B^2 + (\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - A)^2/C^2 - 1 = 0$	\bar{x} \bar{y} \bar{z} A B C
TZ			$(z - \bar{z})^2/B^2 + (\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - A)^2/C^2 - 1 = 0$	\bar{x} \bar{y} \bar{z} A B C

2.1.3. Макро тела

Други начин за спецификацију и комбинаторику више површина добија се са употребом постојећих 3D објеката, познатих под називом макро тела. MCNP5/X садржи у својим библиотекама, различите варијације макро тела које су потпуно дефинисане: кутија (box), паралелопипед. Једно такво макро тело је кутија (box). Мнемоник за креирање кутије, позивањем из библиотеке MCNP5/X -а је следећи:

BOX Vx Vy Vz A1x A1y A1z A2x A2y A2z A3x A3y A3z

где је V координате ивице и A је вектор странице. У зависности од математичког апарата и аналитичке геометрије која се користи да креирамо одређене запремине, макро тела представљају ефикаснији и бржи начин утврђивања многих површина. Стандардни начин је дефинисање шест површина и њихово комбиновање у картици ћелије. У табели 4. је дат списак доступних макро тела дефинисаниху MCNP5/X.

Табела 4. Макро тела доступна у MCNP5/X

Мнемоник	Макро тело
BOX	<i>произвољно оријентисано ортогонално тело</i>
RPP	<i>правоугаони паралелопипед</i>
SPH	<i>сфера</i>
RCC	<i>прави кружни цилиндар</i>
RHP или HEX	<i>права хексагонална призма</i>
REC	<i>прави елиптични цилиндар</i>
TRC	<i>скраћени десни конус</i>
ELL	<i>елипсоид</i>
WED	<i>пирамида</i>
ARB	<i>произвољни полиедар</i>

2.1.4. Картица ћелије(cell card)

У делу површине геометрије која се користе у ћелији површина, укључује се како ове површине комуницирају једне са другима. Површине у MCNP5/X имају негативан и позитиван смисао. Позитиван смисао је страна површине која је окренута ка позитивној оси. Површина са једначином $z = 0$ (ху раван) има оријентацију са негативне стране испод ху равни и позитивну страну изнад ху равни. То је важно истаћи, јер коцка је окружена са 6 површина и све се се морају одредити коришћењем исправних оријентација површина, иначе ћемо добити бесконачну запремину изван коцке.

Ако нпр. желимо корак даље у реализацији сложеније геометрије нпр. коцка у претходно креираној коцки, морају се дефинисати све површине прве коцке, као и површине друге мање коцке (укупно 12 површина). Једноставнија метода која се показала веома корисном, јесте да се само одреде 6 нових површине спољашњег коцке, а затим се користи команда "#", што значи да искључујемо број ћелија испред које знак стоји.

2.1.5 Радна површина (*universe*)

Поновљене структуре предстаљају проширену способност *MCNP5/X* софтверског концепта, где се може одредити да ћелија треба да буде испуњен нечим, што се зове радна површина (*universe*). Радна површина може бити скуп ћелија решетке (*lattice*) или произвољна колекција ћелија. Свака радна површина, која је описана само једном, може бити одређена да попуни сваку од било ког броја ћелија дефинисаних у самој геометрији. Ово омогућава креирање вишеструке комплексне геометрије у оквиру исте датотеке без опасности да ли ће се ћелије преклапати у самој геометрији. Да би одредили радну површину у картици ћелије се наводи $u = j$, где j има целобројне вредности и налази се у интервалу од 1 – 9.

2.1.6. Спецификација извора (*Source*)

Извор и врста честица зрачења за *MCNP5/X* симулације су наведени у SDEF картици (Source DEFinition). Команда SDEF има много варијабли, али и параметре који се користе за дефинисање карактеристика извора у датом проблему симулације. Наредба и дефинисање у SDEF у картици са свим својим бројним променљивим параметрима, представља један од сложенијих задатака у *MCNP5/X* извршној наредби, али је у стању да произведе невероватну разноликост самог извора, које могу бити садржане у само једној линији SDEF картице. Само једна SDEF картица је дозвољена за дефинисање у улазном фајлу. Сваки *MCNP5/X* параметар датог проблема има један од четири дефинисана извора: главни извор (SDEF картица), површински извор (SSR картица), извор за прорачуне критичности фисионих система (KCODE картица) или дефинисани извор од стране корисника (уобичајена процедура налаже да се најчешће користи SDEF картица). У оквиру ове дефиниције извора, може се одредити расподела (дистрибуција) извора у којој су наведени и параметри који могу да користе дистрибуције дате функције, а дефинисане су у SIn, SPn, SBn, и DSn картици. Картице које се користе за спецификацију датог извора приказане су у табели 5.

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Табела 5. Картице за дефинисање извора

Мнемоник	Дефинисана картица
SDEF	Главни извор
SIn	Информације о извору
SPn	Вероватноћа извора
SBn	Ток извора
DSn	Зависна извор дистрибуција
SCn	Коментар извора
SSW	Површински запис извора
SSR	Површински читавање извора
KCODE	Критичности физионих система
KSRC	Дефинисане тачке извора за KCODE

MODE картица такође служи као део спецификације извора, а у неким случајевима подразумева дати тип честице која треба да се покрене из датог извора. *MODE* наредба у картици прецизира где су честице створена и прате проблем транспорта саме честице. Сваки проблем који укључује транспорт честица, треба да садржи дефинисани проблем у *MODE* картици. Формат за *MODE* картицу су приказани као:

MODE X1 ... Xi

Xi = n за транспорт неутрона

r за транспорт фотона

e за транспорт електрона или позитрона

Извор мора да дефинише вредности следећих *MCNP5/X* варијабли (табела 6.) за сваку честицу која се производи, а која се касније позива у симулацији из дате библиотеке.

Табела 6. Картица варијабли честица

Ознака	Варијабла
ERG	Енергија честице (MeV)
TME	Време покретања честице
UUU,VVV,WWW	Правац кретања честице
XXX,YYY,ZZZ	Позиција честице
IPT	Тип честице
WGT	Статистичка тежина честице
ICL	Ћелија из које честица креће
JSU	Површина са које честица креће

Постоје три нивоа описа извора. Први ниво постоји када варијабла самог извора има експлицитну или стандардну вредност (на пример задата вредност енергије) или

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

подразумевану дистрибуцију (на пример, изотропна угаона расподела). Други ниво се јавља када је променљива извора дата у задатом облику расподеле вероватноће. Овај ниво захтева употребу SI или SP картице.

Трећи ниво се јавља када је променљива зависна од друге варијабле. Овај ниво захтева DS картицу. MCNP5/X узорци извора дате варијабле се тада успостављају у складу са потребама конкретног проблема. Свака зависна променљива мора бити узоркована након уноса. Уколико вредност једне променљиве утиче на подразумевану вредност друге променљиве, или начин на који се одабира, као што SUR утиче на DIR, они ће можда морати да се узоркују у правом редоследу. Оваква шема догађаја се користи у MCNP5/X да би се подесио редослед узорковања. Најчешћи извори променљивих параметара, који се користе у SDEF наредби су наведени у табели 7.

Табела 7. Варијабле за дефинисање SDEF картице

Варијабла	Значење	Подразумевана вредност
CEL	Ћелија	Одређена из XXX, YYY, ZZZ Нула
SUR	Површина	(значи да се извор налази у ћелији)
ERG	Енергија (MeV)	14 MeV
TME	Време	0
DIR	μ , косинус угла између VEC и UUU, VVV, WWW (азимутни угао се увек узоркује униформно у интервалу од 0^0 – 360^0)	Запремински случај: μ је равномерно распоређено у интервалу -1 до 1 (изотропан) Површински случај: $p(\mu) = 2\mu$ 0 до 1 (косинусна дистрибуција)
AXS	Референтни вектор за EXT и RAD	-
X	x-координата положаја	-
Y	y-координата положаја	-
Z	z-координата положаја	-
ARA	Подручје површине (потребно само за директне доприносе на тачку детектора од	-

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

	равни површине извора)	
WGT	Тежина честице	1
	Критеријум за одбацивање	
EFF	ефикасности	.01
	позиције узорковања	
		1=неутрон ако је MODE N или NP или NPE
PAR	Тип честица које ће извор емитовати	2=фотон ако је MODE P или PE 3=електрон ако је MODE E
	Трансформација извора	
TR	честица $TR = n$ или трансформација дистрибуција $TR = Dn$	-
NRM	Нормална површина	+1
POS	Референтна тачка	0,0,0
RAD	Растојање од POS или AXS	0
	Телија: растојање од POS у правцу AXS	0
EXT	Површина: косинус угла од AXS	
		Запремински случај: захтева унос, уколико није изотропан
VEC	Референтни вектор за DIR	Површински случај: вектор нормалан на површину са предзнаком одређен у односу на NRM

Спецификација улаза WGT, EFF и PAR може имати само експлицитне вредности. Дистрибуција у одређеном интервалу није дозвољена. Дозвољена вредност за PAR је 1 за неутроне, 2 за фотоне или 3 за електроне. Уобичајена вредност је најнижа од ова три која одговара стварном или стандардном уносу у MODE делу картице. Само одабир једне врсте честица је дозвољен у SDEF картици. Већина изворних варијабли су скалари, али с у VEC, POS, и AXS вектори. Потребна вредност извора променљиве, као у SDEF, SI или DS картици, обично се задаје један број у улазном фајлу, али са избором VEC, POS, и AXS, вредност мора заправо имати триплет бројева то јест, x , y , и z компоненте вектора.

Променљиви извори SUR, POS, RAD, EXT, AXS, X, Y, Z, и CCC се користе у различитим комбинацијама да би се одредиле координате (x,y,z) полазних позиција извора

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

честица. Са овим комбинацијама може се одредити три различите врсте запреминске дистрибуције и три различите врсте дистрибуције на површинама. Дегенерисани верзије тих расподела обезбеђују линије и тачке извора. Сложеније дистрибуције могу се апроксимирати комбиновањем неколико једноставних дистрибуција, користећи S опцију Sin и DS_n картице.

Три различите врсте запреминске дистрибуције су задате у Декартовом, сферном или цилиндричном координатном систему. Вредност променљиве SUR је нула за запреминску расподелу. Запреминска расподела се може користити у комбинацији са CEL променљивом, при чему узорак мора бити равномерно распоређен у унутрашњости ћелије.

Следећи пример представља употребу SDEF картице и дефинисање тачкастог извора зрачења ^{60}Co :

```
sdef erg=d1 pos=0 0 0 par=p
si1 l 1.173 1.332
sp1 d 1 1
```

Следећа илустрација представља варијацију употребе SDEF картице:

```
sdef cel=5 pos=9 0 0 erg=0.662 rad=d1 ext=d2 axs=1 0 0
par=2
si1 0 0.25
sp1 -21 1
si2 0.75
sp2 -21 0
```

Извор је равномерно распоређен у целокупној запремини ћелије 5. Ћелија се налази центрирана по координатама, чија је позиција дефинисана у (9,0,0). Оса извора прелази преко (9,0,0) у правцу (1,0,0). Унутрашњи и спољашњи радијуси запремине датог извора су 0 cm и 0,25 cm, и простиру се дуж осе (1,0,0) за удаљености од ± 0.75 од (20,0,0). Мора се водити рачуна да овако дефинисани извор, обухвата комплетно ћелију 5 и да нема расипања ван дате запремине.

За задату геометрију, употреба SDEF картице може се нпр. приказати у следећем облику:

c cells

1 1 -1 -2 u=1

1001 0 -1 fill=99

1002 0 -2 u=99 lat=1 fill=0:9 0:9 0:9 1 999r

666 0 1

c surfaces

1 rpp 0 10 0 10 0 10

2 rpp 0 1 0 1 0 1

c source

sdef erg=10. x=d1 y=d2 z=d3 cell=d4 par=2 \$ 10 MeV photons

si1 h 0.000 1.000

sp1 d 0. 1.

si2 h 0.000 1.000

sp2 d 0. 1.

si3 h 0.000 1.000

sp3 d 0. 1.

si4 l (1<1002<1001)

si4 l 1001:1002:1

sp4 1 999r

2.1.7. Спецификација излазних резултата (tally cards)

Tally картица се користи за спецификацију излазних података, то јест какве информације корисник жели да добије од прорачуна *Монте Карло* симулација; на пример, депонована енергија, флукс у запремини од интереса, степен загрејаности у региону од интереса, итд. Ова информација се захтева од стране корисника помоћу комбинације картице. Постоји седам основних типова *tally* картице за неутроне, шест основних типова

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

tally картице за фотоне, и четири основна типа *tally* картице за електроне, који су доступни у MCNP5/X -у као стандардне библиотеке спецификација (Табела 8.). Све су нормализоване по једној емитованој честици, али се могу мењати од стране корисника са TALLY потпрограмима или могу бити нормирана тежински у самој критичности (*K CODE*) прорачуна.

Табела 8. Спецификација ознака *tally* картице

Мнемоник	TALLY опис	Јединица
F1:N или F1:P или F1:E	Интегрисана струја површине	Честице
F2:N или F2:P или F2:E	Средња вредност флукса површине	честице/ <i>cm</i> ²
F4:N или F4:P или F4:E	Средња вредност флукса хелије	честице/ <i>cm</i> ²
F5a:N или F5a:P	Вредност флукса у тачки	честице/ <i>cm</i> ²
FIP5:N или FIP5:P	Правац тачке детектора за делове флуксне слике	честице/ <i>cm</i> ²
FIR5:N или FIR5:P	Правац тачке детектора за радиографски флукс	честице/ <i>cm</i> ²
FIC5:N или FIC5:P	Правац тачке детектора за цилиндрични радиографски флукс	честице/ <i>cm</i> ²
F6:N или F6:N,P или F6:P	Депонована енергија у хелији	MeV/g
F7:N	Депонована фисиона енергија у хелији	MeV/g
F8:P или F8:E или F8:P,E	Дистрибуција енергије импулса настале у детектору	Импулс
+F8:E	Депоновано наелектрисање	Набој

У спецификацији ознака *tally* се идентификује по типу и врсти честица. *Tally* је задати број у картици: 1,2, 4, 5, 6, 7, 8 или се повећава у корацима чија је вредност 10, али имајући у виду и ознаке честица :N, :P, или :E (или: :N, :P само у случају *tally* типа 6 или :P,E само у случају *tally* типа 8). Тако можемо добити мултипликацију основног *tally*, сваки са различитим енергетским спецификацијама за одређену хелију нпр. F4:N, F14:N,

$F104:N$ и $F234:N$ су легитимне ознаке позивања за израчунавање флукса неутрона задате ћелије. Они могу сви бити позвани у улазном фајлу за исту ћелију, али са различитим захтевима. Слично $F5:P$, $F15:P$ и $F305:P$ су позив за укључивање фотона у проблем дате симулације. Уношење $F1:N$ и $F1:P$ картице у истом инпут фајлу није дозвољено. *Tally* број не може имати више од три цифре. У следећим примерима показује се операција позивања *tally* картице:

1) $F2:N 1 3 6 T$.

Ова картица одређује четири неутронска флукса у *tally* картици; једну преко сваке од површина 1, 3 и 6 и један који представља средњу вредност флукса у све три површине.

2) $F1:P (1 2) (3 4 5) 6$

Ова картица даје три фотонске струје у *tally* картици; једну која представља сумирану вредност преко површина 1 и 2; једну за суму преко површине 3, 4 и 5; и једну за површину 6.

3) $F371:N (1 2 3) (1 4) T$

Ова картица даје три неутронске струје у *tally* картици; једну за суму преко површина 1, 2 и 3; једну за суму преко површина 1 и 4; и једну за суму преко површина 1, 2, 3, и 4.

2.1.8. *Картица материјала*

Картице материјала за пуњење разних ћелија у *MCNP5/X* укључује следеће елементе:

- а) јединствен материјални број,
- б) основни или изотопски састав,
- в) ефикасне пресеке интеракција укључујући и захват.

У картицу материјала није укључена густина материјала, која је дефинисана у картици ћелије. То дозвољава да се један материјал појави са различитим густинама у различитим ћелијама. Коментар картице (картице почињу са *C* или *c*) се може користити за наративне описе. У следећим картицама материјала, ознака *M1* односи на материјал 1. На пример:

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

c -----

c Вода за транспорт гама зрачења (атомска фракција)

c -----

M1 1000 2 \$ Водоник

8000 1 \$ Кисеоник

Ознаке 1000 и 8000 идентификују елементе периодног система- водоника (атомски број $Z = 1$) и кисеоника ($Z = 8$). Три нуле у свакој ознаци су места за атомске масене бројеве, који би били потребни ако се идентификују специфични изотопи елемената, који су углавном потребни за симулацију транспорта неутрона. За гама зрачење и транспорт електрона, довољно је само да се одреди атомски број. За једињења, смеше или композиције материјала, може алтернативно бити наведена масена фракција, означена знаком минус:

c -----

c Вода за транспорт гама зрачења (масена фракција)

c -----

M1 1000 -0.11190 \$ Водоник -масена фракција

8000 -0.88810 \$ Кисеоник -масена фракција

За проблеме транспорта неутрона, често специфични изотоп елемента мора бити наведен. Изотопски ZAID број (*Z A IDentification*) садржи шест цифара ZZZAAA у којима је ZZZ атомски број Z и AAA је атомски масени број A . Дакле ^{235}U има ZAID број 092235 или једноставно 92235. Као пример, лака вода за проблематику транспорта неутрона може се дефинисати као:

c -----

c Вода за транспорт неутрона (масена фракција)

c -----

M1 1001.60c -0.11190 \$ H-1/ Водоник -масена фракција

8016.60c -0.88810 \$ O-16 /Кисеоник -масена фракција

Бројеви 1001 и 8016 представљају атомски број и атомске масе у форми *ZAID* бројева. Ознака 60с идентификује ефикасни пресек захвата.

Када је водоник молекуларно везан у води, било чистој или као састојак у неком другом материјалу, само везивање утиче на губитак енергије у сударима и процесима са спорим неутронима.

Да бисмо користили овај ефекат, потребно је увести додатну *MT* картицу, као што је приказано у наставку:

```
c -----  
c Вода за транспорт неутрона (масена фракција)  
c -----  
M1 1001.50c -0.11190 $ H-1/ Водоник -масена фракција  
    8016.50c -0.88810 $ O-16 /Кисеоник -масена фракција  
MT1 lwtr.01
```

Без *MT* картице, водоник ће се третирати као да је монотомски гас. Процес ефекта везивања са другим нуклидима и другим материјалима је детаљно описан у *Appendix G of Vol. I of the MCNP5/X Manual*.

2.1.9. Технике редуkcије варијансе

Технике редуkcије варијансе су важни елементи било ког Монте Карло кода и могу се употребљавати за различите примене и различите геометрије. Ове технике смањују време симулације честица и побољшавају брзину израчунавања основног кода. Постоје четири главне категорије техника редуkcије варијансе:

Методe скраћивања: су најједноставније методе редуkcије варијансе. Они убрзавају прорачуне скраћивањем делова простора који не доприносе значајно коначном решењу. Најједноставнији пример се односи на скраћивање геометрије, при чему небитни делови геометрије једноставно нису моделовани. Специфичне методе скраћивања доступни у

MCNP5/X су енергетски прекид, смањење тежине и прекид временских ограничења у току симулација.

Методe контроле: Ове методе вештачки повећавају број честица у просторним или енергетским регионима који су важни или смањују овај број у случају да не доприносе резултату задатих симулација. У MCNP5/X –у. Специфичне методе контроле које се користе су: раздвајање (splitting) честица чија се историја симулира и руски рулет (IMP картица).

Модификоване методе узорковања: Ове методе вештачки повећавају вероватноћу догађаја који повећавају вероватноћу да честице од интереса стигне до краја региона од интереса за задате симулације (tally card). Имплицитно снимање (PHYS card) и догађаји емисије закочног зрачења (bremsstrahlung) (BBREM card) укључени су у MCNP5/X код.

Делимично-детерминистичке методе: је најкомпликованија класа редукције варијансе. Они заобилазе нормалан процес насумичне симулације користећи детерминистичке технике, као што су процене догађаја или унапред контролишући редослед случајног броја.

Коришћење ових команди је посебно ефикасно у комбинацији са паралелним искључењем одређивања параметара времена праћења, појединих физичких процеса занемарљивог доприноса у коначним резултатима симулација. Ово може убрзати време израчунавања за неки проблем за фактор већи од десет.

2.2. EGS код

EGS (Electron Gamma Shower) је компјутерски пакет опште намене за Монте Карло симулације транспорта парова електрона и фотона у произвољној геометрији за честице чије се енергије налазе у границама од неколико keV до неколико TeV. Овај код је развијен 1980 год. у колаборацији NRC и SLAC (Stanford Linear Accelerator Center) (WR Nelson et al., 1985). Програм има широку примену у симулацији транспорта зрачења, јер је веома флексибилан, добро документован, и детаљно тестиран, са веома обимним библиотекама за рад. EGS код данас представља стандард за клиничку радијациону дозиметрију. EGS је написан у FORTRAN-у. EGS је код "класе II" који сударе електрона

и прати историје свих фотона појединачно емитованих закочним зрачењем. Такви догађаји захтевају унапред дефинисане енергетске прагове и ефикасне пресеке свих интеракција израчунате помоћу генератора кода *PEGS*.

Недавно је одржана школа *EGS-a* у Трсту у периоду од 18 - 29 сеп 2017. (*ICTP-IAEA Workshop on Monte Carlo Radiation Transport and Associated Data Needs for Medical Applications*) на којој су аутори овог софтвера показали нове опције и могућности унапређене верзије овог софтвера под називом *EGS_nrc*. Укључена компонента *BEAMnrc* (*DWO Rogers et al.,1995*) заједно са *DOSXYZnrc* може симулирати дозе зрачења у геометрији воксела. Нова верзија програма такође укључује алате за обраду података и визуелизацију геометрије.

2.3. *ETRAN* код

ETRAN (*Electron and Photon Transport Programs, June 10, 1968*) израчунава транспорт електрона и фотона кроз планепаралелну плочу које имају коначну дебљину у једној димензији и бесконачне димензије у друге две. Инцидентно зрачење може да се састоји од снопа електрона или фотона са одређеном спектралном и дирекционом расподелом.

При симулацији простирања електрона, програм узима у обзир формирање секундарних електрона, континуалног закочног зрачења и карактеристичног X-зрачења. Кад су фотони у питању урачунава се стварање Комптонових електрона, фотоелектрона, као и електрон- позитронских парова. Такође узети су у обзир Ожеови (Аугер) електрони и флуоресцентно зрачење.

2.4. *ITS6* код

ITS (*Integrated TIGER Series*) представља скуп програма који користе спрегнуте електронске парове Монте Карло транспортних кодова и служи за описивање продукције и транспорта електрона, коришћених у симулацијама у мулти-димензионалном окружењу (*ITS 2009*). *ITS* је колекција програма, који деле заједничку библиотеку, која може да реши проблеме транспорта зрачење. Укупно осам програма је повезано у целину и могу се поделити у шест група:

- 1) *TIGER* кодови (за једнодимензионалне геометрију плоче);
 - 2) *CYLTRAN* кодови (за дводимензионалну цилиндричну геометрију),
 - 3) *ACCEPT* кодове (за произвољне тродимензионалне геометрије),
 - 4) *стандард кодови* (за нормалне апликације),
 - 5) *P* кодови (за апликације, где су потребне побољшане процедуре приликом прорачуна при процесима јонизације и релаксације),
 - 6) *M* кодови (за апликације које укључују више ефекте електромагнетних поља).
- Корисник бира одговарајући код из библиотеке и додељује му посебне вредности за физичко описивање проблема које треба решити у улазној датотеци.

2.5. *GEANT4* код

GEANT код пакет је првобитно дизајниран за експерименте физике високих енергија, али је нашао примену и изван овог домена у областима медицинских и биолошких наука, заштиту од зрачења и астронаутике (<http://geant4.web.cern.ch/geant4/support/download.shtml>). Главна примена *GEANT* су транспорт честица кроз експериментално подешавање симулација одговора детектора и графичког представљање подешавања трајекторије честице. Ове две функције се комбинују у интерактивној верзији *GEANT*. Код је написан у *C++* и експлоатише напредне технике софтверског инжењеринга и објектно оријентисане технологије за постизање веће ефикасности самога кода. *GEANT* има прилично дугу историју, јер је прва верзија *GEANT* развијена у CERN-у 1974. Године 1998. издата је четврта верзија тзв. *GEANT4* како би се заменио *GEANT3* који је програмиран у FORTRAN-у (као део *CERNLIB-a*). 1999. године је усвојен као стандардни софтвер у физици високих енергија: Babar (2001), ATLAS, CMS, ALICE и LHCb (2002).

Најновија библиотека садржи податке за високо прецизни транспортни модел (*G4NeutronHP*) неутрона са енергијама мањим од 20 MeV са ефикасним пресецима. Ови подаци потичу из недавних допуњених библиотека података (нпр. *ENDF/B_VII.0*, *JEFF-3.1*, *JENDL-4.0*, итд.), који су написани у *GEANT4* формату. Такви подаци имају за циљ да замене стандардне *G4NDL* библиотеке, доступне стандардном *GEANT4* дистрибуцијом. На овај начин, корисници *GEANT4*-а ће имати приступ комплетној листи стандардних

евалуираних библиотека података при извођењу Монте Карло симулација помоћу *GEANT4*.

2.6. *FOTELP*

FOTELP је развијен у Србији и њен аутор је Р.Илић (*R. D. Ilić, 2002*) некадашњи члан ВТИ у Београду. Овај програм је дизајниран за симулирање транспорта фотона, електрона и позитрона кроз тродимензионалну геометрију материјала и извора коришћењем методе Монте Карло методе. Верзија *FOTELP-2014* укључује рутински *ELMAG* за симулацију електронског и позитронског транспорта у електричним и магнетним пољима, опцију *RESUME* и рутински *TIMER* за добијање почетног случајног броја и за мерење времена симулације. *FOTELP-2014* је погодан за нумеричке експерименте у дозиметрији, заштиту од зрачења, а посебно за израчунавање дозе приликом радиотерапије.

Многи други софтвери су развијени или прилагођени од стране корисника у складу са њиховим специфичним потребама. Занимљиве иницијативе укључују тзв метод свих честица (*all particle method*) и *EPIC* (електрон-фотон тродимензионални Монте Карло транспорт) код који се развија у *Lawrence Livermore National Laboratory (LLNL)*, у коме је смештена најобимнија база података за интеракције фотона, електрона позитрона, неутрона, протона, као и других тешких наелектрисаних честица. Међу програмима који се веома често користе током последњих неколико година је *PENELOPE*, која обавља Монте Карло симулације транспорта и интеракције заједничких парова електрон-фотона у произвољним материјалима и комплексне геометрије. Миксована процедура се користи за симулацију електронске и позитронске интеракције, у којој су догађаји симулирани на детаљнији начин. Миксовани симулациони алгоритми за електронску и позитронску имплементацију и његову реализацију у *PENELOPE* репродукује транспортни процес са веома високим степеном тачности, чак и при веома ниским енергијама. То је делом због употребе софистицираних транспортних механизма, који представља модел заснован на тзв *случајној методи шарки (random hinge method)*, са укљученим процесима корекције енергетских губитака за догађаје. *FLUKA* је још један амбициозан потпуно интегрисан софтвер свечестичне анализе (*all particle*) под окриљем Монте Карло симулационог

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

пакета. Електрон-фотонски транспорт је исти као код EGS, али је код у задњим годинама наставио да се развија у сасвим другачијем правцу и сада је доступан од аутора по захтеву.

3. МОДЕЛИ И ФАНТОМИ ЉУДСКОГ ТЕЛА

3.1. Преглед модела и фантома

У овом поглављу описани су фантоми употребљени у овом раду. Фантоми су физичке или виртуелне репрезентације људског тела који се користе за одређивање различитих радијационих величина у органима и ткивима, најчешће апсорбоване дозе. је у питању, Фантоми се користе за потребе медицинске физике у циљу заштите од јонизујућег зрачења. Иако није могуће направити такав физички фантом или математички модел фантома који би прецизно симулирао људско тело, могуће је направити фантоме или моделе који се користе као апроксимативни сурогати. Најједноставнији фантоми су конструисани од материјала еквивалентном меком ткиву, са шупљинама у органима да би се поставили дозиметри за мерења (*in situ*). Такви фантоми имају густину која одговара плућима, мишићима или структури костију (*ICRP 51, 1987*).

У заштити од зрачења један од првих је физички модел Алдерсон-Рандо фантом (*Alderson, et al., 1962*). Овакав фантом има облик људског тела са скелетом који је уметнут у материјал еквивалентан ткиву.

Fisher i Snyder (1967) су увели математички фантом, код којих се величина и облик тела и органа описују математичким једначинама. Овај фантом је даље развијан у складу са препорукама у ICRP и познат је под именом MIRD5 (MIRD- Medical Internal Radiation Dose). У почетку је био намењен за рачунање апсорбоване дозе услед унутрашњег излагања, а касније је модификован и примењен за израчунавање апсорбоване дозе од спољашњег излагања.

MIRD фантом се аналитички дефинише помоћу секција за поједине делове тела: руке, труп и кукови се представљају елиптичким цилиндром, зарубљени елиптички конуси представљају ноге, док елиптички цилиндар приказује главу и врат. Руке нису одвојене од трупа. Нема модела који је адаптиран за најмање мање органе (тј. нос, уши, стопала и прсти).

У MIRD фантому су идентификована три типа ткива: скелет, плућа и меко ткиво. Кожа је представљена слојем меког ткива дебљине 2 mm и опкољава цело тело. За плућа и меко ткиво главни елементи су: водоник, угљеник, азот и кисеоник, али и други елементи

присутни у траговима. Скелет садржи значајан део калцијума и фосфора. Плућа се незнатно разликују од меког ткива јер садрже ваздух.

Оригинални MIRD фантом је хермафродитни и укључује гонаде од оба пола и груди за женски пол и представљао је основу за развој будућих фантома. Да би се модели који се користе за рачунање расподеле апсорбоване дозе приближили реалним индивидуама, било је потребно увођење мушког и женског модела, као и одређивање модела за дете и новорођенче. Од стране Cristy уведен је модел за дечји фантом са величином тела која које одговара старости од 0; 1; 5; 10 и 15 година (*Cristy, NUREG/CR-1159*). Моделе одраслих фантома оба пола ADAM и EVA развио је Крамер (*Kramer R., et al., 1982*). Висина и маса тела и масе органа ових MIRD типова фантома одговарају подацима за стандардног човека.

Први педијатријски модели развијени су у ORNL лабораторији (*Oak Ridge National Laboratory*) сразмерним умањивањем верзија модела „одраслог фантома“. Касније модификације су побољшане и узимале су у обзир знања о педијатријској анатомији и расту. У најновијим педијатријским моделима органи су сасвим слични реалним.

Препоруке за дизајн модела и фантома људског тела, који се користе у заштити од зрачења дате су у публикацији *ICRP89 (ICRP, 2002)*. Ови извештаји обезбеђују преглед анатомских, физиолошких и метаболичких карактеристика човека, и предлажу типичне или референтне вредности за фантоме. Сваки од модела укључује опис модела, дијаграм или фотографију, спољашње димензије, густине разматраних ткива, примене и референце.

3. 2. ORNL фантом

У прорачунима овог рада коришћен је и ORNL фантом, те је због тога овај фантом детаљно описан у тексту. ORNL серије математичког фантома су развили *Eckerman, Cristy* и *Ryman* у *Oak Ridge Laboratory (ORNL)* (*Cristy, 1980; Cristy & Eckerman, 1987; Eckerman et al., 1996*). Физичке димензије ORNL фантома приказане су у Табели 9.

Табела 9. Параметри ORNL серија математичког фантома

Фантом	Маса (kg)	Висина (cm)	Труп и руке (cm)	Попречни дијаметар (cm)
Новорођенче	3.60	51.5	12.7	9.8
1 год	9.72	75.0	17.6	13
5 год	19.8	109.0	22.9	15
10 год	33.2	139	27.8	16.8
15 год	56.8	164	34.5	19.6
Одрастао мушкарац	73.7	179	40.0	20.0

ORNL серија укључује фантоме за новорођенче, индивидуе старе 1, 5, 10, 15 година и фантома одраслог мушкараца. Петнаесто годишњи фантом репрезентује оба рода, мушки и женски. Сваки фантом састоји се из три велике секције: (1) елиптички цилиндар репрезентује труп и руке; (2) два зарубљена конуса репрезентују ноге и стопала; и (3) кружни цилиндар, заједно са елиптичким цилиндром и половином елипсоида репрезентују врат и главу. Женском фантому придодате су груди, које су представљене са два елипсоида. У *ORNL* фантому се разматрају три типа ткива: меко ткиво, скелет и плућа. Елементарни састав сваког од ових ткива дат је у Табели 10. заједно са одговарајућом густином за све фантоме, изузев новорођенчета.

3.2.1. Опис делова тела и органа ORNL фантома

За дефинисање *ORNL* фантома, координатни систем је изабран на следећи начин: позитиван смер з-осе управљен је навише према глави, х-оса је усмерена улево, а у-оса у правцу напред-назад, усмерена ка леђима фантома. Координатни почетак је у основи трупа. Димензије су у *cm* заокружене на две децимале.

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Труп као елиптички цилиндар представља се једначином:

$$\left(\frac{x}{A_T}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_T}\right)^2 \leq 1 \quad 0 \leq z \leq C_T, \quad (3.2.1.1)$$

где су вредности параметара A_T , B_T и C_T за сваки фантом дате у Табели 11.

Табела 10. Елементи који улазе у састав ткива ORNL фантома

(Eckerman et al., 1996)

Елемент (%)	Меко ткиво	Скелет	Плућа
H	10.454	7.337	10.134
C	22.663	25.475	10.238
N	2.490	3.057	2.866
O	63.525	47.893	75.752
F	0	0.025	0
Na	0.112	0.326	0.184
Mg	0.013	0.112	0.007
Si	0.030	0.002	0.006
P	0.134	5.095	0.080
S	0.204	0.173	0.225
Cl	0.133	0.143	0.226
K	0.208	0.153	0.194
Ca	0.024	10.190	0.009
Fe	0.005	0.008	0.037
Zn	0.003	0.005	0.001
Rb	0.001	0.002	0.001
Sr	0	0.003	0
Zr	0.001	0	0
Pb	0	0.001	0
Густина (g/cm ³)	1.04	1.4	0.296

Део трупа укључује и руке, док су за женски фантом груди додате споља на секцију трупа.

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Табела 11. Параметри који дефинишу труп у ORNL серији фантома

(Eckerman et al., 1996)

Фантом	Дужина (cm)			Запремина (cm ³)	Маса (g)
	A _T	B _T	C _T		
Новорођенче	6.35	4.90	21.60	2 050	2 030
1 год	8.80	6.50	30.70	5 350	5 350
5 год	11.45	7.50	40.80	10 660	10 650
10 год	13.90	8.40	50.80	18 050	18 130
15 год	17.25	9.80	63.10	32 920	33 500
Одрастао мушкарац	20.00	10.00	70.00	43 090	43 470

Глава укључује врат, који је представљен кружним цилиндром (неједнакости 3.2.1.2).

$$x^2 + y^2 \leq R_H^2 \quad C_T \leq z \leq C_T + C_{H0} \quad (3.2.1.2)$$

Глава се састоји од елиптичног цилиндра, а поврх њега је полу-елипсоид (неједнакости 3.2.1.3 и 3.2.1.4).

$$\left(\frac{x}{A_H}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_H}\right)^2 \leq 1 \quad C_T + C_{H0} \leq z \leq C_T + C_{H0} + C_{H1} \quad (3.2.1.3)$$

$$\left(\frac{x}{A_H}\right)^2 + \left(\frac{y}{B_H}\right)^2 + \left(\frac{z - (C_T + C_{H0} + C_{H1})}{C_{H2}}\right)^2 \leq 1 \quad z \geq C_T + C_{H0} + C_{H1} \quad (3.2.1.4)$$

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Параметри који дефинишу главу у ORNL фантому приказани су у Табели 12.

Табела 12. Параметри који дефинишу главу у ORNL серији фантома

(Eckerman et al., 1996)

Фантом	Дужина (cm)						Запремина (cm ³)	Маса (g)
	R _H	A _H	B _H	C _{H0}	C _{H1}	C _{H2}		
Новорођенче	2.8	4.52	5.78	1.50	7.01	3.99	831	876
1 год	3.6	6.13	7.84	2.30	9.50	5.41	2 070	2 220
5 год	3.8	7.13	9.05	3.30	10.70	6.31	3 170	3 480
0 год	4.4	7.43	9.40	4.70	11.68	6.59	3 810	4 210
15 год	5.2	7.77	9.76	7.70	12.35	6.92	4 700	5 220
Одрастао мушкарац	5.4	8.00	10.0	8.40	13.05	7.15	5 250	5 870

Ноге се за сваки из серија ORNL фантома састоје од два кружна конуса, који се могу представити следећом неједначином:

$$x^2 + y^2 \leq \pm x \left(A_T + \frac{A_T}{C_L} \right) - C_L \leq z \leq 0 \quad (3.2.1.5)$$

где се знак + узима за леву, а – за десну ногу. Одговарајући параметри су дати у Табели 13.

Табела 13. Параметри који дефинишу ноге у ORNL серији фантома

(Eckerman et al., 1996)

Дужина (cm)					
Фантом	C_L	C'_L	Запремина (cm^3)	Маса (g)	
Новорођенче	16.8	21.6	451	480	
1 год	26.5	37.1	1 470	1 600	
5 год	48.0	65.0	4 380	4 780	
10 год	66.0	90.0	8 930	9 740	
15 год	78.0	100.0	15 400	16 800	
Одрастао мушкарац	80.0	100.0	20 800	22 600	

Једначине за органе са следећим параметрима: A_T , V_T , C_T , A_N , V_N , C_{N1} , C_{N2} , C_1 и C'_1 користе се за дефинисање органа. Запремине органа су дате заједно са вредностима за параметре. Масе су одређене из запремине и одговарајуће густине.

У ORNL серији фантома кожа се представља слојем дебљине 0.2 cm који споља обавија фантома. Главни органи су: органи гастроинтестиналног тракта (једњак, желудац и дебело црево), јетра, плућа, гонаде (тестиси и оваријуми), тироида и бешика, скелетни систем (површина кости и црвена коштана срж) и груди за фантом женског пола.

Скелетни систем код ORNL серије фантома састоји се од 8 делова: кости ногу и руку, карлица, кичма (горњи, средњи и доњи део), лобања (чине је кости лобање и лица), ребра, кључне кости и лопатице. Регионална расподела активне (hematopoietic) и неактивне (fatty) коштане сржи у великој мери зависи од година фантома (Табела 14). Укупна маса скелета одраслог фантома је 10000 g, од чега је 3500 g маса коштане сржи (маса активне коштане сржи је 1120 g, а неактивне 2380 g).

Табела 14. Коштана срж код ORNL серије фантома (Eckerman et al., 1996)

Фантом	Маса коштане сржи (g)		
	Укупна	Активна	Неактивна
Новорођенче	47	47	0
1 год	170	150	20
5 год	460	320	140
10 год	1200	610	590
15 год	2600	1050	1550
Одрастао мушкарац	3500	1120	2380

Масе активне коштане сржи у појединим костима у односу на укупну коштану срж, дате су у процентима (%) у Табели 15.

Табела 15. Активна коштана срж у појединим костима, деловима костију или групама представљена у % активне коштане сржи у телу ORNL серије фантома (Eckerman et al., 1996)

Делови скелета фантома	Процент у зависности од година фантома					
	0	1	5	10	15	Одрастао
Лобања (лобања + кости лица)	29.50	27.47	17.44	12.72	10.12	8.32
Лопатице	2.70	2.73	2.72	2.89	3.26	2.85
Кључне кости	0.80	0.83	0.85	0.89	0.98	0.79
Ребра	9.20	9.61	10.58	13.02	16.27	19.22
Кичма (горњи део)	2.30	1.88	1.46	1.80	2.25	2.66
Кичма (средњи део)	9.40	9.27	9.58	11.79	14.75	17.41
Кичма (доњи део)	1.90	3.37	5.39	6.63	8.29	9.79
Карлица	11.66	16.47	23.33	28.73	33.60	33.31
Кости ногу (горњи део)	1.87	2.07	3.41	4.72	4.60	3.35
Кости ногу (средњи део)	3.73	3.88	6.28	6.14	2.04	0
Кости ногу (доњи део)	16.24	13.40	11.55	5.51	0	0
Кости руку (горњи део)	2.32	2.41	2.36	2.49	3.14	2.29
Кости руку (горњи средњи део)	2.32	2.25	2.18	1.62	0.70	0
Кости руку (доњи део)	6.07	4.36	2.88	1.06	0	0

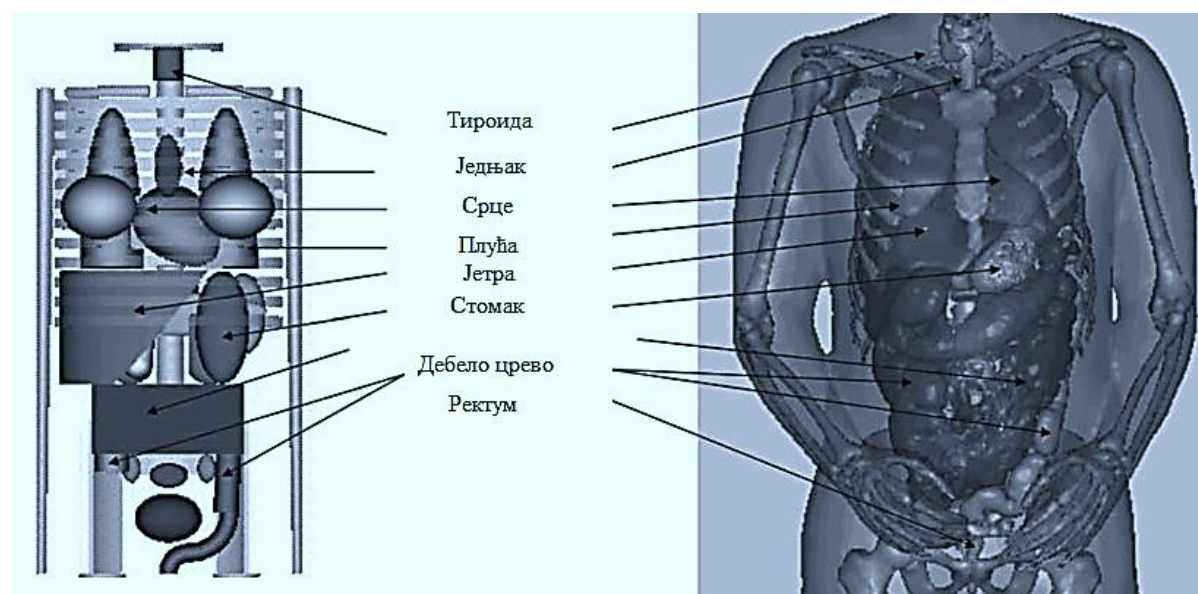
3.3. Томографски модели

Иако је знатно побољшан прорачун еквивалентне дозе, математички MIRD тип фантома је стилизован модел људског тела и његових органа. Математички фантоми су значајно допринели у заштити од зрачења, али математичке једначине су инхерентно ограничене у смислу капацитета за детаљније описивање анатомије човека. Напредовање у компјутерској технологији, као и у технологији медицинског сликања допринело је развоју нове генерације фантома тзв. томографски или воксел фантоми. Томографске или воксел фантоме је увео Gibbs (*Gibbs, S. and Pujol, J. (1982)*). Томографски фантоми изграђују се од томографских слика добијених путем савремених модалитета медицинског сликања као што су магнетна резонанца (*MR*) или компјутеризована томографија (*CT*). Сегментирани дводимензионални подаци пиксела се убацују у тродимензионалну воксел матрицу у којој су функције и идентитет органа додељени појединачним вокселима. Настала матрица, може реалније описати људску анатомију од стилизованих фантома. Применом Монте Карло техника воксел фантоми се користе за рачунање апсорбоване дозе у људским органима у заштити од зрачења, радиографији и дозиметрији (*Zubal et al., 1994; Caon et al., 1999, 2000; Xu et al., 2000; Saito et al., 2001; Dimbylow, 2002; Kramer et al., 2003*).

ГСФ педијатријски томографски модели *Baby* и *Child* (*GSF Pediatric Tomographic Models -Baby and Child*) (*Zankl, M. et al., 1995*) представљају томографске моделе (фантоме) за осмонедељну бебу и седмогодишње дете који су добијени из СТ снимака. Физичке димензије модела бебе су: старост-8 недеља, маса 4.2 kg, висина 57 cm, бочни пречник трупа са рукама 21.8 cm, а попречни 12. 2 cm, док су за дете старо 7 година те димензије следеће: 21,7 kg, 115 cm, 33.1 cm и 17.6 cm. Разликују се следећа ткива: меко ткиво, коштани склоп, црвена коштана срж (за бебу), црвена коштана срж (за дете) и кожа, са одговарајућим густинама (y kg m^{-3}): 987-1050 kg m^{-3} , 296 kg m^{-3} , 1765 kg m^{-3} , 1027 kg m^{-3} , 1006 kg m^{-3} , респективно. Ови модели се примењују за рачунање доза органа и ткива, као и расподела апсорбоване дозе од спољашњег фотонског зрачења, у дијагностици X-зрачењем и радиотерапији.

VIP-Man фантом (*VI*isible *Ph*otographic *Man/VIP-Man*) је компјутерски фантом развијен током периода 1996-2000, на Политехничком Институту у Њујорку (*Xu, et al.,*

2000). VIP-Man модел има најбољу резолуцију од свих воксел модела који су данас доступни. VIP-Man има много сегментираних и класификованих органа/тквива (као што су кожа, очно сочиво, црвену коштану срж), које нису биле доступне у другим моделима. Органи VIP-Man могу да се подесе и употребе на стварању нових VIP-Man модела. Цело тело фантома садржи вокселе величине $0,33\text{ mm} \times 0,33\text{ mm} \times 1\text{ mm}$. Постоји укупно 72 различитих ткива/orgана који су сегментирани у фантому. Густине ткива/orgана, су већином усвојени по препоруци ICRP23. Висина VIP-Man је смањена на 176 cm, као и тежина која је смањена на вредност од 73 kg у складу са препорукама ICRP 66). На слици 2. је приказано поређење анатомског изгледа MIRD и фантома VIP-Man.



Слика 2. Поредица анатомског изгледа MIRD фантома (лево) и VIP-Man фантома (десно)

JAЕА (Japan Atomic Energy Agency) је развила сет од пет јапанских воксел компјутерских фантома помоћу података добијених из компјутерске томографије (СТ): три одрасла мушка компјутерска фантома и два модела фантома одрасле жене. Комплетни СТ подаци су узети од здравих добровољаца на Универзитету Фијита (*Fijita Health University Hospital*) након добијања сагласности од стране Етичког Комитета. Истраживачи су сегментирали први азијски компјутерски фантом-*Отоко*, у сарадњи са

ГСФ у Немачкој са комерцијално расположивим програмима за обраду слика-*MIPRON* (*Kontron Elektronik, Eching, Germany*), али користећи и друге рачунарске фантома усвајајући методологије GSF технике моделовања фантома са комерцијалним софтверима *Visilog4* (*Noesis, Orsay, France*) у JAEA. У овим компјутерским фантомима, кости и коштане сржи се одвојено моделирају у сваком скелету према СТ вредностима, омогућавајући да се израчунају дозе са обзиром на расподелу коштане сржи у телу. Прва генерација компјутерских фантома **Отоко** и **Онаго** имају вокселе величине $0,98 \times 0,98 \times 10 \text{ mm}^3$.

Серија педијатријских фантома (*The University of Florida*) су израђени на бази неуниформно рационалних Б-сплајн (*NURBS*) површина, конструисана у лабораторији за радијационо дозиметријске студије ALRADS (*Advanced Laboratory for Radiation Dosimetry Studies, University of FL, Gainesville, FL*). Први пут је моделован је **UF** Хибридни (UFH) фантом (новорођенче) применом технике полигонизације и процеса вокселизације. Развијен је хибридни фантом са мушком анатомијом користећи податке женског фантома, али заменом женских репрезентативних органа (јајника и материце) са мушким специфичним органима (тестиси и простата), који су добијени из воксела фантома UF 9-месеци. Вредности органа се подударају са референтним подацима у *ICRP 89*. На исти начин су добијени и фантоми у распону од 1 до 15 година.

У табели 16. су представљени поједини томографски модела који се користе у радијационој заштити. Наведене су и њихове главне карактеристике.

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Табела 16. Томографски фантоми

Фантом	Слика	Старост/пол фантома	Запремина воксела (mm^3)
BABY	СТ	8 недеља/жена	2.90
CHILD	СТ	7 година/жена	19.00
Zubal phantom	СТ	Одрасли мушкарац	46.70
NORMAN	MRI	Одрасла жена	8.10
ADELAIDE	СТ	14 година/жена	64.00
VIP-man		38 година/мушкарац	0.10
Golem	СТ	38 година/жена	34.60
Otoko	СТ	Одрасли мушкарац	9.60
UF newborn	СТ	6 дана/жена	0.30
UF 2 month	СТ	2 месеци/мушкарац	0.30
Visible-human	СТ	38 година/мушкарац	4.30
Frank	СТ	48 година/мушкарац	2.80
Donna	СТ	40 година/жена	35.16
Helga	СТ	26 година/жена	9.60
Irene	СТ	32 година/жена	17.58
KORMAN	MRI	30 година/мушкарац	40.00
MAX	СТ	Одрасли мушкарац	46.70
FAX	СТ	37 година/жена	46.70
TARO	СТ	22 година/мушкарац	8.00
NAOMI	MRI	23 година/жена	7.82
UF 9-month	СТ	9 месеци/мушкарац	0.55
UF 4-year	СТ	4 година/жена	1.01
UF 8-year	СТ	8 година/жена	2.02
UF 11-year	СТ	11 година/мушкарац	1.33
UF 14-year	СТ	14 година/мушкарац	2.34
KTMAN-1	MRI	25 година/мушкарац	20.00
KTMAN-2	MRI	35 година/мушкарац	20.00

4. DICOM СТАНДАРД

DICOM (Digital Imaging and COmmunication in Medicine) је стандардни документ који дефинише комуникацију и даје везу између свих медицинских уређаја који се баве дијагностичким снимањем. Развијен је у *NEMA (National Electrical Manufacturers Association)* (<http://www.nema.org/Standards/Pages/Digital-Imaging-and-Communications-in-Medicine.aspx>). То није *ISO* или *CEN* стандард. То је документ који дефинише садржај фајлова у којима се медицинске слике и остале информације чувају.

Пружа све потребне алате за обраду, представљање и правилну обраду медицинског снимања података. Штавише, супротно популарном веровању, DICOM није само слика или датотека, већ представља свеобухватни пренос података, складиштење и протокол, који је тако изграђен и дизајниран да обједини све функционалне аспекте, потребних да се покрију и испуне стандарди у области дигиталног медицинског снимања. То је документ који дефинише садржај фајлова у којима се чувају медицинске слике и друге информације (<http://medical.nema.org/> <ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2011/>).

DICOM је унапредио и обликовао садашњи облик савремене медицине пружајући:

1. *Универзални стандард*, који свим тренутним корисницима дигиталних слика, као и уређајима који производе DICOM слике, дозвољава комуникацију преко DICOM мреже.

2. *Одлична резолуција слике*, нпр. DICOM подржава до 65.536 (16 бита) нијанси сиве боје у случају монохроматске слике монитора. Претварање DICOM слике у JPEG или (BMP) формат, увек је ограничено на 256 нијанси сиве боје, што их веома често чини непрактичним за дијагностичка читавања. DICOM се одликује најсавременијим и напредним приказом дигиталне слике који обезбеђује изузетан квалитет дијагностичке информације.

3. *Пуна подршка за бројне параметаре аквизиције (пријема) слике и различите типове података*. Не само да DICOM складишти слике, већ такође бележи велики број осталих параметара везаних за слику, као што су 3D положај пацијента, физичке величине објеката на слици, дебљине пресека, експозиционих параметара слика, итд. Ови подаци неизмерно обогаћују информациони садржај и квалитет DICOM слике, и олакшавају обраду и интерпретацију доступних података (на пример, креирање 3D слике из неколико секвенци дводимензионалних СТ пресека).

4. *Комплетно декодирање медицинских података.* DICOM фајлови и поруке користе више од 2000 стандардизованих атрибута, који служе за пренос разних медицинских података – од имена пацијента, до тренутне дијагнозе пацијента. Ови подаци су често од суштинског значаја за тачну дијагностику.

5. *Јасноћа у описивању дигиталних уређаја за снимање и њихову функционалност.* DICOM дефинише функционалност медицинских уређаја у врло прецизним терминима, независних од самог уређаја. Рад са медицинским уређајима преко DICOM интерфејса је веома једноставан процес, остављајући мало простора за грешке.

DICOM садржи листу стандардних атрибута (више од 2000 њих), познат као *DICOM речник података*, који се користе да би се обезбедила доследност у обради и раду са подацима и датотекама, а приликом именовања и саме обраде. На пример: *пацијент атрибути* - име, датум рођења, пол и тако даље су укључени у DICOM речнику базе података. Сви DICOM атрибути су форматирани према 27 репрезентативних вредности (VR- *value representation*) врсте, којима се накнадно може додељивати одговарајући нпр. датум, време, име итд.

4.1. Програми отвореног кода за анализу слике

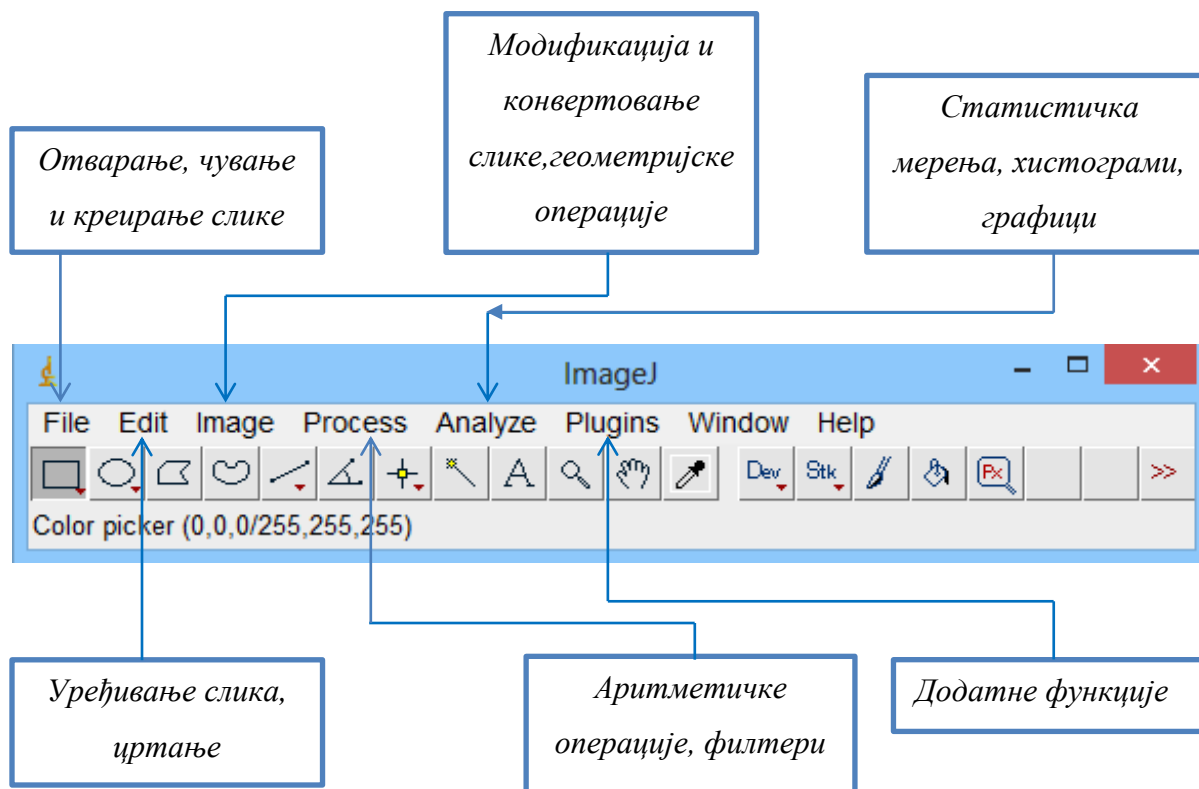
- *ImageJ* (<http://rsb.info.nih.gov/ij/>) пружа широк спектар обраде и процесовања слике, који се могу применивати на 2-Д и 3-Д моделима. Поред основне обраде слике (филтрирање, откривање ивице пресека, увећање), *ImageJ* обезбеђује и посебне алгоритме за анализу података. *ImageJ* је написан у програмском језику Јава (*Java*). *ImageJ* може истовремено отворити заједничке 2-Д датотеке, као и DICOM сет података различитих медицинских снимака.
- *ITK-SNAP* (<http://itksnap.org>) је алат за управљање и сегментацију 3-Д података, насталих при снимању. *ITK-SNAP* даје и спроводи активне контуре при аутоматској сегментацији, захваљујући посебном сету алгоритама имплементираних у сам програм. Такође даје могућност позивања динамичног интерфејса за навигацију датих података у 3-Д простору. *ITK-SNAP* подржава различите 3-Д формате слика, укључујући *DICOM*, *NiftI* и *Analyze*.

- *FSL* (<http://www.fmrib.ox.ac.uk/fsl>) је софтвер са укљученим библиотекама које нуде бројне аналитичке методе при МРИ снимању сета података. То укључује алате за линеарну регистрацију слике (FLIRT), нелинеарну регистрацију слика (FNIRT), аутоматску класификацију ткива (FAST) итд. FSL такође подржава *NiftI* и *Analyze* формате слика.
- *OsiriX* (<http://www.osirix-viewer.com>) је свеобухватна радна станица, а истовремено представља и напредни прегледач DICOM података. Овај софтвер нуди низ могућности за визуелизацију и неопходне алате за сегментацију. Његове могућности су посебно изражене при обради ЦТ података. Овај софтвер захтева компјутер типа Apple и системску платформу *MacOS X*.
- *3-D Slicer* (<http://slicer.org>) представља софтверску платформу за приказивање слике и посебне анализе. Програм нуди огроман број модула при аутоматској сегментацији, регистрацији и статистичку анализу података. Подржава огроман број различитих формата података.

5. *ImageJ* СОФТВЕР ЗА ОБРАДУ СЛИКА

ImageJ, који је коришћен у овом раду, је бесплатан софтвер отвореног кода (*open source*) развијен од *Wayne Rasband* на Америчком Националном Институту за здравље (U.S. National Institutes of Health - NIH) (<https://www.nih.gov/>). Написан је у Јава програмском језику и служи за обраду слика, као и за њихову анализу. Тренутна верзија *ImageJ*, ажуриране верзије, документација, разна тестирања, комплетан написан код, као и разне врсте додатних библиотека могу се скинути са званичног сајта <http://rsb.info.nih.gov/ij/>. *ImageJ* је вишенаменски софтвер, који може да прикаже, да врши потребна уређивања, анализира, процесира, чува и по потреби штампа 8-bit, 16-bit и 32-bit слике. Подржава различите формате слика, укључујући *tiff*, *gif*, *jpeg*, *bmp*, *dicom* итд. Има и могућност да "слаже" огроман број низова слика (*stacks*) и да ове низове слика приказује у прозору за анализу.

ImageJ може израчунати број пиксела у одређеним областима од интереса и дати податке о пикселима, као и све њихове вредности потребних атрибута за статистичку обраду датих података. Може измерити и дати раздаљину одређених делова на слици, као и односе углова појединих делова и то све приказати у правоугаоном координатном систему. *ImageJ* подржава стандардне функције за обраду слика, као што су контрастна манипулација, изоштравање, равнање, откривање ивица и средње филтрирање слика, што представља основни алат потребан за добијање томографских фантома. Такође подржава и геометријске трансформације, као што су скалирање и ротација. Слика може да се зумира од односа 32: 1 и до 1: 32. Све анализе и обраде, као и функције су доступне и у сваком фактору увећања. Програм подржава неограничен број прозора (слика) истовремено, а ограничен је само расположивом меморијом компјутера. Просторна калибрација је такође доступна да обезбеди реална мерења димензија у јединицама *SI* система. Сива калибрациона скала је такође на располагању и даје однос густина материјала на самој слици. *ImageJ* је дизајниран са отвореном архитектуром програмирања која пружа могућност проширења путем Јава додатака (*plugins*). *ImageJ* софтвер може да реши готово сваки проблем потребан у обради слике или анализи неког проблема. На слици 3. је приказан изглед софтвера *ImageJ*.



Слика 3. Изглед главног прозора ImageJ-а

5.1. Реконструкција слике и одређивање положаја пиксела у 3D

Реконструкција слике - равни, закривљене површине, 3D сетови података – заузимају главно место при обради улазних података потребних за добијање томографских фантома. Једна од главних полазних тачака, јесте дигитални запис слике која се обрађује. Предности дигиталног снимања у односу на старе технологије су од битног значаја, јер реконструкција података и њихово обједињавање у целину, не би била могућа без информација прикупљених из DICOM сета базе података. Поред резолуције снимања изражених преко пиксел атрибута, DICOM бележи и даје податке за пратеће раздаљине, 3D координите (слика 4.) датог објекта као и саму оријентацију при процесирању слике. DICOM пружа следеће информације:

1. "размак између пиксела слике", D_p , сачуваних у DICOM атрибуту (0028,0030) тзв. "Пиксел Размак" (*Pixel Spacing*). Овај параметар дефинише физичку величину слике, као и величину самог пиксела и омогућава мерење удаљености. На пример, ако знамо да је пиксел размак по x и y оси је $0,4 \text{ mm}$, тада слика линија од 10-пиксел одговарају растојању од 4 mm . Такође, ако знамо ширину и висину слике у пикселима (512×512 што представља просечну вредност при обради у процесу СТ снимања), можемо наћи величину слике, која износи: $512 \times 0,4 \text{ mm} = 204,8 \text{ mm}$.

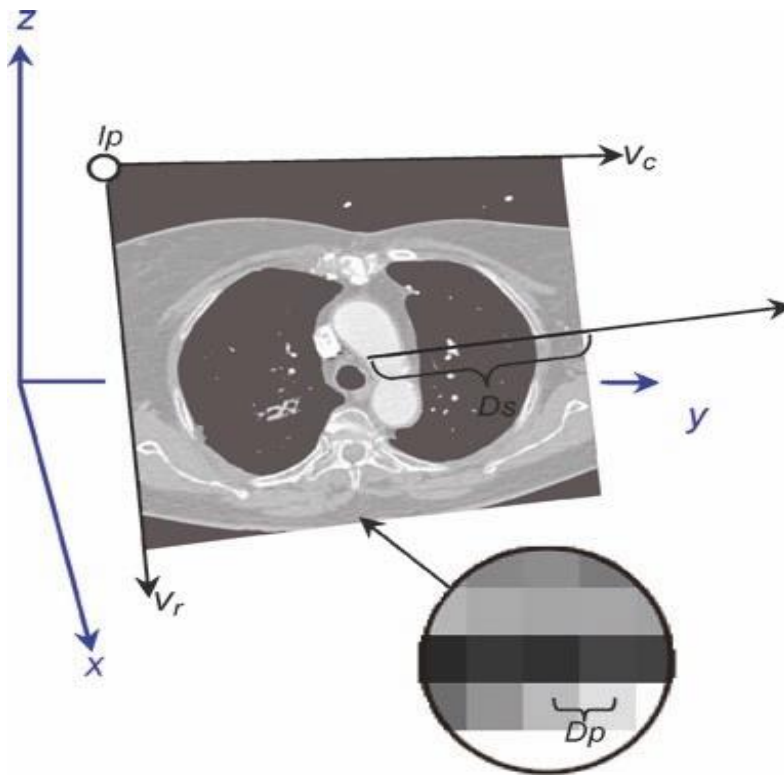
2. "позицију слике" (0020,0032) атрибут, I_p . То су x, y и z координате у горњем левом углу (први пиксел) слике и изражен је у милиметрима. Са овом величином знамо где слика почиње у 3D простору.

3. "оријентацију слике" (0020,0037) атрибут. Садржи смер у 3D простору, и представља косинус угла између редова слике и вектора колоне v_r и v_c , респективно. Ова два вектора, пореклом из позиције слике тачке I_p , потпуно дефинишу раван слике у 3D простору. Ако имамо пиксел слике P у реду r и колони c , можемо наћи 3D координату, било којег објекта (пиксела) као:

$$P_{3D} = I_p + r \times v_r + c \times v_c \quad (5.1.1)$$

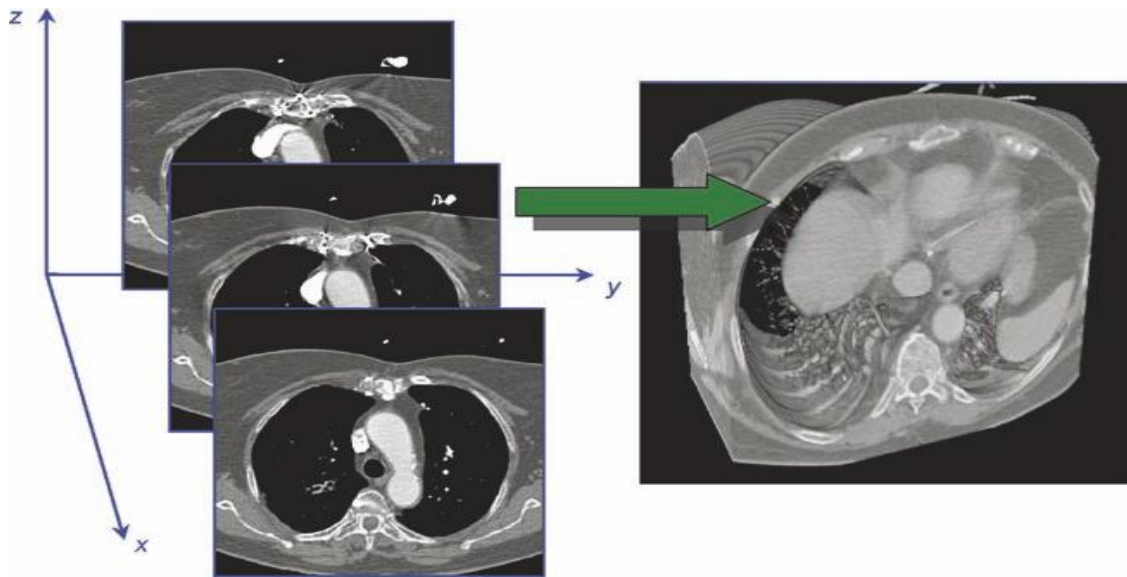
израчуната у x, y и z координатама.

4. "размак између пресека" (0018,0088) атрибут, D_s , бележи растојање између узастопних пресека слика, изражених у милиметрима. Она има исти тачну сврху као (0028,0030) "Пиксел размак", али у правцу z осе. На пример, ако се узме у обзир исти пиксел (r, c) позиција на првом и другом СТ пресека, онда растојање између ова два пресека ће бити једнак (0018,0088) и имаће исту вредност атрибута.



Слика 4. 3D реконструкција слике и координате у DICOM-у

5. Време аквизиције слике (време потребно за прикупљање података за слику), дебљина, локација и још неколико DICOM параметара представљају главне особине при реконструкцији, на пример, време аквизиције слике постаје неопходна у перфузионим анализама, када треба да се обрађују информације из привремених серија слике. Исти приступ са мањим модификацијама се користи за реконструкцију више равни пресека (слика 5.), запремине и осталих сличних параметара. Уз велики број пиксела за реконструкцију, обраду 3D запремине и слично, реконструкција слике захтева компјутере високих перформанси.



Слика 5. DICOM сет слика и 3D реконструкција

DICOM пружа све битне информације потребних за најобимније и најзахтевније реконструкције слика, од једноставних пресека по координатама, па све до вишеслојних и запреминских делова. Положај, као и координате сваког пиксела као и запреминске делове од интереса представљају основу за добијање воксел фантома.

6. ТЕОРИЈСКО ЕКСПЕРИМЕНТАЛНИ ДЕО РАДА

Методологија добијања фантома и принцип воксел геометрије, као и његова имплементација у MCNP5/X софтвер су коришћени за рачунање доза у неколико ситуација у медицинској физици. У овом раду третирају се следећи проблеми:

- BNCT (*Boron Neutron Capture Therapy*) терапија плућа,
- BNCT терапија јетре,
- Примена воксел геометрије у симулацијама математичког модела очног сочива,
- Примена Монте Карло методе при истраживању поља расејаног зрачења близу очног сочива оператера у интервентним процедурама,
- Прорачун специфичне апсорбоване фракције у појединим органима човечјег тела приликом примене радионуклида ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ и $^{81\text{m}}\text{Kr}$ употребом MCNP5/X софтвера.

6.1. Историјат BNC терапије

Прва идеја да се нуклеарна реакција захвата неутрона од стране бора искористи у терапеутске сврхе, потиче од *Locher (1936. год.)*, неколико година након открића неутрона од стране *Chadwick (1932. год.)*. Прва испитивања су почела *1940. год.*, а прва клиничка примена BNC терапије је урађена *1950. год.* у *Сједињеним Америчким Државама (Farr, et al., (1954).)*. Први третман је извршен над церебралним глиомом. Такав захват је прво урађен у *BNL (Brookhaven National Laboratory)*, а касније на *MIT (Massachusetts Institute of Technology)*, користећи као извор зрачења термичке неутроне и једињење познато под називом **Borax**. Након прве фазе, која је завршена *1959 год.* сва даља испитивања су обустављена због лоших резултата у клиничком третману.

Након добијања нових једињења бора, која су била у стању да изврше пенетрацију кроз ћелије тумора и испоруче веће количине бора у тумору, истраживања су настављена у *Јапану 1968. год.*

1994. год. поново је почела нова примена у клиничким третманима и примењена је у *BNL*, али овог пута су први пут употребљени епитермички неутрони. Ова новина у BNC

терапији, представља велики искорак у овој врсти третмана, јер се на овај начин штеде здрави органи и ткива и примљене дозе имају далеко мање вредности упоређујући исти третман са термички неутронима. Епитермички неутрони, такође имају и већу моћ продирања упоређујући их са термичким неутронима. Поред тога, употребљена су нова једињења бора *BPA-f (Borophenylalanine-fructose)*, који има могућност дубоке пенетрације кроз зидове ћелија. 1997. год. почињу слична истраживања у Холандији (*Petten*). Године 1999. и 2000. извршени су слични покушаји примене *BNC* терапије у Шведској и Финској. Концептуално у *BNC* терапији, пре-третман и план лечења мора бити засновани на прецизној концентрацији бора у запреминама од интереса (одређени органи), који ће се озрачивати у терапији. Бројне технике су развијене за мерење садржаја и концентрације бора у ткиву, а основна подела је на микроскопске и макроскопске методе према просторној резолуцији. Количине између 100 pg/g и $100 \text{ } \mu\text{g/g}$ могу се мерити у врло малим узорцима. Макроскопска техника дозвољава да се добије средња вредност концентрације бора у узорцима ткива или у крви, док методе које се заснивају на микроскопским мерењима дају као резултат расподелу концентрације бора на ћелијском или под-ћелијском нивоу. У клиничкој примени *BNCT*, користе се различита хемијска једињења ^{10}B као што су *BPA (Boronophenylalanine)* и *BSH (Sulphydryl borane)* као главни агенси емитери алфа честица. Сматра се да *BSH*, који се клинички користи у третманима тумора мозга, може проћи кроз крвно-моздану баријеру и тако селективно се акумулира у самом ткиву тумора мозга.

BPA се клинички користи за лечење малигнућ ћелија. Прва клиничка примена *BNCT* изведена је у Павији (*Pavia, Italy*). Сва научна истраживања и научне студије настоје да нађу модус који настоји да побољша и нађе најбољи однос између примљених доза у здравом ткиву које окружује сам тумор и дозе у туморима, а при различитим изборима енергије озрачивања.

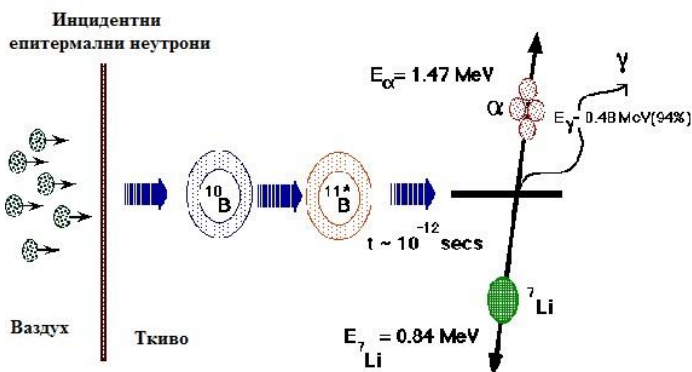
Успех *BNC* терапије у лечењу различитих врста тумора, лежи у напретку који је остварен током протеклих година у областима физике, хирургије и радиотерапије. Драматично побољшање *BNC* терапије је уско повезано са развојем нових лекова и једињења, што би осигурало веће концентрације бора у запремина од интереса, а што би

значило мање време изложености јонизујућем зрачењу, испоручене веће дозе туморима, а са високим степеном поштеђености здравог ткива.

6.1.1. Физичке основе БНЦ терапије

Нуклеарна реакција захвата неутрона од стране бора $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ представља основу *BNC* терапије.

BNC терапија је заснована на селективном афинитету ћелија тумора захвата ^{10}B приликом његовог инкорпорирања у организам. Озрачивањем долази до неутронског захвата од стране ^{10}B тј нуклеарне реакције $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$, што је пропраћено емисијом алфа честице и јона ^7Li . Управо ова особина омогућава основе *BNC* терапије, при чему се терапеутска доза испоручује у ткиво тумора, док здраво ткиво може бити поштеђено. Шематски приказ ове реакције је приказан на слици 6.



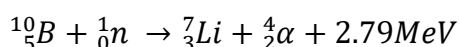
Слика 6. Шематски приказ неутронског захвата ^{10}B

Бор има повећани афинитет захвата неутрона, тако да та особина ^{10}B представља предност у односу на избор елемената у самој терапији. Пошто ове две честице (α , ^7Li) имају путању дужине приближно једнак пречнику ћелије, њихово леталитет је првенствено ограничен на ћелије које садрже бор. У табели 17. су представљене вредности ефикасних пресека појединих елемената. На основу података датих у табели може се видети зашто је ^{10}B један од основних елемената у датој терапији.

Табела 17. Ефикасни пресеци појединих елемената за термичке неутроне

Нуклиди	Ефикасни пресек (10^{-24}cm^2)
^{10}B	3837
^{11}B	0.005
^{12}C	0.0035
^1H	0.33
^{14}N	1.70
^{35}Cl	43.6
^{23}Na	0.534
^{157}Gd	254
^{153}Gd	0.02

Нуклерана реакција $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ представља основу BNC терапије. Као продукт ове реакције настају високо енергетске алфа честице и јони ^7Li . Домет ових честица је између 6-12 μm , што је упоредиво са величином пречника хелије.



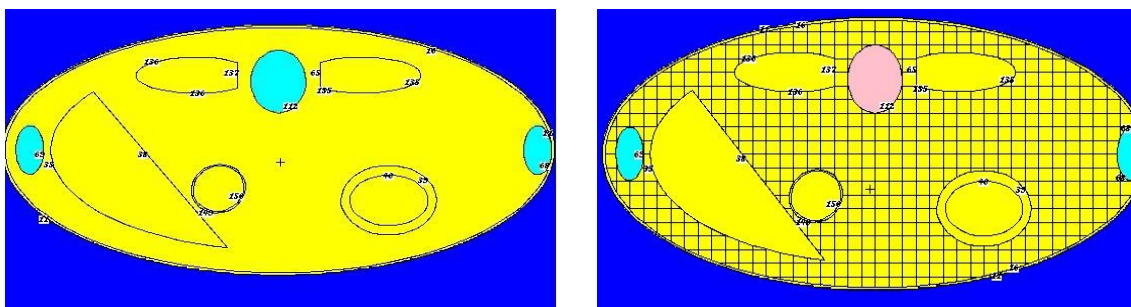
6.2. Примена воксел геометрије у BNC терапији плућа

Из овог дела рада публикован је рад под насловом „*Monte Carlo calculations of lung dose in ORNL phantom for boron neutron capture therapy*“ у часопису *-Radiation Protection Dosimetry*; а рад је дат у прилогу.

Приликом проучавања BNC терапије уочено је да би било веома корисно да се воксел геометрија имплементира у класичну геометрију фантома и да као таква може послужити и дати допринос у заштити од зрачења. Решеткаста (lattice) структура у овом случају даје једноставније проучавање задатих запремина од интереса. У наредном делу је описан процес имплементације воксел (*volume pixel*) геометрије у ORNL фантом. ORNL модел фантома представља стилизован математички модел пацијента. У овом раду је

урађена конверзија оригиналног модела у *MCNP5/X* решеткасту (*lattice*) геометрију и представља имплементацију воксел структуре у модел, али на такав начин да резултат буде препознатљив за *MCNP5/X* софтвер. Димензија воксела је варијабилна величина. Сваки воксел појединачно може бити дефинисан и пуњен (*fill*) са различитим материјалима, а независно од окружења воксела.

У овом раду је добијен скуп матрица са дефинисаним вредностима за сваки воксел са сопственим индексом материјала и дате густине. Конверзија ORNL фантома у воксел (решеткасту) геометрију пружа могућност да се у *tally* картицама рачунају нпр. апсорбоване дозе или друге релевантне величине у појединим елементима тј. појединачним вокселима. На слици 7. је приказан попречни пресек ORNL фантома (лево) и примењене воксел геометрије у *ORNL* фантому (десно) добијене у овом раду на висини од 35cm.

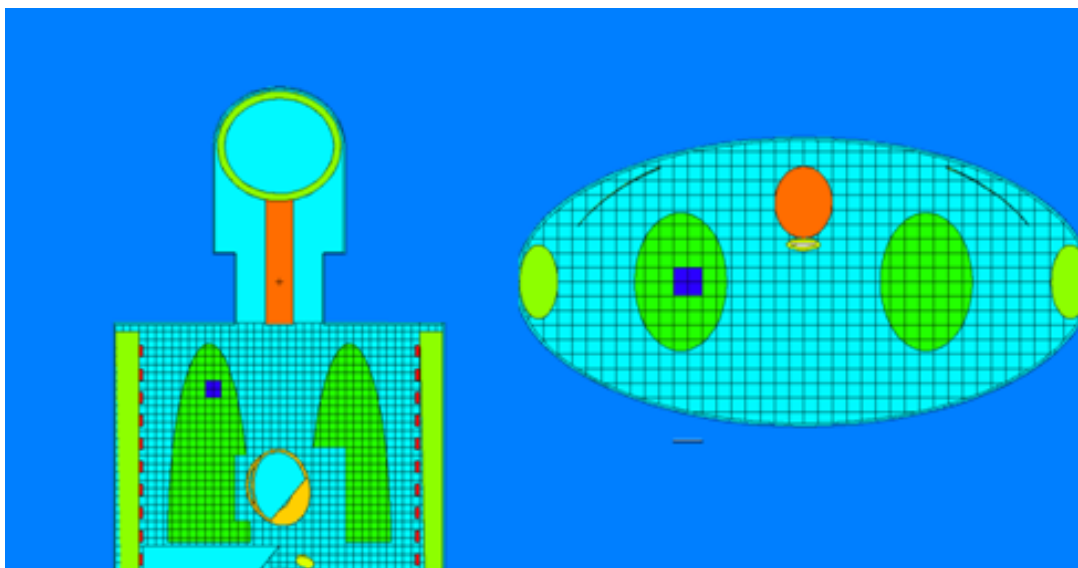


Слика 7. Попречни пресек ORNL фантома и и примењене воксел геометрије на дати фантом на висини $pz=35$ cm

BNC терапија може бити валидан третман приликом тумора плућа, а где није могућ хируршки захват или су учинци хемотерапије занемарљиви. Код карцинома плућа, степен морталитета има изузетно висок ниво. У овом раду су испитиване предности BNC терапије за метастазе тумора које се налазе у плућима. Симулације су посебно изведене за плућно ткива са метастазама и здраво плућно ткиво. Метастазе плућа су симулиране при обогаћивању плућа хомогено распоређеног бора, али при различитим концентрацијама. За здраво плућно ткиво које окружује тумор, претпостављено је да апсорбује једну десетину концентрације бора.

У овом раду у ORNL фантом је имплементирана решеткаста структура (*lattice*) и представљена је у воксел геометрији запремине од 1 cm^3 , а у циљу добијања просторне

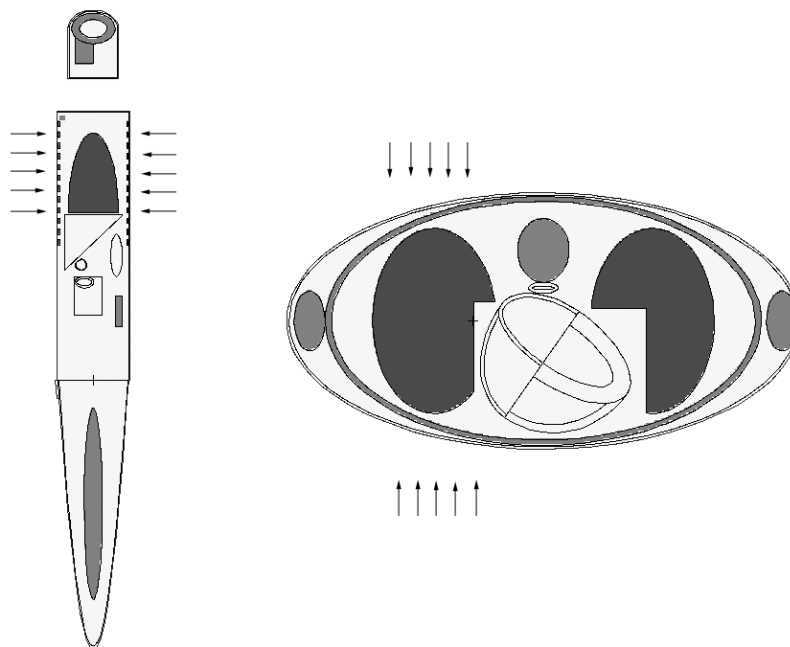
расподеле дозе унутар плућа. На овај начин се може вршити израчунавање дозе у сваком вокселу појединачно. Циљ рада је да се утврди дистрибуција дозе у AP (*antero-posterior*) и PA (*postero-anterior*) геометрији у правцу где је локализован тумор. Тумор је представљен коцком са запремином $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$ (слика 8).



Слика 8. Попречни пресек вокселизованог ORNL фантома реализован у овом раду

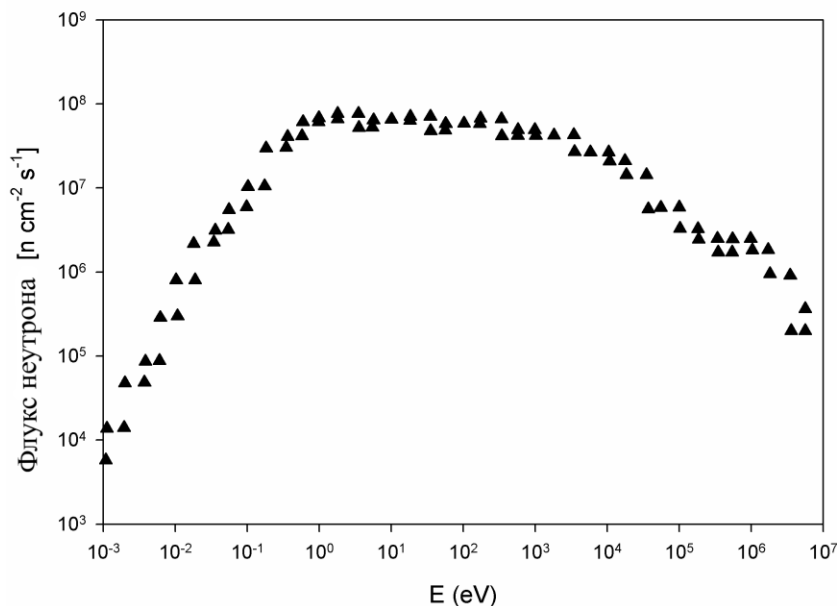
Симулације у овом раду су урађене коришћењем MCNP5/X софтвера. MCNP5/X је у овом случају коришћен за симулацију транспорта неутрона од извора до плућа и осталих запремина од интереса. Симулирано зрачење се састоји од два виртуелна неутронска снопа, а у циљу добијања равномерног флукса унутар десног плућног крила (слика 9).

Извор неутрона је у симулацијама представљен у правоугаоном облику димензија $11 \times 25 \text{ cm}^2$, како би се покрила целокупна запремина десног плућног крила. На слици 9. су приказани попречни пресеци дуж z осе у различитим положајима $x = -6 \text{ cm}$ (лево) и $z = 55 \text{ cm}$ (десно).



Слика 9. Попречни пресек ORNL фантома $px = -6$ cm (лево) и $pz = 55$ cm (десно)

Пошто су плућа представљена у облику елипсоида, извор зрачења у облику правоугаоника није најбоље решење, јер превише здравог ткива изван плућа такође бива озрачено. Изведене су симулације коришћењем одговарајућег извора зрачења, а чији облик приближно одговара облику плућа. На тај начин геометрија извора је иста као пресек плућа. Као извор коришћен је сноп епитермичких неутрона реактора *TRIGA-II* (слика 10), а у циљу израчунавања дозе на датој дубини. Епитермички неутрони заузимају мали део спектра представљеног на слици 10.

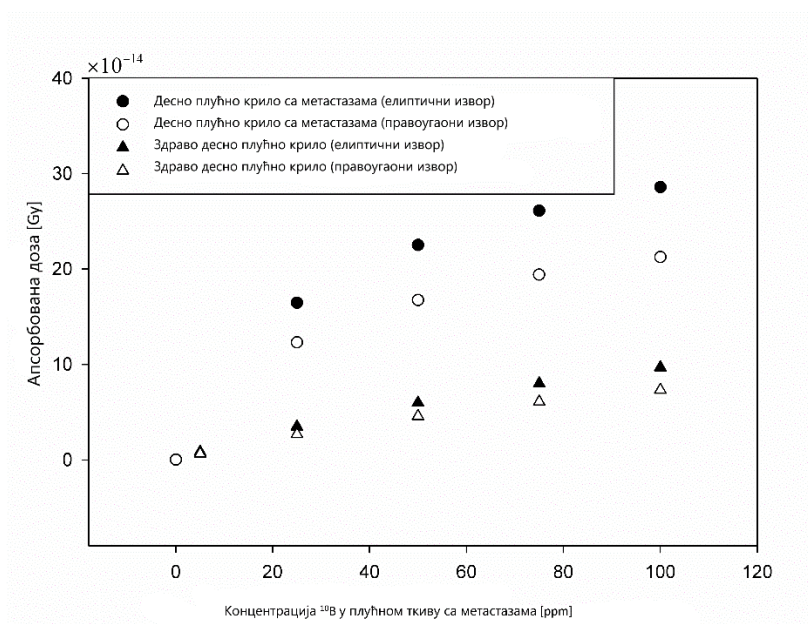


Слика10. Спектар неутронског снопа реактора TRIGA-II

Укупан број симулација је износио 10^7 , што је резултирало да статистичка грешка прорачуна не буде већа од неколико процената. Време израчунавања симулација је 105.83 минута. За израчунавање дозе коришћена је картица *tally-F6* у инпут фајлу. Ова картица као резултат даје апсорбовану дозу у запреминама од интереса у фантому (*Gy per one emitted particle*).

6.2.1. Резултати и дискусија

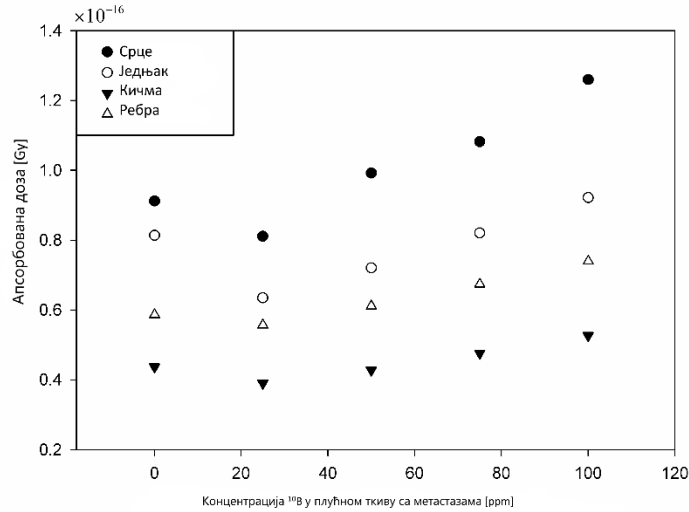
Као и у претходним случајевима, симулације и прорачуни су урађени коришћењем MCNP5/X софтвера. Проучаван је утицај различитих концентрација бора у ppm (*part per million*) на дозу апсорбовану у тумору и здравом ткиву. Сврха и намера симулација је била да се изврши оптимизација и нађу најбољи услови за примену BNC терапије. Као извор неутрона у прво је коришћен извор који има облик правоугаоника, а у другом сету симулација, извор је у облику елипсе. Добијени резултати су приказани на слици 11.



Слика 11. Апсорбоване дозе (по једном емитованом неутрону) у здравом десном плућном крилу и левом плућном ткиву са метастазама у зависности до концентрације бора

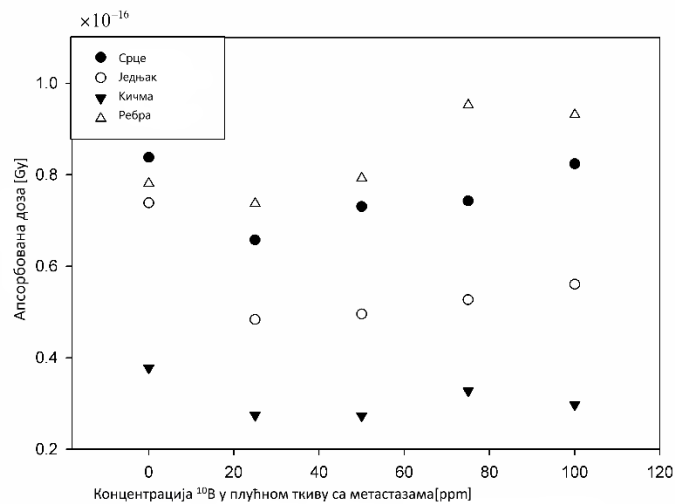
У одвојеним симулацијама где се разматра здраво плућно ткиво користи се концентрација бора $1/10$ концентрације у односу на претходне симулације. На тај начин се дозе у здравом ткиву и ткивима са метастазама могу директно поредити, јер су услови озрачивања исти.

Полазна тачка у којој је концентрација бора једнака нули, одговара здравом ткиву без инкорпорираниог бора. Разлика између здравог плућног ткива и ткива са метастазама повећава се променом концентрације бора у плућима. На тај начин би се могле испоручити велике дозе ткивима са метастазама без прекорачења ограничавајуће дозе за здраво ткиво. У овом раду примена правоугаоног поља, даје допринос повећању дозе на околне органе, јер део снопа премашује величину плућа и директно зрачи околно здраво ткиво. Органи који су узети у обзир (срце, кичма, грудни кош и једњака) су обogaћени са једном десетином концентрације бора. На слици 12. су приказане примљене апсорбоване дозе од правоугаоног извора, док су на слици 13. приказане дозе од елиптичног извора неутрона, нормализовано по једном неутрону.



Слика 12. Апсорбоване дозе у околним органима при коришћењу правоугаоног извора зрачења

Са слика 12. и 13. може се јасно закључити да је елиптично поље, бољи избор за BNC терапију, јер примљене дозе за исти неутронски флукс, имају веће вредности у случају елиптичног поља. Апсорбоване доза у десном плућном крилу је већа, док је доза у другим органима мања у поређењу са примљеним апсорбованим дозама од правоугаоног извора зрачења.

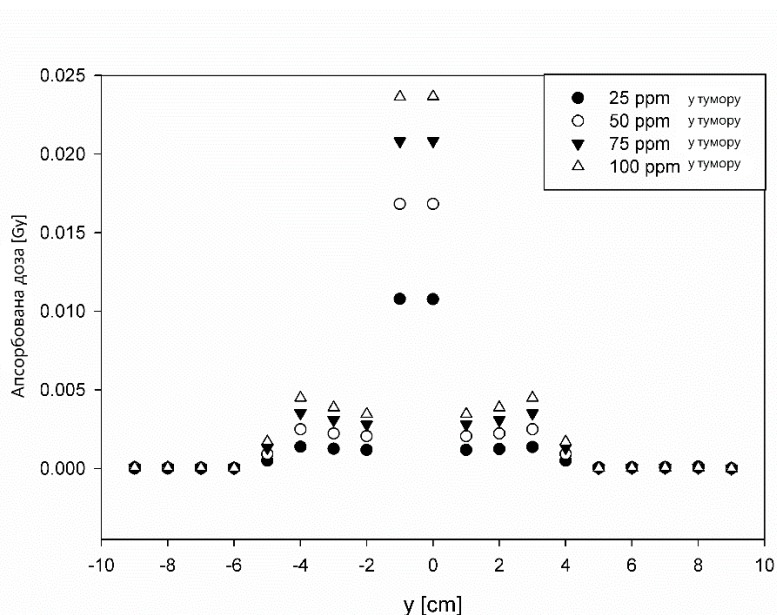


Слика 13. Апсорбоване дозе у околним органима при коришћењу елиптичног извора зрачења

Такође са повећањем концентрације бора, разлика између те два дозе је у порасту, што резултира у депоновању већих доза до метастаза ткива, док здраво ткиво може бити поштеђено. Занимљиво је напоменути да са повећањем концентрације бора у органима, примљене дозе у овим органима се повећавају.

У другом делу овог рада извршене су симулације, при чему је тумор геометријски представљени као коцка $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$, а који је локализован унутар здравог плућног ткива. Тумор је локализован у региону где је највећа вероватноћа формирања тумора. То је регион где се трахеја грана у горњи део плућа.

Извор зрачења је симулиран у облика тумора, правилног облика $2 \times 2 \text{ cm}^2$ на самој површини ORNL фантома, тј. на његовој предњој и задњој страни самога фантома, при чему су оба снопа паралелна. На слици 61 је приказана дубинска дистрибуција дозе који одговара пресеку фантома $px = -8 \text{ cm}$ и $pz = 62 \text{ cm}$. Са слике 14. може се видети да постоји јасна корелација са концентрацијом бора и апсорбованом дозом у органима по једном упадном неутрону.



Слика 14. Дубинска дистрибуција апсорбоване дозе по једном неутрону на $px = -8 \text{ cm}$ и $pz = 62 \text{ cm}$

6.3. Примена воксел геометрије у BNC терапији јетре

Из овог дела рада публикован је рад под насловом „*MCNP simulation of the dose distribution in liver cancer treatment for BNC therapy*“ у часопису - *Central European Journal of Physics*, а рад је дат у прилогу.

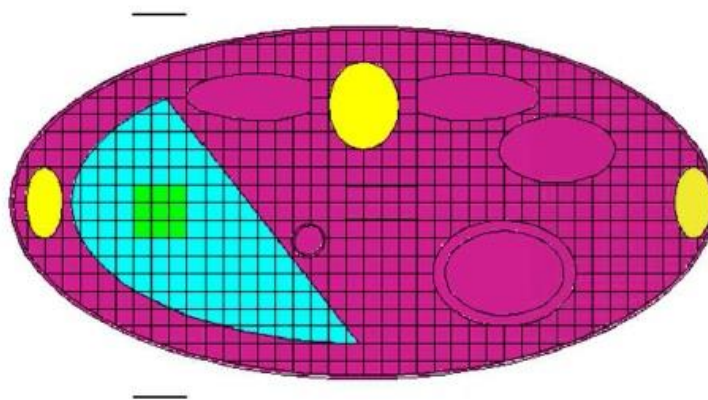
У овом раду приликом симулација коришћен је MCNP5/X софтвер који користи Монте Карло метод. ORNL фантом је испуњен вокселима, како би се добила дубинска расподела дозе. Резултати симулација сугеришу да би се BNC терапија могла успешно користити приликом третмана канцера јетре.

6.3.1. Материјали и методе

Као што је већ речено, ћелије тумора имају већи афинитет апсорпције ^{10}B , што за последицу има да ћелије тумора добијају већу дозу у поређењу са здравим ткивом. На овај начин ћелије које не садрже ^{10}B бивају поштеђене. Предност овога процеса долази до изражаја када се третирају радиоосетљиви органи нпр. мозак, јетра, плућа, панкреас и простата.

Приликом симулација тумора у јетри, коришћен је ORNL (*Oak Ridge National Laboratory*) фантом. Резултати су добијени коришћењем MCNP5/X софтвера, користећи Монте Карло метод и симулирајући транспорт неутрона од извора до запремина од интереса. Запремина од интереса (јетра), као и околни органи су вокселизовани употребом решеткасте (*lattice*) структуре.

Фантом је озрачиван у AP и PA геометрији. Тумор је лоциран унутар јетре и његова запремина је $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$. Попречни пресек је дат на слици 15.



Слика 15. Трансверзални попречни пресек ORNL фантома на висини $z=35\text{cm}$; тумор је представљен зеленим квадратом 3×3 . Координатни почетак је у основи трупа, Z оса је усмерена вертикално навише, Y оса је унапред, а X оса је управљена у десну страну фантома

У овом раду пресек снопа неутрона је исте величине као пресек тумора и извршена је колимација снопа у правцу тумора. Енергија термичких неутрона је 0.025 eV , а епитермичких 1keV . У овом раду симулирана су два случаја; у ткиво тумора је убризгано 30 и 45 *ppm* бора. За случај инкорпорирања 30*ppm* бора, узето је да апсорпција бора од стране околног ткива буде 3*ppm*, а за случај од 45*ppm* апсорпција буде 8 *ppm*. Број историја у симулацијама је укупно износио 10^7 , тако да је мерна несигурност била мања од 2%. За израчунавање коришћена је картица *tally-F6* (*Gy per one emitted particle*) време симулације за овај број историја износио је 105.83 минута.

6.3.2. Резултати и дискусија

Тумор ткиво је озрачено са два одвојена снопа у *AP* и *PA* геометрији са извором термичких и епитермичких неутрона. Дистрибуција дозе по Y оси која пролази кроз средишни део тумора у *AP* и *PA* геометрији за случај озрачивања термичким неутронима је приказан на слици 16а и 16б. Сумирана вредност доза је представљена на слици 16ц. За епитермичке неутроне дистрибуција дозе за *AP* и *PA* геометрију су представљени на сликама 16.д и 16.е; а утежњена доза је приказан на слици 16.ф. Дозе су изражене у Gy.

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Анализирајући резултате за случај термичких неутрона, може се видети да су сви сви неутрони апсорбовани у делу трупа самог фантома.

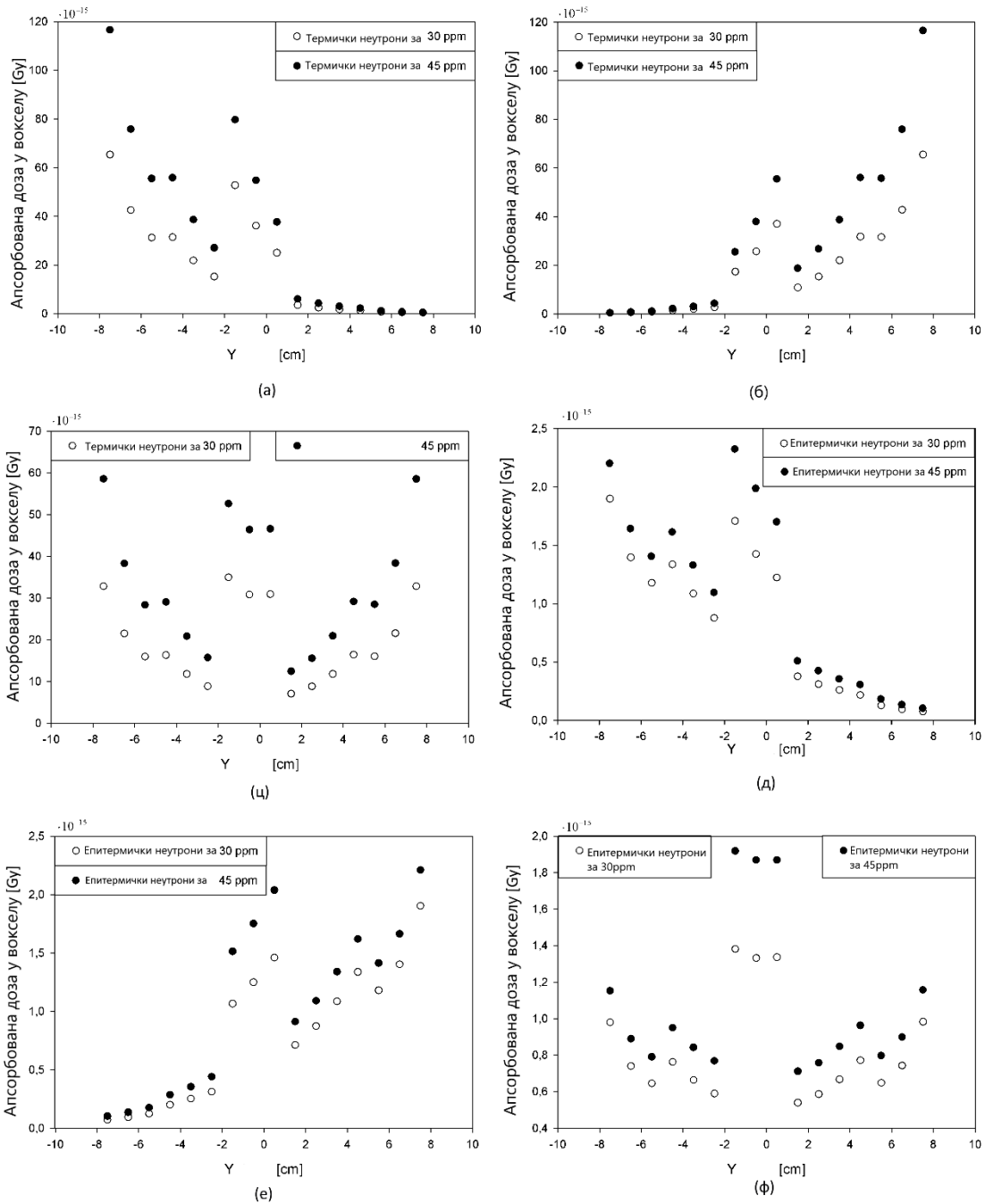
Изван тумора, доза може бити практично занемарена, када се упореди са дозом у самом тумору. Са повећањем дубине, доза брзо опада. У ткиву тумора, доза је највећа, због веће концентрације бора. Да би добили хомогену расподелу дозе и већу ефикасност, фантом је озрачиван из два супротна правца. На тај начин апсорбована доза у здравом ткиву се може смањити на половину. На слици 16.ц је представљена uteжњена вредност дозе.

У случају коришћења епитермичких неутрона у *AP* и *PA* геометрији, доза је приказана на слици 16.д и 16.е, на којима се види да су у овом случају вредности дозе у самом тумору много веће у односу на дозе примљене од стране термичких неутрона. Такође је однос доза у здравом ткиву и тумору много већи и због тога су епитермички неутрони бољи избор за *BNC* терапију. Вредности примљених доза су веће у случају термичких неутрона, и иду до вредности $60 \cdot 10^{-15} \text{Gy}$ по неутрону, што је много већа вредност дозе у поређењу када се користе епитермички неутронима, чија вредност дозе је $2 \cdot 10^{-15} \text{Gy}$ по неутрону. Однос доза у здравом ткиву и тумору се разликује за фактор 4 у случају коришћења епитермичких неутрона, док у случају коришћења термичких неутрона ова разлика износи 2.5. Осим тога, у овом раду израчунате су и апсорбоване дозе у околним органима. Вредности доза у околним органима дати су у табели 18. +

Табела 18. Апсорбоване дозе у околним органима (Gy)

	Термички неутрони		Епитермички неутрони	
Концентрација Бора	30 ppm	45 ppm	30 ppm	45 ppm
Десни бубрег	$6.71 \cdot 10^{-16}$	$1.17 \cdot 10^{-15}$	$6.66 \cdot 10^{-17}$	$1.13 \cdot 10^{-16}$
Кичма	$7.11 \cdot 10^{-17}$	$1.08 \cdot 10^{-16}$	$2.25 \cdot 10^{-17}$	$3.43 \cdot 10^{-17}$

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација



Слика 16. Дубинска расподела апсорбоване дозе у случају: (а) термички неутрони у AP геометрији; (б) термички неутрони у RA геометрији; (ц) дубинска дистрибуција дозе за термалне неутроне; (д) епитермички неутроне у AP геометрији; (е) епитермички неутрони у RA геометрији; (ф) дубинска дистрибуција дозе за епитермичке неутроне. Центар тумора се налази на $x = -11.5$ cm, $y = 0$ и $z = 34.5$ cm

6.4. Примена воксел геометрије у симулацијама озрачивања очног сочива

Из овог дела дисертације публикован је рад под насловом „*CALCULATION OF THE DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR THE VOXELIZED EYE LENS FOR NEUTRONS IRRADIATION*“, а рад је дат у прилогу.

Недавне студије су показале да је сочиво ока много осетљивије на јонизујуће зрачење него што се то до сада мислило, указујући тиме да су ризици који потичу од јонизујућег зрачења значајно потцењени. Највећи ризик за очно сочиво, представља индукција катаракте. Последње студије показују да праг за развој катаракте очног сочиво може имати много мање вредности него што се претпостављало. Међународна комисија за заштиту од зрачења (*ICRP*) предложила је смањење границе дозе за сочиво ока од 150 mSv на 20 mSv на годишњем нивоу (*International Commission on Radiological Protection, 2011*). Ово 7,5 пута смањење границе за примљену дозу за сочиво ока је привукла велику пажњу, па је и дозиметрија очног сочива постала веома интензивна област истраживања, укључујући развој нових дозиметара, нових процедура калибрације и мониторинга у различитим областима примене јонизујућег зрачења. Након *ICRP* препоруке такође је повећано интересовање за прорачун коефицијената конверзије за персонални дозни еквивалент $H_p(3)$ за неутроне, а који пре нису били доступни (*Gualdrini G, et al., 2013*).

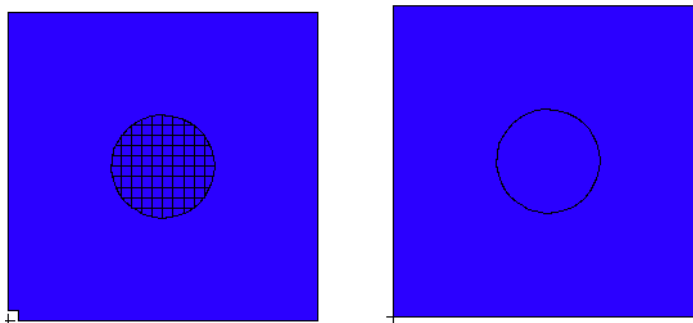
Доза у очном сочиво није директно мерљива величина. Лични дозни еквивалент, $H_p(3)$ се препоручује као операциона величина за мониторинг очног сочива. Вредност дозе за очно сочиво може бити процењена на основу мерења величине $H_p(3)$, на одређеној локацији на глави појединца у близини ока. Иако позната од раније у дозиметријској теорији, ова величина није рутински коришћена, а нису постојали ни одговарајући дозиметри. Потреба за мониторингом дозе за очно сочиво интензивирала је истраживања у области развоја практичних метода за еталонирање дозиметара, укључујући и одређивање коефицијената за конверзију керме у ваздуху (K_a) у дозиметријску величину $H_p(3)$, а који нису били доступни раније. Истраживања у оквиру пројекта *ORAMED (Optimization of radiation protection of medical staff)* (*F. Mariotti and G. Gualdrini, 2009*) значајно су допринела израчунавању конверзионих коефицијената $H_p(3)/K_a$ за фотоне, при чему

операционе величине за мониторинг очног сочива могу бити примењене не само са ниско енергетске електроне и фотоне, већ за све врсте зрачења (*ICRU Report 47. ICRU (1992)*). Поред тога, предложени су и нови фантоми за потребе симулације радијационих процеса. Прецизна дозиметрија представља важан фактор за изучавање везе између ефеката јонизујућег зрачења и дозе, као и за верификацију регулаторних граница доза.

6.4.1. Материјали и методе

Дозиметријски приступ при моделовању математичког модела очног сочива, заснован је на коришћењу Монте Карло методе. Помоћу *MCNP5/X* софтвера је извршена симулација транспорта неутрона од извора до подручја и запремина од интереса. За израчунавање операционе величине $H_p(3)$, коришћен је фантом у облику плоче (*slab phantom*), који је озрачиван из различитих инцидентних углова, а за различите енергије неутрона. Геометрија озрачивања је симулирана помоћу проширеног паралелног поља за транспорт неутрона у вакууму (*neutrons in vacuo*), при чему је неутронско поље довољно велико да озрачи целу запремину фантома.

Моделовани фантом (плоча) се састоји од *ICRU* ткива, укључујући 4-елементи композитни састав, а процентуално су заступљени у фантому у односу 10,1% Н, 11,1% С, 2,6% N и 76,2% О. Запремина од интереса у фантому- очно сочиво- је моделована као део цилиндра радијуса $r=5\text{ cm}$ и дебљине (висина) $l=0.04\text{ mm}$. Овакав избор запремине од интереса најбоље одражава простор између који се налази између два ока. Такав приступ моделовању фантома је препоручен од стране *ORAMED* пројекта. Димензија плоче фантома $30 \times 30 \times 15\text{ cm}^3$, а цилиндар је постављен са предње стране фантома на дубини од $d=3\text{ mm}$. Оса цилиндра је нормална у односу на предњу страну фантома. За потребе израчунавање дозе, регион од интереса (цилиндар) је вокселизован (слика 17.) помоћу *lattice* геометрије у *MCNP5/X* софтверу. Доза је такође израчуната и за невокселизовану геометрију фантома при истим условима симулација, а резултати су касније упоређени.



Слика 17. Попречни пресек вокселизованог (лево) и невокселизованог фантома (десно)

У овим прорачунима за добијање коначних резултата коришћене су *tally* картице за неутроне $F4:n$ и $F6:n$, а за фотоне картица $F6:p$. Укупан број симулација износио је 10^7 , што за последицу има малу релативну грешку, која није већа од неколико процената. Израчунавање коефицијента конверзије флуенса у дозиметријску величину $H_p(3)$ је урађена употребом KERMA апроксимације и одговарајућих фактора квалитета снопа за неутронско зрачење.

6.4.2. Резултати и дискусија

Вредност $H_p(3)$ је израчуната на дубини од 3 mm испод површине фантома. Коефицијенти конверзије су одређени за различите енергије неутрона, различите инцидентне углове озрачивања, као и за два математичка модела очног сочива. За упоређивање прорачунатих вредности доза за две врсте фантома (вокселизован и невокселизован), симулације су извршене за различите неутронске енергије у интервалу од 0.01 eV до 15 MeV, користећи паралелно проширено поље неутронског зрачења за три различита инцидентна угла ($\alpha = 0^\circ, 30^\circ, 60^\circ$). Добијени резултати за вокселизованог фантома дати су у табели 19, а за невокселизованог дати су у табели 20. Из датих резултата симулација може се видети да су подаци за вокселизовану и невокселизовану геометрију приближни за све коришћене енергије неутрона и углова, указујући на то да не постоји значајна разлика у вредности дозе, без обзира који се од ових фантома користи. Међутим, воксел модел пружа могућности аутомског учитавања слике која из DICOM формата добија све релевантне

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

податке, као и олакшано проучавања расподеле дозе дуж органа, што је код аналитичког модела доста отежано.

У употреби су различити конверзиони коефицијенти за превођење флуенса и керме у ваздуху за електроне, неутроне и фотоне, уз одговарајуће операционе величине, $H_p(3)$ и $H_p(0.07)$ користећи различите моделе очног сочива (*Behrens R.(2010,2013)*). Резултати овог рада, показују да вредности $H_p(3)$ у интервалу енергија почев од 600 keV до 12 MeV , могу довести до потцењених вредности апсорбоване дозе очног сочива. Дозиметрија очног сочива се посматра само у ситуацијама за заштиту од зрачења због потенцијалне индукције катаракте, а која се класификује као реакција ткива са типичним прагом реакције. Ипак, недавни подаци о вредности прага реакције нису доследни и не слажу се за вредности око реда величине. Постоје чак и тврдње да би се катаракта могла сматрати као стохастички ефекат, што само потврђује и истиче неопходност даљих истраживања у проблематици повезаних са дозиметријом очног сочива.

Табела 19. Коефицијенти конверзије флуенса у $H_p(3)$ за енергије неутрона у интервалу од $1.00\text{E-}09\text{ MeV}$ до 15 MeV за три инцидента угла вокселизованог фантома математичког модела очног сочива

EnerGy (MeV)	$H_p^{slab}(3, 0^\circ)/\Phi$	$H_p^{slab}(3, 30^\circ)/\Phi$	$H_p^{slab}(3, 60^\circ)/\Phi$
1.00E-09	1.71E+01	1.71E+01	1.71E+01
2.50E-08	3.46E+00	3.46E+00	3.44E+00
2.00E-07	1.27E+00	1.26E+00	1.25E+00
2.00E-06	4.12E-01	4.12E-01	4.01E-01
5.00E-05	8.89E-02	8.49E-02	8.07E-02
1.00E-04	7.99E-02	7.49E-02	7.06E-02
5.00E-03	3.23E+00	3.23E+00	3.23E+00
7.00E-02	9.29E+01	9.29E+01	9.30E+01
0.30	2.55E+02	2.55E+02	2.55E+02
1	3.87E+02	3.87E+02	3.87E+02
2	3.58E+02	3.58E+02	3.58E+02
3	3.50E+02	3.50E+02	3.50E+02
4	3.62E+02	3.62E+02	3.62E+02
5	3.52E+02	3.52E+02	3.52E+02
6	3.18E+02	3.18E+02	3.18E+02
7	3.50E+02	3.50E+02	3.50E+02
8	3.31E+02	3.31E+02	3.31E+02
10	3.86E+02	3.86E+02	3.86E+02
12	4.27E+02	4.27E+02	4.27E+02
14	4.96E+02	4.96E+02	4.96E+02
15	5.17E+02	5.17E+02	5.17E+02

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Табела 20. Коefицијенти конверзије флуенса у $H_p(3)$ за енергије неутрона у интервалу од $1.00E-09$ MeV до 15 MeV за три инцидента угла невокселизованог фантома математичког модела очног сочива

EnerGy (MeV)	$H_p^{slab}(3, 0^\circ)/\Phi$	$H_p^{slab}(3, 30^\circ)/\Phi$	$H_p^{slab}(3, 60^\circ)/\Phi$
1.00E-09	1.71E+01	1.71E+01	1.71E+01
2.50E-08	3.46E+00	3.46E+00	3.43E+00
2.00E-07	1.26E+00	1.26E+00	1.25E+00
2.00E-06	4.14E-01	4.12E-01	4.02E-01
5.00E-05	8.79E-02	8.54E-02	8.25E-02
1.00E-04	7.99E-02	7.89E-02	7.22E-02
5.00E-03	3.23E+00	3.23E+00	3.23E+00
7.00E-02	9.29E+01	9.29E+01	9.29E+01
0.30	2.55E+02	2.55E+02	2.55E+02
1	3.87E+02	3.87E+02	3.87E+02
2	3.58E+02	3.58E+02	3.58E+02
3	3.50E+02	3.50E+02	3.50E+02
4	3.62E+02	3.62E+02	3.69E+02
5	3.52E+02	3.52E+02	3.52E+02
6	3.18E+02	3.18E+02	3.18E+02
7	3.50E+02	3.50E+02	3.50E+02
8	3.31E+02	3.31E+02	3.31E+02
10	3.85E+02	3.86E+02	3.85E+02
12	4.27E+02	4.27E+02	4.27E+02
14	4.96E+02	4.96E+02	4.96E+02
15	5.17E+02	5.17E+02	5.17E+02

6.5. Примена Монте Карло методе при истраживању поља расејаног зрачења близу очног сочива оператера у интервентним процедурама

Из овог дела рада публикован је рад под насловом „*Monte Carlo study of the scattered radiation field near the eyes of the operator in interventional procedures*“ у часопису - *Journal of Radiological Protection*, а рад је дат у прилогу.

Интервентна радиологија је грана медицине која кроз минимално инвазивне процедуре и уз помоћ рендгенског зрачења замењује класичне хирушке интервенције у појединим акутним стањима, опасним по живот, као што су инфаркт миокарда или различита церебро-васкуларна крварења. Интервентна радиологија се може применити у било којој грани медицине где се преко крвних судова или директно преко коже, може доспети до медицинског проблема. Иако се многобројне процедуре обављају на одељењима радиологије, све више их обављају не-радиолози, најчешће специјално обучени кардиолози у хибридном оперативним салама. Како је за све већи број срчаних проблема решење у оваквим минимално инвазивним методама, дошло је до развоја нове гране - интервентне кардиологије. Интервентни кардиолози баве се уграђивањима пејс мејкера, премошћавањима крвних судова на срцу, као и уграђивањима стентова на запушеним крвним судовима срца. Ове процедуре се користе као алтернатива конвенционалној хирургији, што је резултирало смањењем морбидитета и морталитета пацијената.

Интервентна радиологија и кардиологија гарантују високу корист за пацијенте, али су добро познате корелације са високим нивоом јонизујућег зрачења за медицинско особље (*Vano et al., 1998, 2008, 2010, Carinou et al., 2014*). Смањење годишње граничне дозе за очно сочиво од 150 mSv на 20 mSv, изазвала је потребу за преиспитивањем праксе, а самим тим обезбеђујући убудуће задовољавајућу одговарајућу заштиту очног сочива за медицинско особље. У интервентној радиологији, од највећег значаја је расејано зрачење од тела пацијента и околних предмета а према глави и очима оператера за шта је битан његов положај у односу на пацијента. Антропоморфним математичким фантомом је коришћен у овом раду за симулацију различитих положаја оператера и пацијента приликом интервентне процедуре. Дозе расејаног зрачење према глави оператера

израчунате су за више различитих положаја оператера у односу на пацијета. Разноликост моделованих ситуација пружа мноштво података у вези просторне расподеле поља расејаног зрачења, која су корисни за побољшање заштите од зрачења очног сочива, као што су:

(а) Коришћење заштитних наочара, омогућује заштиту од расејаног зрачења са обе стране и одоздо према горе, смањујући дозу за фактор 10;

(б) Заштитни параван пружа ефикасну заштиту, тако да ако је заштита исправно позиционирана, смањење дозе се може повећати до 90%;

(в) Прелазак са феморалне у радијалну позицију обично појачава ефекат расејаног зрачења према глави оператера (фактор од 1,5 за *AP* пројекцију), али за *RAO* пројекције, редукује за фактор 2-3 пута, у случају радијалног приступа.

Детаљне анализе резултата у овом раду показују да постоји преференцијални правац расејаног зрачења које треба узети у обзир приликом процене опција заштите од зрачења. У овом раду коришћени су такозвани *OM* (модификовани фантоми, који су коришћени у *ORAMED* пројекту-Optimisation of Radiation Protection for Medical Staff) антропоморфни математички фантоми, како би се утврдио правац и интензитет расејаног зрачења које достиже главу оператера, што омогућава утврђивање ефикасности заштите од зрачења, пројектоване заштите и оловних наочара у најчешћим ситуацијама на интервентним радним местима.

6.5.1. Материјали и методе

Овај рад је имао за циљ проучавање просторне расподеле расејаног зрачења око главе и према очном сочиву интервентног радиолога и ефекта према очном сочиву (глава није директно изложена рендгенском зрачењу). Поред тога, у раду се истражује начин на који расејано зрачење утиче на правац рендгенског снопа на тело пацијента (радиографска пројекција) у присуству заштитног уређаја. Енергетски транспорт, апсорпција и расејање и на тај начин дозе у органима/ткивима од интереса могу бити описани кроз флуенс, Φ (*Jager R G (ed) 1968*). Апсорбована доза $D(r)$, у одређеној тачки (r), може израчунати преко флуенса користећи познату релацију:

$$D(r) = \int_E \Phi_T(r) \frac{\mu}{\rho}(E, r) \overline{\Delta\varepsilon} dE \quad (6.5.1.1)$$

где је: Φ флуенс у датом ткиву T , $\frac{\mu}{\rho}$ масени коефицијент слабљења и $\overline{\Delta\varepsilon}$ очекивана вредност предате енергије у интеракцији од честице са кинетичком енергијом E (*Carlsson G A and Carlsson C A 1982*).

6.5.2. Антропоморфни модели и геометрије симулација

Модификована верзија *OM* фантома, коришћена у раду, добијена је из *MIRD* и *ORNL* модела (*Snyder et al., 1978, Krstic and Nikezic 2007*) који садрже органе и ткива датих густина, чије вредности су узете из *ICRU 1992*. *MIRD* модел је засниван на стандардном моделу мушкарца (*ICRP 1975*) висине 176 cm и масе 73 kg . У симулацијама су коришћена два фантома у међусобно зависној геометрији. Симулације су обављене користећи *MCNP5/X* како би се одредило поље расејаног зрачења у запремини која окружује главу оператера током интервентних процедура.

Симулације су изведене како би се описало поље расејаног зрачења које се налази око запремине од интереса, која окружују главу оператера током интервентних процедура користећи *MCNP5/X* софтвер. За подразумеване физичке параметре за транспорт фотона коришћене су и *ENDF/B-VI* библиотеке.

Број симулација, је постављен, тако да се добије статистичка неодређеност мања од 5% (1σ стандардна девијација). У већини симулација, број историја (симулираних честица) је у опсегу између 10^9 и 10^{10} .

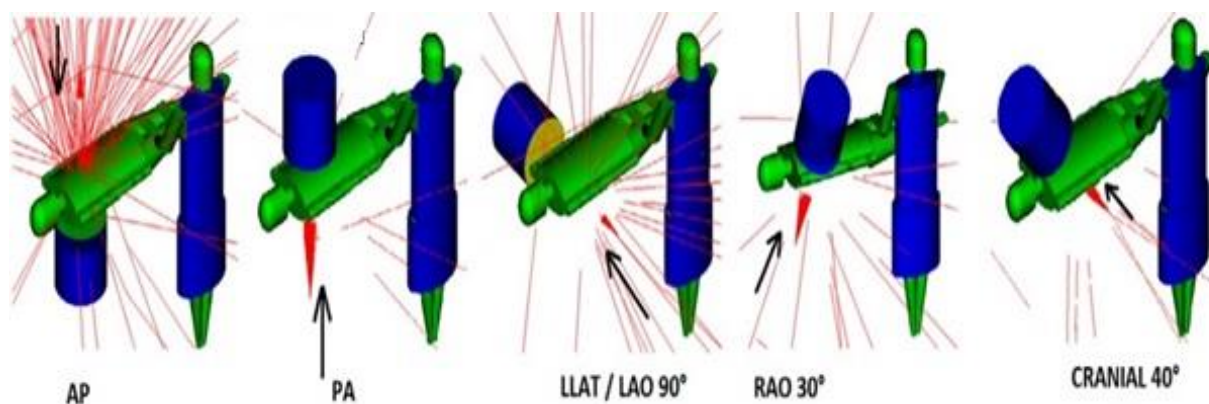
Фантом "*Пацијент*" је био у лежећем положају, док је фантом "*Оператер*" је стајао близу њега у конфигурацији која је типична за интервентне процедуре (*Слика 18.*). Симулиран је заштитни оковратник за штитасту жлезду оператера од олова дебљине $0,5\text{ mm}$ и заштитна кецеља од олова дебљине од $0,5\text{ mm}$. Остали параметри од интереса у овим симулацијама су: напон 70 kV , *Al* филтер дебљине 3 mm и одговарајући енергетски спектар фотона (*IPEM 1997*) добијен од тачкастог извора. Пречник поља рендгенског зрачења износи 20 cm (осим за симулације утицаја пречника, где је промењен на 30 cm). Друге структуре које могу довести до расејања, као што су зидови, под или плафон операционе сале нису

разматрани, осим ваздуха око фантома. Рендгенска цев је моделована као тачкасти фотонски извор који емитује сноп зрачења у облику конуса. Удаљеност од извора до коже подешена на 60 cm и била је константна за све случајеве. Сваки *MCNP5/X* улазни фајл је садржао више од 1500 линија кода и 158 ћелија (162 у случају симулација наочара и заштите), дефинисан кроз 255 једначина површина (275 у случају симулација наочара и заштите), 8 материјала и 12 матрица ротације (ротација фантома за одређени угао).

6.5.3. Сферни елемент очног сочива

У публикацији *ICRP 116 (ICRP 2010)* коришћен је детаљни модел очног сочива (*Behrens et al., 2009*) и апсорбоване дозе су процењене само у области осетљивој на зрачење, дебљине $0,47\text{ mm}$ и масе 49 mg (маса мања од једне четвртине целог очног сочива). Сва рачунања су вршена у вакууму, под претпоставком проширеног и усмереног поља покривајући укупну површину фантома. Примењено је укупно 6 геометрија озрачивања: *AP, PA, LLAT, RLAT, ISO* и *ROT*. Фантом (који представља *operater*) прима расејано зрачење од фантома (*пацијента*) и околине (*ваздух*).

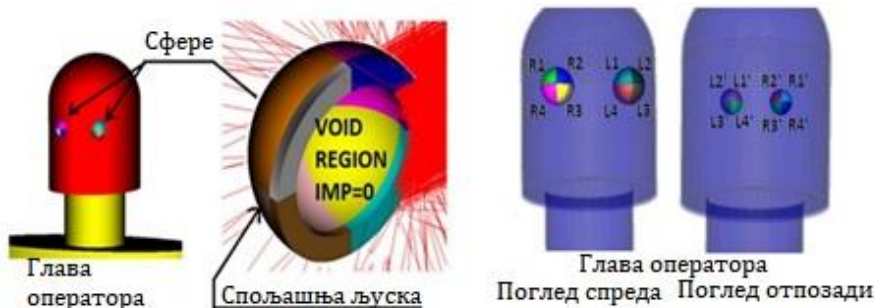
Вероватноћа да фотон доспе у очно сочиво оператера након вишеструког расејања у пацијенту и околном ваздуху, веома мала. На пример, у случају *AP* геометрије, ако се узме у обзир димензија целог ока и ако извор рендгенског зрачења емитује 38 милиона честица током процедуре, број расејаних фотона који стиже до ока је приближно 200, тако да само око $0,0005\%$ честица које емитује извор доспе до очног сочива (слика 18). На слици је приказан положај оператера у односу на пацијента при различитим позицијама рентгенске цеви. Адекватно моделовање интеракција с сложеним хетерогеним структурама, сложеност геометрије и потпуно праћење расејаних фотона и креираних секундарних честица за захтева неколико сати компјутерског времена на *CPU* кластеру.



Слика 18. Геометрије коришћене у симулацијама, са оператером који стоји са десне стране фантома - пацијента ("стандардна конфигурација" у даљем тексту). Геометрије су с лева на десно; AP (рендгенска цев је изнад пацијента), PA, LAO 90° (рендгенска цев са стране оператера), RAO 30° и CRANIAL 40°.

Услед ограничених могућности симулација врло танког очног сочива, запремине од интереса су модификоване коришћењем две сфере. Ове две сфере не представљају реалну геометрију људског ока, а узете су ради побољшања статистике и израчунавања доприноса расејаног зрачења у очном сочиву оператера. Запремине од интереса имају унутрашњи радијус од 1 *cm* и дебљину од 0,5 *cm*.

Међупростор је испуњен ваздухом, док је унутрашња шупљина без материјала. Свака „љуска“ је подељена на осам подрегија (сферних сегмената) исте запремине, ограничене са две аксијалне вертикалне равни. Ових осам сегмената су искоришћени да се разликује правац долазног и расејаног зрачења. Да би се избегао ефекат “cross fire“ између суседних и супротних сегмената, прекида се историја сваког фотона који је ушао у унутрашњи део сфере; ово се постиже постављањем нулте важности таквим фотонима (*imp:p=0*, MCNP5/X формализам). Све симулације су обављене праћењем фотона без урачунавања доприноса произведених секундарних електрона (керма апроксимација) за опсег енергија до 70 *keV*. Коришћено је 16 сегмената представљених на слици 19. са следећим ознакама: *L1*, *L2*, *L3* и *L4* се користе за обележававање предњих сегмената леве сфере; *L1'*, *L2'*, *L3'* и *L4'* су одговарајући сегменти задње стране и *R1*, *R2*, *R3*, *R4*, *R1'*, *R2'*, *R3'* и *R4'*, су сегменти десне сфере.

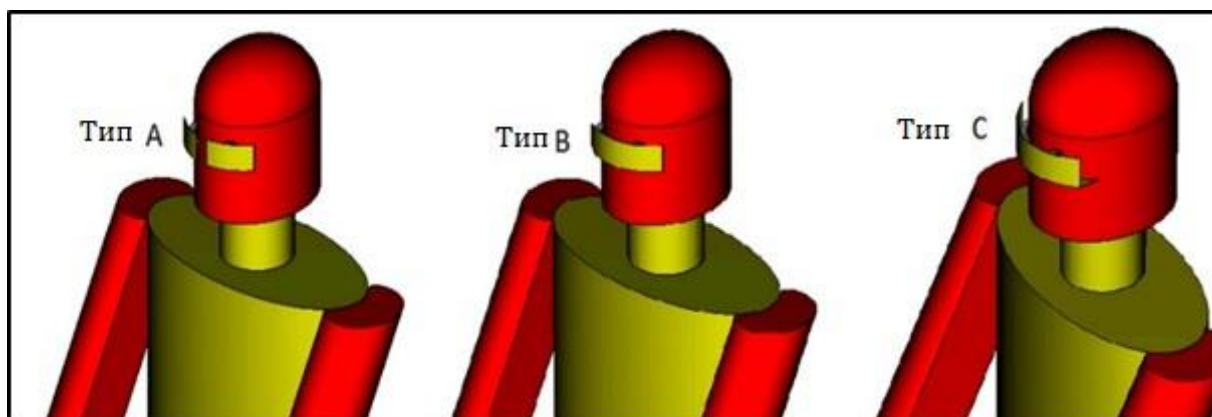


Слика 19. Две сфере су додате на главу оператора на положају очију. У централном попречном пресеку сфере налази се осам сегмената спољашње љуске и унутрашња празна област. Десно је приказано 16 сегмената на следећи начин: четири фронтална сегмента леве стране сфере (у смеру казаљке на часовнику, почевши од горњег левог угла) L1, L2, L3 и L4, а одговарајући сегменти на задњем делу су L1', L2', L3' и L4'. Иста шема се примјењује на десно око са ознаком R уместо L; тако да су ознаке R1, R2, R3 и R4 за предњу страну и R1', R2', R3' и R4' за задњу страну.

6.5.4. Симулирање заштитних уређаја

Заштитне наочари су симулиране као закривљени слој од олова дебљине 0,5 mm (слика 20). У циљу испитивања ефекта утицаја облика наочара, разматране су три врсте наочара: тип A је подељен на два дела и обезбеђује само фронталну и бочну (латералну) заштиту; тип B је сличан типу A, али је дизајниран као једна целина; тип C је исти као тип B али са додатним слојем на дну који му даје закривљени облик 'L' попречног пресека. Три растојања од спољне површине сфере су разматрана за сваки тип стакла како би се боље анализирао допринос расејаног зрачења усмерен одоздо према горе.

Такође су разматрани утицаји заштитних екрана; једна причвршћена за операциони сто и друга покретни штит за оператора (за обе је дебљина олова 0,5 mm).



Слика 20. Модел главе оператера с додатком заштитних наочара типа А, В и С (модел С је идентичан са В, али са додатим заштитним слојем, који даје закривљен облик "L"), како је разматрано у симулацијама.

6.5.5. План симулација

У циљу одређивања расејаног зрачења у сферним запреминама, пет различитих случајева је проучавано у анализи у којој су мењени следећи параметри симулација:

- (a) положај оператера у односу на тело пацијента;
- (б) правац главе оператера у односу на осу рендгенског снопа (окретањем према или од снопа);
- (ц) употреба три врсте заштитних оловних наочара;
- (d) коришћење заштитних екрана;
- (e) промена димензија поља примарног зрака.

Прва два случаја представљају могућност кретања оператера у току клиничке праксе, док остала три разматрају модификацију (оптимизација у случају коришћења заштите и наочара) неких аспеката поступка са становишта заштите од зрачења. Да би се омогућиле симулације уз разматрање свих могућих комбинација горе наведених параметара,

размотрен је само ограничен број могућих геометрија рентгенске цеви из широког спектра оријентација које су клинички коришћене у процедурама (*Kuon 2004, Struelens 2009, Topol and Teirstein 2012, Haqqani 2013, Baptista 2015, Vano 2015*). Као што је приказано, оператер стоји усправно у односу на пацијента, у положају приступа феморалној артерији („*феморални приступ*“), близу струка пацијента, на растојању оператера око 80 *cm* од миокарда. Положај овог оператера моделован је за интервенске кардиолошке процедуре, али се може уопштено користити и за интервентну радиологију.

Анализа података подразумева упоређивање флуенса расејаног зрачења на 16 сегмената сфере око области очног сочива оператера на основу стандардне конфигурације применом различитих параметара. Да би се смањио број симулација, неке варијације параметара су комбиноване.

6.5.6. Резултати

Резултати симулација показују заједничке карактеристике за све симулиране геометрије. Ово је детаљно су размотрено у наредним параграфима. Анализа се примењује на свих пет геометрија, али због великог броја симулација, сваки ефекат се разматра само за геометрију која је релевантнија или даје најинтересантније резултате у симулацијама.

6.5.7. Заједнички резултати за све пројекције

Упоређивањем пет геометрија, могуће је утврдити варијабилност флуенса честица које стижу до главе оператера. Табела 21. приказује максимални флуенс расејаног зрачења за стандардну конфигурацију, узимајући у обзир 16 сферних сегмената, нормализован у односу на *AP* геометрију. Као што се може видети, флуенс расејаних фотона је максималан за *LAO 90°*, где је цев позиционирана на истој страни оператера, а који је изложен расејаном зрачењу са десне стране тела пацијента.

Флуенс расејаног зрачења у *LAO 90°* пројекцији при датој оријентацији рентгенске цеви је шеснаест пута већи него код *AP* геометрије (рентгенска цев се поставља изнад пацијента), а осам пута већи него у *PA* геометрији (рентгенска цев се налази испод пацијента-стола).

На слици 21. су приказани резултати пет геометрија у "*стандардној конфигурацији*", како би се дала општа идеја о дистрибуцији флуенса у 16 сферних сегмената. За сваку

геометрију, подаци су нормализовани у односу на максимални флуенс добијен у једном од шеснаест сегмената. Као што се види, за све пројекције (осим за $RAO 30^\circ$), максимум се налази у сферном сегменту $L3$ који одговара доњем левом делу левог ока (слика 19). У $RAO 30^\circ$ геометрији, максимум вредности се налази у симетричном положају (у односу на сагиталну раван главе) који одговара сегменту $R4$. Ово је углавном због присуства рецептора слике, који се налази близу главе оператера, што пружа могућност заштите леве стране очног сочива, а самим тим доводи до највеће експозиције десног ока.

Табела 21. Максимални флуенс, за "стандардну конфигурацију", узимајући у обзир 16 сферних сегмената нормализованих према AP геометрији

Пројекције	Максимум флуенса расејаног зрачења нормализован у односу на AP пројекцију
LAO 90°	15
AP	1
CRANIAL 40°	0.5
PA	0.12
RAO 30°	≥ 0.015

Расејано зрачење долази како се и очекује, (а) са леве стране, због положаја оператера у близини рентгенске цеви, и (б) одоздо, где је извор расејања, тј, где се налази позиционирани пацијент. Према томе, сегменти са највећом вредношћу флуенса су $L2$, $L3$ и $L4$, као и $L2'$, $L3'$ и $L4'$. Сегмент $L1'$, који се налази у глави у задњем горњем положају је најмање изложен део левог ока, као што је то и случај са сегментом $R1'$ за десно око, јер је најудаљенији од извора. Положаји приказани на слици 18. се односе на "стандардну конфигурацију". Анализом података који су добијени модификовањем параметара који карактеришу овај сценарио може се закључити следеће:

- (1) положај оператера у односу на пацијента и извор зрачења, мења расподелу расејаног зрачења око очију, поштујући опште правило да када се растојање смањује расејани флуенс расте;
- (2) померање главе оператера према оси снопа може променити локализацију максималног излагања од левог према десном оку;
- (3) флуенс расејаних фотона опада када се пречник снопа смањује;
- (4) разматрани типови оловних наочара пружају добру бочну заштиту, бар за лево око (претпостављајући да оператер стоји са десне стране пацијента, као што је приказано на слици 18).

6.5.8. LAO 90° пројекција

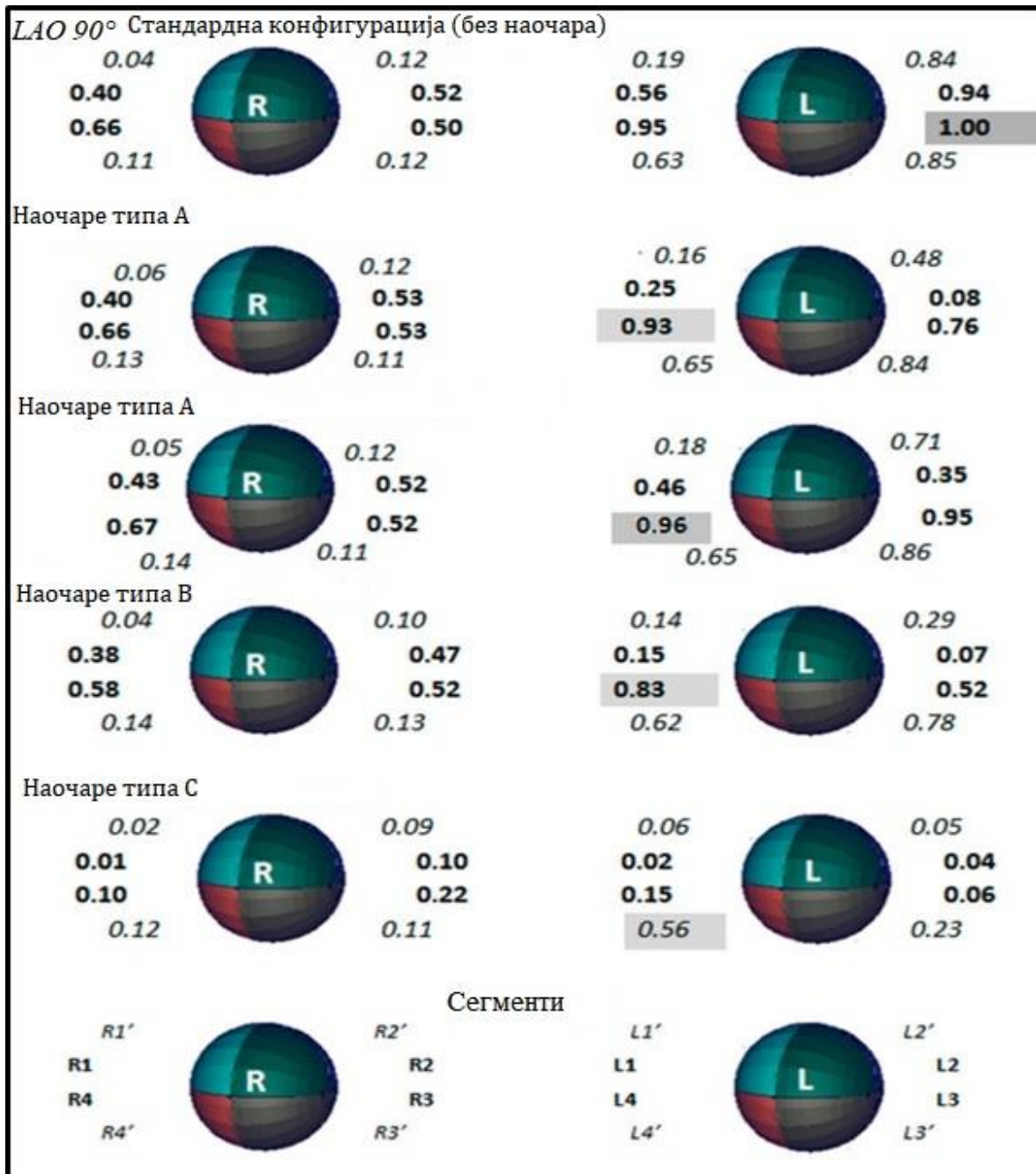
Пројекција LAO 90° представља највећу изложеност расејаном зрачењу за оператера. У таквој ситуацији је посебно важна употреба оловних наочара како би се смањила вредност примљене дозе за оба очна сочива. На слици 21. су приказани резултати израчунати у 16 сферних сегмената око очију оператера и нормализоване у односу на максималну вредности флуенса у LAO 90° "стандардној конфигурацији" за три разматрана облика оловних наочара.

Оба типа наочара (*A* и *B*) смањују расејано зрачење које долази са бочне стране. За сферни сегмент *L2*, однос флуенс-максимални флуенс се смањује од 0,94 (без наочара) до 0,35 за тип *A* и 0,07 за наочаре типа *B*. Такође, зрачење које достигне сегмент *L3*, где се налази максимум за LAO 90° (стандардна конфигурација), смањује се на вредност на 0,76 (тип *A*) и на 0,52 (тип *B*). Смањење за сегмент *L4* је само реда 15%, јер постоји огроман допринос расејаног зрачења које одоздо- нагоре достиже до ока.

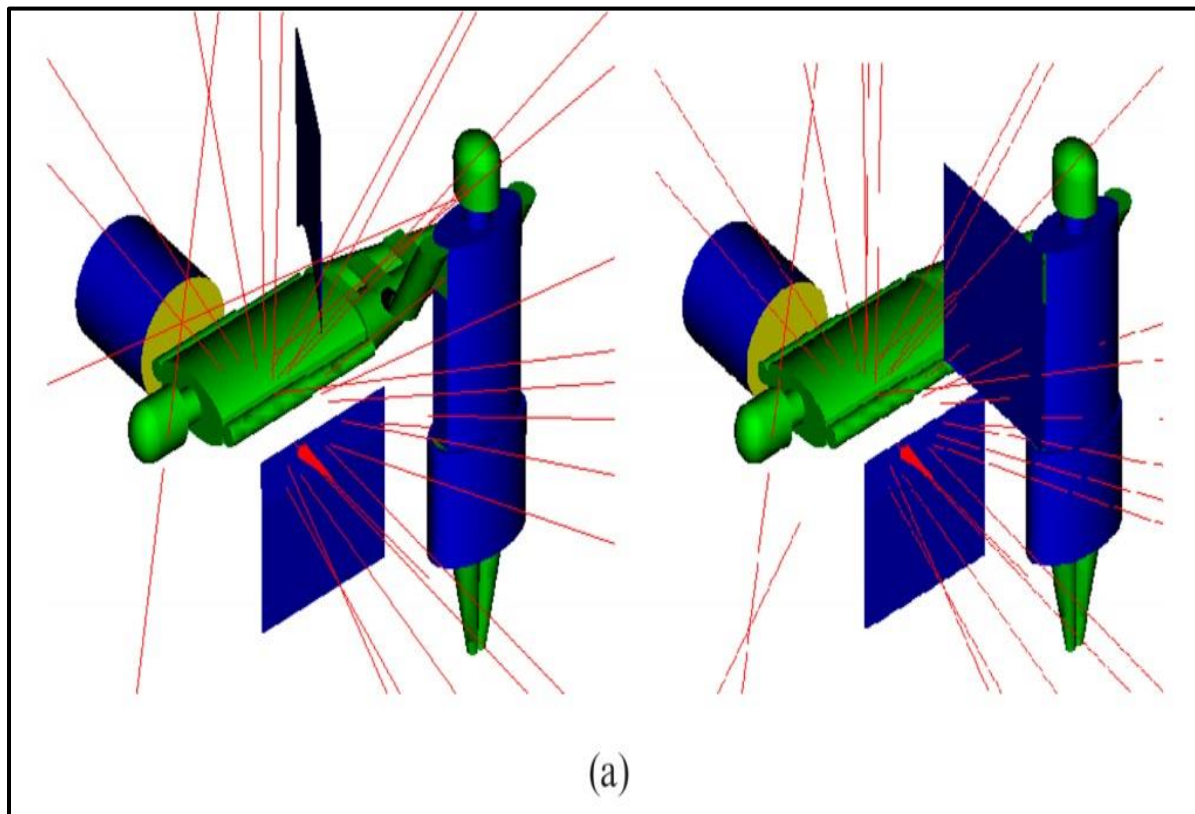
Наочаре типа *A* и *B* показују ограничену ефикасност у смањивању вредности флуенса фотона за десно око, које је већ мање изложено зрачењу која долази с предње стране или бочно. Наочаре типа *C* пружају одговарајуће смањење флуенса за фактор 10 и више (сферни сегменти *L3*, *L4*). Једини изузетак је *R3* сегмент, у којем се вредност флуенса смањује на половину, док за задње сегменте *L4* ', *R3* 'и *R4* ', ефекат смањења је упоредив са величином статистичке неодређности.

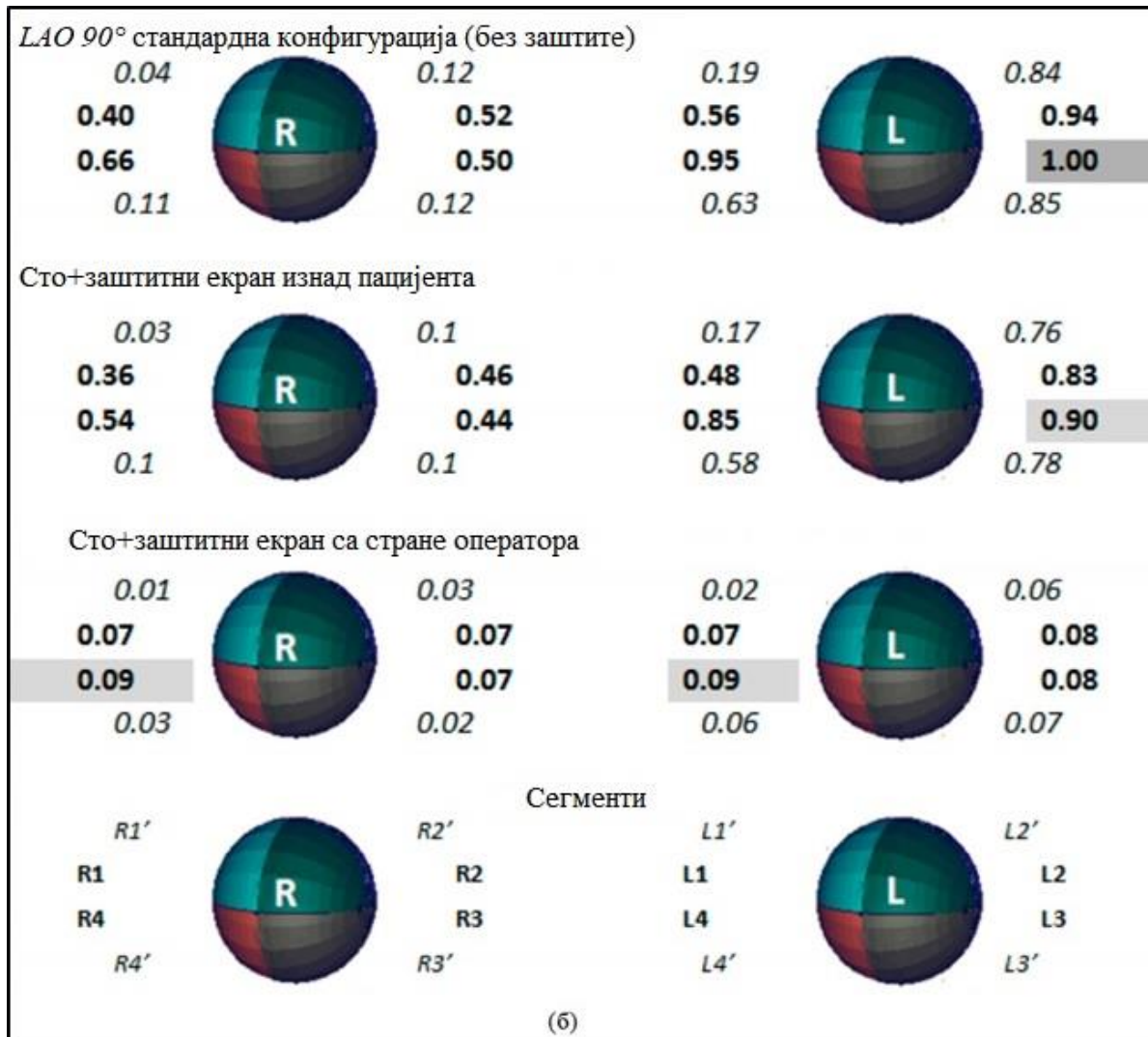
Како би се постигла најбоља заштита од расејаног зрачења, додатни заштитни екран треба правилно поставити у односу на правац снопа и положај оператера. Ово је посебно важно када се не користе оловне наочаре. Важно је нагласити да је специфично оптимизовано позиционирање директно у корелацији са геометријом положаја оператера. За све положаје рентгенске цеви, посебно $LAO 90^\circ$ која укључује највишу експозицију оператера, додатну заштитну плочу треба правилно поставити између оператера и рентгенске цеви.

На слици 22(а), симулирана је геометрија $LAO 90^\circ$ са праћењем честица. У овом случају, додатни заштитни екран, који пружа добру заштиту за геометрију PA , помера се преко пацијента на страну оператера. Ефекат ове промене се може видети на слици 22(б), где су флуенси расејаних фотона у односу на максималну вредност флуенса, (за стандардну конфигурацију $LAO 90^\circ$), процењени за заштиту у обе неоптимизоване (изнад пацијента) и оптимизоване позицију (са бочне стране оператера). Приликом коришћења и доброг позиционирања додатне заштите, вредност флуенса се може смањити за фактор 10 и више за поједине сферне сегменте ока. Додатно, употреба *заштитних екрана* пружа велику заштиту за задње сегменте оба ока (видети $R1'$, $R2'$, $R3'$, $R4'$ и $L4'$).



Слика 21. LAO 90° геометрија, преглед заштите коју нуде оловне наочаре. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмената око очног сочива оператера, у односу на максималну вредност флуенса у „стандардној конфигурацији“ LAO 90° (сегмент L3). Подебљани бројеви (*bold number*) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (*italic*) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизложеније сегменте за дату заштитну опцију (тип наочара).



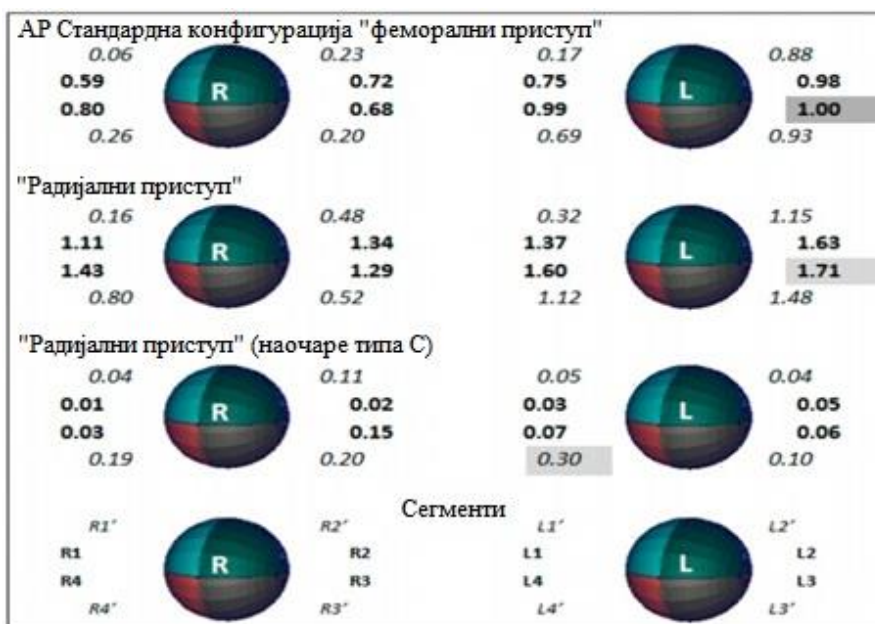


Слика 22. (а) Илустрација историја расејаних честица LAO 90° у случају постојања заштитног екрана у неоптимизованом случају, на левој страни (изнад пацијента) и оптимизованог случаја, са десне стране (са стране оператора).

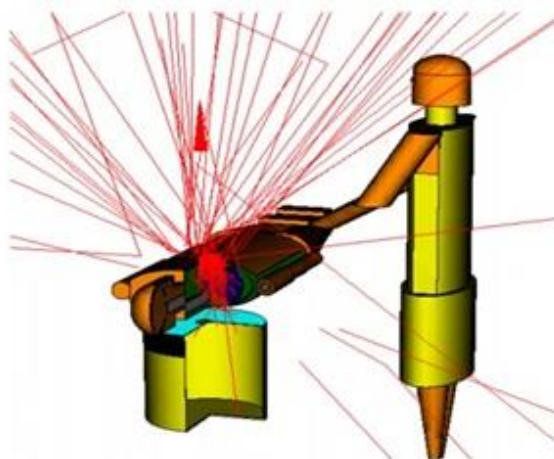
(б) LAO 90° утицај стола и заштитног екрана . Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператора, у односу на максималну вредност флуенса LAO 90 ° у "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (*bold number*) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (*italic*) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизложеније сегменте у случају коришћења заштитног екрана.

6.5.9. AP пројекција

Као у $LAO\ 90^\circ$ геометрији, заштита коју нуде наочари одговарајућег облика је најефикасније средство за заштиту од зрачења очног сочива. Померање оператера према рукама пацијента, симулирајући геометрију „радијалног приступа“, повећава вредност флуенса очног сочива за фактор 2 (или више), што важи и за мање изложено десно око. На слици 23. овај ефекат је јасно приказан. У AP геометрији („стандардна конфигурација“), оператер је удаљен 80 cm од срца, док се у „радијалном приступу“ ово растојање смањује на 38 cm. У том случају, заштита коју обезбеђују оловне наочаре је од велике важности, ако се не може користити заштитни екран. Разматрајући заштитне наочаре типа C и упоређујући флуенс за „радијални приступ“, фактор смањења се креће од 2,5 (за R3' најгори случај) до 25 (у случају L2 и L3). Због правца расејаног зрачења произведеног рендгенским снопом од трупа пацијента (слика 23. (б)), оловне наочаре типа C су посебно ефикасне у заштити очног сочива оператера.



(a)

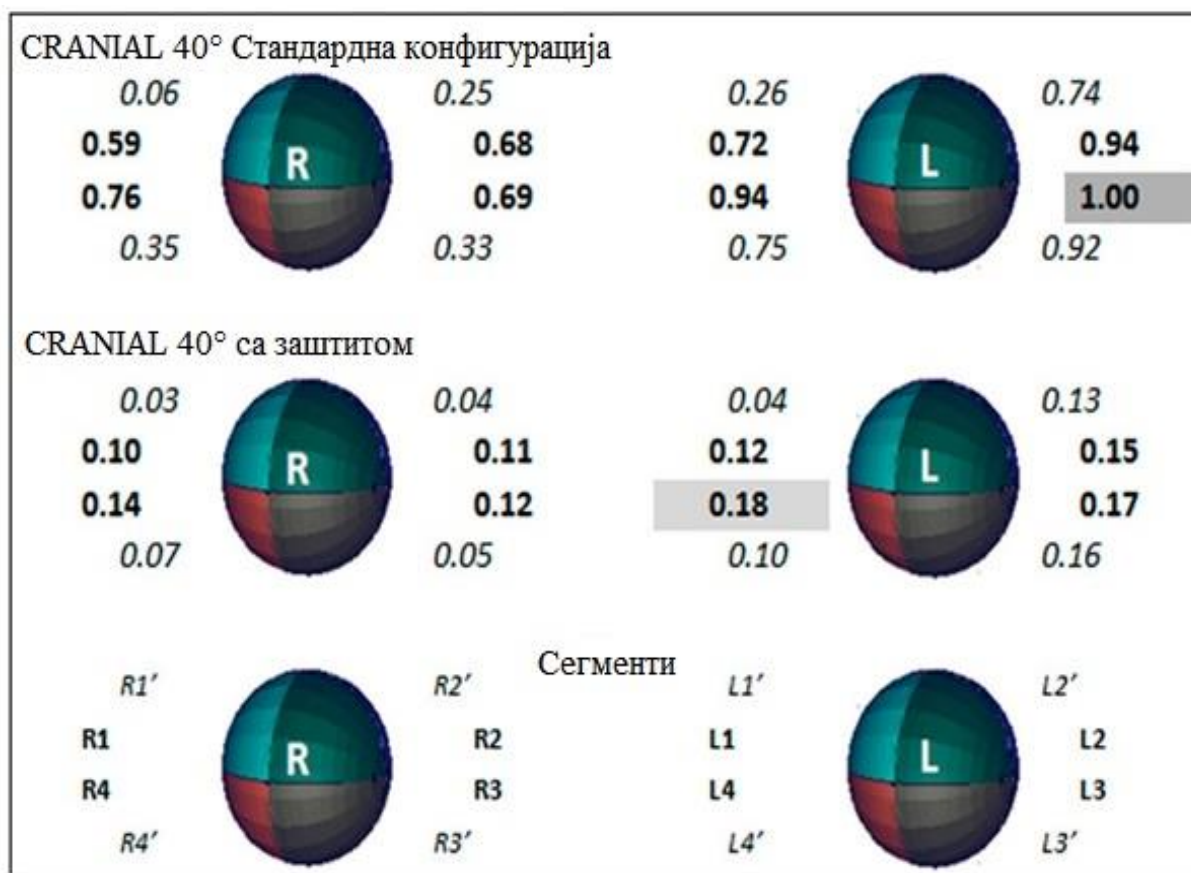


(б)

Слика 23. (а) AP пројекција, ефекат померања оператера („радијални приступ“) и заштита коју нуде наочаре типа C. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператера, у односу на максималну вредност флуенса у AP геометрији у "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (*bold number*) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (*italic*) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизраженије сегменте за додатну заштиту (локација оператера). (б) AP пројекција са 3D приказом историја честица

6.5.10. Cranial 40° пројекција

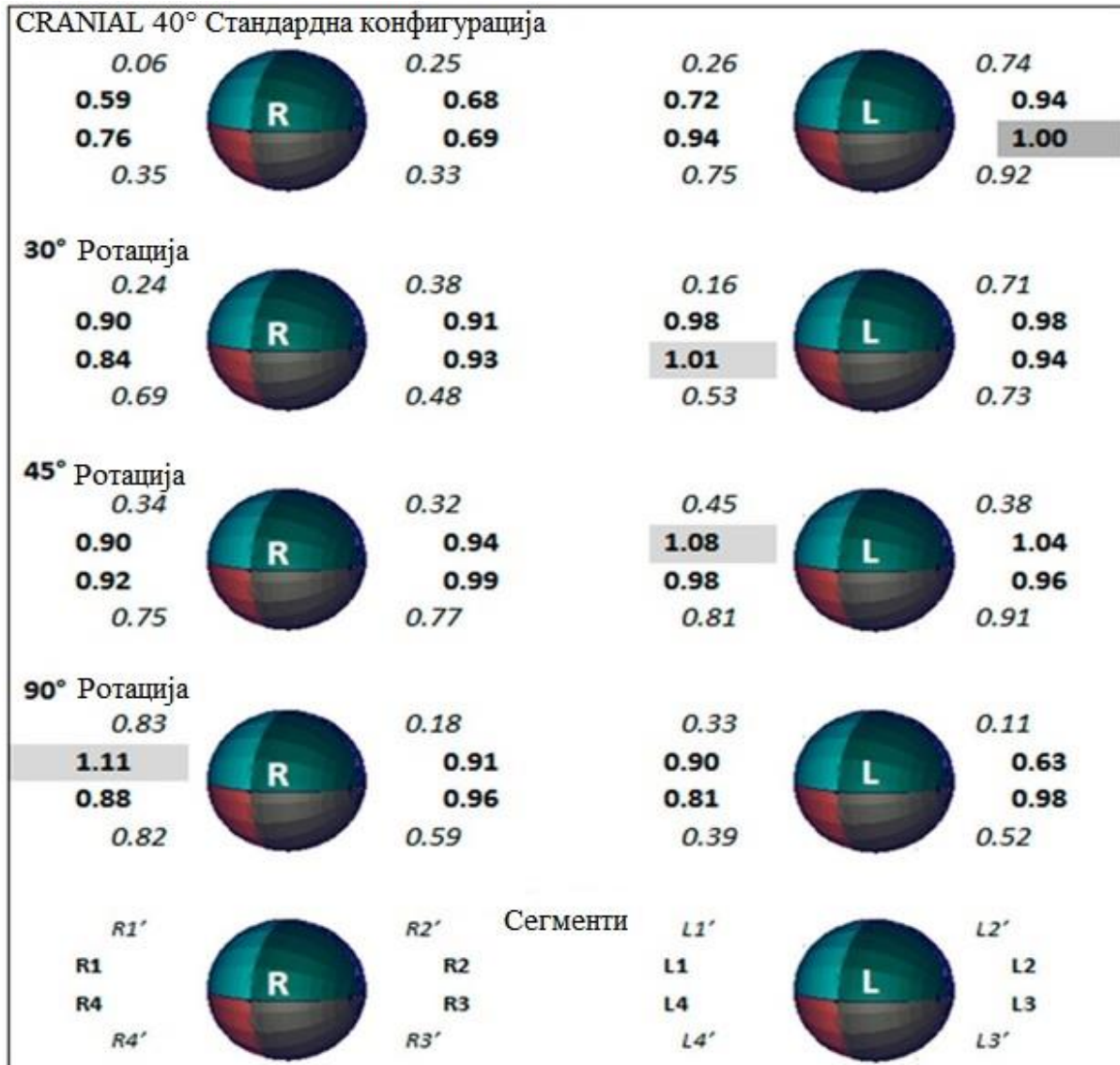
За ову врсту геометрије, употреба заштитних екрана стола и *итита* обезбеђује ефикасно смањење флуенса фотона који стиже до очију оператера, што се може видети са слике 25. У таквом случају, смањење достиже фактор 5 или више за задње сегменте.



Слика 24. CRANIAL 40° геометрија: утицај заштитне плоче стола и заштитне плоче. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператера, у односу на максималну вредност флуенса у CRANIAL 40° геометрији у "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (*bold number*) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (*italic*) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизложеније сегменте за дате опције заштите.

Слика 25. представља случај када се оператер окреће под различитим угловима према рендгенском снопу зрачења. У овом случају, најупечатљивији ефекат је повећање флуенса

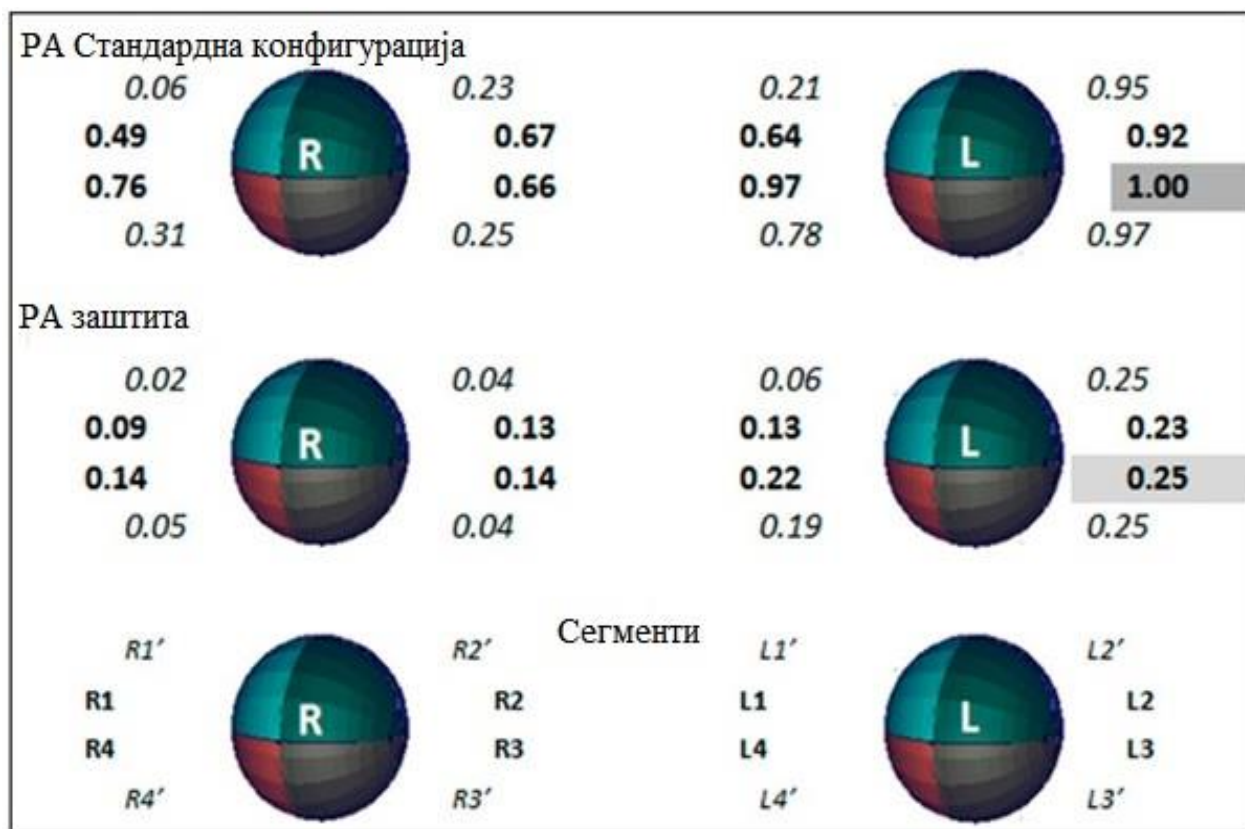
фотона у десном оку (нарочито на задњим сегментима R1'и R4', који су више изложени у главном пољу расејаног зрачења).



Слика 25. CRANIAL 40°: утицај окретања оператера. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператера, до максималне вредности флуенса у CRANIAL 40° позицији "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (bold number) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (italic) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизраженије сегменте за додатну заштиту (окретање оператера).

6.5.11. PA пројекција

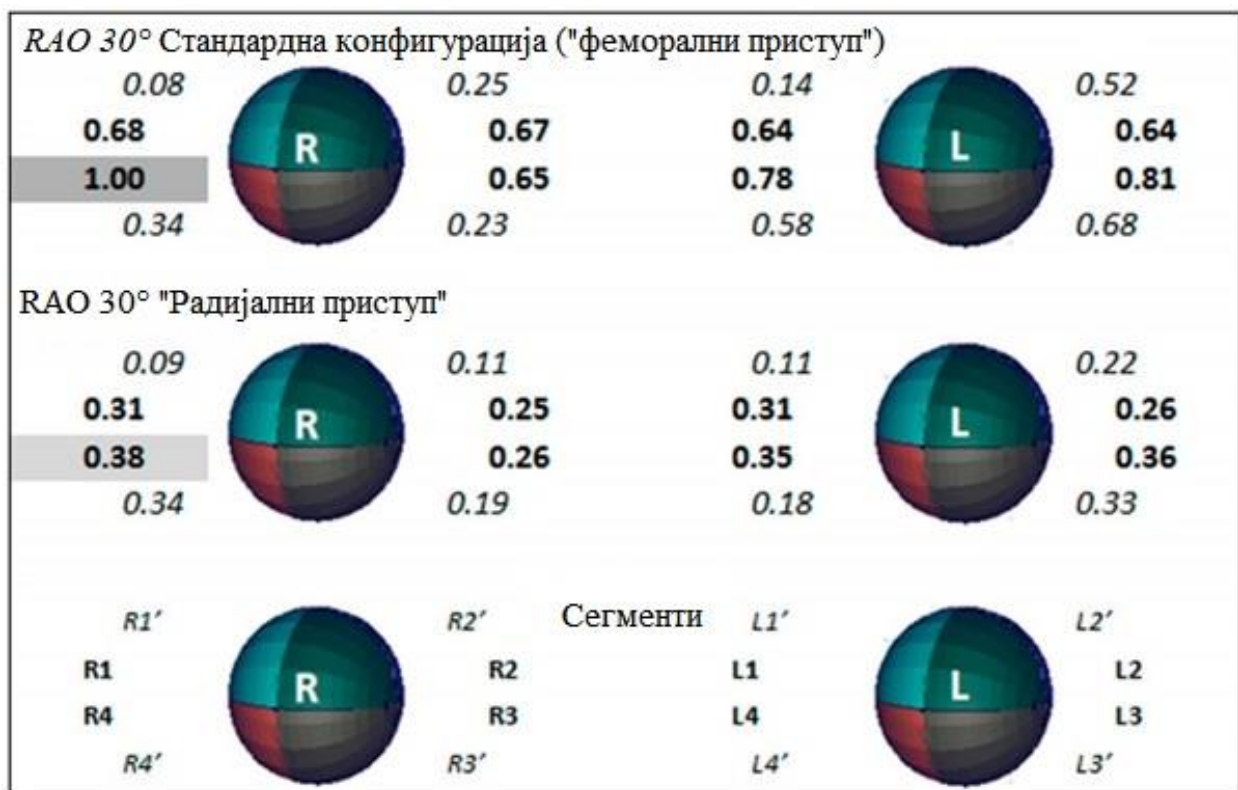
Правац расејаног зрачења и заштитна ефикасност оловних наочара и заштитног екрана у PA геометрији, веома су слични онима из AP пројекције, али се вредност флуенса смањује за фактор 1/2. У овом случају, исправна употреба заштитног екрана може смањити расејано зрачење на очно сочиво као што је приказано на слици 26. Фактори смањења добијени коришћењем одговарајуће заштите су реда од 4-5.



Слика 26. PA геометрија: ефекат заштите оператера. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператера, у односу на максималну вредност флуенса у CRANIAL 40° геометрији у "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (bold number) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (italic) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизложеније сегменте за додатну заштиту оператера.

6.5.12. RAO 30° пројекција

Ова геометрија доноси најнижи ниво расејаног зрачења у близини главе оператера. У овој геометрији, максимална вредност флуенса је у десном оку (сегмент R4) и то је због присуства рецептора слике, који пружа делимичну заштиту леве стране (и очију) оператера. Такав повремени заштитни ефекат је повећан у случају "радијалног приступа"; овај ефекат је супротан ономе што се обично очекује за овај приступ, имајући у виду да је оператер ближи изворима расејања. У овом раду слика 27. приказује израчунате флуенсе који показују редуkcију за фактор 2 -3 (R4, R3, L4, L3) - у поређењу „радијалног приступа“ са „феморалним приступом“.



Слика 27. RAO 30° геометрија: ефекат „радијалног приступа“. Мапа односа флуенса расејаних фотона, одређених у 16 сферних сегмента око очију оператера, у односу на максималну вредност флуенса у RAO 30° геометрији у "стандардној конфигурацији" (сегмент L3). Подебљани бројеви (*bold number*) се односе на предње сегменте, док се искошени бројеви (*italic*) односе на задње сегменте. Осенчени бројеви приказују најизложеније сегменте за додатну заштиту оператера (позиција оператера).

6.5.13. *Поређивање резултата са вредности из литературе*

Резултати у овом раду су у сагласности са *Martin et al., (2015)* and *Martin (2016)*, где су вредности примљене дозе за очно сочиво, највероватније резултат комбинације директног и расејаног рендгенског зрачења. Заштита коју пружају оловне наочаре, могу смањити вредност флуенса са вредност 5-10 (модел наочара типа C) и резултати у овом раду су у сагласности са *Koukorava et al., (2014)* и *McVey et al., (2013)*. Варијација добијених резултата флуенса је у сагласности са оним што је експериментално добијено коришћењем TLD дозиметара (*Domienik and Brodecki 2016*). *Domienik* и *Brodecki* су израчунали корекциони фактор који се примјењује на дозиметре који су постављени на различитим позицијама на заштитним наочарима. Овај фактор разматра разлику између максималне вредности између свих разматраних позиција и онога што се може мерити у одабраној позицији. Резултати студије су показали су да је најнижи фактор примењен за дозиметар који се налази у доњем делу заштитних наочара, где је израчуната највећа вредност флуенса расејаног зрачења. Ово је у потпуној сагласности са резултатима овога рада. Положај оператера у позицији LAO 90° је *најнеповољнији*, док позиција у RAO треба да буде примарна, кад год је то могуће. Добијени резултати у овом раду за очно сочиво су у сагласности са научним студијама *Balter (2001)*, *Koukorava (2011)* и *Haqqani (2012)*. Ако је пројекција LAO 90° неизбежна, треба користити заштитне наочаре и заштитни екран. Правилно позиционирање заштитног екрана, значајно смањује вредности дозе за очно сочиво (слика 22, 24 и 26). Окретање главе ка рентгенској цеви мења вредност флуенса (слика 25). Такав резултат је у складу са оним што је експериментално пронађено у научној студији *Strocchi et al., (2015)*.

6.6. Прорачун специфичне апсорбоване фракције у појединим органима човечјег тела приликом примене радионуклида ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ и $^{81\text{m}}\text{Kr}$ применом MCNP5/X софтвера

Из овог дела рада публикован је рад под насловом „*MCNPX calculations of specific absorbed fractions in some organs of the human body due to application of ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and $^{81\text{m}}\text{Kr}$ radionuclides*“ у часопису - *Radiation Protection Dosimetry*, а рад је дат у прилогу.

У нуклеарној медицини се користе радиоактивни изотопи и њихова једињења за дијагнозу и терапију. Да би се у току терапије произвела најмања штета пацијенту и обезбедили добри резултати у дијагностичке сврхе, изотоп мора имати кратак полуживот, и треба да буде чист гама емитер. Сцинтиграфија је једна од дијагностичких метода, која се користи у нуклеарној медицини за процену дистрибуције радиофармацеутика у телу (*Wang (1997), Yoriyaz (2001), ICRP106, Uhrhan(2014)*). Плућна сцинтиграфија је поступак дијагностике који користи вентилациону сцинтиграфију, перфузиону сцинтиграфију, или обоје. Овај метод омогућава одређивање просторне и временске расподеле радиофармацеутика у телу и омогућава веома прецизно снимање органа, ткива или целог тела, зависно од тога где су радиофармацеутик акумулира (*UNSCEAR (2008), Ponto (2010), Gardumi(2013)*).

Један од најчешће коришћених фармацеутских средстава у нуклеарној медицини је $^{99\text{m}}\text{Tc}$ и његова једињења (*Ciofetta (2007), Lin, J (2012), Parker, A. J (2012)*). $^{99\text{m}}\text{Tc}$ је гама емитер енергијом од 141 keV и периодом полураспада 6 h. Може се комбиновати са различитим биолошки активним једињењима или супстанцама, које омогућавају транспорт до циљних органа. Обично се користи у методи плућне сцинтиграфије .

^{133}Xe ($T_{1/2} = 5,2 d$) се распада бета распадом и емитује фотон енергије 81 keV. Удисањем ^{133}Xe могу се проценити плућне функције. То је вентилациона сцинтиграфија која користи ^{133}Xe и обично се врши пре перфузионе сцинтиграфије (*Parker, A. J (2012)*).

$^{81\text{m}}\text{Kr}$ има период распада 13 s и емитује гама зрачење енергије од 190 keV. Добија из генератора $^{81}\text{Rb}/^{81\text{m}}\text{Kr}$ и користи се као маркер за вентилациону сцинтиграфију. Недостатак $^{81\text{m}}\text{Kr}$ је у томе што има кратко време полураспада, што смањује доступност и повећава трошкове генератора (*Parker, A. J (2012)*). У овом раду разматране су само најинтензивније гама линије. Друге групе гама линија емитоване од ^{133}Xe и $^{99\text{m}}\text{Tc}$ имају

веома низак принос и нису узете у обзир. ^{81m}Kr емитује само једну гама линију са приносом од 68%.

У публикацији *ICRP110*, за вредности за специфичну апсорбовану фракцију (*Specific Absorbed Fraction*) су дате за низ дискретних вредности енергија. Такође постоје подаци о *SAFs* вредностима у литератури, добијени применом различитих софтвера базианих на Монте Карло методи (*MIRDSE*, *OLINDA*, *EGSnrc*, *FLUKA*, *MCNPX*, *PENELOPE* итд.), али су подаци такође доступни само за дискретне вредности енергија за најчешће коришћене радионуклиде, као што су: ^{18}F , ^{117}Lu , ^{131}I and ^{90}Y .

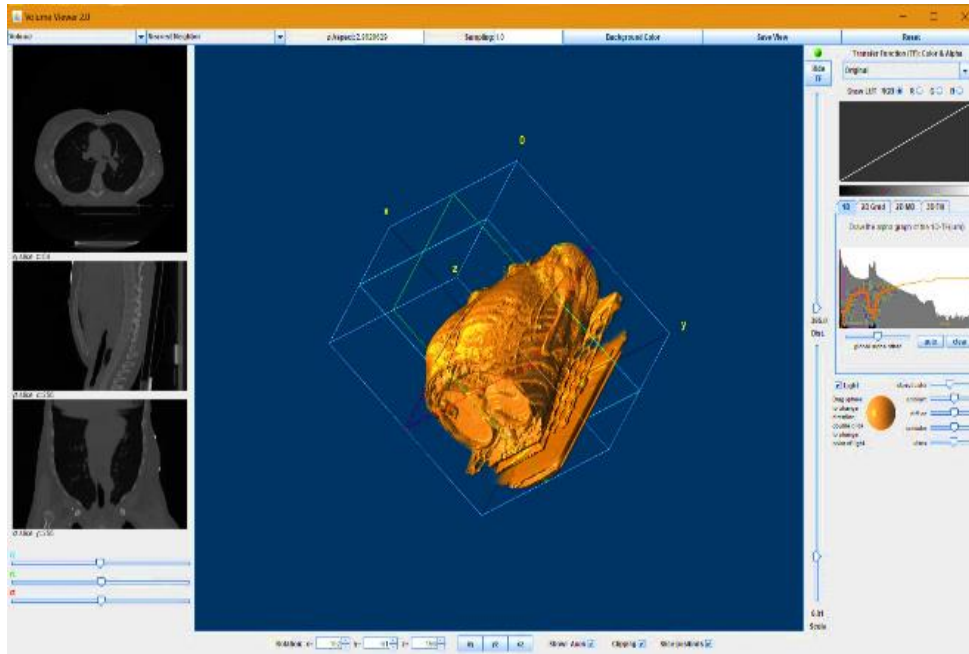
У овом раду су коришћене *CT* слике. Дигиталне слике добијене од скенирања стварних особа компјутерском томографијом или магнетном резонанцом треба да имају довољно велику вредност резолуције за моделовање воксел фантома. Софтвер коришћен у овом раду *ImageJ* је отвореног кода, а који је намењен за научне сврхе снимања мултидимензионалних слика и може се преузети за *MAC OS*, *Windows* and *Linux*.

Пошто су горе поменути радионуклиди важни у нуклеарној медицини, а енергије гама фотона које емитују ови радионуклиди су различите од оних које су дате у *ICRP*, намера овог дела рада била је израчунавање *SAF* за конкретне енергије ових радионуклида, како би се избегла интерполација између дискретних података енергија и како би се употпунили подаци. Поред одређивања *SAFa* извршене су и додатне симулације за неке вредности енергија како би се проценила грешка интерполације.

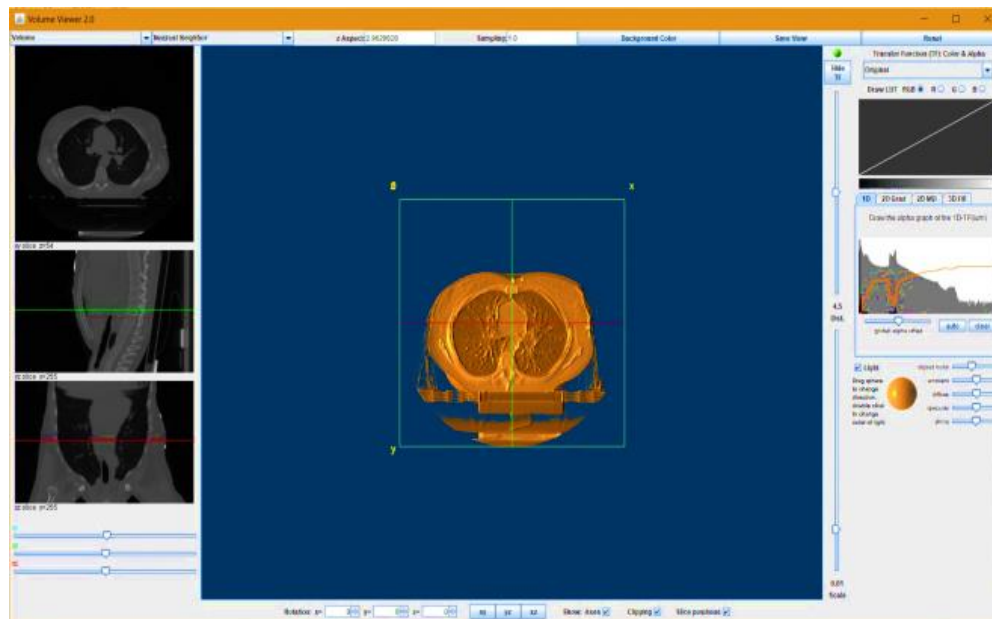
Поред тога, циљ овог рада био је упоређивање вредности *SAFs* добијених са моделима *ORNL* фантома и воксел модела торакса.

6.6.1. Материјали и методе

У овом раду воксел модел трупа конкретне особе је добијен коришћењем *DICOM* сета од 108 *CT* (*Computed Tomography*) под одобреним стандардним протоколима. *CT* слика грудног коша 35-годишње пацијенткиње је сегментирана помоћу софтвера за обраду слике *ImageJ* - верзија 1.51n 2017 и претворени у воксел геометрију. Слика 28 показује необрађене *CT* податаке грудног коша у *ImageJ 3D* прегледачу (Слика 28.а), пре процеса сегментације, као и попречни пресек грудног коша (слика 28.б) користећи исте податке.



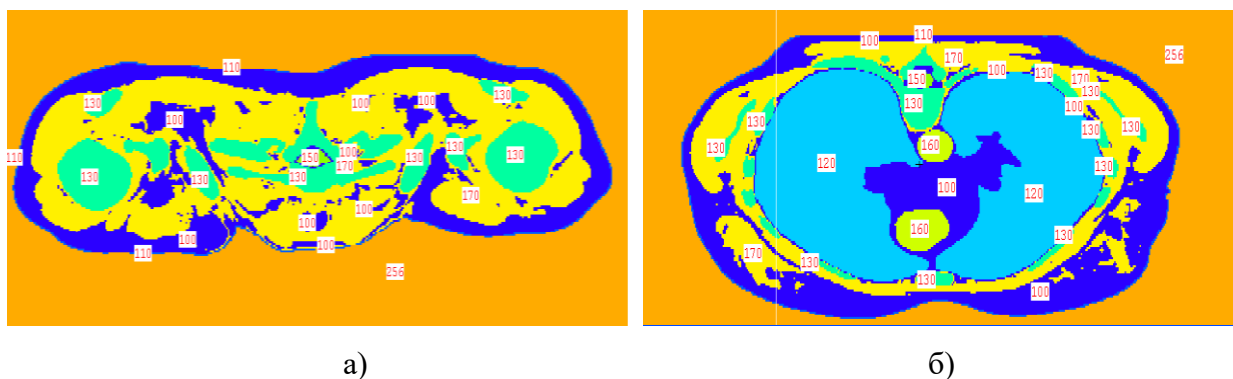
a)



б)

Слика 28. СТ снимци грудног коша скенирани у ImageJ 3D прегледачу и попречни пресек грудног коша. а) СТ слике грудног коша пре обраде б) пресек грудног коша после вокселизације

Овај сет слика је преведен у геометрију воксела, која омогућава реалистичан опис анатомије човека. Воксел модел торакса је представљен тродимензионалним низом воксела са идентификационим бројевима *ID*. За сваки појединачни воксел, *ID* бројеви указују на који орган или ткиво се односи. Велики број воксела захтева коришћење напредног рачунарског система, због чега су масивне симулације обављене на *AEGIS04-KG* кластеру, који је саставни део европске мреже кластера (*European Grid Initiative-EGI*). Воксел модел торакса има неколико органа од интереса: кожа, плућа, кости, срце, кичмена мождине, аорта, мишићи и масно ткиво. Воксел модел људског тела заснована је на поновљеним структурама испуњеним одређеним материјалом, који одговара специфичном органу. На посебан начин је комбинована употреба и попуњавање и решеткастих структура, што је омогућило дефинисање геометрије воксел фантома као запремине испуњене правоугаоним решеткама кубних елемената. Пресек воксел модела торакса након процеса сегментације приказан је графички на слици 29., који садржи попречни пресек дуж *z* осе у различитим положајима. Сlike 29.а и 29.б приказују пресек модела воксел торакса на $pz = 23\text{ cm}$ и $pz = 55\text{ cm}$.



Слика 29. Пресек воксел модела торакса. Идентификациони бројеви органа на овој слици су дати у Табели 22. *ID* 256 је спољни простор.

Различитим органима/ткиву додељен је одговарајући *ID* број, компатибилан са ћелијским картицама у улазној датотеци *MCNP5/X*. У табели 22. приказан је одговарајући *ID* број, орган/ткиво, укупан број воксела у сваком органу, маса и густина. Укупан број воксела у симулацијама износио је 13592124. Како је запремина воксела $17.64 \cdot 10^{-4}\text{ cm}^3$, добијена

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

дебљина и маса коже у воксел моделу торакса је компатибилна са референтним *ICRP* вредностима.

Табела 22. Одабрани органи модела воксел торакса са одговарајућим идентификационим бројем, бројем воксела, масе и густине

<i>ID</i> број	Орган/ Ткиво	Број воксела	Маса вокселизованих органа/ткиво (g)	Густина (g/cm ³)
100	Масно ткиво	2228002	3734	0.95
110	Кожа	133485	257	1.09
120	Плућа	2019581	1055	0.296
130	Кости	605734	2052	1.40
140	Срце	229676	425	1.05
150	Кичмена мождина	23257	43	1.04
160	Аорта	80231	149	1.05
170	Мишићи	1983323	3674	1.05

У овом раду, вредности резултата *SAF*, добијени са воксел моделом торакса, упоређени су са *ORNL* математичким фантомом. *ORNL* фантоми се састоје од три главне секције: 1) елиптични цилиндар који представља труп и руке; 2) два кружна конуса која представљају ноге и стопала; 3) кружни цилиндар на који је постављен елиптични цилиндар, пресечен полуелипсоида који представља врат и главу.

Претпостављено је да је распад коришћених радионуклида локализован у плућима, што представља извор гама зрачења. Сваки плућно крило представља се са полу елипсоидом, дефинисаним једначином :

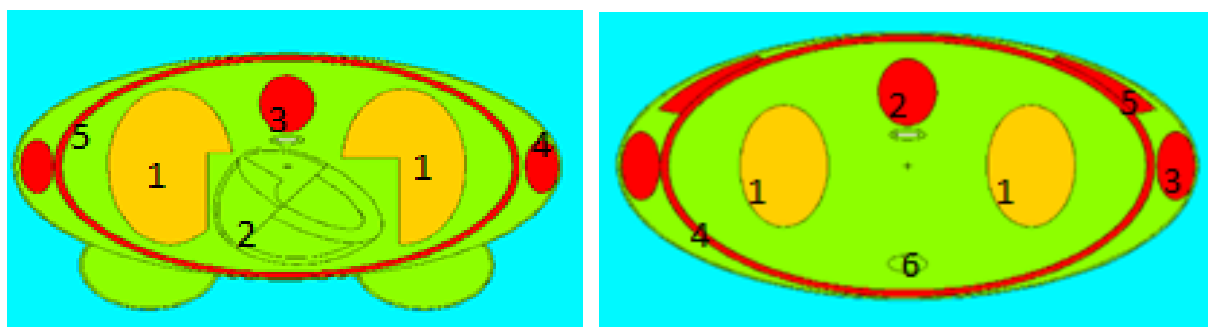
$$\left(\frac{x+x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 \leq 1 \text{ and } z \geq z_0 \quad (6.6.1.1)$$

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Ако $z_{1R} \leq z \leq z_{2R}$, $y < y_{1R}$ и $x \leq x_{1R}$ (услови равни нормални на $-z$, $-y$ и $-x$ оси и пресеку елипсоида, тако да формирају плућа). Одговарајуће вредности су: $z_{1R}=41.60\text{ cm}$, $z_{2R}=48.50\text{ cm}$, $y_{1R}=1.20\text{ cm}$ и $x_{1R}=-5.00\text{ cm}$.

Координате центра елипсоида су: $x_0=7,33\text{ cm}$, $y_0=0$ и $z_0=39.21\text{ cm}$; a , b и c представљају осе елипсоида, чије су вредности 4.09 cm , 6.98 cm и 20.55 cm . Ознаке **R** и **L** односе се на десно и лево плућно крило. За лево плућно крило ($x+x_0$) треба заменити са ($x-x_0$); z_{1R} са z_0 ; z_{2R} са z_{2L} ; y_{1R} са y_{1L} . Одговарајуће вредности левог плућног крила су: $z_{2L}=49.00\text{ cm}$ и $y_{1L}=7.00\text{ cm}$.

Слика 30. приказује пресек ORNL фантома, као графички излаз из MCNP кода.



а)

б)

Слика 30. Пресек женског фантома ORNL: а) $pz = 51\text{ cm}$ и б) $pz = 55\text{ cm}$

Слика 30.а) 1 - плућа, 2- срца, 3 - кичма, 4 - кости руке, 5 ребра.

Слика 30.б) 1- плућа, 2- кичма, 3 - кости руке, 4 - ребра, 5-пелвис, 6- једњак.

Маса вокелизованог органа/тквива изведени су из *CT* података скенирања. Познавајући број воксела, n (Табела 22), као и запремину једног воксела $V = 0,084\text{ cm} \times 0,084\text{ cm} \times 0,25\text{ cm} = 17.64 \cdot 10^{-4}\text{ cm}^3$, лако се може одредити запремина сваког органа/тквива у воксел моделу торакса, тј. *запремина органа* = $n \cdot V$ и множење дате вредности са претпостављеном средњом густином ткива, омогућава израчунавање његове масе. Да би се упоредили *ORNL* фантом са воксел моделом торакса, *ORNL* фантом је исечен у нивоу дна плућа. Разматрани су моноенергетски извори фотона (81 keV за ^{133}Xe ,

141 keV за ^{99m}Tc и 190 keV за ^{81m}Kr) и такође су праћене секундарне честице у симулацијама. Извор је хомогено распоређен у датим органима (плућа). *Cut off*, односно минималне енергија до које се честице прате у симулацијама је подешен на вредност од 1 keV. Састав ткива коришћен за воксел модел торакса узет је из *ICRP 110*, док су за *ORNL* фантом коришћени референтни подаци .

6.6.2. Резултати и дискусија

Све симулације су извршене користећи MCNP5/X софтвер. Простирање укупно 10^8 честица је симулирано како би се постигла релативна несигурност мања од једног процента за све органе и за оба фантома (воксел модел торакса и *ORNL*). Специфичне апсорбоване фракције одређене су у околним органима и ткивима током инкорпорације радионуклида у плућа као изворног региона. За ту сврху коришћена је **F8 tally* картица за израчунавање депозиције енергије у органу/ткиву (у MeV по фотону) за воксел модел торакса укључујући и праћење секундарних честица. Пошто **F8 tally* не даје резултате нормализоване по маси, било је потребно поделити резултат добијен из MCNP5/X кода са масом ткива или органа. Добијена вредност претворена је у специфичне апсорбоване фракције изражене у Gy по честици (*Gy per particle*).

Картица *F6* је коришћена за процену дозе у органима *ORNL* фантома. Ова картица MCNP5/X кода даје резултате у $\text{MeV}\cdot\text{g}^{-1}$ по честици извора, али у *KERMA* апроксимацији (тј. без секундарног транспорта честица).

SAFs за одабране органе су одређени користећи следећу формулу:

$$SAF = \frac{E_d}{E_i \cdot m} \quad (6.6.2.1)$$

где је E_d средња енергија депонована у циљном органу, E_i је примарна енергија емитована од стране извора и m је маса циљног органа. Резултати специфичних апсорбованих фракција приказани су у табелама 23,24 за ^{81m}Kr , ^{99m}Tc и ^{133}Xe .

Из ових табела може се видети да су вредности SAF највеће у плућима, костима, мишићима и масном ткиву док су у другим органима/ткивима мањи.

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Табела 23. Резултати SAF (kg^{-1}) за воксел модел торакса за ^{133}Xe , ^{99m}Tc и ^{81m}Kr

Орган/Ткиво	Запремина органа (cm^3)	^{133}Xe	Разлика SAF вредности за воксел модел торакса и ORNL фантома (%)		Разлика SAF вредности за воксел модел торакса и ORNL фантома (%)		Разлика SAF вредности за воксел модел торакса и ORNL фантома (%)	
			^{99m}Tc	^{81m}Kr	^{99m}Tc	^{81m}Kr	^{99m}Tc	^{81m}Kr
Масно ткиво	3930.5	$1.72 \cdot 10^{-2}$		$1.78 \cdot 10^{-2}$		$1.85 \cdot 10^{-2}$		
Кожа	235.8	$0.96 \cdot 10^{-2}$	9.82	$0.96 \cdot 10^{-2}$	14.96	$1.01 \cdot 10^{-2}$	16.4	
Плућа	3564.2	$5.59 \cdot 10^{-2}$	-24.3	$5.09 \cdot 10^{-2}$	-16.89	$5.18 \cdot 10^{-2}$	-15.9	
Кости	1465.7	$5.01 \cdot 10^{-2}$	12.4	$2.90 \cdot 10^{-2}$	6.86	$2.29 \cdot 10^{-2}$	8.0	
Срце	404.8	$3.63 \cdot 10^{-2}$	2.43	$3.05 \cdot 10^{-2}$	7.56	$3.01 \cdot 10^{-2}$	9.0	
Кичмена мождина	41.3	$2.35 \cdot 10^{-2}$		$2.42 \cdot 10^{-2}$		$2.48 \cdot 10^{-2}$		
Аорта	141.9	$4.53 \cdot 10^{-2}$		$3.92 \cdot 10^{-2}$		$3.90 \cdot 10^{-2}$		
Мишићи	3449	$1.89 \cdot 10^{-2}$	-16.5	$1.76 \cdot 10^{-2}$	-7.07	$1.78 \cdot 10^{-2}$	-4.5	

Табела 24. Резултати SAF (kg^{-1}) за ORNL фантома за ^{133}Xe , ^{99m}Tc и ^{81m}Kr

Орган/Ткиво	Запремина органа (cm^3)	^{133}Xe	^{99m}Tc	^{81m}Kr
Кожа	371	$8.72 \cdot 10^{-3}$	$8.39 \cdot 10^{-3}$	$8.66 \cdot 10^{-3}$
Плућа	2200	$7.38 \cdot 10^{-2}$	$6.12 \cdot 10^{-2}$	$6.16 \cdot 10^{-2}$
Једњак	25.6	$2.62 \cdot 10^{-2}$	$2.17 \cdot 10^{-2}$	$2.11 \cdot 10^{-2}$
Кључна кост	41.6	$1.93 \cdot 10^{-2}$	$1.04 \cdot 10^{-2}$	$8.18 \cdot 10^{-3}$
Лопатична кост	154	$4.48 \cdot 10^{-2}$	$2.26 \cdot 10^{-2}$	$1.79 \cdot 10^{-2}$
Ребра	401.8	$5.73 \cdot 10^{-2}$	$2.68 \cdot 10^{-2}$	$2.09 \cdot 10^{-2}$
Кичма	325	$5.65 \cdot 10^{-2}$	$3.15 \cdot 10^{-2}$	$2.49 \cdot 10^{-2}$
Тимус	27.3	$1.89 \cdot 10^{-2}$	$1.53 \cdot 10^{-2}$	$1.47 \cdot 10^{-2}$
Срце	230.8	$3.54 \cdot 10^{-2}$	$2.84 \cdot 10^{-2}$	$2.76 \cdot 10^{-2}$
Труп	8380	$2.26 \cdot 10^{-2}$	$1.89 \cdot 10^{-2}$	$1.86 \cdot 10^{-2}$
Груди	347	$1.39 \cdot 10^{-2}$	$1.21 \cdot 10^{-2}$	$1.21 \cdot 10^{-2}$

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Вредности SAF су $5.59 \cdot 10^{-2} \text{ kg}^{-1}$, $5.09 \cdot 10^{-2} \text{ kg}^{-1}$ и $5.18 \cdot 10^{-2} \text{ kg}^{-1}$ за ^{133}Xe , ^{99m}Tc и ^{81m}Kr за плућа приказане су у Табели 23. користећи воксел модел торакса.

Одступања између вредности SAF за исте посматране органе, добијене помоћу *ORNL* и воксел модела торакса, су у опсегу од 2,43% до 24,3%.

6.6.3. Поређивање резултата SAF са вредности из литературе

Поређење са подацима из литературе вредности SAF добијене помоћу *MCNPX* софтвера приказане су у табели 25.

У раду *Hadid et al., (2010)* примењено је 2 врсте фантома „*Adult Male Reference Computational Phantom (RCP-AM) and Adult Female Reference Computational Phantom (RCP-AF)*“, за електроне и фотоне са енергијама од 10 keV до 10 MeV. Посматрани су следећи органи: плућа, тироида и јетра. Да би се упоредили са представљеним радом, плућа су третирана као извор и као мета за енергију од 0.08 MeV, 0.1 MeV и 0.3 MeV. Добијене вредности су $7.78 \cdot 10^{-2}$ и $7.13 \cdot 10^{-2} \text{ kg}^{-1}$ за 0.08 и 0.1 MeV, респективно. Резултат у овом раду за 0.081 MeV (^{131}Xe) даје вредност $7.38 \cdot 10^{-2} \text{ kg}^{-1}$ што је у доброј сагласности.

Специфична апсорбована фракција у плућима, као извору, узета је из рада *Patni et al., (2013)*, где је коришћен *ICRP* референтни воксел модел торакса: SAF износи $5.95 \cdot 10^{-2} \text{ kg}^{-1}$ за моноенергетско гама зрачење 100 keV и $5.78 \cdot 10^{-2}$ за 200 keV. У представљеном раду су извршени прорачуни за 81 keV (^{133}Xe) и 190 keV (for ^{81m}Kr). Пошто су вредности енергија релативно близу, израчуната вредност SAF од $5.59 \cdot 10^{-2} \text{ kg}^{-1}$ за Xe и $5.18 \cdot 10^{-2} \text{ kg}^{-1}$ за Kr су у доброј сагласности са резултатима цитираног рада, где је коришћен софтвер *FLUKA* који се такође заснива на Монте Карло методи.

У раду *Villoing et al., (2017)*, примењени су рачунарски програми *GATE* и *MCNPX* за израчунавање дозиметријских величина (AF , SAF и S -вредности) за моноенергетске фотоне и електроне, за ^{18}F , ^{117}Lu , ^{131}I и ^{90}Y . Упоредени резултати су поново добијени за плућа као извор и као мета, са вредношћу од $7.80 \cdot 10^{-2} \text{ kg}^{-1}$ за 0.1 MeV.

Да би се проценила грешка интерполације и извршило поређење са другим ауторима, извршена су додатна израчунавања за дискретне енергије од 0.05, 0.08, 0.1 и 0.2 MeV. Подаци о SAF су приказани у Табели 25. Грешке интерполације за Xe и Kr су између 3% и

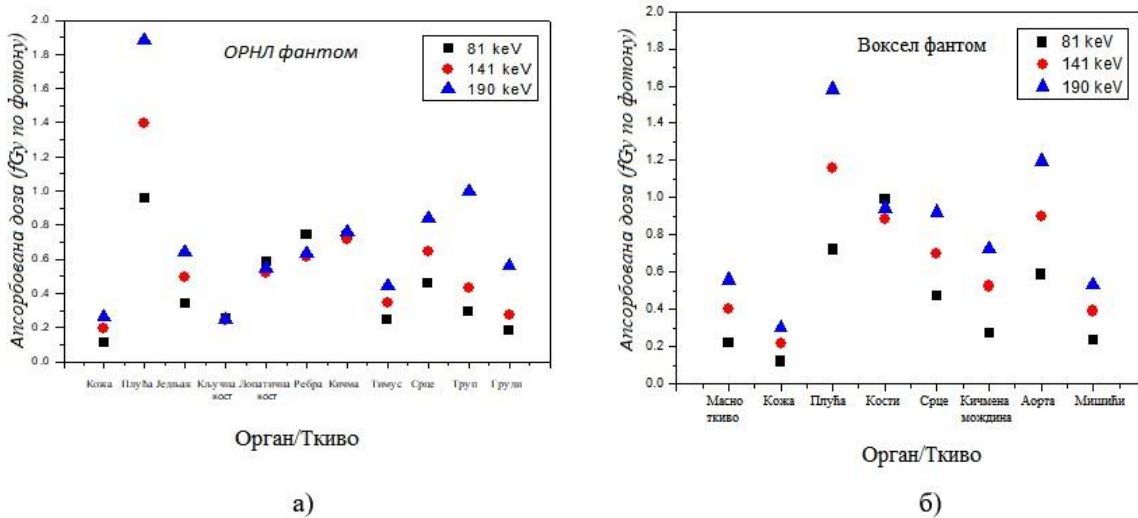
Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

5% за оба фантома. Одређена неслагања између аутора проистичу из примене различитих софтвера и различитих фантома.

Табела 25. Упоредивање SAF (kg^{-1}) добијени у овом раду са подацима из литературе

Енергија (MeV)	Lungs ← Lungs SAF (kg^{-1})				
	<i>Hadid et al</i>	<i>Patni et al</i>	<i>Villong et al</i>	Овај рад	
				ORNL	Voxel
0.05	$1.26 \cdot 10^{-1}$	$1.04 \cdot 10^{-1}$	$1.38 \cdot 10^{-1}$	$1.45 \cdot 10^{-1}$	$9.15 \cdot 10^{-2}$
0.08	$7.73 \cdot 10^{-2}$			$7.76 \cdot 10^{-2}$	$5.62 \cdot 10^{-2}$
0.081				$7.38 \cdot 10^{-2}$	$5.59 \cdot 10^{-2}$
0.1	$7.13 \cdot 10^{-2}$	$5.95 \cdot 10^{-2}$	$7.80 \cdot 10^{-2}$	$6.78 \cdot 10^{-2}$	$5.19 \cdot 10^{-2}$
0.141				$6.12 \cdot 10^{-2}$	$5.09 \cdot 10^{-2}$
1.190				$6.16 \cdot 10^{-2}$	$5.18 \cdot 10^{-2}$
0.2		$5.78 \cdot 10^{-2}$		$6.33 \cdot 10^{-2}$	$5.20 \cdot 10^{-2}$

Разлике између израчунатих вредности SAF користећи воксел модел торакса и модела ORNL фантома, су последица реалнијег облика, величине и позиционирања органа који карактеришу воксел модел торакса. Резултати апсорбоване дозе по честици добијени за два модела су приказани на сл. 31. У оба случаја дозе се повећавају са повећањем енергије гама зрачења.

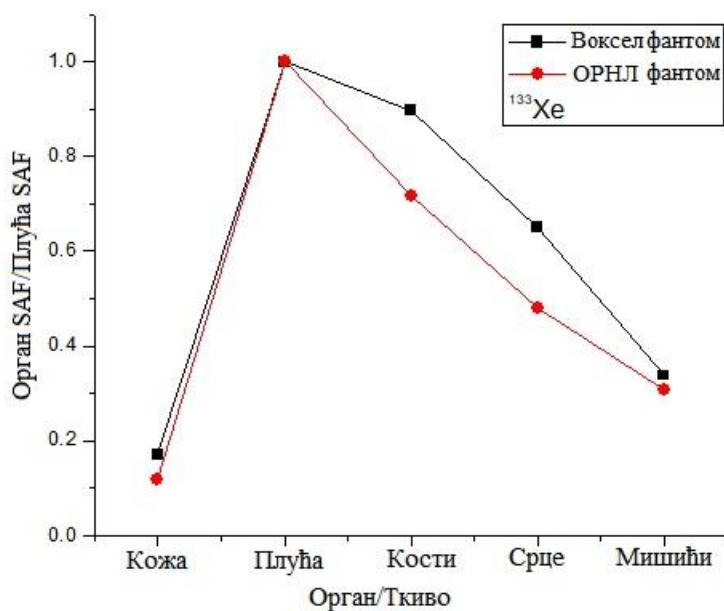


Слика 31. Резултати апсорбоване дозе (fGy по фотону) за ORNL (а) и воксел модел (б) торакса за $81\ keV$ (^{133}Xe), $141\ keV$ (^{99m}Tc) и $190\ keV$ (^{81m}Kr).

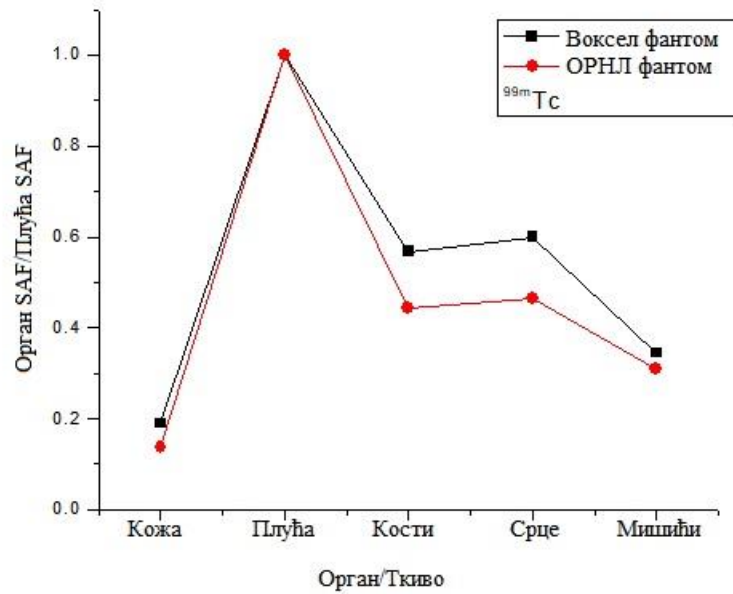
Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

На слици 32, вредности SAF су нормализоване у односу на плућа, што омогућава директније поређење између два модела: заправо, користећи исту методологију за израчунавање, разлике могу настати само из "геометријске" разлике између воксел модел торакса и примењеног аналитичког модела. Вредност за кости за $ORNL$ фантом добијена је утежњавањем по маси за поједине кости.

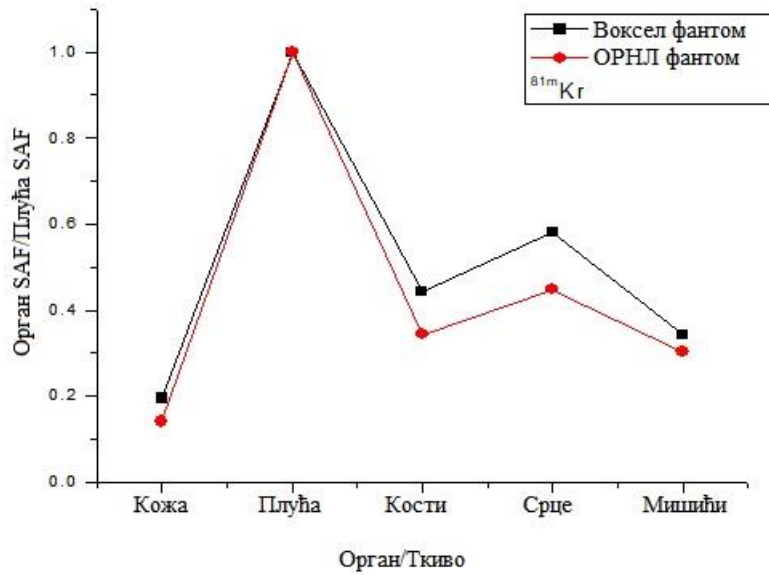
Као што се може видети са графика, понашање је слично за ^{99m}Tc и ^{81m}Kr , а мање за ^{133}Xe , али су односи различити, као што је очекивано. Они су углавном већи за воксел модел торакса и то углавном због релативно већераздаљине између органа, где постоји већа апсорпција захваљујући постојању "меког ткива" који раздваја истражене органе. Други разлог је техничке природе, као што је математичка конструкција фантома, као и разлике у типу $MIRD$ фантома. Овај ефекат је нарочито евидентан код ^{133}Xe који емитује фотоне нижих енергија.



а)



б)



в)

Слика 32. Резултати органа SAF (kg^{-1}) подељени са вредностима SAF (kg^{-1}) за плућа за ^{133}Xe (а), ^{99m}Tc (б) and ^{81m}Kr (в)

7. ЗАКЉУЧАК

Једна од најдинамичнијих подручја истраживања заштите од зрачења, јесте моделовање анатомије човека уз примену Монте Карло симулација. Дозиметрија зрачења има за циљ да одреди вредности и расподелу енергије зрачења депоноване у различитим деловима људског тела услед спољашњег и/или интерног озрачивања. Да би се побољшала заштита, регулисане су и постављене вредности граничне дозе за осетљиве органе и ткива. За прорачун апсорбованих доза у овом раду је коришћен *MCNP5/X* софтвер. У овој докторској дисертацији развијен је улазни фајл за у *MCNP5/X* софтвер, коришћењем решеткасте структуре (*lattice*) која представља основу воксел геометрије. Употребом поновљених структура, омогућава се коришћење дефинисаних ћелија, које својом мултипликацијом представљају одређене запремине од интереса у симулацијама.

Добијен је улазни фајл за унапређен математички ORNL модел у којем је комбинована воксел геометрија са класичном геометријом. Такође креиран је и воксел модел торакса и скупа су коришћени за израчунавање апсорбованих доза и њене расподеле у различитим ситуацијама озрачивања. Представљена је и геометрија вокселизованог очног сочива и упоређена је са не-вокселизованим моделом ока.

Такође је анализирана примена Монте Карло методе при истраживању поља расејаног зрачења близу очног сочива оператера у интервентним процедурама. Добијени подаци могу се успешно имплементирати и користити у будућности на пољу заштите од зрачења, приликом одређивања и побољшања разумевања односа доза/ефекат у различитим ситуацијама. Добијени резултати применом воксел геометрије имају неколико импликација. Добијена је већа рачунска ефикасност употребом решеткасте структуре, која олакшава рутинске симулације за процену различитих дозиметријских величина. Побољшана је брзина извршења симулација, као и једноставност манипулацијама различитим запреминама, које су важне у задатој геометрији симулација. Развојем ових структурисаних модела у *MCNP5/X* софтверу, омогућена је упоредна анализа добијених података између различитих метода и модела, као и њихове примене у самом процесу заштите од јонизујућег зрачења. На основу употребе добијених резултата различитих симулација у циљу заштите од зрачења, дати су закључци обрађених резултата:

- *Закључак BNC терапија плућа*

[D. Krstic, V.M. Markovic, **Z. Jovanovic**, B. Milenkovic, D. Nikezic, J. Atanackovic. MONTE CARLO CALCULATIONS OF LUNG DOSE IN ORNL PHANTOM FOR BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY. *Radiation Protection Dosimetry*; 161(1-4): 269-273, 2014. ISSN: 0144-8420]

Разлика у дози код канцера и нормалног ткива плућа сугерише да би се BNC терапија могла применити за лечење тумора, при чему здраво ткиво може бити поштеђено од оштећења. Однос доза у плућном ткиву са метастазама и здравом плућном ткиву се разликује за фактор 5. Дозе у свим другим органима су веома мале у поређењу са дозама у плућима. Однос доза у тумору и здравом ткиву се разликује за фактор 5.

- *Закључак BNC терапија јетре*

[Dragana Krstic, **Zoran Jovanovic**, Vladimir Markovic, Dragoslav Nikezic, Vlade Urosevic MCNP simulation of the dose distribution in liver cancer treatment for BNC therapy *Central European Journal of Physics*; 12(10):714-718, 2014.]

Резултати ове симулације, дају веома корисне информације приликом планирања BNCT третмана. Резултати показују да су епитермички неутрони бољи кандидати за BNC терапију, иако је вредност примљене дозе која потиче од термичких неутрона већа. Будући да су дозе изражене по извору неутрона (*per source neutrons*), веће време излагања епитермичким неутронима за исти флуks као код термичких неутрона, доводи до исте вредности дозе у ткиву тумора, али је доза у здравом ткиву далеко мања у случају примене епитермичких неутрона. Околни органи у том случају примају далеко ниже дозе.

- *Закључак примене воксел геометрије у симулацијама математичког модела очног сочива*

[D. Krstic, Z. Jovanovic, D. Nikezic, O. Ciraj-Bjelac, D. Vucic. CALCULATION OF THE DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR THE VOXELIZED MATHEMATICAL MODEL OF THE EYE LENS Proceedings of Second International Conference on radiation and Dosimetry in Various Filed of Research, RAD 2014, Nis, Serbia, 27-30 May 2014, pp 199-2013.]

Ово истраживање је донело нове конверзионе коефицијената за неутронско зрачење за очно сочиво. За потребе израчунавања доза развијени су вокселизован и невокселизован математички модел очног сочива; лични дозни еквивалента $H_p(3)$, а је израчунат при различитим енергијама озрачивања неутронима за различите инцидентне углове. Добијени конверзиони фактори су значајан допринос за калибрацију дозиметара за очно сочиво; такође су важни и за примену у одређивању доза за очно сочиво при професионалом излагању у медицини и индустрији. Ово треба разматрати у светлу новог смањења дозе за очно сочиво од 150 mSv на 20 mSv и чињеницу да неутронско зрачење даје доминантан допринос у укупној примљеној дози. Иако постоји велика вероватноћа да ће цело тело примити дозу лимитирану за очно сочиво, недавно смањење вредности апсорбоване дозе за очно сочиво, захтева додатно праћење и проверу усаглашености са прописаном граничном дозом, где год се на радном месту користи извор неутронског зрачења или за дозиметрију у случају потенцијалног инцидента.

- *Закључак примене Монте Карло методе у истраживању поља расејаног зрачења близу очног сочива оператера у интервентним процедурама*

[Paolo Ferrari, Frank Becker, Eleftheria Carinou, Vadim Chumak, Jad Farah, Zoran Jovanovic, Dragana Krstic, Artem Morgun, Sara Principi and Pedro Teles. Monte Carlo study of the scattered radiation field near the eyes of the operator in interventional procedures. Journal of Radiological Protection, 36: 902–921, 2016. ISSN:0952-4746]

У овом раду је проучаван флуенс на очним сочивима услед расејаног зрачења које од главе оператера током најчешће коришћених интервентних кардиолошких и радиолошких процедура. Ово је постигнуто кроз свеобухватну Монте Карло симулацију простирања зрачења у интервентној кардиолошкој процедури, а које зависи од широког спектра параметара, који утичу на дате вредности расејања и апсорпције зрачења као што су: локација и оријентација тела и главе оператера, колимација рендгенског снопа, геометрија извора, пацијента и оператера и др.

Главна сврха овог рада је имала двоструку улогу: истраживање просторне расподеле расејаног фотонског (рентгенског) зрачења у близини и унутар очију оператера, као и проучавање могућих ефеката коришћења уређаја за заштиту од зрачења – оловне наочаре и *плафонске заштите*. Без обзира на ограничења овог рада у смислу испитаних енергија снопа, смањеног број пројекција одабраних као карактеристична пројекција током интервенцијских пракси, димензије пацијента, димензије поља, као и положај оператера у односу на пацијента, могу се навести неки важни закључци. Представљене симулације дају потпуну слику дистрибуције флуенса расејаног фотонског зрачења око главе оператера и очекује се да буде корисно у одређивању најбоље локације дозиметара када се врши мониторинг очног сочива.

Генерално, максимално расејано зрачење се налази у доњем левом делу левог ока (осим у *RAO* пројекцији у којој се одговарајући максимум помера десно) у случајевима када оператер стоји на десној страни у односу на пацијента. Показано је да дозиметар за очи треба поставити што ближе позицији ока које би требало да прими највишу дозу. Треба посебно обратити пажњу када оператер помера главу из медицинских разлога, према пацијенту или према дијагностичким екранима, при чему доза може бити знатно већа него што је овде дато.

Са становишта употребе заштитне опреме, садашња анализа показала је да типови наочара које нуде само бочну заштиту (моделирани у типовима *A* и *B* у овом раду) не могу ефикасно смањити експозицију очног сочива, јер зрачење долази углавном одоздо, и из тог разлога наочаре које прате контуре лица оператера могу боље (случају стакала типа *C* профила *L*) обезбедити ефикаснију заштиту од зрачења. Правилна употреба заштитног плафона, такође може знатно смањити вредност флуенса расејаног зрачења, а тиме и

вредност дозе у очном сочиву, али његово правилно позиционирање мора бити прилагођено пројекцији рентгенске цеви; само у том случају заштита може понудити смањење расејаног зрачења за фактор од 10 или више.

Резултати су такође доказали присуство зрачења које достиже очи након вишеструког расејања, које се јавља у незаштићеним деловима тела оператера. Ово „*скривено*“ зрачење има важну улогу у експозицији најмање изложеног очног сочива (углавном десног, када се оператер налази на десној страни пацијента), што се ефикасно може смањити помоћу заштитног плафона. У позицији десне предње пројекције, због мањег доприноса расејаног зрачења, када је потребан радијални приступ у овим случајевима, додатно заштита, која се повремено добија од стране рецептора слике, позиционирана на левој страни оператера, смањује расипано зрачење које достиже очи за фактор од 2 -3. Резултати ове студије доприносе бољем разумевању озрачености очију оператера и према томе, треба да допринесу бољој заштити укљученог медицинског особља, као и упознавање са различитим аспектима оптимизације заштите од зрачења у складу са новом европском директивом (*EURATOM 2013*).

- *Закључак прорачуна специфичне апсорбоване фракције у појединим органима човечјег тела приликом примене радионуклида ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ и $^{81\text{m}}\text{Kr}$ употребом MCNPX софтвера*

[Z. Jovanović, D. Krstić, D. Nikezić, J.M. Gomez Ros, P. Ferrari. MCNPX calculations of specific absorbed fractions in some organs of the human body due to application of ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and $^{81\text{m}}\text{Kr}$ radionuclides. Radiation Protection Dosimetry. 1-8, 2017.

doi:10.1093/rpd/ncx181 ISSN: 0144-8420]

У овој студији СТ подаци су коришћени за развој воксел модела торакса за израчунавање SAFs у различитим органима/ткивима, када су $^{81\text{m}}\text{Kr}$, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ и ^{133}Xe инкорпорирани у плућима током примене сцинтиграфије. Рад је прелиминарна студија. Резултати дати у овом раду су коришћена за упоређивање фантома.

Ова разлика потиче из чињенице да је воксел модел торакса презентација стварне људске особе, која је свакако другачија од *ORNL* фантома. Добијене разлике између резултата воксел и математичког модела су у опсегу од 2,43% до 24,3%. Треба напоменути да је математички модел просечна презентација велике популације, док воксел модел представља одређену особу, а не целу популацију. Инхерентна ограничења у СТ подацима, просторна резолуција, артефакти, покрети, такође могу допринети разликама.

Међутим, упоређивање са новим референтним моделом *ICRP* је задовољавајуће. Приказани подаци се могу користити у будућности за израчунавање доза и за заштиту од зрачења у нуклеарној медицини. Да би резултати били још бољи, циљ је повећање броја органа и ткива садржаних у воксел моделу.

РЕФЕРЕНЦЕ

A

Alderson, S. W., Lanzl, L. H., Rollins, M., & Spira, J. (1962). An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. *The American Journal of Roentgenology*, 87, 185.

B

Baptista M, Figueira C, Teles P, Cardoso G, Zankl M and Vaz P 2015 Assessment of the occupational exposure in real time during interventional cardiology procedures *Radiat. Prot. Dosim.* 165 304 –9

Balter S 2001 Stray radiation in the cardiac catheterisation laboratory *Radiat. Prot. Dosim.* **94** 183 –8

Billings, M.P. and Yucker, W.R. The computerized anatomical man CAM model, NASA CR-134043, Washington, DC: Government Printing Office, 1973.

Behrens R. Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens: calculations including a whole body phantom. *Radiat Prot Dosimetry.* (2013), 155:224-35

Behrens, R, et al Monitoring the eye lens: which dose quantity is adequate? *Phys. Med. Biol.* 55 (2010) 4047–4062

C

Carinou E, Gingaume M, O 'Connor U, Kopec R and Sans Merce M 2014 Status of eye lens radiation dose monitoring in European hospitals *J. Radiol. Prot.* 34 729 –39

Carinou E, Ferrari P, Ciraj Bjelac O, Gingaume M, Sans Merce M and O 'Connor U 2015 Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of Hp(3) monitoring *J. Radiol. Prot.* 35 R17 –34

Carlsson G A and Carlsson C A 1982 Quantities and concepts used in radiation dosimetry *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* 33 953 –65

Ciofetta, G., Piepsz, A., Roca, I., Fisher, S., Hahn, K., Sixt, R., Biassoni, L., De Palma, D. and Zucchetto, P. Guidelines for lung scintigraphy in children. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* 34, 1518–1526 (2007).

Cristy, 1980; Cristy & Eckerman, 1987; Eckerman et al., 1996

Cristy, M. Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. U.S. Nuclear Regulatory Commission Rep. NUREG/CR-1159 (also Oak Ridge National Laboratory Rep. ORNL/NUREG/TM-367). 1980.

D

Dupree, S. A. and Fraley, S. K., *A Monte Carlo Primer – A practical Approach to Radiation Transport.* Kluwer Academic/Plenum Publishers, New York, 2001.

DWO Rogers et al. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Medical physics* 22, 1995

Domienik J and Brodecki M 2016 The effectiveness of lead glasses in reducing the doses to eye lenses during cardiac implantation procedures performed using x-ray tubes above the patient table *J. Radiol. Prot.* **36** N19 –25

E

Electron and Photon Transport Programs - 1. Introduction and Notes on Program DATAPAC-4. NBS 9836 (June 10, 1968)

F

F. Mariotti and G. Gualdrini, *Eye-Lens Dosimetry: A new Monte Carlo approach to define the operational quantity Hp(3), ORAMED PROJECT, ENEA, 2009)*

Farr, L.E.; Sweet, W.H.; Robertson, J.S.; Foster, C.G.; Locksley, H.B.; Sutherland, D.L.; Mendelsohn, M.L.; Stickley, E.E. (1954). "Neutron capture therapy with boron in the treatment of glioblastoma multiforme". *The American journal of roentgenology, radium therapy, and nuclear medicine.* 71 (2): 279–93. PMID 13124616

Fisher, H. L. and Snyder W. S., Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ, Report No. ORNL-4168, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, Tenn., USA, 1967.

G

- Gardumi, A., Farah, J. and Desbrée, A. Creation of ORNL NURBS-based phantoms: evaluation of the voxel effect on absorbed doses from radiopharmaceuticals. *Radiat. Prot. Dosim.* 153, 273–281 (2013)
- Gibbs, S. and Pujol, J. (1982). "A Monte Carlo method for patient dosimetry from diagnostic x-ray." *Dentomaxillofac Radiol.* 11, p. 25.
- Gualdrini G, Ferrari P, Tanner. Fluence to Hp(3) conversion coefficients for neutrons from thermal to 15 MeV. *Radiat Prot Dosim* 157:2 (2013): 278-90

H

- Hadid, L., Desbrée, A., Schlattl, H., Franck, D., Blanchardon, E. and Zankl, M. Application of the ICRP/ICRU reference computational phantoms to internal dosimetry: calculation of specific absorbed fractions of energy for photons and electrons. *Phys. Med. Biol.* 55, 3631–3641 (2010)
- Haqqani O P, Agarwal P K, Halin N M and Iafrati M D 2012 Minimizing radiation exposure to the vascular surgeon *J. Vasc. Surg.* 55 799 –805
- Haqqani O P, Agarwal P K, Halin N M and Iafrati M D 2013 Defining the radiation ‘scatter cloud’ in the interventional suite *J. Vasc. Surg.* 58 1339 –45
- <http://itksnap.org>
- <http://medical.nema.org/> <ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2011/>
- <http://rsb.info.nih.gov/ij/>
- <http://slicer.org>
- <http://www.fmrib.ox.ac.uk/fsl>
- <http://www.nema.org/Standards/Pages/Digital-Imaging-and-Communications-in-Medicine.aspx>
- <https://www.nih.gov/>
- <http://www.osirix-viewer.com>
- Hadid, L., Desbrée, A., Schlattl, H., Franck, D., Blanchardon, E. and Zankl, M. Application of the ICRP/ICRU reference computational phantoms to internal dosimetry: calculation of specific absorbed fractions of energy for photons and electrons. *Phys. Med. Biol.* 55, 3631–3641 (2010)

I

- ICRP 26, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press, Oxford, (1977), Vol 1, Issue 3: 1-53.
- ICRP 51, 1987. Data for Use in Protection against External Radiation. ICRP Publication 51. Ann. ICRP 17 (2-3).
- ICRP 60, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Pergamon Press, Oxford, (1991) Vol 21, Issues 1-3: 1-201.
- ICRP 74, Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation, Pergamon Press, Oxford, (1997) Vol 26, Issues 3-4.
- ICRP 89, 2002. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3-4).
- ICRP 92, Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor w_R . Pergamon Press, Oxford, (2003) Vol. 33, Issue 4: 1-121.
- ICRP 103, Quantities used in radiological protection. Pergamon Press, Oxford, (2007) Annex B. Vol 37: 247-322.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP). Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals (Addendum 3 to ICRP Publication 53).
- ICRP Publication 106. Ann. ICRP 38 (1–2) Elsevier (2008)
- ICRP 107, Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations. Pergamon Press, Oxford, (2008) Vol. 38, Issue 3: 7-96.
- ICRP 116, Conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures. Pergamon Press, Oxford, (2010) Vol 40, Issues 2-5: 1-257.
- ICRU Report 51, Quantities and units in radiation protection dosimetry. Bethesda, Maryland, 1993.
- ICRU Report 63, Nuclear Data for Neutron and Proton Radiotherapy and for Radiation Protection, ISBN 0-913394-62-9, 2000.
- ICTP-IAEA Workshop on Monte Carlo Radiation Transport and Associated Data Needs for Medical Applications

- International Commission on Radiological Protection. Statement on Tissue Reactions ICRP ref. 4825-3093-1464 (2011).
- International Commission on Radiation Units and Measurements. Measurement of dose equivalent from external photon and electron radiation. ICRU Report 47. ICRU (1992).
- International Commission on Radiological Protection (ICRP). Adult reference computational phantoms. Realistic reference phantoms: an ICRP/ICRU joint effort. ICRP Publication 110. Ann. ICRP 39 (3–5) Elsevier (2009).
- International Commission on Radiological Protection (ICRP). Occupational intakes of radionuclides: Part 1. ICRP Publication 130. Ann. ICRP 44(2) Elsevier (2015).
- International Commission on Radiological Protection (ICRP). The ICRP computational framework for internal dose assessment for reference adults: specific absorbed fractions. ICRP Publication 133. Ann. ICRP 45(2) (2016).
- ICRU Report 51, Quantities and units in radiation protection dosimetry. Bethesda, Maryland, 1993.
- ICRU Report 63, Nuclear Data for Neutron and Proton Radiotherapy and for Radiation Protection, ISBN 0-913394-62-9, 2000.
- ICTP-IAEA Workshop on Monte Carlo Radiation Transport and Associated Data Needs for Medical Applications
- I. Kawrakow. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. Medical physics 27, 2000
- ITS Version 6: The Integrated TIGER Series of Coupled Electron/Photon Monte Carlo Transport Code Revision 4,” SAND2008-3331 (July 2009).
- J**
- Jager R G (ed) 1968 Engineering Compendium on Radiation Shielding (Shielding Fundamentals and Methods vol I) Paragraph 1.3 (Berlin: Spinger)
- K**
- Koukorava C, Carinou E, Ferrari P, Krim S and Struelens L 2011 Study of the parameters affecting operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations Radiat. Meas. 46 1216–22
- Koukorava C, Farah J, Struelens L, Clairand I, Donadille L, Vanhavere F and Dimitriou P 2014 Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses J. Radiol. Prot. 34 509–28
- Kramer R., Zankl M., Williams G., Drexler G., The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms. GSF-Report S-885.Reprint July 1999.Institut für Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg-München, 1982.
- Kuon E, Dahm J B, Empen K, Robinson D M, Reuter G and Wucherer M 2004 Identification of lessirradiating tube angulations in invasive cardiology J. Am. Coll. Cardiol. 44 1420–8
- L**
- Lin, J., Qiu, L., Cheng, W., Luo, S., Xue, L. And Zhang, S. Development of superior bone scintigraphic agent from a series of ^{99m}Tc-labeled zoledronic acid derivatives. Appl. Radiat. Isot. 70, 848–855 (2012)
- Lux, I. and Koblinger, L., Monte Carlo particle transport methods: Neutron and photon calculation, CRC Press Boca Raton, Boston, 1991.
- M**
- Manno, I., Introduction to the Monte-Carlo method, Akademiai Kiado, Budapest, 1999.
- MCNP-a general Monte Carlo N-Particle Transport Code (X-5 Monte Carlo Team, Version 5). Vol. I: Overview and Theory. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory; LA-UR-03-1987 (2003)
- Martin C J 2016 Eye lens dosimetry for fluoroscopically guided clinical procedures: practical approaches to protection and dose monitoring Radiat. Prot. Dosim. 169 286–91
- Martin C J, Magee J S, Sandblom V, Alm én A and Lundh C 2015 Eye dosimetry and protective eyewear for interventional clinicians Radiat. Prot. Dosim. 165 284–8
- McVey S, Sandinson A and Sutton D G 2013 An assessment of lead eyewear in interventional radiology J. Radiol. Prot. 33 647–59

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

N

Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 506 (2003) 250-303

P

Parker, A. J., Coleman, R. E., Grady, E., Royal, D. H., Siegel, A. B., Stabin, G. M., Sostman, H. D. And Hilson, J. W. A. SNM practice guideline for lung scintigraphy 4.0. *J. Nucl. Med. Technol.* 40, 57–65 (2012).

Patni, H. K., Akar, D. K., Nadar, M. Y., Ghare, V. P., Rao, D. D. and Sarkar, P. K. Estimation of Specific Absorbed Fractions for selected organs due to photons emitted by activity deposited in the human respiratory tract using ICRP/ICRU male voxel phantom in FLUKA. *Radiat. Prot. Dosim.* 153, 32–46 (2013).

Ponto, J. A. Radiopharmaceutical considerations for using Tc-99m MAA in lung transplant patients. *J. Am. Pharm. Assoc.* 50, 419–423 (2010).

R

R. D. Ilić, FOTELP-2K3, Photon, electron, and positron Monte Carlo transport simulation, IAEA 1388, OECD NEA Data Bank, 2002

S

Савовић, Светислав, Основи Монте-Карло метода са примерима примене у нуклеарној физици. ПМФ, Крагујевац, 2003.

Snyder, W.S. et al. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom, MIRDO Pamphlet No. 5, S3, Journal of Nuclear Medicine, Society of Nuclear Medicine, New York, 1969.

Соболь, И.М., Численны методы Монте-Карло, Издательство Наука, Москва, 1973.

Strocchi S, Chiaravalli A, Veronese I and Novario R 2015 On-field evaluation of operator lens protective devices in interventional radiology *Radiat. Prot. Dosim.* (doi: [10.1093/rpd/ncv412](https://doi.org/10.1093/rpd/ncv412))

Struelens L, Backer K and Zankl M 2009 Dose-Area Product to Effective Dose in Interventional Cardiology and Radiology (IFMBE Proc. 25/III) (Springer) pp 181 –4

T

Topol E J and Teirstein P S 2012 Textbook of Interventional Cardiology (Philadelphia, PA: Elsevier)

U

United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). Sources and effects of ionizing radiation. Report to the General Assembly with Scientific Annexes. Volume I; United Nations, New York (2008)

V

Vano E, Gonzalez L, Guibelalde E, Fernandez J M and Ten J I 1998 Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology *Br. J. Radiol.* 71 954 –60

Vano E, Gonzalez L, Fernandez J M and Haskal Z J 2008 Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted *Radiology* 248 945 –53

Vano E, Kleiman N J, Duran A I, Rehani M M, Echeverri D and Cabrera M 2010 Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel *Radiat. Res.* 174 490 –5

Vano E, Kleiman N J, Duran A, Romano-Miller M and Rehani M N 2013 Radiation-associated lens opacities in catheterisation personnel: results of a survey and direct assessments *J. Vasc. Intervent. Radiol.* 24 197 –204

Vano E, Sanchez R M, Fernandez J M, Bartal G, Canevaro L, Lykawka R and Melo C 2015 A set of patient and staff dose data for validation of Monte Carlo calculations in interventional cardiology *Radiat. Prot. Dosim.* 165 235 –9

Villoing, D., Marcatili, S., Garcia, M.-P. and Bardiès, M. Internal dosimetry with the Monte Carlo code GATE: validation using the ICRP/ICRU female reference computational model. *Phys. Med. Biol.* 62, 1885–1904 (2017)

W

Wang, H., Maurea, S., Mainolfi, C., Fiore, F., Gravina, A., Panico, M. R., Bazzicalupo, L. and Salvatore, M. Tc-99m MIBI scintigraphy in patients with lung cancer. Comparison with CT and fluorine-18 FDG PET imaging. *Clin. Nucl. Med.* 22, 243–249 Q2 (1997).

WR Nelson, H Hirayama, DWO Rogers. The EGS4 code system, Report SLAC-265, 1985.

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

X

Xu, X.G., Chao, T.C., and Bozkurt, A. VIP-Man: An image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the Visible Human Project for multi-particle Monte Carlo calculations, *Health Phys*, 78, 476, 2000

Y

Yoriyaz, H., Stabin, G. M. and Santos, A. Monte Carlo MCNP-4B-based absorbed dose distribution estimates for patient-specific dosimetry. *J. Nucl. Med.* 42, 662–669 (2001)

Z

Zankl, M. et al. Organ doses for children from computed tomographic examinations, *Radiat Prot Dosim*, 57, 393, 1995.

Zubal et al., 1994; Caon et al., 1999, 2000; Xu et al., 2000; Saito et al., 2001; Dimbylow, 2002; Kramer et al., 2003

ПУБЛИКОВАНИ РАДОВИ

Radiation Protection Dosimetry (2014), Vol. 161, No. 1–4, pp. 269–273
Advance Access publication 16 January 2014

doi:10.1093/rpd/nct365

MONTE CARLO CALCULATIONS OF LUNG DOSE IN ORNL PHANTOM FOR BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY

D. Krstić^{1,*}, V. M. Marković¹, Z. Jovanović¹, B. Milenković¹, D. Nikezić¹ and J. Atanacković²

¹Faculty of Science, University of Kragujevac, R. Domanovica 12, Kragujevac 34000, Serbia

²Chalk River Laboratories, Atomic Energy of Canada Limited, Chalk River, Ontario, Canada K0J 1J0

*Corresponding author: dragana@kg.ac.rs

Monte Carlo simulations were performed to evaluate dose for possible treatment of cancers by boron neutron capture therapy (BNCT). The computational model of male Oak Ridge National Laboratory (ORNL) phantom was used to simulate tumours in the lung. Calculations have been performed by means of the MCNP5/X code. In this simulation, two opposite neutron beams were considered, in order to obtain uniform neutron flux distribution inside the lung. The obtained results indicate that the lung cancer could be treated by BNCT under the assumptions of calculations.

INTRODUCTION

Boron neutron capture therapy (BNCT) is a radiotherapy⁽¹⁾, based on nuclear reaction when boron (¹⁰B)-loaded tissue is irradiated with neutrons of the appropriate energy. As a consequence of this neutron capture, high-energy alpha particles are emitted and lithium (⁷Li) nuclei are recoiled. This reaction produces particles that have a range in tissue of several micrometres, which is comparable with the radius of a cell. Another advantage of this method is that metastatic cells have higher affinity towards boron uptake when compared with normal healthy cells. In this way, the major damage due to radiation is localised inside the cells containing boron. This advantage is even more pronounced when the whole organs such as brain, liver, lung, pancreas and prostate⁽²⁾ are treated. In clinical application of BNCT, ¹⁰B compounds such as BPA (boronophenylalanine) and BSH (sulfhydryl borane) have been widely used as short-range alpha-particle-producing agents⁽³⁾. BPA has been clinically used for the treatment of malignant cells⁽⁴⁾. The first extracorporeal applications of BNCT were done on non-resectable liver metastases in Pavia, Italy^(5–7). Studies in BNCT have improved the ratio of tumour-to-tissue dose by choosing neutron spectra carefully. Using *in vivo* trials, two spectra have been used: reactor- and accelerator-produced neutron beams^(8–10).

MATERIALS AND METHOD

In this work, advantages of BNC therapy are investigated for metastasis and tumours located in the lung. In the first set of simulations, the doses, which neutrons deliver to the healthy lung tissue and lung tissue with metastasis spread all over the whole lung, were calculated. Simulations were separately performed for lung tissue with metastasis and healthy lung tissue.

Metastases were simulated by enriching the lungs with different concentrations of boron. A healthy lung tissue was assumed to absorb one-tenth of the boron concentration compared with the lung tissue with metastasis⁽¹¹⁾.

The simulations were performed using MCNP5/X code⁽¹²⁾ and Oak Ridge National Laboratory (ORNL) phantom⁽¹³⁾. MNCPIX code was used to simulate the neutron transport from the source to the lung target organs. Input files with existing human ORNL phantom were published previously by Krstić and Nikezić⁽¹⁴⁾. These files are readily available at the CPC journal library⁽¹⁵⁾ and Medical Physics Geometry database at the Los Alamos National Laboratory⁽¹⁵⁾. The phantom described in the authors' previous publication was positioned vertically, as shown in Figure 1 and as described in ORNL publication⁽¹³⁾.

In the second set of simulations, metastasis in the normal lung tissue was represented geometrically. First, ORNL phantom was filled with identical voxels, each having the volume of 1 cm³. This was done in order to obtain a spatial distribution of the dose inside the lungs, by calculating the dose to each voxel separately. The aim of this approach was to determine the depth dose distribution in antero-posterior (AP) and postero-anterior (PA) geometry at the position where tumour was localised. A tumour was represented with a block of 2 × 2 × 2 cm³ at the position with coordinates: *x* from -9 to -7, *y* from -1 to 1 and *z* from 61 to 63 (all in cm), as depicted in Figure 2.

The phantom contains three tissue materials: lung, bone and soft tissue. It has been assumed that the simulated irradiation source consisted of two virtual neutron beams that simulated AP and PA geometries (parallel and of equal intensity) in order to obtain uniform flux distribution inside the right lung. A

D. KRSTIC ET AL.

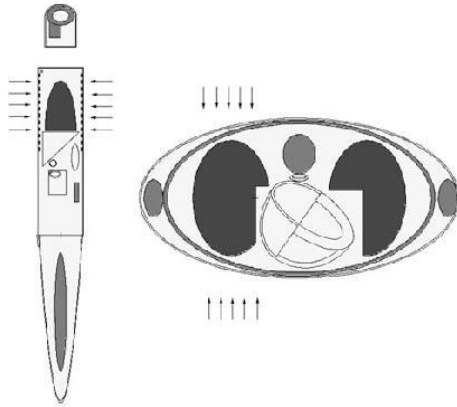


Figure 1. Cross-sectional view of the ORNL phantom at plane $px = -6$ cm (left) and $pz = 55$ cm (right). For coordinate system, see Eckerman *et al.*⁽¹³⁾

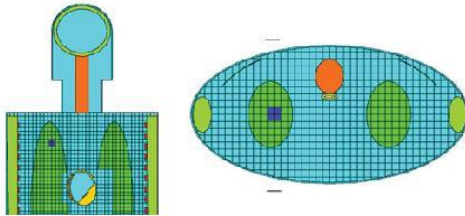


Figure 2. Cross-sectional views of the ORNL phantom.

neutron source was first chosen to be rectangular with dimensions 11×25 cm², in order to fully cover the largest cross-sectional area of the right lung. This geometry was used elsewhere⁽¹⁶⁾.

Since lungs were represented as two ellipsoids, rectangular neutron field may not be the best way to carefully irradiate the lung. This is because of the fact that a significant portion of other tissues, outside the lungs, is irradiated in this case. In the following step, simulations were performed using a neutron field that had the shape of half of an ellipse. This way the geometry of the source was identical to the largest cross-sectional area of the lung. Furthermore, the dose to the organs other than lungs was expected to be lower. It was also necessary to take into the account a deposition of boron in other healthy organs. This concentration was assumed to be one-tenth of the concentration of the boron inside the tumour tissue, as indicated earlier.

Radiation dose dependence with respect to boron concentration was investigated for heart, spine, rib

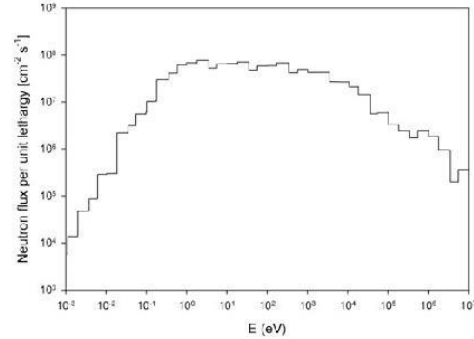


Figure 3. Energy spectrum of neutron beam at TRIGA-II reactor. See Matsumoto⁽¹¹⁾.

cage and oesophagus. These organs were in the direct beam. Boron deposition in other organs was neglected.

The epithermal neutron beam from a TRIGA-II⁽¹¹⁾ reactor was used as the primary neutron source for the depth-dose calculations, as shown in Figure 3.

In total, 10^7 neutrons were simulated in order to obtain a small calculation uncertainty, of the order of a few per cent. MCNP energy deposition tally-f6 was used for absorbed dose calculation (in Gy per source neutron). This tally represents a KERMA approximation and consequently the absorbed dose in the irradiated cell, providing that secondary charged particle equilibrium exists, which is undoubtedly the case in this study. First, calculations were performed using MCNPX code, by simulating different percentage of boron (in ppm) in right lung metastases. The intention was to perform calculations as close as possible to the best conditions for BNCT therapy. Neutron beam was taken to be rectangular in one case and half ellipse in the other case.

In the second part of the investigation, tumour was geometrically represented as the $2 \times 2 \times 2^3$ cm cube, localised inside the healthy lung tissue. The tumour was localised in the region where probability of formation of tumour is higher. This is the region in the upper part of the lung, where trachea branches. ORNL phantom was filled with voxels in order to determine depth dose distribution. This way the tumour was represented with 8 voxels, creating a cube. A cross section of the neutron beam was chosen to have the same shape as the tumour. That is a 2×2 cm² rectangle positioned at the surface of the ORNL phantom at the front and back sides of the phantom.

RESULTS AND DISCUSSION

The obtained results for the first part of calculations are presented in Figure 4 with circles. In separate

BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY OF LUNG

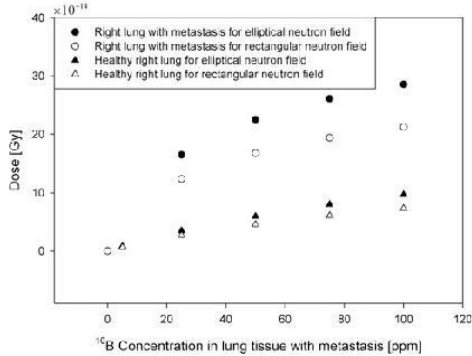


Figure 4. Absorbed dose per one source neutron in healthy lung tissue and lung tissue with metastasis with respect to the boron concentration in lung tissue with metastasis.

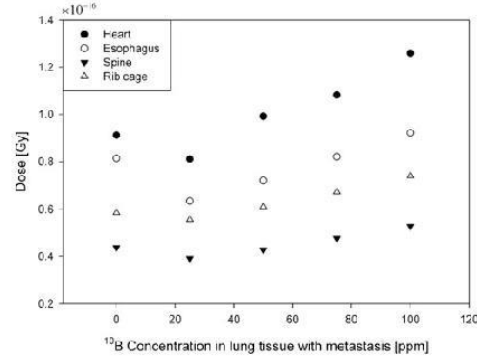


Figure 5. Absorbed doses in organs with respect to boron concentration inside the lung tissue with metastasis: rectangular field.

simulations where healthy lung tissue was simulated, a concentration of boron in the right lung was taken to be one-tenth of the concentrations from previous simulations⁽¹³⁾. This way an absorbed dose in the healthy tissue and the tissue with a metastasis could be directly compared, since irradiation conditions were identical. These results are presented in Figure 4 with triangles.

The very first data point, where boron concentration is equal to zero, corresponds to the healthy tissue without boron content. It can be seen that even small concentration of boron in the lungs induces somewhat higher absorbed dose. As expected, a gap between healthy lung tissue and tissue with metastasis is increasing with increasing boron concentration in the lungs. This way it was possible to deliver a large absorbed dose to the tissue with metastasis without exceeding a dose limit for healthy tissue.

From Figure 4, it can be seen that elliptical field is more appropriate, since absorbed dose for the same value of neutron fluence rate is larger. Application of rectangular field increases the absorbed dose to the surrounding organs.

Figures 5 and 6 depict an absorbed dose in healthy organs, which are in the direct neutron beam. As mentioned, those are heart, spine, rib cage and oesophagus. Note that the boron concentration in these organs is 1/10 of the concentration in lung tissue with metastases. Figure 5 represents an absorbed dose from a rectangular field whereas Figure 6 represents an absorbed dose from elliptical field.

The absorbed dose in right lung is larger for elliptical type of field, whereas absorbed dose in healthy organs, except for the rib cage, are smaller when compared with the same absorbed dose due to rectangular field. The latter irradiation geometry seems more appropriate since difference in the absorbed dose

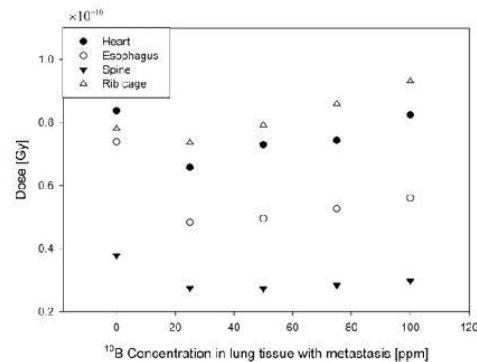


Figure 6. Absorbed doses in organs with respect to boron concentration inside the lung tissue with metastasis: elliptical field.

between healthy lung tissue and tissue with metastasis is larger in this case. Moreover, with increasing boron concentration, a difference between these values further increases. This results in delivering a larger dose to the metastatic tissue whereas healthy tissue is relatively spared.

An interesting trend is observed in Figures 5 and 6. From zero boron concentration to 25 ppm (2.5 ppm in healthy organs), the absorbed dose to healthy organs decreases. This decrease in dose is attributed to the well-known phenomena of self-shielding and neutron flux depression⁽¹⁷⁾. These phenomena are typical to situations, such as this one, when neutron beam passes through the material that contains nuclides with very high cross section for thermal neutron capture. In other words, neutrons are 'soaked' by boron, and

D. KRSTIC ET AL.

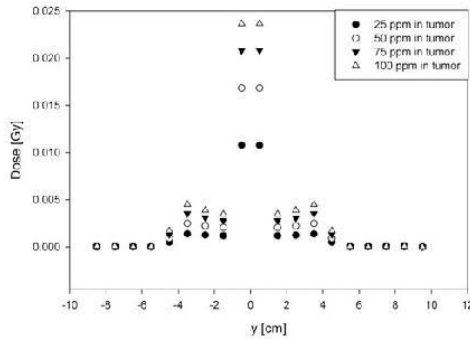


Figure 7. Depth dose distribution at $x = -8$ cm and height at $z = 62$ cm.

consequently, the neutron fluence rate is significantly dropped. Beyond 25 ppm, as depicted in Figure 5, regardless of the neutron fluence monotonic drop, the absorbed dose to healthy organs starts to increase because, at that point, $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ reaction becomes the most dominant mechanism of delivering the dose. Obviously, beyond 25 ppm, the absorbed dose rate due to $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$ reaction becomes more significant than neutron flux depression due to the presence of boron. One can further observe that the delivered dose from elliptical field, regardless of the boron concentration, is lower than the corresponding dose from rectangular field, even at zero boron concentration. This is true for all observed organs, with the exception of rib cage. Moreover, from Figure 6, it is evident that absorbed dose to the healthy organs is much more constant for elliptical neutron field. These findings confirm that elliptical neutron field would be a much better choice of irradiation.

Figure 7 gives the depth dose distribution at the direction that represents an intersection of planes $px = -8$ and $pz = 62$ cm. This intersection is represented by the line that runs through the centre of the tumour. It is assumed that there is no deposition of boron in trunk, other than in the mentioned surrounding organs. From Figure 7, one can see that there is a clear correlation with boron concentration and absorbed dose in the organs.

CONCLUSION

The difference in evaluated dose in cancer and normal lung tissue suggests that BNCT could be applied for the treatment of cancers. The difference in exposure of cancer and healthy tissue can be observed, so the healthy tissue can be spared from damage. An absorbed dose ratio of metastatic tissue-to-the healthy tissue was ~ 5 (Figure 4). Absorbed dose to all other organs was low when compared with the lung dose.

Absorbed dose depth distribution shows that BNC therapy can be very useful in the treatments for tumour. The ratio of the tumour absorbed dose and irradiated healthy tissue absorbed dose was also ~ 5 (Figure 7). It was seen that an elliptical neutron field was better irradiation choice.

ACKNOWLEDGEMENT

The authors thank Professor Jasmina Vujic of Department of Nuclear Engineering UC Berkeley for helpful suggestions.

FUNDING

This work was supported by Serbian Ministry of Education and Science and Technological Development (grant nos. 171021 and 43011).

REFERENCES

- Farr, L. E., Sweet, W. H., Robertson, J. S., Foster, C. G., Locksley, H. B., Sutherland, D. L., Mendelsohn, M. L. and Stickley, E. E. *Neutron capture therapy with boron in the treatment of glioblastoma multiforme*. Am. J. Roentgenol. **71**(2), 279–293 (1954).
- Yasui, L., Kroc, T., Gladden, S., Andorf, C., Bux, S. and Hosmane, N. *Boron neutron capture in prostate cancer cells*. Appl. Radiat. Isot. **70**, 6–12 (2012).
- Hopewell, J. W., Morris, G. M., Schwint, A. and Codere, J. A. *The radiobiological principles of boron neutron capture therapy: a critical review*. Appl. Radiat. Isot. **69**, 1756–1759 (2011).
- Voyant, C., Roustit, R., Tatje, J., Biffi, K., Leschi, D., Briançon, J. and Lantieri Markovici, C. *Therapeutic potential of atmospheric neutrons*. Rep. Pract. Oncol. Radiother. **16**, 21–31 (2011).
- Altieri, S. et al. *Boron absorption imaging in rat lung colon adenocarcinoma metastases*. J. Phys. Conf. Series **41**, 484–495 (2006).
- Bortolussi, S. and Altieri, S. *Thermal neutron irradiation field design for boron neutron capture therapy of human explanted liver*. Med. Phys. **34**, 4700–4705 (2007).
- Protti, N. et al. *Calculation of dose distribution in the lung of a rat model irradiated in the thermal column of the TRIGA reactor in Pavia*. Appl. Radiat. Isot. **67**, 210–213 (2009).
- Verbeke, J. M., Vujic, J. and Leung, K. -N. *Neutron beam optimization for boron neutron capture therapy using the D-D and D-T high-energy neutron sources*. Nucl. Technol. **129**, 257–258 (2000).
- Baba, H., Onizuka, Y., Nakao, M., Fukahori, M., Sato, T., Sakurai, Y., Tanaka, H. and Endo, S. *Microdosimetric evaluation of the neutron field for BNCT at Kyoto University reactor by using the PHITS code*. Radiat. Prot. Dosim. **148**, 528–532 (2011).
- Blaickner, M., Kratz, J. V., Minouchehr, S., Otto, G., Schmidberger, H., Schütz, C., Vogtländer, L., Wortmann, B. and Hampel, G. *Dosimetric feasibility study for an extracorporeal BNCT application on liver metastases at the TRIGA Mainz*. Appl. Radiat. Isot. **70**, 139–143 (2012).

BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY OF LUNG

11. Matsumoto, T. *Monte Carlo simulation of depth-dose distribution in several organic models for boron neutron capture therapy*. Nucl. Instrum. Meth. A **580**, 552–557 (2007).
12. X-5 Monte Carlo Team. *MCNP—a general Monte Carlo N-particle transport code, version 5 Vol. I: overview and theory*. Los Alamos National Laboratory; LA-UR-03-1987 (2003).
13. Eckerman, K. F., Cristy, M. and Ryman, J. C. *The ORNL mathematical phantom series*. Oak Ridge National Laboratory. 1996. Updated 08 April (2009). Available on <http://ordose.ornl.gov/resources/Mird.pdf>.
14. Krstic, D. and Nikezic, D. *Input files with ORNL-mathematical phantoms of the human body for MCNP-4B*. Comp. Phys. Commun. **176**, 33–37 (2007).
15. Goorley, T. *MCNP medical physics geometry database*. Los Alamos National Laboratory. Available on http://mcnp-green.lanl.gov/publication/pdf/MP_DataBase_March2008-LA-UR-08-2113-release.pdf. Also available on <http://www.pmf.kg.ac.rs/radijacionafizika/Products.html>
16. Bortolussi, S. *Boron neutron capture therapy of disseminated tumours*. Scientifica Acta **1**(1), 123–128 (2007).
17. Neutron Fluence Measurements. *IAEA technical reports series no. 107*. International Atomic Energy Agency, (1970).

MCNP simulation of the dose distribution in liver cancer treatment for BNCT therapy

Research Article

Dragana Krstic^{1*}, Zoran Jovanovic¹, Vladimir Markovic¹, Dragoslav Nikezic¹, Vlade Urosecic²

¹ University of Kragujevac, Faculty of Science,
R. Domanovica 12, 34000 Kragujevac, Serbia

² University of Kragujevac, Faculty of Technical Science,
Svetog Save 65, 32000 Cacak, Serbia

Received 18 March 2014; accepted 10 June 2014

Abstract:

The Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) is based on selective uptake of boron in tumour tissue compared to the surrounding normal tissue. Infusion of compounds with boron is followed by irradiation with neutrons. Neutron capture on ¹⁰B, which gives rise to an alpha particle and recoiled ⁷Li ion, enables the therapeutic dose to be delivered to tumour tissue while healthy tissue can be spared. Here, therapeutic abilities of BNCT were studied for possible treatment of liver cancer using thermal and epithermal neutron beam. For neutron transport MCNP software was used and doses in organs of interest in ORNL phantom were evaluated. Phantom organs were filled with voxels in order to obtain depth-dose distributions in them. The result suggests that BNCT using an epithermal neutron beam could be applied for liver cancer treatment.

PACS (2008): 87.53.Bn, 24.10.Lx, 87.19.xj

Keywords: Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) • Monte Carlo simulation • depth-dose distributions • liver cancer
© Versita Sp. z o.o.

1. Introduction

Nuclear reaction ¹⁰B(n,α)⁷Li is a basic principle of Boron Neutron Capture Therapy (BNCT). High energy alpha particle and recoiled ⁷Li, created in this reaction produce a large and spatially close ionization in vicinity of the reaction. The range of reaction products is comparable with the size of cells. Metastatic cells have higher affinity towards boron uptake, so a higher dose will be

delivered to tumour cells during neutron irradiation. The normal healthy tissue can be spared from the nuclear reactions if they have not taken up ¹⁰B they can be spared from the nuclear reactions. The advantage of this process is even more pronounced when the whole organs such as brain, liver, lung, pancreas and prostate are treated [1–4]. This method was first used in 2001 in Pavia, Italy [5]. BNCT Therapy was applied to an isolated liver suffering from diffuse metastasis, which was pre-treated. The blood content was removed through washing and the liver was made hypothermic at temperature of 4°C. A neutron isotropic field was applied from the experimental reactor at Department Nuclear and Theoretical physics at University of Pavia.

*E-mail: dragana@kg.ac.rs

Liver perfusion with a solution of 10boronophenylalanine (10BPA) ensured that concentration of boron in tumour was about six times greater than that of healthy liver tissue [3]. The therapeutic procedure was successful, and it was applied again in 2003 on different patient. The efficacy of BNCT in destroying the tumour cell populations and the high selectivity of its killing effect was confirmed [3]. No other kind of antineoplastic therapy stands comparison with this one [6]. Liver autotransplant is a hard task both for patient and surgeon. An in situ irradiation of the liver, with the method of hypothermic exsanguineous perfusion, should reduce both the surgical trauma and the time required for the procedure; but in this case a proper shielding of the patient's body and a bed-side source of neutrons would be needed [6]. Results obtained in the elimination of the liver metastases have encouraged other research groups to begin studies and projects for the auto-transplant method. For the TRIGA reactor in Pavia, a new configuration of the thermal column was designed by using MCNP calculations that would ensure a better dose uniformity in the explanted organ. Another BNCT research area in Pavia was dedicated to lung tumours, consisting of irradiating the organ with external epithermal neutron beams, without organ explantation. Other clinical trials for liver treatment have been performed in Argentina [7]. A facility for the irradiation of a portion of patients explanted liver and lung was constructed at the RA-3 reactor, Comision Nacional de Energia Atomica, Argentina, [7]. The facility, located in the thermal column, is characterized by the ability to insert and extract samples without the need to shutdown the reactor. The most recent clinical trials with BNC therapy reported very promising results for head and neck cancer [8]. A recent work consists of the study of a different isotope ^{33}S as a alternative to ^{10}B for neutron capture therapy. It could produce an enhancement of the tumour dose near the surface in BNCT treatments or applied to superficial tumours as ocular melanoma [9, 10]. Other studies showed the optimal irradiation technique for BNCT dosimetry of recurrent breast cancers [11]. It was shown that thermal neutron beam was the optimal treatment with shorter irradiation time as a longer irradiation time was not suitable for actual clinical trials in breast cancer treatments. With respect to the neutron sources, only beams obtained from research fission nuclear reactors have been employed up to now. These are facilities that cannot be built into hospitals and therefore this is a limitation of the technique. However, the new projects of producing the neutron beams from accelerators may lead to a new era in BNCT.

Here authors wanted to investigate BNC therapy efficiency for localised tumors in the liver. In the authors previous paper [12] metastasis and a lung tumor were de-

scribed. The difference in evaluated dose in tumour and normal lung tissue suggests that this therapy could be applied for treatment of tumours and metastasis in lungs. In this work, the advantages of BNCT therapy for liver tumors are investigated.

2. Material and methods

The computational model of the male Oak Ridge National Laboratory (ORNL) phantom [13, 14] was used here to simulate tumours in the liver. Calculations have been performed by means of the MCNP5/X code [15] which was used to simulate neutron transport from the source to the target organs. The subject liver and surrounding tissue was filled with voxels in order to obtain dose distribution in direction of the beam. Since the tumour is localized inside of liver, a collimated beam was used in order to minimize the dose in healthy tissue. To ensure an isotropic neutron field, the tumour was irradiated in anterior-posterior AP and posterior-anterior PA geometry. Location of the tumour was chosen as in [16] with the tumour represented by the $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$ cube filled with 1 cm^3 size voxels, as shown on Figure 1.

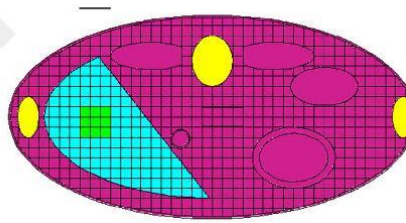


Figure 1. Transversal cross section of ORNL phantom at height $z=35 \text{ cm}$

The coordinates of the tumour are $x: -13$ to -10 cm ; $y: -2$ to 1 cm , and $z: 33$ to 36 cm . The neutron source position is marked on Figure 1 by the black lines outside of the trunk. The source is the same size as the tumour and collimated with direction towards the tumour. The energy of the neutrons was taken to be 0.025 eV as the representation of thermal neutrons and 1 keV for epithermal neutrons. Two cases were investigated in this study the tumour tissue was injected with both 30 and 45 ppm of boron. For the 30 ppm case, 3 ppm was taken to be absorbed in healthy tissue as in [16]. For the 45 ppm case

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

MCNP simulation of the dose distribution in liver cancer treatment for BNC therapy

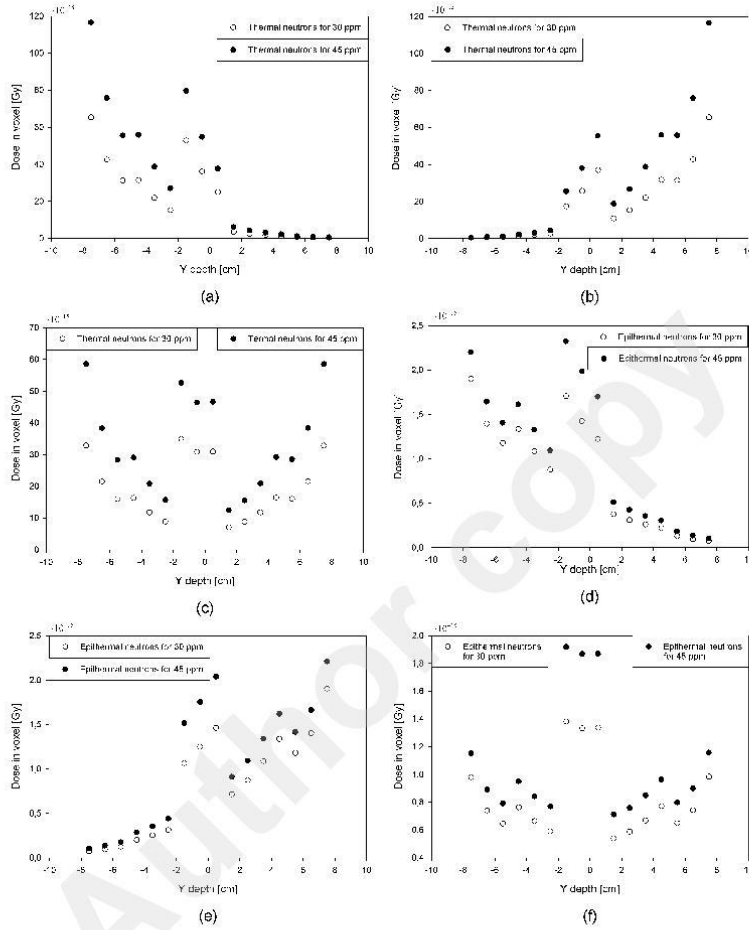


Figure 2. Depth dose distributions in case of: (a) thermal neutrons in AP geometry; (b) thermal neutrons in PA geometry; (c) weighted dose depth distribution for thermal neutrons; (d) epithermal neutrons in AP geometry; (e) epithermal neutrons in PA geometry; (f) weighted dose depth distribution for epithermal neutrons

Table 1. Doses in right kidney and spine [Gy per incident neutron]

	Thermal neutrons		Epithermal neutrons	
	30 ppm	45 ppm	30 ppm	45 ppm
right kidney	$6.71 \cdot 10^{-16}$	$1.17 \cdot 10^{-15}$	$6.66 \cdot 10^{-17}$	$1.13 \cdot 10^{-16}$
spine	$7.11 \cdot 10^{-17}$	$1.08 \cdot 10^{-16}$	$2.25 \cdot 10^{-17}$	$3.43 \cdot 10^{-17}$

8 ppm was taken to be absorbed in healthy tissue [3]. In total, 10^7 neutron histories were simulated in order to obtain calculation uncertainty smaller than two percent in almost all cases. MCNP energy deposition tally-f6 was used for absorbed dose calculation (in Gy per source neutron).

2.1. Results and discussion

The tumour tissue presented in Figure 1 was irradiated with two separate beams in AP and PA geometry with thermal and epithermal neutrons. Y axis dose distribution at the direction that goes through middle of the tumour for AP and PA geometry is presented for thermal neutrons in Figures 2a and 2b, respectively. Doses in these two irradiation cases were weighted with 0.5 and summed to give dose per neutron from both geometries of irradiation in which near uniform field was expected. Summed dose is presented in Figure 2c. For epithermal neutrons dose distributions for AP and PA geometry are presented in Figures 2d and 2e; weighted dose is presented on Figure 2f. Doses on Figure 2 are in Gy per one incident neutron from source. Analyzing graphs for thermal neutrons it can be seen that almost all neutron flux has been absorbed in the side of the trunk from which neutrons are incident. Outside of the tumour, the dose could be practically neglected, when comparing to tumour dose and the dose in opposite side of the trunk. With increasing depth, dose is rapidly decreasing. In the tumour tissue, the dose is higher due to higher concentrations of boron. In order to get a more homogeneous distribution of dose and more effectiveness of irradiation neutron flux was split into two beams from opposite directions. In that way dose to healthy tissue can be reduced to half in one direction. In Figure 2c the weighted dose was shown. It can be seen that dose per neutron is about half the dose in healthy tissues while tumour dose is practically the same when irradiating in both directions. Non uniform depth dose in tumour is consequence of non symmetrical conditions of irradiation. The important thing that should be noticed is the fact that for thermal neutrons and 30 ppm concentration of boron dose in tumour is the same as the dose near the surface of the trunk. For BNCT treatment it is proposed that due to higher concentration of boron in tumour tissue compared with healthy dose in tumour is far greater. For concentration of boron in tumour of 45 ppm, dose in trunk is even greater than dose in tumour. Considering epithermal neutron beam situation is more convenient. Figures 2d and 2e show the depth dose distribution for AP and PA geometry where it can be seen that neutrons have enough energy to deliver far greater doses in the tumour tissue compared to the healthy tissue. On Figure 2f it can

be seen that the tumour to healthy tissue ratio is greater compared to that of thermal neutrons, which makes them better candidates for BNC therapy. Values of doses are larger in the case of thermal neutrons, up to $60 \cdot 10^{-15}$ Gy per neutron, compared with epithermal neutron dose up to $2 \cdot 10^{-15}$ Gy per neutron. The tumour to healthy tissue dose ratio is about 4 for epithermal neutrons. In addition doses in nearby organs are calculated also. In this study, the right kidney and the spine are also in the vicinity of the beam. Doses in these two organs are given in Table 1.

2.2. Conclusion

BNC Therapy has been shown as a good approach for selective treatment in some cases of malignant diseases. It has been already shown that this approach has advantages in the treatment of lung metastasis and localized tumours. In the case of the liver BNC Therapy, the method is also shown as a viable method for tumour treatment. Simulations such as this present very helpful pretreatment approach in order to provide insight during treatment planning. Here it was shown that epithermal neutrons are better candidates even though doses from thermal neutrons are larger. Since doses are per source neutrons, a higher exposure with epithermal neutron for same flux as the thermal neutrons can give rise to same dose in tumour tissue, while the dose in healthy tissue will be far lower in case of epithermal neutrons. Surrounding organs in this study receive far lower doses than tissue which is in the way of the beam, due to the collimated beam of neutrons. BNC Therapy has been shown as very powerful method due to selective uptake of boron.

Acknowledgments

This work was supported by Serbian Ministry of Education and Science [Grants No 171021 and 43011].

References

- [1] D. L. Bleuel, W. T. Chu, R. J. Donahue, B. A. Ludewigta, J. Vujic, *Med. Phys.* 25, 1725 (1998)
- [2] F. El Moussaoui, T. El Bardouni, M. Azahra, A. Kamili, H. Boukhal, *Cancer/Radiotherapie* 12, 360 (2008)
- [3] A. Zonta et al., *Appl. Radiat. Isot.* 67, S67 (2009)
- [4] G. Gambarini, G. G. Daquino, R. L. Moss, M. Carrara, V. A. Nievaart, E. Vanossi, *Radiat. Prot. Dosim.* 126, 604 (2007)

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

MCNP simulation of the dose distribution in liver cancer treatment for BNC therapy

- [5] T. Pinelli et al., Eighth International Symposium, 1998, Los Angeles, CA, USA (Kluwer Academic/Plenum Publishers, New York, 2001) 1427
- [6] A. Zonta et al., J. Phys.: Conference Series 41, 484 (2006)
- [7] S. Bortolussi et al., Appl. Radiat. Isot. 69, 1924 (2011)
- [8] L. Kankaanranta et al., Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys. 69, 475 (2007)
- [9] I. Porras, Phys. Med. Biol. 57, L1 (2008)
- [10] I. Porras, Appl. Radiat. Isot. 69, 1838 (2011)
- [11] H. Horiguchi, T. Nakamura, H. Kumada, H. Yanagie, M. Suzuki, H. Sagawa, Appl. Radiat. Isot. 69, 1882 (2011)
- [12] D. Krstic, V. M. Markovic, Z. Jovanovic, B. Milenkovic, D. Nikezic, J. Atanackovic, Radiat. Prot. Dosim. DOI:10.1093/rpd/nct365.
- [13] K. F. Eckerman, M. Cristy, J. C. Ryman The ORNL Mathematical Phantom Series, Oak Ridge National Laboratory Report, (Oak Ridge, TN, USA, 1996) Updated 08 April (2009)
- [14] D. Krstic, D. Nikezic, Comp. Phys. Commun. 176, 33 (2007)
- [15] X-5 Monte Carlo Team, MCNP's General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 Vol. I: Overview and Theory (Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, 2003)
- [16] T. Matsumoto, Nucl. Instrum. Meth. A 580, 552 (2007)



CALCULATION OF THE DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR THE VOXELIZED MATHEMATICAL MODEL OF THE EYE LENS

Dragana Krstic¹, Zoran Jovanovic¹, Dragoslav Nikezic¹, Olivera Ciraj-Bjelac² and Dusica Vucic³

¹University of Kragujevac, Faculty of Science, R. Domanovica 12, 34000 Kragujevac, Serbia

²Vinca Institute of Nuclear Science, University of Belgrade, M.P. Alasa 12, Vinca, 11000 Belgrade, Serbia

³Institute of Occupational Health, Vojislava Ilica bb, 18000 Nis, Serbia

Objective of this work was to calculate the conversion coefficients from fluence to personal dose equivalent Hp(3) for neutron radiation and voxelized mathematical model of eye lens using Monte Carlo MCNP5/X code. For the purpose of dose calculation a voxelized mathematical model of the eye lens was developed and calculations of personal dose equivalent in terms of Hp(3) delivered by neutrons of various energies was performed. Dose calculation was also performed for anthropomorphic phantoms and results were compared with those obtained using voxelized phantoms.

Key words: eye lens, neutron beam, MCNP5/X, conversion coefficients

1. INTRODUCTION

Many recent studies have demonstrated that the lens of the eye is much more sensitive to radiation, indicated that radiation risk has been significantly underestimated in many practical situations at the workplace [1-3]. It has been shown that threshold for cataract development lens might be much lower than it was previously thought [2-3]. Consequently, the International Commission on Radiological protection (ICRP) proposed a reduction of dose limit for eye lens from 150 mSv to 20 mSv per year [4]. This 7.5 fold reduction of a dose limit has attracted great attention and eye lens dosimetry has become a very intensive research area [5-7], including development of new dosimeters, calibration procedures and eye lens monitoring arrangements in various fields of application of ionizing radiation. This ICRP recommendations has also increased interest in the calculation of conversion coefficients from fluence to personal dose equivalent Hp(3) for neutrons, which have not been available before [8]. Operational quantities for area and individual monitoring of external exposures have been defined by International Commission on Radiological Units and measurements (ICRU). The Hp(3) is recommended as operational quantity for eye lens monitoring [9]. It is the dose equivalent in ICRU (soft) tissue at an appropriate depth at 3mm, below a specified point on the human body. Recently, activities carried out under the ORAMED (optimisation of radiation protection for medical staff) calculation of the conversion factors from air kerma to Hp(3) for photons, giving rise to operational quantities to monitor of the eye lens dose

which could be applied not only for low-energy electrons and photons but also for all other types of radiation [6, 8,9].

2. MATERIALS AND METHODS

Dosimetric approach based on Monte Carlo modelling and calculations using the MCNP5/X code was used in this work. MCNP5/X was also used to simulate the neutron transport from the source to the area of interest. MCNP allows the treatment the complex track transports of neutrons, photons and electrons in different geometrical models in 3-D space environment, allowing modular choice surface of interest. To calculate Hp(3) a slab phantom was used and irradiated for various incident angles and neutron energies. The irradiation geometry was simulated using parallel expanded and aligned field of monoenergetic neutrons in *vacuo*, large enough to irradiate the entire phantom. This model (slab) consisted of ICRU tissue, including 4-elements composition (10.1 % H, 11.1 % C, 2.6 % N and 76.2 % O with mass density 1.0 g.cm³). The scoring volumes in the slab was modeled as follows: a cylinder of radius r=5 cm and thickness (height) of l=0.04 mm was used to model the eye lens. Eye lens was not modeled with the radius of 5 cm. Scoring volume was taken as 5 cm in radius which encompasses space between two eyes. Such approach was recommended by ORAMED project [10]. The cylinder was positioned at the centre of the front face of the slab phantom of dimensions 30 x 30 x 15 cm³ at a depth of d=3 mm. The axis of the cylinder was normal to the front face of the phantom. For the purpose of dose calculation, the region of interest was the cylinder was voxelized (figure 1). Dose was also

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

calculated for nonvoxelized geometry represented by slab phantom (figure 2) and results were compared subsequently.

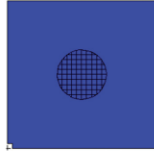


Fig. 1 Voxelized slab phantom

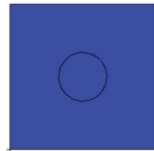


Fig. 2 Nonvoxelized slab phantom

Using the advantage of libraries in MCNP5/X code, in this calculations to obtain the final results the tally cards for neutrons importance: F4:n and F6:n and for photons importance: F6:p were used. Totally 107 simulations were run to obtain small relative calculation uncertainty that is not greater than few percents. Calculation of conversion coefficient from neutron fluence to Hp(3) was performed using tally kerma and suitable energy dependant quality factor for neutron radiation [11-22].

2.1 Results and discussion

Hp(3) was calculated at the depth of 3 mm below the surface of slab phantom. Conversion coefficients are provided for various neutron energies, incident angles and two mathematical models of the eye lens. For precise comparison and dose calculations for two types of slab phantom (voxelized and nonvoxelized), simulations were performed using MCNP5/X code for 21 different neutron energies from 0.01eV up to 15 MeV using parallel expanded and aligned field for three different incident angles ($\alpha=0^\circ, 30^\circ, 60^\circ$) of neutron beam irradiation. The first sets of data for voxelized slab phantoms are given in Table 1. and the second sets of data are given in Table 2. It can be seen that data for voxelized and nonvoxelized slab phantom approximation are in good agreement for all sets of energies and angles, indicating that there is no significant difference in eye dose of either of those phantoms is used.

Many authors have used various calculation tools to produce coefficients to convert radiometric quantities to suitable operational dosimetric quantities, including Hp(3)[23-25]. The air kerma to Hp(3) conversion coefficients for photon radiation of various energies, incident angles and phantom designs were calculated [11, 23-27]. The conversion factor was also calculated to convert electron fluence to Hp(3) and Hp(0.07) using a model of the lens an different geometries

[24,28]. Thus, the conversion coefficient for photon and electron radiation have been calculated for a wide range of monoenergetic and polyenergetic beam and simplified and sophisticated models of the eye; however, to our knowledge there are only few papers dealing with conversion coefficients for neutron radiation [8]. Gualdrini et al (2013) to provided conversion coefficients suitable application in eye lens neutron dosimetry procedures in the energy range from thermal to 15 MeV in order to validate the kerma approximation for the calculation of the energy deposition. The results revealed that assessments of eye lens dose in terms of Hp(3) in the range of energies starting from 600 keV to 12 MeV might lead to an underestimate of the absorbed dose to the lens of the eye, which stress the importance of further investigations in this area.

Although there is a large probability that whole body dose limit would be reach prior eye lens dose limit [25] recent reduction of dose limit for the eye lens requires additional monitoring to verify compliance with dose limit wherever neutron radiation is used at the workplace or for dosimetry in the case of potential accident [8,29]. Eye dosimetry is only considered for radiation protection because of cataract induction which is classifies as tissue reaction with a typical threshold. Nevertheless, recent data on the of this threshold are not consistent and disagree about one order of magnitude of this threshold [30]. There are even claims that cataract could be considered as a stochastic effect, whish also highlights the need for eye dosimetry.

Table 1. Fluence to Hp(3) conversion coefficients calculated for neutron energies in the range of 1.00E-09 keV to 15 MeV and three incident angled for voxelised geometry

Energy (MeV)	$H_p^{214b}(3,0^\circ)/\#$	$H_p^{214b}(3,30^\circ)/\#$	$H_p^{214b}(3,60^\circ)/\#$
1.00E-09	1.71E+01	1.71E+01	1.71E+01
2.50E-08	3.46E+00	3.46E+00	3.44E+00
2.00E-07	1.27E+00	1.26E+00	1.25E+00
2.00E-06	4.12E-01	4.12E-01	4.01E-01
5.00E-05	8.89E-02	8.49E-02	8.07E-02
1.00E-04	7.99E-02	7.49E-02	7.06E-02
5.00E-03	3.23E+00	3.23E+00	3.23E+00
7.00E-02	9.29E+01	9.29E+01	9.30E+01
0.30	2.55E+02	2.55E+02	2.55E+02
1	3.87E+02	3.87E+02	3.87E+02
2	3.58E+02	3.58E+02	3.58E+02
3	3.50E+02	3.50E+02	3.50E+02
4	3.62E+02	3.62E+02	3.62E+02
5	3.52E+02	3.52E+02	3.52E+02
6	3.18E+02	3.18E+02	3.18E+02
7	3.50E+02	3.50E+02	3.50E+02
8	3.31E+02	3.31E+02	3.31E+02
10	3.86E+02	3.86E+02	3.86E+02
12	4.27E+02	4.27E+02	4.27E+02
14	4.96E+02	4.96E+02	4.96E+02
15	5.17E+02	5.17E+02	5.17E+02

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Table 2. Fluence to Hp(3) conversion coefficients calculated for neutron energies in the range of 1.00E-09 keV to 15 MeV and three incident angled for nonvoxelised geometry

Energy (MeV)	$H_p^{2,3}(3,0^\circ)/\#$	$H_p^{2,3}(3,30^\circ)/\#$	$H_p^{2,3}(3,60^\circ)/\#$
1.00E-09	1.71E+01	1.71E+01	1.71E+01
2.50E-08	3.46E+00	3.46E+00	3.43E+00
2.00E-07	1.26E+00	1.26E+00	1.25E+00
2.00E-06	4.14E-01	4.12E-01	4.02E-01
5.00E-05	8.79E-02	8.54E-02	8.25E-02
1.00E-04	7.99E-02	7.89E-02	7.22E-02
5.00E-03	3.23E+00	3.23E+00	3.23E+00
7.00E-02	9.29E+01	9.29E+01	9.29E+01
0.30	2.55E+02	2.55E+02	2.55E+02
1	3.87E+02	3.87E+02	3.87E+02
2	3.58E+02	3.58E+02	3.58E+02
3	3.50E+02	3.50E+02	3.50E+02
4	3.62E+02	3.62E+02	3.69E+02
5	3.52E+02	3.52E+02	3.52E+02
6	3.18E+02	3.18E+02	3.18E+02
7	3.50E+02	3.50E+02	3.50E+02
8	3.31E+02	3.31E+02	3.31E+02
10	3.85E+02	3.86E+02	3.85E+02
12	4.27E+02	4.27E+02	4.27E+02
14	4.96E+02	4.96E+02	4.96E+02
15	5.17E+02	5.17E+02	5.17E+02

2.2 Conclusion

The results of this paper outlined a new sets of conversion coefficients for neutron radiation. For the purpose of dose calculation a voxelized mathematical model of the eye lens was developed and calculations of personal dose equivalent in terms of Hp(3) delivered by neutrons of various energies was performed. Owing the recent reduction of eye lens dose limit from 150 mSv to 20 mSv and fact that neutron radiation is predominant contributor to the total dose [28], a further investigation in to improve the accuracy of the ey dosimetry for neutron radiation is needed.

Acknowledgement: This work was supported by Serbian Ministry of Education and Science [Grant No 171021 and 43011].

References

- Ainsbury, E., Bouffler, S., Dörr, W., Graw, J., Muirhead, J., Edwards, A., Cooper, C. Radiation Cataractogenesis: A Review of Recent Studies. *Radiat. Res.* 172, 1-9(2009).
- Shore, R.E., Neriishi, K., Nakashima, E. Epidemiological Studies of Cataract Risk at Low to Moderate radiation Doses: (Not) Seeing is Believing. *Radiat. Res.* 174, 889-894 (2010).
- Rehani, M.M., Vano, E., Ciraj-Bjelac, O., Kleiman, N.J. Radiation and cataract. *Radiat. Prot. Dosimet.* 147, 300-304 (2011).
- International Commission on Radiological Protection. Statement on Tissue Reactions ICRP ref. 4825-3093-1464 (2011).
- Ciraj-Bjelac, O., Rehani, M., Minamoto, A., Sim, K.H., Lieuw, H.B., Vano, E. Radiation-Induced Eye Lens Changes and Risk for Cataract in Interventional Cardiology. *Cardiology.* 31, 168-171 (2012).
- Vanhaver, F et al. ORAMED: Optimization of Radiation Protection of Medical Staff, *Eurados Report 2012-02, Braunschweig (2012). ISBN 978-3-943701-01-2*
- Jacob, S., Donadille, L., Maccia, C., Bar, O., Boveda, S., Laurier, D., Bernier, M.O. Eye lens radiation exposure to interventional cardiologists: a retrospective assessment of cumulative doses. *Radiat. Prot. Dosim.* 153, 282-293 (2013).
- Gualdrini G, Ferrari P, Tanner. Fluence to Hp(3) conversion coefficients for neutrons from thermal to 15 MeV. *Radiat Prot Dosim* 157:2 (2013): 278-90
- International Commission on Radiation Units and Measurements. Measurement of dose equivalent from external photon and electron radiation. ICRU Report 47. ICRU (1992).
- F. Mariotti and G. Gualdrini, Eye-Lens Dosimetry: A new Monte Carlo approach to define the operational quantity Hp(3), ORAMED PROJECT, ENEA, 2009)
- Daures, J. et al. Monte Carlo determination of the conversion coefficients Hp(3)/Ka in a right cylinder phantom with 'PENELOPE' code. Comparison with 'MCNP' simulations. *Radiat. Prot. Dosim.* 144, 37-42 (2011).
- G. Eason, B. Noble and I. N. Sneddon, "On certain integrals of Lipschitz-Hankel type involving products of Bessel functions", *Phil. Trans. Roy. Soc. London*, vol. A247, pp. 529-551, April 1955.
- J. C. Maxwell, *A Treatise on Electricity and Magnetism*, 3rd ed., vol. 2. Oxford: Clarendon, 1892, pp. 68-73.
- L. S. Jacobs and C. P. Bean, "Fine particles, thin films and exchange anisotropy", in *Magnetism*, vol. III, G.T. Rado and H. Suhl, Eds. New York: Academic, 1963, pp 271-350.
- K. Elissa, "Title of paper if known", unpublished.
- R. Nicole, "Title of paper with only first word capitalized", *J. Name Stand. Abbrev.*, in press.
- Y. Yorozu, M. Hirano, K. Oka and Y. Tagawa, "Electronic spectroscopy studies on magneto-optical media and plastic substrate interface", *IEEE Transl. J. Magn. Japan*, vol. 2, pp.740-741, August 1987 (*Digests 9th Annual Conf. Magnetics Japan*, p. 301, 1982).
- M. Young, *The Technical Writer's Handbook*, Mill Valley, CA: University Science, 1989.
- W. A. Sabin, *The Gregg Reference Manual*, 6th ed., Gregg Division, McGraw-Hill, New York, 1985.
- J. A. Taritz, *Technical Editing. The Practical Guide for Editors and Writers*, Addison-Wesley, Reading, MA, 1992.
- The University of Chicago Press, *The Chicago Manual of Style*, 13th ed. Univ. of Chicago Press, 1982.
- E. R. Tufte, *The Visual Display of Quantitative Information*, Graphics Press, Cheshire, Connecticut, 1983.
- Meric, N. Calculation of radiation dose to the lens of the eye using Monte Carlo simulation. *Applied Radiation and Isotopes* 55 (2001) 557-560
- Behrens R. Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens: calculations including a whole body phantom. *Radiat Prot Dosimetry.* (2013), 155:224-35
- Behrens R. On the operational quantity H(p)(3) for eye lens dosimetry. *J Radiol Prot.* 2012,32(4):455-64.
- Gualdrini, G, et al. Air kerma to Hp(3) conversion coefficients for photons from 10 kV to 10 MeV, calculated in a cylindrical phantom. *Radiat Prot Dosimetry.* (2013)154(4):517-2
- Ferrari, P, et al. Personal dosimetry in terms of Hp(3): Monte Carlo and experimental studies. *Radiat. Prot. Dosim.* 125, 145-148.(2007).
- Behrens, R, et al. Monitoring the eye lens: which dose quantity is adequate? *Phys. Med. Biol.* 55 (2010) 4047-4062
- Tanner, R. J et al. Achievements in workplace neutron dosimetry in the last decade: lessons learned from the EVIDOS project. *Radiat. Prot. Dosim.* 126(1-4), 471-476(2007).

Monte Carlo study of the scattered radiation field near the eyes of the operator in interventional procedures

Paolo Ferrari¹, Frank Becker², Eleftheria Carinou³,
Vadim Chumak⁴, Jad Farah⁵, Zoran Jovanovic⁶,
Dragana Krstic⁷, Artem Morgun⁸, Sara Principi⁹
and Pedro Teles¹⁰

¹ ENEA- Radiation Protection Institute, 4 Via Martiri di Monte Sole, 40129 Bologna (BO), Italy

² Karlsruhe Institute of Technology, Institute for Nuclear Waste Disposal, Hermann-von-Helmholtz-Platz 1, 76344 Eggenstein-Leopoldshafen, Germany

³ GAEC Greek Atomic Energy Commission, Agia Paraskevi, Attiki 15310, Greece

⁴ National Research Center for Radiation Medicine, NAMS Ukraine, Melnikova 53, Kiev 04050, Ukraine

⁵ Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire—IRSN/PRP-HOM/SDE/LDRI; BP-17 F-92262 Fontenay-aux-Roses, France

⁶ Faculty of Science, University of Kragujevac, 12 R. Domanovic, 34000 Kragujevac, Serbia

⁷ Faculty of Science, University of Kragujevac, 12 R. Domanovic, 34000 Kragujevac, Serbia

⁸ National Research Center for Radiation Medicine, NAMS Ukraine, Melnikova 53, Kiev 04050, Ukraine

⁹ Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Diagonal 647, Barcelona 08028, Spain

¹⁰ Grupo de Proteção e Segurança Radiológica, Centro de Ciências e Tecnologias Nucleares (C2TN), CTN/IST, Polo de Loures, Bobadela, Portugal

E-mail: paolo.ferrari@enea.it

Received 31 March 2016, revised 27 July 2016

Accepted for publication 12 August 2016

Published 18 November 2016



Abstract

Interventional radiology and cardiology guarantee high benefits for patients, but are known to be associated with a high level of radiation exposure of medical staff. The recently suggested decrease of the annual dose limit for the eye lens, from 150 to 20 mSv, caused a need for a reconsideration of practices ensuring sufficient protection for the lens of the eyes of medical staff. In such context the study of the scattered radiation around the operator's head could help in finding the best solutions to be adopted for the ceiling-suspended shield and lead glasses in the most common situations in interventional practices.

MCNPX Monte Carlo code was employed with anthropomorphic mathematical phantoms to simulate interventional practice projections. For each projection the effect of changing selected parameters on the evaluated scattered radiation towards the operator's head has been calculated.

The variety of modelled situations provides plentiful material regarding the spatial distribution of the scattered radiation, useful to improve eye lens radiation protection, such as the following:

- (a) Glasses, which provide shielding from both lateral and bottom-up scattered radiation, can reduce by ten times the exposure to the most exposed eyes;
- (b) The ceiling-suspended shield offers valuable protection, but such effectiveness can diminish by 90% if the shielding is not correctly positioned;
- (c) The transition from femoral to radial access usually intensifies the scattered radiation toward the operator head (a factor of 1.5 for AP projection), but for RAO projections, a reduction of the order by two to three times, in the case of radial access, can be seen, due to the protection provided by the image receptor.

The detailed fluence outcomes show that there is a preferential direction of the impinging scattered radiation that should be considered when radiation protection options are evaluated or when a dedicated eye lens dosimeter is used for monitoring.

Keywords: eye lens, interventional radiology, interventional cardiology, lead glasses, shielding, Monte Carlo, medical staff dose monitoring

(Some figures may appear in colour only in the online journal)

1. Introduction

Interventional radiology and cardiology are widespread practices and, if properly applied, may have huge benefits for patients, but are known to involve high levels of radiation exposure for operators (Vano *et al* 1998, 2008, 2010, Carinou *et al* 2014), making the optimization of radiation protection a crucial issue for the patient and medical staff. Protective devices like lead aprons, collars, curtains and suspended screens are commonly used to protect (reduce the exposure of) organs and tissues known to be radiosensitive—essentially the ones from the list of contributors to effective dose (ICRP 2007). However, until recently, protection of the head and, specifically, the eyes attracted less attention.

Nowadays interventional cardiologists and radiologists are the medical personnel with the highest doses to the eyes (Jacob *et al* 2013b); thus the importance of providing a good selection of specialized protective devices along with recommendations on their proper employment has emerged, with the aim of ensuring sufficient radiation protection of the eye lens (Carinou *et al* 2015). It is still under debate if there is any threshold above which cataract and lens opacities may occur and some studies suggest that if it exists, then it should be lower than previously thought (Worgul *et al* 2007, Ainsbury *et al* 2009, Shore *et al* 2010). Some health studies have shown that interventional cardiologists and radiologists are at a considerably higher risk of developing cataracts than other professionals (Vano *et al* 2010, 2013, Jacob *et al* 2013a). This highlights the importance of an improved dosimetry for this sensitive organ.

As a matter of fact, due to the annual workload of interventional staff, the estimated eye lens exposure can easily exceed 20 mSv (Vanhavere *et al* 2011). The new annual eye lens dose limit suggested by the ICRP, which was reduced rather drastically from 150 to 20 mSv, suggests that greater concern needs to be focused on the correct dosimetric estimation of doses in this organ (ICRP 2012). In addition, although the use of protective devices can significantly reduce the eye lens dose, this reduction depends on their availability and on the conditions in which these devices are employed (Koukorava *et al* 2011). Among others, these conditions include the proper use of the ceiling-suspended shield close to the scattered radiation field, considering the x-ray tube angulation and the position of the operators, and the use of lead glasses which should fit, as closely as possible, the operator's head.

The recent statement on eye lens radiation protection (ICRP 2011, 2012) has produced a large number of publications on the adequacy of the definition of operational quantity (Mariotti *et al* 2011), on the appropriateness of calibration procedures in terms of Hp(3) (Bordy *et al* 2011, Gualdrini *et al* 2011), and on the amount of yearly exposure for medical staff in interventional procedures (Vano *et al* 2008, Donadille *et al* 2011, Vanhavere *et al* 2011).

Due to the characteristics of x-ray application (the beam is collimated and targeted at the imaging device, the current and voltage are automatically adjusted in order to achieve adequate image quality with the least possible exposure, etc), the doses to the operator's eye lenses and other organs are caused by the scattered photons. Virtually no incident (un-scattered) radiation reaches the operator's head. Thus studying the distribution of scattered radiation allows optimization of the radiation protection of medical staff. Moreover, the assessment of doses caused by scattered radiation is not a trivial task given the extremely complex geometry and energy composition (spectrum) of irradiation in an interventional radiology room. In such context Monte Carlo simulations can be very useful for determining the effectiveness of the adopted protective device, because direct measurements can be affected by the intrinsic complexity of the radiological practice that could hinder the efficacy of the proposed solutions—as the variability in literature data suggests (Koukorava *et al* 2014, Ciraj Bjelac *et al* 2016).

The present investigation stemmed from a series of works started during the ORAMED project (Optimization of Radiation Protection for Medical Staff) (Vanhavere *et al* 2011) and continued in EURADOS Working Group 12 (dosimetry in medical imaging; www.eurados.org) (Vanhavere *et al* 2012) in which part of the activities of a task group were devoted to radiation protection in medical practices by employing Monte Carlo simulations.

In this study ORAMED-type anthropomorphic mathematical models have been used in order to determine the scattered radiation that reaches the operator's head (called OMs, ORAMED mathematical models, in the following), allowing the determination of the effectiveness of the radiation protection offered by the ceiling-suspended shield and lead glasses in the most common situations in interventional workplaces.

2. Materials and methods

This work was aimed at studying the spatial distribution of scattered radiation around the head of the interventional radiologist and, particularly, toward their eyes' lenses (the head being not directly exposed to the x-ray beam). Additionally, the paper investigates the way scattered radiation is affected by the direction of the x-ray beam on the patient's body (radiographic projection) and by the presence of a protective device.

Energy transport, absorption and scattering and thus doses in organs/tissues of interest can be described through particle (photon) fluence which is a fundamental quantity, traditionally used for shielding and protection optimization (Jager 1968), from which the absorbed dose, $D(r)$, in a certain point, r , can be calculated using the well-known relation

$$D(r) = \int_E \Phi_T(r) \frac{\mu}{\rho}(E, r) \overline{\Delta\varepsilon} dE \quad (1)$$

where Φ is the fluence, μ/ρ is the mass attenuation coefficient and $\Delta\varepsilon$ is the expectation value of the imparted energy in an interaction by a particle of kinetic energy E (Carlsson and Carlsson 1982).

2.1. The OM anthropomorphic models and geometries

Simulations were performed to describe the scattered radiation field around the air volume surrounding the operator's head during interventional procedures using the state-of-the-art MCNPX Monte Carlo family code (Pelowitz 2013). The default physical parameters for photon transport (i.e. analogue scattering including Rayleigh scattering and the energy cut-off set to 1 keV), and ENDF/B-VI libraries for the scattering cross sections were used. For each simulation, the number of simulated particles was adapted to obtain statistical uncertainties below 5% (1σ standard deviation). In most of the considered situations, the number of stories (simulated particles) ranged between 10^9 and 10^{10} .

A modified version of the OM phantom was employed in the present work. The OMs were derived from the MIRD (Medical Internal Radiation Dose) model (Snyder *et al* 1978, Krstic and Nikezic 2007) and contained original organ and tissue composition and densities; these were taken from ICRU 1992. The MIRD model is based on the standard male dimensions (ICRP 1975) with a 176 cm height and 73 kg weight.

During the ORAMED project, eye lenses were added and the arms were modified, on the basis of a published catalogue of anthropometric measurements (NATICK/RT-97/015 1995), and bent in order to better mimic their position in interventional practice (Koukorava *et al* 2011). Two phantoms were used in these simulations. They were equal, except for the arms' positions and the provided shielding. The 'patient' phantom was in the supine position and the 'operator' stood close to it, in a configuration that is typical of interventional procedures (figure 1). A thyroid collar of 0.5 mm Pb and a lead apron of 0.5 mm Pb in front of the operator's body were also added to the operator to simulate the usually worn protections.

A 70 kVp voltage, 3 mm Al filter, and respective photon energy spectrum (IPEM 1997) produced by a point source were considered in the simulations. The diameter of the x-ray field on the imaging was 20 cm (except in the diameter-effect study, where it was changed to 30 cm). No other scattering structures, such as the walls, floor or ceiling of the operation room, were taken into account except for the air surrounding the phantoms and the image receptor (which was mainly the absorber of the radiation). For the sake of simplicity, the image intensifier was represented by a cylinder while the x-ray tube was modelled by a point photon source emitting in a direction that can be described as a cone.

The source-to-skin distance was set to about 60 cm and the distance between the source and the image intensifier was about 90 cm. These distances were kept constant for all irradiation conditions and are representative of routine practice.

Each MCNPX input file contains more than 1500 lines and describes 158 cells (162 in the case of glasses and shielding) defined through 255 equations of surface (275 in the case of glasses and shielding), 8 materials, and 12 rotation matrices.

2.2. The spherical scoring volumes

In the ICRP 116 report (ICRP 2010) the committee employed a detailed eye model (Behrens *et al* 2009) and the absorbed doses were evaluated only in the radiation-sensitive region of

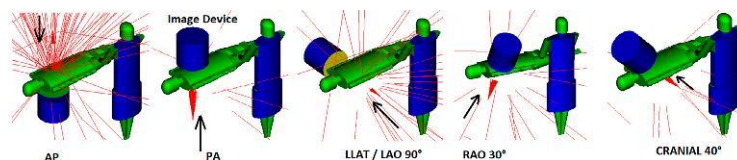


Figure 1. The geometries employed in the simulations, with the operator standing at the right of the lying phantom representing the patient ('the standard configuration' in the text). The cylinder represents the position of the image receptor which in turn defines the beam direction. The projections are, from left to right, AP (with the x-ray tube over the patient), PA, LAO 90° (the x-ray tube on the operator side), RAO 30° and CRANIAL 40°.

the lens, that is, a region of 0.47 mm (mean) thickness and 49 mg mass (less than one fourth of the whole lens). Those calculations were performed *in vacuo*, considering an expanded and aligned field, i.e. covering the whole phantom, and with the radiation directly impinging towards the organs and tissues (in AP, PA, LLAT, RLAT, ISO, and ROT projection). The problem considered in this work is much more difficult since the phantom representing the operator receives only the radiation scattered from the patient phantom and the surrounding air. It should be stressed that the probability that a photon arrives in the operator's eye lens, after multiple scattering within the patient and the surrounding air, is very low. To give an idea of the statistical difficulties of the present simulations, if we consider a region of the dimensions of the whole eye and 38 million particles emitted by the x-ray source, in the case of antero-posterior irradiation projection (see figure 1), the number of scattered photons reaching the eye is of the order of 200, so only about 0.0005% of the particles emitted by the source reach the volume of interest (eye lens). This result is not only statistically insignificant but also requires several hours of CPU processing, with a common 64-bit i5-core PC, due to the complexity of the geometries and the full tracking of scattered photons needed for the adequate modelling of interactions with complex heterogeneous structures. To determine the effect of the tube orientation on the scattered radiation and evaluate the impact of protective tools (glasses and shielding) on eye lens exposure, additional (angular) sampling of the particle population in the eye lens is required, which means further deterioration of previous statistics.

Those conditions seriously limited the possibility of employing this very thin region of the eye lens for the directional sampling of the scattered radiation and, therefore, we decided to modify scoring regions using two wider spheres. Although these two spheres were not representative of the real geometry of the human eyes, they were taken as a dummy scoring volume for the Monte Carlo simulations to improve the statistics and compute the directional contribution of scattered radiation to the operator's eye lens with sufficient accuracy. The scoring volumes had an inner radius of 1 cm and a thickness of 0.5 cm. The gap was filled by air, whilst the internal cavity was void. Each shell was subdivided into eight sub-regions (spherical segments) of the same volume, delimited by two axial perpendicular planes. These eight segments were used to distinguish the directions of the incoming scattered radiation. In order to avoid cross-firing between adjacent and opposite segments, every photon entering the inner part of the sphere was killed by setting to zero the photon's importance ($imp:p = 0$, in MCNP formalism). With respect to the range of the investigated energies (up to 70 keV), all simulations were performed only by tracking photons without following the produced secondary electrons (kerma approximation).

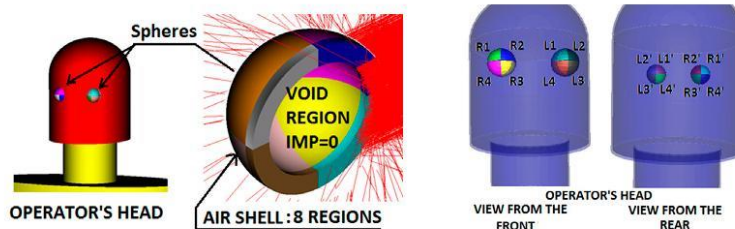


Figure 2. The two spheres added at the operator's head, in the eyes' positions. In the centre one a crosscut of the sphere shows the eight segments of the external air shell and the inner void region, where the importance for particle tracking is set to zero in order to avoid cross-firing among the opposite segments by the same photon ($imp:p = 0$). On the right the 16 segments are identified as follows: the four frontal segments of the left sphere are named (clockwise direction, starting from the upper left corner) L1, L2, L3, and L4, and the corresponding segments on the rear are L1', L2', L3', and L4'. The same scheme is applied to the right eye with R instead of L; thus, R1, R2, R3, and R4 for the front and R1', R2', R3' and R4' for the rear.

For the discussion of the results the following formalism as presented in figure 2 will be used to identify the fluence in the 16 segments: the L1, L2, L3, and L4 labels to mark the anterior segments of the left sphere; L1', L2', L3', and L4', for the corresponding posterior segments; and R1, R2, R3, R4, R1', R2', R3', and R4', for the respective parts of the right sphere.

2.3. Simulated protective devices

The shapes of the considered anti-X protective glasses are very simple (see figure 3). They are simulated as a curved layer of 0.5 mm lead. In order to investigate the goggle shape effect, three types of glasses are taken into account: type A is divided into two pieces and provides only frontal and lateral protection; type B is similar to A but is designed as one piece; type C is the same as type B but with an added layer at the bottom that gives it a curved 'L' shape cross-section. Moreover, three distances from the scoring sphere's external surface have been treated for each glass type in order to better analyse the directional contribution from the bottom-up scattered radiation.

Table shielding, attached to the operating table, and a ceiling-suspended shield are also considered (both 0.5 mm Pb). The ceiling shielding is of two types: A is an arc-type ceiling-suspended shield positioned very close to the patient and slightly turned around the z-axis towards the operator; B is a rectangular ceiling shield positioned to touch the patient, without a tilt, and shifted on the left side of the operator for LAO 90° projection.

2.4. The simulation plan

With the aim of determining the scattered radiation in the spherical volumes, five different cases were studied for sensitivity analysis in which the following simulation parameters were modified:

- the operator's position with respect to the patient's body;
- the direction of the operator's head with respect to the x-ray beam axis (turning it towards or away from the beam);

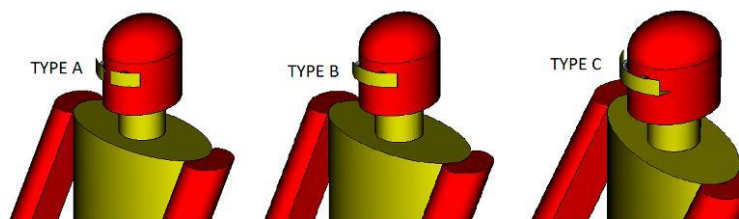


Figure 3. A model of the operator's head with the added anti-X glasses type A, B and C (identical to B but with a bottom shielding added that gives a curved 'L' shape to the goggles) as considered in the simulations.

- (c) the use of the three types of lead glasses;
- (d) the use of ceiling-suspended shielding and table shielding;
- (e) the field dimensions of the primary beam on the image intensifier.

The first two cases represent the possible movement of the operator during clinical practice, while the other three consider the modification (optimization in the case of shielding and glasses) of some aspects of the procedure from a radiation protection point of view.

To allow the simulations while considering all possible combinations of the above-mentioned parameters, only a restricted number of possible x-ray tube projections have been considered from the wide range of orientations clinically used in interventional procedures (Kuon 2004, Struelens 2009, Topol and Teirstein 2012, Haqqani 2013, Baptista 2015, Vano 2015). These are (see figure 1) the AP (tube over-couch); PA projection (tube under-couch), often used both in cardiology and in vascular practices; the widely exploited full lateral projection (LLAT/LAO 90°), which can also be employed in combination with caudal or cranial (CRA 40°) projection; and the right anterior oblique (RAO 30°), utilized as an alternative for LAO in digital subtractive angiography and vascular radiology.

Herein, the term 'standard configuration' means the following: the operator wears a protective collar and apron but no protective glasses or shielding is used; the irradiation field diameter is fixed to 20 cm on the image receptor. Thus, there is one 'standard configuration' for each of the five considered x-ray projections. As shown in figure 1, the operator stands upright perpendicular to the patient, at the femoral artery access position ('femoral access'), near the patient waist (i.e. the position of the operator is about 80 cm from the myocardium).

This operator's position is modelled for interventional cardiology practices but the tested projections and the following analysis can also be employed for interventional radiology in general.

The sensitivity analysis involves comparing the fluence of scattered radiation reaching the 16 segments of the spheres surrounding the operator's eye lens tallied for the standard configuration against that obtained with different parameters. The variable parameters in that analysis are reported in table 1.

In this study the x-ray energy beam is fixed to one value (70 kVp, 3 mm Al filtration) because an investigation of beam qualities has already been performed by Koukorava *et al* (2011). In the current simulations low energy (within the range 60 kVp–125 kVp normally employed in interventional practices) is chosen in order to emphasize the scatter effects under investigation. In the case of higher kVp beams the studied effects are still present but less evident, as the radiation scatter is present but less pronounced, at least for a patient of the

Table 1. Investigated parameters in the sensitivity analysis.

Parameter	Standard configuration	Investigated cases
Lead glasses	No glasses	Glasses type A, B, C (see figure 3) Glasses type A, three distances from the sphere's external surface (0.5, 1, 2 cm)
Ceiling and table shielding	No shielding	Table shielding + ceiling shielding, table shielding + ceiling shielding optimized (only for LAO 90° projection)
Operator's turn Procedure	No turn 'Femoral access', about 80 cm from the myocardium centre (along the Y axis).	Operator's turn relative to the beam axis direction 'Radial access', distance reduced to 38 cm from the myocardium centre (along the Y axis) 'Radial access', variation of operator's position along X axis (operator nearer/farther from the patient), different cases
X-ray field dimensions	20 cm diameter	'Radial access', 30cm diameter

dimensions modelled in the present work. For the same reason, to amplify the effect and reduce the number of simulations, some parameter variations have been combined (such as radial access and beam diameter in the image receptor in table 1).

3. Results

The simulation results show common aspects for all five simulated projections. Hence, a general overview is given below and a more detailed analysis is provided in paragraphs dedicated to each projection.

Such aspects are discussed in detail in the following paragraphs. Sensitivity analysis is applied to all five projections but, to limit the manuscript length, each effect is discussed only for the projection where it is the most relevant or yields the most interesting results.

3.1. Aspects common to all projections

First of all, by comparing the five projections, it is possible to determine the variability of particle fluence reaching the operator's head. Table 2 reports the maximum fluence, for the 'standard configuration', considering all of the 16 spherical segments, normalized to the AP projection. As can be seen, the scattered photon fluence ratio is at its maximum for LAO 90°, where the tube is on the same side of the operator which is exposed to radiation backscattered from the right side of the patient body. The fluence in the LAO 90° tube orientation is sixteen times as high as that in AP projection (i.e. the x-ray tube is placed over the patient), which is eight times as high as that in PA projection (i.e. the x-ray tube is under the patient-couch).

In figure 4, the results of the five projections in 'standard configuration' are shown in order to give a general idea of the fluence distribution in the 16 spherical segments. For each projection, the data are normalized to the maximum fluence registered in one of the sixteen segments. As can be seen, for all projections but one (RAO 30°), the maximum is observed in the L3 segment which corresponds to the lower left part of the left eye (see figure 2). In the RAO 30° projection, the maximum is located in the symmetrical position (with respect to the sagittal plane of the head) corresponding to the R4 segment. This is mainly due to the presence of the image receptor, near the operator's head, which provides possible protection for the left eye leading to the highest exposure shifting to the right eye.

Table 2. The maximum fluences, for the 'standard configuration', considering all the 16 spherical segments normalized to the AP projection.

Projection	Maximum scattered fluence normalized to AP projection
LAO 90°	15
AP	1
CRANIAL 40°	0.5
PA	0.12
RAO 30°	≥0.015

The scattered radiation comes, as expected, (a) from the left side, because of the position of the operator near the x-ray tube, and (b) from the bottom, where the scatter source, i.e. the patient, is positioned. Thus, the segments that get the highest fluence are L2, L3 and L4 as well as L2', L3' and L4'. Segment L1', which is located inside the head in the rear upper position, is the least exposed part of the left eye, as is the case of segment R1' for the right eye, which is the most distant from the source. This is due to the trivial geometrical consideration taking into account the relative position of these volumes with respect to the beam orientation and the scattered field.

The data in figure 4 refer to the 'standard configuration'. The sensitivity analysis which is performed by modifying the parameters characterizing this scenario shows that:

- (1) the position of the operator with respect to the patient and the source changes the distribution of scatter radiation around the eyes, following the general rule that when distance diminishes the scattered fluence increases;
- (2) the turn of the operator's head towards the beam axis may change the localization of the maximum exposure from the left eye to the right eye;
- (3) the fluence of scattered photons decreases as the beam diameter decreases;
- (4) the considered types of lead glasses provide good lateral protection, at least for the left eye (supposing the operator stands on the right side of the patient as in figure 1).

3.2. LAO 90° projection

As shown in table 1, the LAO 90° projection presents the highest exposure to scattered radiation for the operator. In such a situation, the use of lead glasses is particularly important to reduce doses to both eye lenses.

In figure 5 the values of the scattered photon fluences, evaluated in the 16 spherical segments around the operator's eyes, and normalized to the maximum fluence in the LAO 90° 'standard configuration', are presented for the three considered types of lead glasses (figure 3). The associated relative uncertainties are of the order of 5%. Both type A and B glasses reduce radiation coming laterally. For the L2 segment the fluence-to-maximum-fluence ratio reduces from 0.94 (no glasses) to 0.35 for type A and to 0.07 for type B glasses. Also the radiation reaching the L3 segment, where the maximum for the LAO 90° 'standard configuration' (figure 4) is located, is reduced to 0.76 (type A) and to 0.52 (type B). Meanwhile, the reduction for the L4 segment is only of the order of 15% because there is still a huge contribution of scattered radiation that reaches the eye from the bottom-up direction. Similarly, type A and B glasses show limited efficiency in reducing photon fluence for the right eye, which is already less exposed to radiation coming from the front or from the side due to geometrical reasons. Type C glasses provide a relevant reduction, by a factor of

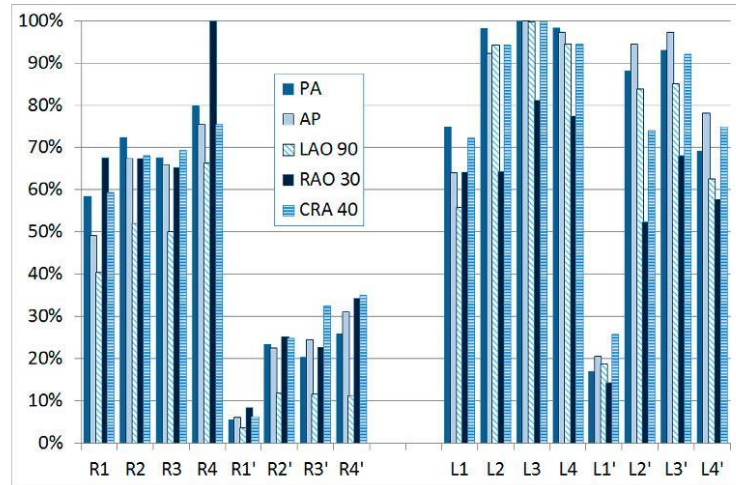


Figure 4. Ratios of the scattered photon fluences evaluated in the 16 spherical segments around the operator's eye lens, normalized to the maximum for each projection 'standard configuration'.

10 and more (L3, L4), of the fluence reaching the majority of the frontal and rear segments for both eyes. The only exceptions are the R3 segment, where the fluences are only halved, and the rear segments L4', R3' and R4', where the reduction effect is comparable with the magnitude of the simulation uncertainties.

Obviously, in order to achieve the best protection against scattered radiation, the ceiling-suspended shield needs to be correctly positioned in the room with respect to the beam and the operator position; this is particularly critical when lead glasses are not used. It is important to emphasize that specific optimized positioning is directly correlated with the employed projection. For all tube projections, especially LAO 90° which involves the highest operator exposure, the ceiling shield should be correctly positioned between the operator and the x-ray tube. In figure 6(a), the simulated geometry with particle tracking is shown. Here, the ceiling shield, which usually provides good protection for PA projection, is moved from the position over the patient to the side of the operator. The effect of this change can be seen in figure 6(b) where the ratios of the scattered photon fluences to the maximum photon fluence, evaluated for the LAO 90° 'standard configuration', are reported for the shielding in both non-optimized (over the patient) and optimized positions (the side of the operator). In the case of non-optimized shielding, the ceiling shield has a limited reduction effect on the scattered radiation fluences and its efficiency is comparable to that of the use of type A glasses. However, a reduction by a factor of about 10, and more for some segments, can be generally achieved for optimally positioned shielding. Additionally, the use of ceiling shields provides great protection for the rear segments of both eyes (see R1', R2', R3', R4' and L4').

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

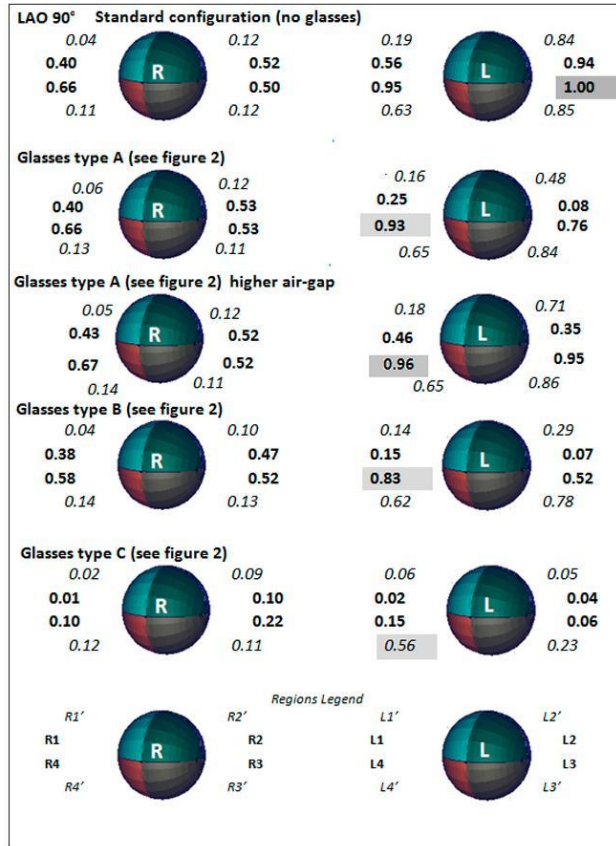
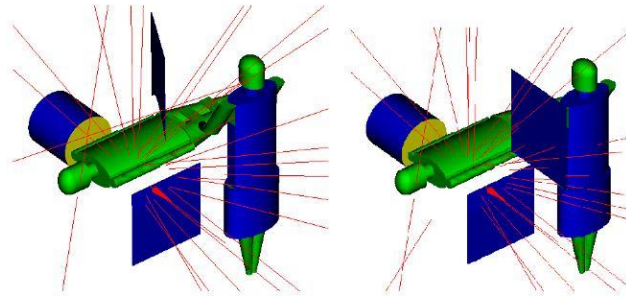


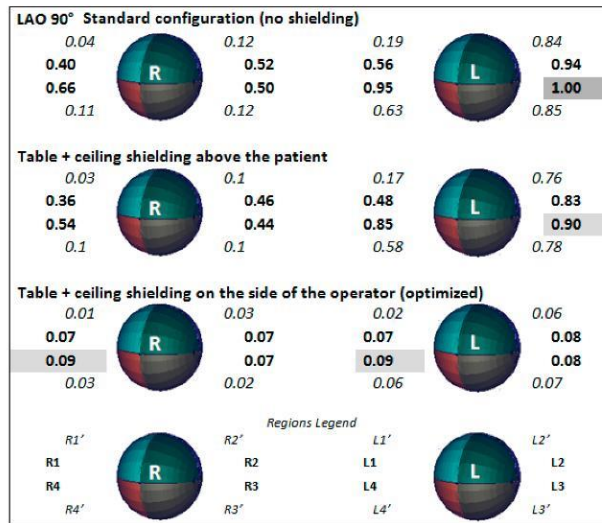
Figure 5. LAO 90°, study of the protection offered by the lead glasses. Map of the ratios of the scattered photon fluences, evaluated in the 16 spherical segments around the operator's eye lens, to the maximum of the fluence in the LAO 90° 'standard configuration' (segment L3). The bold numbers refer to the frontal segments whilst the italic ones to the rear segments. The shadowed numbers depict the most exposed segments for the given protection option (glasses type).

3.3. AP projection

The over-couch tube setting produces a back-scattered radiation cone in the direction of the operator's head. In such a situation, the scatter field is predominantly influenced by the distance between the operator and the irradiated part of the patient's body by the x-ray tube. As in the LAO 90° configuration, the protection offered by glasses of a suitable shape is the most efficient tool for the radiation protection of the eye lenses. Moving the operator towards the arms of the patient,



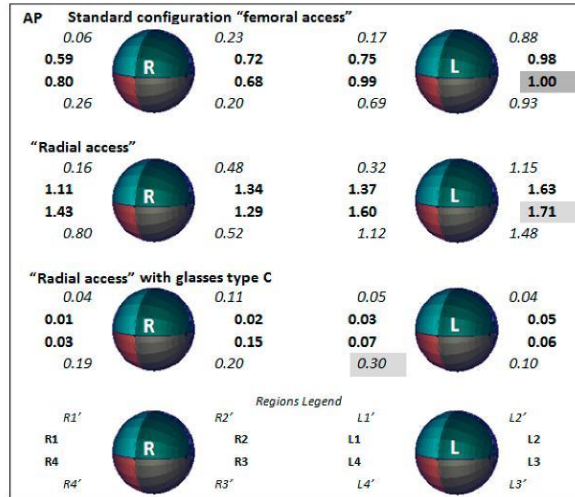
(a)



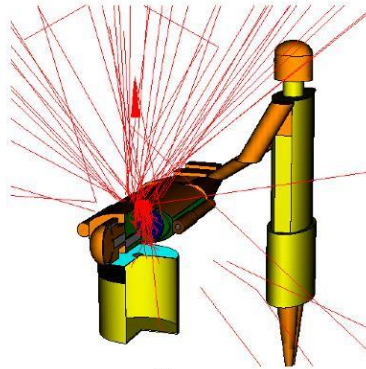
(b)

Figure 6. (a) Results (particle tracking) of LAO 90° which shows the particle tracking and the scatter in the case of the ceiling shield in the non-optimized case, on the left (above the patient), and the optimized case, on the right (on the side of the operator). (b) LAO 90° effect of the table and ceiling shielding. Map of the ratios of the scattered photon fluences, evaluated in the 16 spherical segments around the operator's eye lens, to the maximum photon fluence in the LAO 90° 'standard configuration' (segment L3). The bold numbers refer to the frontal segments whilst the italic ones to the rear segments. The shadowed numbers depict the most exposed segments for the given protection option (ceiling shield location).

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација



(a)



(b)

Figure 7. (a) AP projection, effect of the operator shifting towards the patient's 'radial access' and the protection offered by the type C glasses (see figure 2). Map of the ratios of the scattered photon fluences, evaluated in the 16 spherical segments of the operator's eye lens, to the maximum photon fluence in the AP 'standard configuration' (segment L3). The bold numbers refer to the frontal segments whilst the italic ones to the rear segments. The shadowed numbers depict the most exposed segments for the given protection option (location of the operator). (b) AP projection of a cut of the patient (internal structures are visible) and of the intensifier, with a 3D representation of the x-ray particle tracking (the air surrounding the phantoms is set transparent).

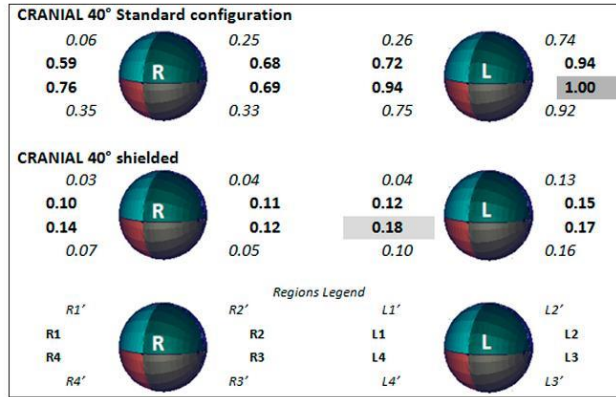


Figure 8. CRANIAL 40° projection: effect of the table and ceiling shielding. Map of the ratios of the scattered photon fluences, evaluated in the 16 spherical segments at the operator's eye lens, to the maximum of the fluence in the CRANIAL 40° 'standard configuration' (segment L3). The bold numbers refer to the frontal segments whilst the italic ones to the rear segments. The shadowed numbers depict the most exposed segments for the given protection option.

thus simulating a 'radial access' geometry, increases fluence to the eyes by a factor of two or more; this is also true for the less exposed right eye. In figure 7 this effect is clearly shown. In the AP 'standard configuration', the operator is 80cm from the myocardium, while in 'radial access' this distance is reduced to 38cm. In such a case, the protection provided by the lead glasses is particularly essential if ceiling shielding cannot be employed. Considering type C glasses (see figure 3) and comparing fluences to 'radial access', the reduction factor ranges from 2.5 (for R3', the worst case) to more than 25 (in the case of L2 and L3). Because of the direction of the scattered radiation produced by the x-ray beam impinging on the patient body from the torso (see figure 7(b)), type C lead glasses are particularly efficient in protecting the operator's eyes.

3.4. Cranial 40° projection

For this type of projection, the use of a table and ceiling shields provides an efficient reduction of the photon fluence reaching the eyes as can be seen from figure 8. In such a case, the reduction reaches a factor of 5 or more for the rear segments as well. Figure 9 gives an idea of what happens when we move away from the 'rigidity' of the simulated CRANIAL 40° 'standard configuration'. In this case the operator is turned by different angles towards the x-ray beam. As shown in this figure, the most notable effect is the increase of photon fluences to the right eye (see in particular the rear segments R1' and R4', which are 'more exposed' to the main scattering field).

3.5. PA projection

The direction of scattered radiation and the protection efficiency of lead glasses and ceiling shields in the PA projection, with the tube under-couch, is very similar to those of the already

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

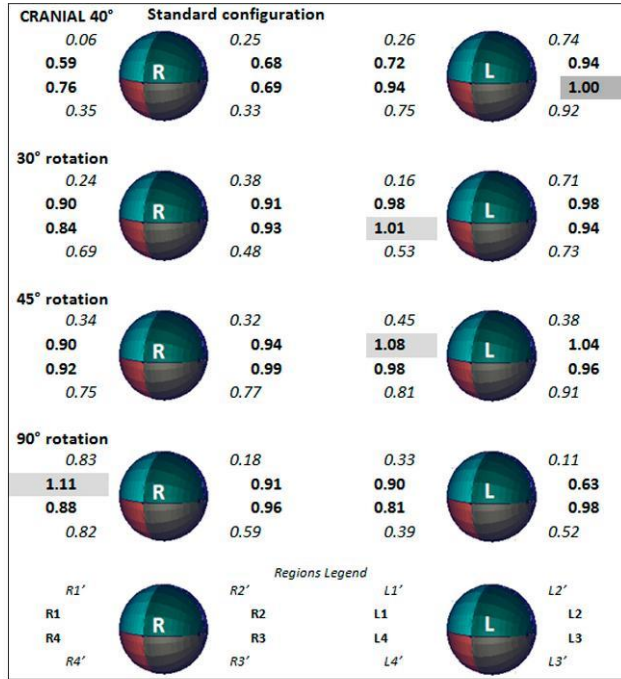


Figure 9. CRANIAL 40° projection: effect of the operator's turn. Map of the ratios of the scattered photon fluences, evaluated in the 16 spherical segments at the operator's eye lens, to the maximum of the fluence in the CRANIAL 40° 'standard configuration' (segment L3). The bold numbers refer to the frontal segments whilst the italic ones to the rear segments. The shadowed numbers depict the most exposed segments for the given protection option (operator's turn).

considered AP projection, but the fluence is halved (table 1). In this case, the correct use of a ceiling-suspended screen can reduce scattered radiation to the eye lens as shown in figure 10 where the fluence in PA 'standard configuration' and in the shielded case is plotted. The reduction factors obtained using proper shielding are of the order of 4–5.

3.6. RAO 30° projection

Table 1 shows that this projection yields the lowest level of radiation scattered fluence near the operator's head. In this particular geometry, the maximum fluence value is located at the right eye (segment R4) and this is due to the presence of the image receptor, which provides a partial shielding of the left side (and eye) of the operator. Such occasional protective effect is increased in the case of 'radial' access; this effect is the opposite of what is usually expected for this access, given that the operator is nearer to the scattering source. Figure 11 documents

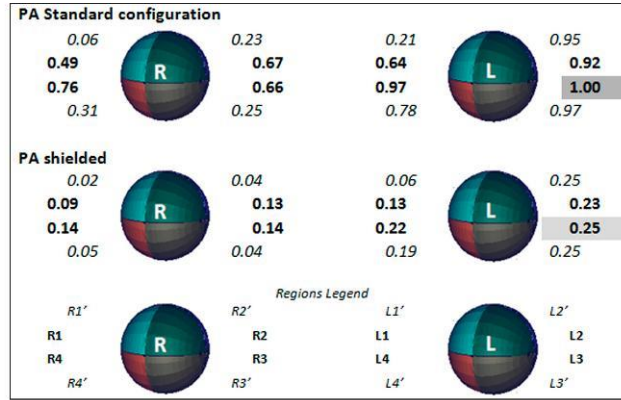


Figure 10. PA projection: effect of operator shielding. Map of the ratios of the scattered photon fluences, evaluated in the 16 spherical segments at the operator's eye lens, to the maximum of the fluence in the PA 'standard configuration' (segment L3). The bold numbers refer to the frontal segments whilst the italic ones to the rear segments. The shadowed numbers depict the most exposed segments for the given protection option.

the calculated fluences showing reduction of a factor up to 2–3 (R4, R3, L4, L3)—in 'radial access' compared to 'femoral access'.

4. Comparison to literature data

In general, our results are in agreement with what was expressed in Martin *et al* (2015) and Martin (2016) where radiation doses to the eyes, when lead glasses are worn, are likely to result from a combination of x-rays transmitted through the glasses and of the scattered radiation coming from unprotected parts of the head. Our results support the conclusions drawn in the aforementioned study, which did not allow more definite interpretations of this phenomenon. For some incident angles, eye lens exposure is dominated by the scattered radiation from the patient which finally reaches the eye lens—this effect can be easily seen considering figure 5, where different types of glasses are tested, for LAO 90° projection. The protection offered by lead glasses can reduce photon fluence by a factor of 5–10, for the optimally shaped model (type C), depending on the considered operator's position; this result agrees with Koukorava *et al* (2014) and McVey *et al* (2013).

The fluence distribution variation is coherent with what was experimentally obtained using TLDs (Domienik and Brodecki 2016). Domienik and Brodecki calculated the correction factor to be applied to a dosimeter placed in different positions on the glasses. This factor considers the difference between the maximum value among all considered points and what can be measured in the chosen point. They showed that the lowest factor has to be applied for a dosimeter put in the bottom part of the glasses, where the highest scattered radiation fluence is found. This is in perfect agreement with the outcomes of this work.

Notwithstanding the different evaluated quantities (equivalent doses versus fluences) and the fact that the simulated geometry differs from real set-ups, the behaviour reported in table 1 is

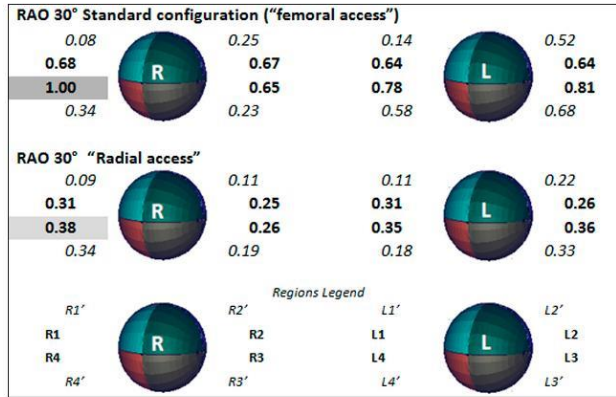


Figure 11. RAO 30° projection: effect of the 'radial access'. Map of the ratios of the scattered photon fluences, evaluated in the 16 spherical segments at the operator's eye lens, to the maximum of the fluence in the RAO 30° 'standard configuration' (segment L3). The bold numbers refer to the frontal segments whilst the italic L3) to the rear segments. The shadowed numbers depict the most exposed segments for the given protection option (operator's location).

confirmed by the report of Vano *et al* (2015). The most intense scattered radiation reaching the operator occurs for LAO 90° projection and therefore, the opposite RAO projections should be preferred, whenever possible. As a matter of fact, these results for the eye lens are in agreement with what was reported for whole-body irradiation in Balter (2001), Koukorava (2011) and Haqqani (2012). If LAO 90° projection is inevitable, glasses and/or ceiling shielding should be used to reduce scattered radiation (see figures 5 and 6). Otherwise, the position of the image receptor near the operator for RAO projection provides additional shielding, as does ensuring the operator is located very close to the patient (as shown for 'radial access' in figure 11). Indeed, a properly positioned ceiling-suspended screen significantly reduces eye lens doses since it shields the whole scattered radiation reaching the operator's head (see figures 6, 8 and 10).

Turning the head towards the x-ray beam (or, conversely, away from it) changes the fluence distribution (see figure 9) thus changing the localization (i.e. the segment in our simulations) where the maximum dose is achieved. Such an effect for oblique projections is consistent with what was experimentally found by Strocchi *et al* (2015). The operator's turning with respect to the x-ray beam becomes particularly important for a correct positioning of the dosimeter. The change of direction of the operator's head with respect to the diagnostic monitor can easily affect the distribution of the fluence of scattered radiation around the eyes.

5. Conclusions

Fluences to the eye lenses were studied by investigating scattered radiation reaching the operator's head in course of some commonly used interventional cardiology and radiology practices. This was achieved through comprehensive Monte Carlo simulation of irradiation occurring under a broad variety of dose-affecting parameters: radiographic projection (angulation), location and orientation (turn) of the operator's body and head, and collimation of the

x-ray beam. The main purpose of the study was two-fold: investigate the spatial distribution of the scattered photon (x-ray) radiation field in the vicinity and inside the operator's eyes and study the possible effect of plausible radiation protection devices—lead glasses of several typical designs and a ceiling-suspended shield.

Notwithstanding the limits of this work in terms of the beam energy investigated, the reduced number of projections selected to characterize interventional practice, the dimensions of the patient, the dimensions of the field of view, and the 'rigidity' in schematizing the operator's position with respect to the patient, some important conclusions can be outlined.

The present simulations allow a complete portrayal of the photon fluence distribution of the scattered photon radiation around the eye lens of the operator's head and are expected to be useful in determining the best location of a dosimeter when eye lens monitoring is performed. Generally, the maximum of the scattered radiation is located in the lower left part of the left eye (except in RAO projection in which the respective maximum is shifted to the right) in cases where the operator stands on the right side of the patient. It was shown that a dosimeter for the eye lens should be placed as close as possible to the position of the eye which is supposed to receive the highest dose. Care should be taken when the operator moves his/her head towards the patient for medical reasons—modification, which cannot be estimated—or due to the position of the diagnostic screens. From the point of view of protective gear use, the present analysis showed that the types of glasses which offer only lateral protection (as modelled in types A and B in the present work) cannot efficiently reduce exposure to the eyes, because the radiation comes mainly from the bottom, and for this reason glasses with a shape that can better fit the operator's face (as in case of type C L-shaped glasses) should be supplied for a better radiation protection scheme.

Proper use of ceiling shielding can significantly reduce the scattered photon fluences, and thus the doses to the eyes, but its correct positioning has to be adjusted in relation to the x-ray tube projection; only in that case can the shielding offer a reduction of the scattered radiation by a factor of 10 or more.

The results have also proven the presence of radiation reaching the eyes after multiple scattering, which occurs in the unshielded parts of the operator's body. This 'hidden' radiation plays an important role in the exposure of the least exposed eye (generally the right one, when the operator stands on the right side of the patient), which can be efficiently reduced by using ceiling shielding.

Right oblique anterior projections, due to the lower contribution of scattered radiation, should be preferred to left oblique ones, whenever possible. Indeed when radial access is required in these cases, additional shielding, which is occasionally provided by the image receptor, positioned at the left side of the operator, reduces the scattered radiation reaching the eyes by a factor of 2–3.

The results of this study contribute to better understanding of the regularities of the irradiation of the operator's eyes and, thus, should contribute to better familiarization of the involved medical staff with the different aspects of the optimization of radiation protection in line with the new European directive (EURATOM 2013).

Acknowledgments

This work was supported by the European Radiation Dosimetry Group (EURADOS, WG12).

References

- Ainsbury E A, Bouffler S D, Dorr W, Graw J, Muirhead C R, Edwards A A and Cooper J 2009 Radiation cataractogenesis: a review of recent studies *Radiat. Res.* **172** 1–9
- Balter S 2001 Stray radiation in the cardiac catheterisation laboratory *Radiat. Prot. Dosim.* **94** 183–8

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

- Baptista M, Figueira C, Teles P, Cardoso G, Zankl M and Vaz P 2015 Assessment of the occupational exposure in real time during interventional cardiology procedures *Radiat. Prot. Dosim.* **165** 304–9
- Behrens R, Dietze G and Zankl M 2009 Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens *Phys. Med. Biol.* **55** 3937–45
- Bordy J M, Gualdrini G, Daures J and Mariotti F 2011 Principles for the design and calibration of radiation protection dosimeters for operational and protection quantities for eye lens dosimetry *Radiat. Prot. Dosim.* **144** 257–61
- Carlsson G A and Carlsson C A 1982 Quantities and concepts used in radiation dosimetry *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* **33** 953–65
- Carinou E, Gingaume M, O'Connor U, Kopec R and Sans Merce M 2014 Status of eye lens radiation dose monitoring in European hospitals *J. Radiol. Prot.* **34** 729–39
- Carinou E, Ferrari P, Ciraj Bjelac O, Gingaume M, Sans Merce M and O'Connor U 2015 Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of Hp(3) monitoring *J. Radiol. Prot.* **35** R17–34
- Ciraj Bjelac O, Carinou E, Ferrari P, Gingaume M, Sans Merce M and O'Connor U 2016 Occupational exposure of the eye lens in the interventional *J. Am. Coll. Radiol.* in press
- Cranley K, Gilmore B J, Fogarty G W A and Desponds L 1997 IPEM Report 78: Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data (CD-Rom Edition 1997) (Electronic Version prepared by D Sutton) (York: The Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM))
- Domienik J and Brodecki M 2016 The effectiveness of lead glasses in reducing the doses to eye lenses during cardiac implantation procedures performed using x-ray tubes above the patient table *J. Radiol. Prot.* **36** N19–25
- Donadille L et al 2011 Staff eye lens and extremity exposure in interventional cardiology: results of the ORAMED project *Radiat. Meas.* **46** 1203–9
- EURATOM Directive 2013 2013/59 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom (<https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/CELEX-32013L0059-EN-TXT.pdf>)
- Gualdrini G, Mariotti F, Wach S, Bilski P, Denoziere M, Daures J, Bordy J-M, Ferrari P, Monteventi F, Fantuzzi E and Vanhavere F 2011 A new cylindrical phantom for eye lens dosimetry development *Radiat. Meas.* **46** 1231–4
- Haqqani O P, Agarwal P K, Halin N M and Iafrafi M D 2012 Minimizing radiation exposure to the vascular surgeon *J. Vasc. Surg.* **55** 799–805
- Haqqani O P, Agarwal P K, Halin N M and Iafrafi M D 2013 Defining the radiation 'scatter cloud' in the interventional suite *J. Vasc. Surg.* **58** 1339–45
- ICRP 1975 *Report of the Task Group on Reference Man ICRP Publication 23* (Oxford: Pergamon)
- ICRP 2007 The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103 *Ann. ICRP* **37** 2–4
- ICRP 2010 Conversion coefficients for radiological protection quantities for external exposures. ICRP Publication 116 *Ann. ICRP* **40** 2–5
- ICRP 2011 Statement on tissue reaction (www.icrp.org/docs/icrp_statement_on_tissue_reactions.pdf)
- ICRP 2012 ICRP Statement on tissue reactions / early and late effects of radiation in normal tissues and organs threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context publication 118 *Ann. ICRP* **41** 1–2
- ICRU 1992 International Commission on Radiation Units and Measurements Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissue *ICRU Report 46* Bethesda-MD, USA
- Jacob S, Boveda S, Bar O, Brezin A, Maccia C, Laurier D and Bernier M O 2013a Interventional cardiologists and risk of radiation-induced cataract: results of a French multicenter observational study *Int. J. Cardiol.* **167** 1843–7
- Jacob S, Donadille L, Maccia C, Bar O, Boveda S, Laurier D and Bernier M O 2013b Eye lens radiation exposure to interventional cardiologists: a retrospective assessment of cumulative doses *Radiat. Prot. Dosim.* **153** 282–93
- Jager R G (ed) 1968 *Engineering Compendium on Radiation Shielding (Shielding Fundamentals and Methods vol I)* Paragraph 1.3 (Berlin: Springer)
- Koukorava C, Carinou E, Ferrari P, Krim S and Struelens L 2011 Study of the parameters affecting operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations *Radiat. Meas.* **46** 1216–22
- Koukorava C, Farah J, Struelens L, Clairand I, Donadille L, Vanhavere F and Dimitriou P 2014 Efficiency of radiation protection equipment in interventional radiology: a systematic Monte Carlo study of eye lens and whole body doses *J. Radiol. Prot.* **34** 509–28

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

- Krstic D and Nikezic D 2007 Input files with ORNL-mathematical phantoms of the human body for MCNP-4B *Comput. Phys. Commun.* **176** 33–7
- Kuon E, Dahm J B, Empen K, Robinson D M, Reuter G and Wucherer M 2004 Identification of less-irradiating tube angulations in invasive cardiology *J. Am. Coll. Cardiol.* **44** 1420–8
- Mariotti F, Gualdrini G, Fantuzzi E, Ferrari P, and Monteventi F 2011 A new proposal on the operational quantity Hp(3): Monte Carlo and experimental results *Radiat. Meas.* **46** 375–80
- Martin C J 2016 Eye lens dosimetry for fluoroscopically guided clinical procedures: practical approaches to protection and dose monitoring *Radiat. Prot. Dosim.* **169** 286–91
- Martin C J, Magee J S, Sandblom V, Almén A and Lundh C 2015 Eye dosimetry and protective eyewear for interventional clinicians *Radiat. Prot. Dosim.* **165** 284–8
- McVey S, Sandinson A and Sutton D G 2013 An assessment of lead eyewear in interventional radiology *J. Radiol. Prot.* **33** 647–59
- NATICK/TR-97/015 1995 A supplement to the 1995 matched anthropometric database of U.S. Marine Corps personnel: summary statistics *FINAL REPORT—US Army Soldier System Command NATICK Research, Development and Engineering Center NATICK Science and Technology Directorate, Massachusetts* 01760-5020
- Pelowitz D B (ed) 2013 *MCNP6 User's Manual Version 1.0* (Los Alamos: LANL)
- Shore R E, Nerishi K and Nakashima E 2010 Epidemiological studies of cataract risk at low to moderate radiation doses: (Not) seeing is believing *Radiat. Res.* **174** 889–94
- Snyder W S, Ford M R and Warner G G 1978 Estimates of the specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom *Nm/MIRD Pamphlet N.5, Revised. Health Physics Division* (Oak Ridge National Lab) Oak Ridge (Tennessee, USA)
- Strocchi S, Chiaravalli A, Veronese I and Novario R 2015 On-field evaluation of operator lens protective devices in interventional radiology *Radiat. Prot. Dosim.* (doi: 10.1093/rpd/ncv412)
- Struelens L, Backer K and Zankl M 2009 *Dose-Area Product to Effective Dose in Interventional Cardiology and Radiology (IFMBE Proc. 25/III)* (Springer) pp 181–4
- Topol E J and Teirstein P S 2012 *Textbook of Interventional Cardiology* (Philadelphia, PA: Elsevier)
- Vano E, Gonzalez L, Guibelalde E, Fernandez J M and Ten J I 1998 Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology *Br. J. Radiol.* **71** 954–60
- Vano E, Gonzalez L, Fernandez J M and Haskal Z J 2008 Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted *Radiology* **248** 945–53
- Vano E, Kleiman N J, Duran A I, Rehani M M, Echeverri D and Cabrera M 2010 Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel *Radiat. Res.* **174** 490–5
- Vano E, Kleiman N J, Duran A, Romano-Miller M and Rehani M N 2013 Radiation-associated lens opacities in catheterisation personnel: results of a survey and direct assessments *J. Vasc. Intervent. Radiol.* **24** 197–204
- Vano E, Sanchez R M, Fernandez J M, Bartal G, Canevaro L, Lykawka R and Melo C 2015 A set of patient and staff dose data for validation of Monte Carlo calculations in interventional cardiology *Radiat. Prot. Dosim.* **165** 235–9
- Vanhavere F et al 2011 Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project *Radiat. Meas.* **46** 1243–7
- Vanhavere F et al 2012 ORAMED: optimization of radiation protection of medical staff *EURADOS Report* 2012-02
- Worgul B V et al 2007 Cataracts among chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposures *Radiat. Res.* **167** 233–43

MCNPX CALCULATIONS OF SPECIFIC ABSORBED FRACTIONS IN SOME ORGANS OF THE HUMAN BODY DUE TO APPLICATION OF ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ AND $^{81\text{m}}\text{Kr}$ RADIONUCLIDES

Z. Jovanović¹, D. Krstić¹, D. Nikezić^{1,*}, J. M. Gomez Ros² and P. Ferrari³

¹Faculty of Science, University of Kragujevac, R. Domanovica 12, 34000 Kragujevac, Serbia

²CIEMAT, Av. Complutense 40, 28040 Madrid, Spain

³ENEA—Radiation Protection Institute, 4 Via Martiri di Monte Sole, 40129 Bologna (BO), Italy

*Corresponding author: nikezic@kg.ac.rs

Received 29 December 2016; revised 22 August 2017; editorial decision 22 August 2017; accepted 30 August 2017

Monte Carlo simulations were performed to evaluate treatment doses with wide spread used radionuclides ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and $^{81\text{m}}\text{Kr}$. These different radionuclides are used in perfusion or ventilation examinations in nuclear medicine and as indicators for cardiovascular and pulmonary diseases. The objective of this work was to estimate the specific absorbed fractions in surrounding organs and tissues, when these radionuclides are incorporated in the lungs. For this purpose a voxel thorax model has been developed and compared with the ORNL phantom. All calculations and simulations were performed by means of the MCNP5/X code.

INTRODUCTION

Radioactive isotopes and their compounds are commonly used in nuclear medicine for diagnosis and metabolic therapy. Accordingly, the use of different kinds of isotopes taking into account the procedure to be applied to patients or in laboratory conditions requires determination of the distribution of the dose. In order to minimize the harm to the patient and provide good results for diagnostic applications, the isotope must have a short half-life. Scintigraphy is one diagnostic method used in nuclear medicine to evaluate the distribution of radiopharmaceutical uptake in the body^(1–4). Lung scintigraphy is a diagnostic imaging procedure that uses ventilation scintigraphy, perfusion scintigraphy or both. This method enables determination of the spatial and temporal distribution of radionuclides in the body, tissues or the whole body, depending on where the radiopharmaceutical accumulates^(5–7).

One of the most commonly used pharmaceutical agents in nuclear medicine imaging is $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and its compounds^(8–10). It emits gamma with energy of 141 keV and has a half-life of 6 h. It can be combined with various biologically active compounds or substances (nanoparticles comprised of Technetium-99m cores have recently been used) enabling transport to target organs⁽¹¹⁾. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ —technegas is commonly used for lung scintigraphy imaging⁽¹²⁾.

^{133}Xe ($T_{1/2} = 5.24$ d) disintegrates by beta-emission and emits a 81 keV photon. ^{133}Xe is inhaled to assess pulmonary functions and produce good quality imaging of the lungs. Ventilation scintigraphy which uses ^{133}Xe is usually performed before perfusion scintigraphy⁽¹⁰⁾.

$^{81\text{m}}\text{Kr}$ has a half-life of 13 s and emits gamma with energy of 190 keV. $^{81\text{m}}\text{Kr}$ is obtained from the generator $^{81}\text{Rb}/^{81\text{m}}\text{Kr}$ and $^{81\text{m}}\text{Kr}$ is used as a marker for ventilation scintigraphy⁽¹³⁾. A disadvantage of $^{81\text{m}}\text{Kr}$ is that the short half-life of the parent radionuclide, ^{81}Rb (4.57 h), decreases availability and increases the cost of the generator⁽¹⁰⁾.

In this work, only the most intensive gamma lines were considered. Other groups of gamma emitted by ^{133}Xe and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ have very low intensity and they were not taken into account. $^{81\text{m}}\text{Kr}$ emits only one gamma line with yields of 68%.

In International Commission of Radiological Protection (ICRP) publications^(14–16), Specific Absorbed Fraction (SAF) are given for some discrete values of energies, and some interpolation is needed in order to obtain SAF for energies which are different than those given in reports. There is also data on SAFs in literature, obtained with different Monte Carlo codes (MIRDSE, OLINDA, EGSnrc, FLUKA, MCNPX, PENELOPE, etc.)^(17–24), but the data were again given for discrete values of energies.

Interpolation is always the subject of uncertainty. Since the abovementioned radionuclides are important in nuclear medicine, and energies of gamma photons emitted by these radionuclides are different than those given in ICRP, the intention of this work was to calculate SAF for energies of these radionuclides, in order to avoid interpolation between discrete data and to fill this gap for lungs as a source region. Additional calculations were performed in order to estimate the error of interpolation.

Some authors have published SAFs for the most intensive gamma energies which are specific for several radionuclides used in nuclear medicine as ^{18}F , ^{117}Lu , ^{131}I and ^{90}Y ^(20, 23, 24). In this work data are given for other groups of radionuclides, ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and $^{81\text{m}}\text{Kr}$, used in nuclear medicine not included in literature.

In addition the objective of this work was to compare SAFs obtained with ORNL phantom and voxel thorax models⁽¹⁴⁾.

MATERIALS AND METHODS

The $^{99\text{m}}\text{Tc}$ isotope is an almost pure gamma emitter, with energy 141 keV and half-life of 6 h that is long enough to perform scintigraphy; it is also very affordable for being eluted daily from the generator. In addition to $^{99\text{m}}\text{Tc}$, two other isotopes, $^{81\text{m}}\text{Kr}$ and ^{133}Xe , have been considered. Three types of phantoms are in use in protection against ionizing radiation: stylized mathematical phantoms, voxel phantoms and the latest generation of so-called hybrid phantoms⁽²⁵⁻²⁸⁾.

In this work, a voxel thorax model was obtained using a Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) set of 108 Computed Tomography (CT) images of the thorax of a female patient under approved standard protocols. CT data of a 35-year-old female patient were segmented using image processing software *ImageJ*⁽²⁹⁾—version 1.51n 2017, and converted to voxel geometry. *ImageJ* software can very effectively operate with multi objects. This is an open source image processing program designed for scientific purposes of recording multidimensional images and it is downloadable for MAC OS, Windows and Linux⁽³⁰⁾. Figure 1 shows raw CT data images of a thorax before processing of segmentations open in the *ImageJ* 3D viewer (Figure 1a) and a cross-section of the thorax (Figure 1b) using the same plugins.

Digital images obtained from scanning of real persons by computed tomography or magnetic resonance^(25, 26) should have sufficient resolution for the construction of voxel phantoms.

This medical image set has been translated into a voxel geometry, which provides the tools for realistic description of human anatomy. The voxel thorax model was presented by a 3D array of voxels with Identification (ID) numbers. For each voxel the ID numbers indicate to which organ or tissue the voxel belongs. A large number of voxels requires the use of enhanced capability computer hardware and for this work, so massive calculations were performed on an AEGIS04-KG cluster⁽³¹⁾, which is an integral part of the European Grid Initiative-EGI⁽³²⁾. The voxel model was used with the Monte Carlo code MCNP5/X⁽³³⁾. The developed voxel thorax model

has several organs of interest as follows: skin, lungs, bones, heart, spinal cord, aorta, muscle and adipose tissue. In MCNP the voxel representation of the human body is based on repeated structures filled with a certain material corresponding to the specific organ. In a particular way the combined use of universe, fill and lattice cards permits definition of the voxel phantom geometry as a volume filled by rectangular lattices of cubic elements. A cross-section of a voxel thorax model after the segmentation process is shown as graphical output in Figure 2, containing a cross-section along the z axis at different positions. Figure 2a and b shows a cross-section of a voxel thorax model at $pz = 23$ and 55 cm, respectively

Different organ/tissue is assigned a corresponding ID number, compatible with cell cards in the MCNP5/X input file. Corresponding ID number, organ/tissue, total numbers of voxels in each organ, mass and density are presented in Table 1. The total number of voxels in simulations was 13 592 124. As the volume of the voxel is $17.64 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^3$, the obtained thickness and mass values for the skin in the built voxel thorax model are compatible with reference ICRP values^(14, 34).

In this work, the results on SAF, obtained by a voxel thorax model were compared with an ORNL mathematical phantom. ORNL phantoms were described in^(35, 36) and consist of three major sections: (1) an elliptical cylinder representing the trunk and arms; (2) two truncated circular cones representing the legs and feet; and (3) a circular cylinder on which sits an elliptical cylinder capped by half an ellipsoid representing the neck and head. It was assumed that decay of the investigated radionuclides is localized in the lungs, representing the source of gamma radiation. Each lung lobe is represented by half an ellipsoid with a section removed, as defined by the following equation for the right lung:

$$\left(\frac{x+x_0}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2 + \left(\frac{z-z_0}{c}\right)^2 \leq 1 \quad \text{and} \quad z \geq z_0 \quad (1)$$

If $z_{1R} \leq z \leq z_{2R}$, $y < y_{1R}$ and $x \leq x_{1R}$ (The conditions for the planes that are normal at $-z$, $-y$ and x -axes and cut an ellipsoid, so that they form a lung.). The appropriate values are: $z_{1R} = 41.60$ cm, $z_{2R} = 48.50$ cm, $y_{1R} = 1.20$ cm and $x_{1R} = -5.00$ cm.

The coordinates of the ellipsoid center are: $x_0 = 7.33$ cm, $y_0 = 0$ and $z_0 = 39.21$ cm; a , b and c are the axes of the ellipsoid, whose values are 4.09, 6.98 and 20.55 cm, respectively. The letters R and L refer to the right and left lung lobe, respectively. For the left lung $(x+x_0)$ should be replaced with $(x-x_0)$; z_{1R} with z_0 ; z_{2R} with z_{2L} ; y_{1R} with y_{1L} . The appropriate values for the left lung are: $z_{2L} = 49.00$ cm and $y_{1L} = 7.00$ cm.

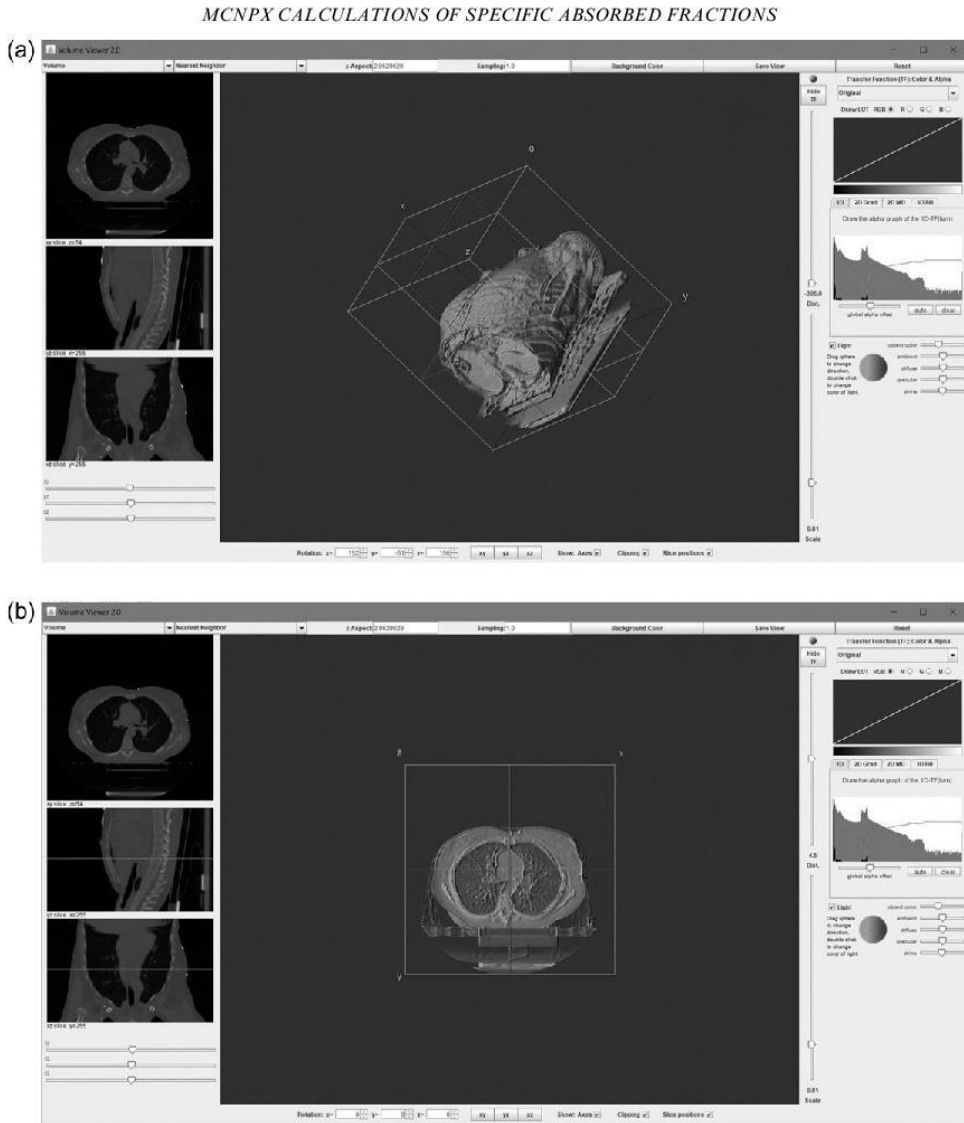


Figure 1. Thorax CT scans in ImageJ 3D viewer and cross-section of thorax. (a) Raw CT data images of a thorax before processing in the ImageJ 3D viewer. (b) Cross-section of the thorax.

Figure 3 shows a cross-section of a phantom, as graphical output from MCNP code.

The masses of voxelised organ/tissue were derived from CT scans. Considering the CT scan the cut should be a few cm from the lowest point of the lungs to the beginning of the neck. Knowing the number of voxels,

n , (Table 1) which represent some organ/tissue, and the volume of one voxel $V = 0.084 \text{ cm} \times 0.084 \text{ cm} \times 0.25 \text{ cm} = 17.64 \cdot 10^{-4} \text{ cm}^3$, one can easily determine the volume of each organ/tissue in a voxel thorax model, i.e. organ volume $= n \cdot V$ and multiplication with the mean assumed density of the tissue, enables

Z. JOVANOVIĆ ET AL.

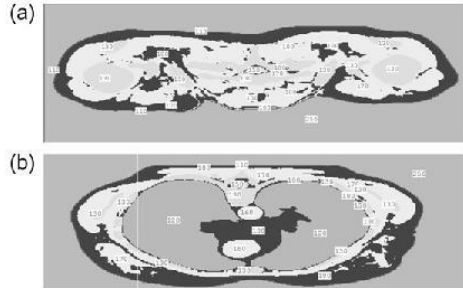


Figure 2. Cross-section of a voxel thorax model with different horizontal planes. ID numbers of organs in this figure are given in Table 1. ID 256 is the outer space.

Table 1. Selected organs of the voxel thorax model with a corresponding ID number, number of voxels, mass and density.

ID number	Organs/ tissue	Number of voxels	Mass of voxelized organs/tissue (g)	Density (g/cm^3)
100	Adipose tissue	2 228 002	3734	0.95
110	Skin	133 485	257	1.09
120	Lungs	2 019 581	1055	0.296
130	Bone	605 734	2052	1.40
140	Heart	229 676	425	1.05
150	Spinal cord	23 257	43	1.04
160	Aorta	80 231	149	1.05
170	Muscle	1 983 323	3674	1.05

calculation of its mass. To compare the ORNL phantom to the voxel thorax model, the ORNL phantom was cut at the level of the bottom of the lungs.

Monoenergetic photon sources were considered (81 keV for ^{133}Xe , 141 keV for $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and 190 for $^{81\text{m}}\text{Kr}$) and a full 'history' of secondary charged particles was followed in the simulation. The sources were considered to be homogeneously distributed in the source organs (lungs). Energy cut-off was set to 1 keV in simulations. Tissue composition taken from ICRP110 was used for the voxel, while ORNL used data from references^(14, 16).

RESULTS AND DISCUSSION

All simulations were done using MCNP5/X code⁽³³⁾. In total 10^8 particles were run to obtain a relative uncertainty lower than 1% for all organs and for both phantoms (voxel thorax model and ORNL). The SAFs were determined in the surrounding organs and tissues during the incorporation of radionuclides in the lungs, as the source region. For that

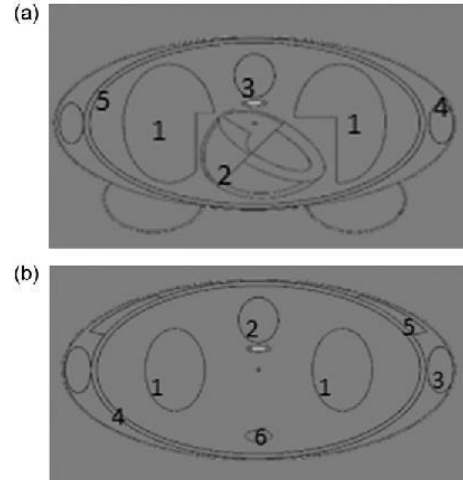


Figure 3. Cross-section of an ORNL female phantom: (a) $pz = 51$ cm and (b) $pz = 55$ cm. (a) 1: lungs, 2: heart, 3: spine, 4: arm bones, 5: ribs. (b) 1: lungs, 2: spine, 3: arm bones, 4: ribs, 5: pelvis, 6: esophagus.

purpose a *F8 tally card was used to calculate energy deposition in organ/tissue (in MeV per photon) for the voxel thorax model following secondary charged particles. Since the *F8 tally does not produce results normalized per mass, it was necessary to divide the output obtained from MCNP5/X calculations with the mass of tissue or organs. The obtained value was converted into the SAFs in Gy per source particle.

Tally card F6 was used for dose estimation in organs of the ORNL phantom. This card of MCNP5/X code produces results in MeV g^{-1} per source particles but in KERMA approximation (i.e. without the secondary charged transport).

The SAFs for selected organs were evaluated using the following formula:

$$\text{SAF} = \frac{E_d}{E_i \cdot m} \quad (2)$$

where E_d is the average energy deposited in the target organ, E_i is the primary energy emitted by the source and m is the mass of the target organ. The results of SAFs calculations are presented in Tables 2 and 3 for $^{81\text{m}}\text{Kr}$, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and ^{133}Xe , respectively. From these tables, it can be seen that SAF are largest in the lungs, bones, muscle and adipose tissue while in other organs/tissue they are smaller.

SAF values for lungs using the voxel thorax model, shown in Table 3, are $5.59 \cdot 10^{-2}$, $5.09 \cdot 10^{-2}$

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

MCNPX CALCULATIONS OF SPECIFIC ABSORBED FRACTIONS

Table 2. Results of SAF (kg⁻¹) for the voxel thorax model for ¹³³Xe, ^{99m}Tc and ^{81m}Kr.

Organs/ tissue	Volumes of organs (cm ³)	¹³³ Xe	Differences of SAF for voxel thorax model and ORNL phantom (%)	^{99m} Tc	Differences of SAF for voxel thorax model and ORNL phantom (%)	^{81m} Kr	Differences of SAF for voxel thorax model and ORNL phantom (%)
Adipose tissue	3930.5	1.72 · 10 ⁻²		1.78 · 10 ⁻²		1.85 · 10 ⁻²	
Skin	235.8	0.96 · 10 ⁻²	9.82	0.96 · 10 ⁻²	14.96	1.01 · 10 ⁻²	16.4
Lungs	3564.2	5.59 · 10 ⁻²	-24.3	5.09 · 10 ⁻²	-16.89	5.18 · 10 ⁻²	-15.9
Bones	1465.7	5.01 · 10 ⁻²	12.4	2.90 · 10 ⁻²	6.86	2.29 · 10 ⁻²	8.0
Heart	404.8	3.63 · 10 ⁻²	2.43	3.05 · 10 ⁻²	7.56	3.01 · 10 ⁻²	9.0
Spinal cord	41.3	2.35 · 10 ⁻²		2.42 · 10 ⁻²		2.48 · 10 ⁻²	
Aorta	141.9	4.53 · 10 ⁻²		3.92 · 10 ⁻²		3.90 · 10 ⁻²	
Muscle	3449	1.89 · 10 ⁻²	-16.5	1.76 · 10 ⁻²	-7.07	1.78 · 10 ⁻²	-4.5

and 5.18·10⁻² kg⁻¹ for ¹³³Xe, ^{99m}Tc and ^{81m}Kr, respectively.

Discrepancy between SAFs values for the same considered organs, obtained using ORNL and voxel thorax models, are in the range from 2.43 to 24.3%. The values given in Table 2 are the differences in respect to the ORNL phantom.

Comparison results of SAF with literature data

A comparison with literature data for SAFS obtained with MCNPX software is shown in Table 4.

In the article by Hadid *et al.*⁽¹⁹⁾ Adult Male Reference Computational Phantom (RCP-AM) and Adult Female Reference Computational Phantom (RCP-AF) were applied, and electrons and photons with energies from 10 keV up to 10 MeV were considered. The following organs were considered: lungs, thyroid and the liver. Results obtained for RCP-AM and RCP-AF phantoms were given in Annex A. In order to compare with the presented work, the lungs were treated as the source and as a target for energies 0.08, 0.1 and 0.3 MeV. The obtained values are 7.78·10⁻² and 7.13·10⁻² kg⁻¹ for 0.08 and 0.1 MeV, respectively, while in the presented work we got 7.38·10⁻² kg⁻¹ for 0.081 MeV (¹³¹Xe) which is a good agreement.

SAF in lungs, as the source organ, were taken from a article by Patni *et al.*⁽²¹⁾ where the ICRP reference voxel thorax model were used: SAFs were 5.95·10⁻² kg⁻¹ for monoenergetic gamma radiation of 100 keV and 5.78·10⁻² for 200 keV. In the presented work calculations were done for 81 keV (¹³³Xe) and 190 keV (for ^{81m}Kr). Since the energies are relatively close, for the calculated SAF of 5.59·10⁻² kg⁻¹ for Xe, and 5.18·10⁻² kg⁻¹ for Kr are in good agreement with the results of the cited paper. In this work, computer software FLUKA was

Table 3. Results of SAF (kg⁻¹) for the ORNL phantom for ¹³³Xe, ^{99m}Tc and ^{81m}Kr.

Organs/ tissue	Volumes of organs (cm ³)	¹³³ Xe	^{99m} Tc	^{81m} Kr
Skin	371	8.72 · 10 ⁻³	8.39 · 10 ⁻³	8.66 · 10 ⁻³
Lungs	2200	7.38 · 10 ⁻²	6.12 · 10 ⁻²	6.16 · 10 ⁻²
Esophagus	25.6	2.62 · 10 ⁻²	2.17 · 10 ⁻²	2.11 · 10 ⁻²
Clavicles	41.6	1.93 · 10 ⁻²	1.04 · 10 ⁻²	8.18 · 10 ⁻³
Scapulae	154	4.48 · 10 ⁻²	2.26 · 10 ⁻²	1.79 · 10 ⁻²
Rib cage	401.8	5.73 · 10 ⁻²	2.68 · 10 ⁻²	2.09 · 10 ⁻²
Spine	325	5.65 · 10 ⁻²	3.15 · 10 ⁻²	2.49 · 10 ⁻²
Thymus	27.3	1.89 · 10 ⁻²	1.53 · 10 ⁻²	1.47 · 10 ⁻²
Heart	230.8	3.54 · 10 ⁻²	2.84 · 10 ⁻²	2.76 · 10 ⁻²
Trunk	8380	2.26 · 10 ⁻²	1.89 · 10 ⁻²	1.86 · 10 ⁻²
Breasts	347	1.39 · 10 ⁻²	1.21 · 10 ⁻²	1.21 · 10 ⁻²

applied which is also based on the Monte Carlo method.

In the article by Villoing *et al.*⁽²⁴⁾ computer programs GATE and MCNPX were applied to calculate dosimetry quantities (AF, SAF and S-values) for monoenergetic photons and electrons, as well as for fluorine-18, lutetium-117, iodine-131 and yttrium-90. Comparable results were again obtained for lungs as a source and as a target, with 7.80·10⁻² kg⁻¹ for 0.1 MeV.

In order to estimate the interpolation error, and to make comparison with other authors feasible, additional computations were performed for discrete energies of 0.05, 0.08, 0.1 and 0.2 MeV. Data about SAF are presented in Table 4. Interpolation errors for Xe and Kr were between 3 and 5% for both phantoms. Certain discrepancies between authors originated from the application of different software and considered phantoms.

The differences between computed SAF values using the voxel thorax model and those obtained

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Z. JOVANOVIĆ ET AL.

Table 4. Comparison of SAF (kg⁻¹) obtained in this work with literature data.

Energy (MeV)	Lungs ← Lungs SAF (kg ⁻¹)				
	Hadid <i>et al.</i> ⁽¹⁹⁾	Patni <i>et al.</i> ⁽²¹⁾	Villoing <i>et al.</i> ⁽²⁴⁾	This work	
				ORNL	Voxel
0.05	$1.26 \cdot 10^{-1}$	$1.04 \cdot 10^{-1}$	$1.38 \cdot 10^{-1}$	$1.45 \cdot 10^{-1}$	$9.15 \cdot 10^{-2}$
0.08	$7.73 \cdot 10^{-2}$			$7.76 \cdot 10^{-2}$	$5.62 \cdot 10^{-2}$
0.081				$7.38 \cdot 10^{-2}$	$5.59 \cdot 10^{-2}$
0.1	$7.13 \cdot 10^{-2}$	$5.95 \cdot 10^{-2}$	$7.80 \cdot 10^{-2}$	$6.78 \cdot 10^{-2}$	$5.19 \cdot 10^{-2}$
0.141				$6.12 \cdot 10^{-2}$	$5.09 \cdot 10^{-2}$
1.190				$6.16 \cdot 10^{-2}$	$5.18 \cdot 10^{-2}$
0.2		$5.78 \cdot 10^{-2}$		$6.33 \cdot 10^{-2}$	$5.20 \cdot 10^{-2}$

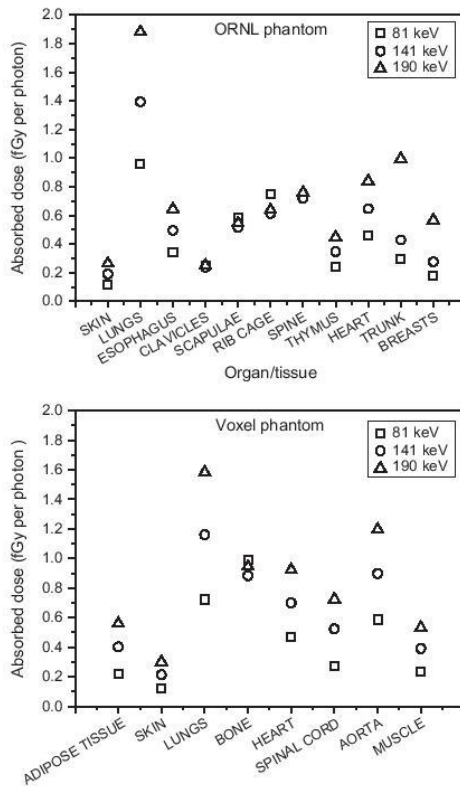


Figure 4. Results of absorbed dose (fGy per photon) for ORNL and voxel thorax models for 81 keV (¹³³Xe), 141 keV (^{99m}Tc) and 190 keV (^{81m}Kr).

from the ORNL model, are due to the more realistic shape, size and positioning of organs characterizing the voxel thorax model. The results of the absorbed

dose per source particle obtained for the two models, are presented in Figure 4. In both cases the doses increase with energy of gamma radiation.

In Figure 5 the SAF are presented normalized to the SAF in the lungs allowing a more direct comparison between the two models: as a matter of fact, employing the same calculation methodology, differences can only derive from the 'geometrical' difference between the voxel thorax model and the analytical model. The value for bone for the ORNL phantom was obtained by weighting according to mass for separate parts of bones. As can be seen the curves trend are well preserved for ^{99m}Tc and ^{81m}Kr and, in a minor way, for ¹³³Xe but ratios are, as expected, different. They are generally higher for the voxel thorax model and this is due, mainly, to the relative reciprocal distances within organs, as a matter of fact for technical construction reasons, as in the MIRD type phantom⁽³⁷⁾ there is a larger absorption due to the soft 'soft tissue' separating the investigated organs. This effect is particularly evident for ¹³³Xe that emits lower energy photons.

CONCLUSIONS

In the present study CT scans were used to create a voxel thorax model of a thorax to be employed in calculating SAFs in different organs/tissue, when ^{81m}Kr, ^{99m}Tc and ¹³³Xe, were incorporated into the lungs during scintigraphy examinations. The work is intended as a preliminary study and the three radionuclides were used to test the phantom. For this reason a benchmark with other numerical models is presented. Discrepancy between SAFs obtained using the voxel thorax model and ORNL mathematical phantom is presented in Tables 2 and 3. This difference is due to the fact that the voxel thorax model is a representation of a real human person which is surely different than the ORNL phantom. The differences are from 2.43 to 24.3%.

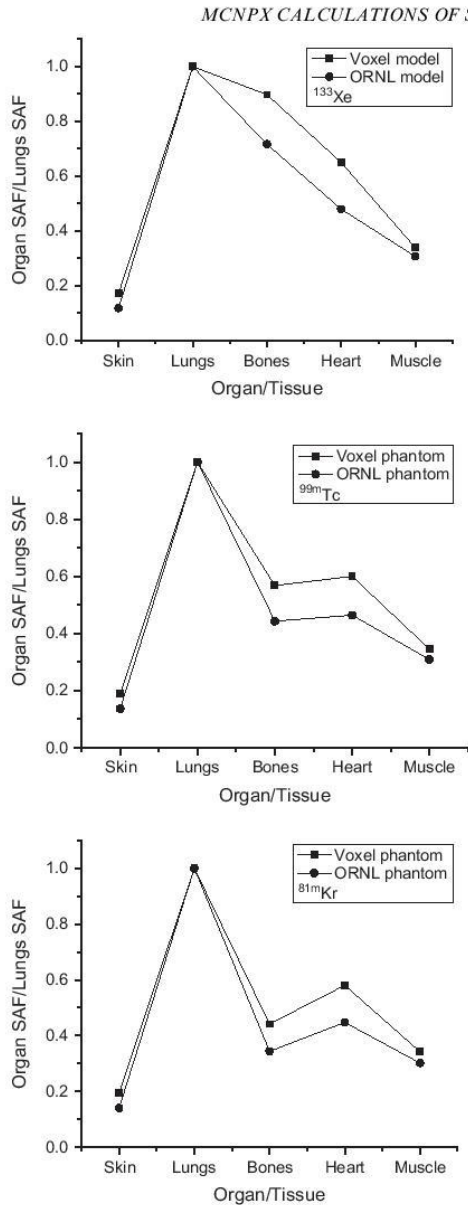


Figure 5. Results of organ SAF (kg^{-1}) divided by lungs SAF (kg^{-1}) value for ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and $^{81\text{m}}\text{Kr}$.

It should be pointed out that a mathematical model is an average representation of a large population of individuals, while a voxel model

represents a specific person and not a whole population^(1, 2).

Inherent limitations in CT imaging, as spatial resolution, motion artefacts, could also contribute to the differences. However comparisons with the new ICRP reference model are satisfactory. The presented data could be used in the future for dose calculation and radiation protection purposes in nuclear medicine. Further developments will be done in the near future aimed at increasing the number of organs and tissues contained in the voxel model and the available SAF.

ACKNOWLEDGMENTS

The author (Z.J.) would like to thank EURADOS (M. Zankl for organizing the voxel school), Christelle Huet and David Broggio for kindly providing the data sets.

FUNDING

The present work was supported by the Ministry of Education, Science and Technological Development of the Republic of Serbia, under the Projects nos. 171021 and 43011.

REFERENCES

- Wang, H., Maurea, S., Mainolfi, C., Fiore, F., Gravina, A., Panico, M. R., Bazzicalupo, L. and Salvatore, M. *Tc-99m MIBI scintigraphy in patients with lung cancer. Comparison with CT and fluorine-18 FDG PET imaging.* Clin. Nucl. Med. **22**, 243–249 (1997).
- Yoriyaz, H., Stabin, G. M. and Santos, A. *Monte Carlo MCNP-4B-based absorbed dose distribution estimates for patient-specific dosimetry.* J. Nucl. Med. **42**, 662–669 (2001).
- International Commission on Radiological Protection (ICRP). *Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals (Addendum 3 to ICRP Publication 53)*. ICRP Publication 106. Ann. ICRP 38 (1–2) Elsevier (2008)
- Uhrhan, K., Drzezga, A. and Sudbrock, F. *The patients as a radioactive source: an intercomparison of survey meters for measurements in nuclear medicine.* Radiat. Prot. Dosim. **162**, 101–104 (2014).
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). *Sources and effects of ionizing radiation.* Report to the General Assembly with Scientific Annexes. Volume I; United Nations, New York (2008).
- Ponto, J. A. *Radiopharmaceutical considerations for using Tc-99m MAA in lung transplant patients.* J. Am. Pharm. Assoc. **50**, 419–423 (2010).
- Gardumi, A., Farah, J. and Desbre'e, A. *Creation of ORNL NURBS-based phantoms: evaluation of the voxel effect on absorbed doses from radiopharmaceuticals.* Radiat. Prot. Dosim. **153**, 273–281 (2013).
- Ciofetta, G., Piepsz, A., Roca, I., Fisher, S., Hahn, K., Sixt, R., Biassoni, L., De Palma, D. and Zucchetta, P.

- Guidelines for lung scintigraphy in children.* Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging **34**, 1518–1526 (2007).
9. Lin, J., Qiu, L., Cheng, W., Luo, S., Xue, L. and Zhang, S. *Development of superior bone scintigraphic agent from a series of ^{99m}Tc -labeled zoledronic acid derivatives.* Appl. Radiat. Isot. **70**, 848–855 (2012).
 10. Parker, A. J., Coleman, R. E., Grady, E., Royal, D. H., Siegel, A. B., Stabin, G. M., Sostman, H. D. and Hilson, J. W. A. *SNM practice guideline for lung scintigraphy 4.0.* J. Nucl. Med. Technol. **40**, 57–65 (2012).
 11. Lobov, A. S., King, W. D., Knox, J. K., Senden, J. T. and Stephens, W. R. *Cationised radiolabelled nanoparticles for perfusion imaging of the lungs.* Biomaterials **34**, 1732–1738 (2013).
 12. International Commission on Radiological Protection (ICRP). *Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals: a compendium of current information related to frequently used substances.* ICRP Publication 128. Ann. ICRP **44** (2S) (2015).
 13. Bajc, M., Neilly, J. B., Miniati, M., Schuemichen, C., Meignan, M. and Jonson, B. *EANM guidelines for ventilation/perfusion scintigraphy. Part 1. Pulmonary imaging with ventilation/perfusion single photon emission tomography.* Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging **36**, 1356–1370 (2009).
 14. International Commission on Radiological Protection (ICRP). *Adult reference computational phantoms. Realistic reference phantoms: an ICRP/ICRU joint effort.* ICRP Publication 110. Ann. ICRP **39** (3–5) Elsevier (2009).
 15. International Commission on Radiological Protection (ICRP). *Occupational intakes of radionuclides: Part 1.* ICRP Publication 130. Ann. ICRP **44**(2) Elsevier (2015).
 16. International Commission on Radiological Protection (ICRP). *The ICRP computational framework for internal dose assessment for reference adults: specific absorbed fractions.* ICRP Publication 133. Ann. ICRP **45**(2) (2016).
 17. Stabin, M. G. *MIRDOSE: personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine.* J. Nucl. Med. **37**, 538–546 (1996).
 18. Stabin, M. G., Sparks, R. B. and Crowe, E. *OLINDA/EXM: the second-generation personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine.* J. Nucl. Med. **46**, 1023–1027 (2005).
 19. Hadid, L., Desbrée, A., Schlattl, H., Franck, D., Blanchardon, E. and Zankl, M. *Application of the ICRP/ICRU reference computational phantoms to internal dosimetry: calculation of specific absorbed fractions of energy for photons and electrons.* Phys. Med. Biol. **55**, 3631–3641 (2010).
 20. Lamart, S., Bouville, A., Simon, L. S., Eckerman, F. K., Melo, D. and Lee, C. *Comparison of internal dosimetry factors for three classes of adult computational phantoms with emphasis on I-131 in the thyroid.* Phys. Med. Biol. **56**(22), 7317–7335 (2011).
 21. Patni, H. K., Akar, D. K., Nadar, M. Y., Ghare, V. P., Rao, D. D. and Sarkar, P. K. *Estimation of Specific Absorbed Fractions for selected organs due to photons emitted by activity deposited in the human respiratory tract using ICRP/ICRU male voxel phantom in FLUKA.* Radiat. Prot. Dosim. **153**, 32–46 (2013).
 22. Díaz-Londoño, G., García-Pareja, S., Salvat, F. and Lallena, A. M. *Monte Carlo calculation of specific absorbed fractions: variance reduction techniques.* Phys. Med. Biol. **60**, 2625–2644 (2015).
 23. Lamart, S., Simon, L. S., Bouville, A., Moroz, E. B. and Lee, C. *S values for ^{131}I based on the ICRP adult voxel phantoms.* Radiat. Prot. Dosim. **168**(1), 92–110 (2016).
 24. Villoing, D., Marcatili, S., Garcia, M.-P. and Bardiès, M. *Internal dosimetry with the Monte Carlo code GATE: validation using the ICRP/ICRU female reference computational model.* Phys. Med. Biol. **62**, 1885–1904 (2017).
 25. Kramer, R., Vieira, J. W., Khoury, H. J., Lima, F. R. A. and Fnelle, D. *All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry.* Phys. Med. Biol. **48**, 1239–1262 (2003).
 26. Caon, M. *Voxel-based computational models of real human anatomy: a review.* Radiat. Environ. Biophys. **42**, 229–235 (2004).
 27. Lee, C., Lodwick, D., Hurtado, J., Pafundi, D., Jonathan, L., Williams, J. L. and Bolch, E. W. *The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry.* Phys. Med. Biol. **55**(2), 339–363 (2010).
 28. Hurtado, L. J., Lee, C., Lodwick, D., Goede, T., Williams, J. L. and Bolch, E. W. *Hybrid computational phantoms representing the reference adult male and adult female: construction and applications for retrospective dosimetry.* Health Phys. **102**, 292–304 (2012).
 29. ImageJ (<https://imagej.nih.gov/ij/>)
 30. Burger, W. and Burge, M. J. *Digital Image Processing: An Algorithmic Introduction Using Java.* Springer-Verlag London (2016).
 31. AEGIS04-KG Cluster Information. <http://www.aegis.rs/infrastructure/>
 32. European Grid Initiative-EGI. <http://www.egi.eu/>
 33. MCNP—a general Monte Carlo N-Particle Transport Code (X-5 Monte Carlo Team, Version 5). Vol. I: Overview and Theory. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory; LA-UR-03-1987 (2003).
 34. International Commission on Radiological Protection (ICRP). *Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection reference values.* ICRP Publication 89. Ann. ICRP **32** (3–4) Elsevier (2002).
 35. Eckerman, K. F., Cristy, M. and Ryman, J. C. *The ORNL mathematical phantom series.* Oak Ridge National Laboratory Report. Oak Ridge, TN, USA (1996).
 36. Krstić, D. and Nikezić, D. *Input files with ORNL—mathematical phantoms of the human body for MCNP-4B.* Comput. Phys. Commun. **176**, 33–37 (2007).
 37. Ferrari, P. and Gualdrini, G. *MCNPX internal dosimetry studies based on the NORMAN-05 voxel model.* Radiat. Prot. Dosim. **127**(1–4), 209–213 (2007).

БИОГРАФИЈА

Кандидат Зоран Јовановић је рођен 25.11.1978. године у Краљеву. Основну школу „ОШ Сутјеска“ Рашка, завршио је са одличним успехом у Рашки 1993. год. По завршетку основног школовања, уписује се у средњу Техничку школу-Никола Тесла у Лепосавићу, где по завршетку добија звање машински техничар. После завршене средње школе уписује се на Природно-математички факултет, група физика. Студије је завршио 2003. год; школске 2004-2005 уписује последипломске-специјалистичке студије на Природно-математичком факултету у Крагујевцу. По одбрањеном специјалистичком раду, школске 2011-2012 уписао је докторске академске студије на Институту за физику Природно-математичког факултета у Крагујевцу, смер Радијациона физика. Члан је радне групе WG12 при Европској Групи за Радијациону Дозиметрију (EURADOS). Служи се енглеским језиком.

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

Објављени радови кандидата

Кандидат Зоран Јовановић одбранио је специјалистички рад под називом:
*РАДИОАКТИВНОСТ ОПШТИНЕ ТЕРИТОРИЈЕ РАШКА СА ПОСЕБНИМ ОСВРТОМ
НА ОСИРОМАШЕНИ УРАН*

Дана: 30.05.2006.

Радови у часописима на ИСИ листи:

1. D. Krstic, V.M. Markovic, Z. Jovanovic, B. Milenkovic, D. Nikezic, J. Atanackovic. MONTE CARLO CALCULATIONS OF LUNG DOSE IN ORNL PHANTOM FOR BORON NEUTRON CAPTURE THERAPY. Radiation Protection Dosimetry; 161(1-4): 269-273, 2014.
ISSN: 0144-8420 *ИФ2013=0.913, 20/34 ; M22*
2. Dragana Krstic, Zoran Jovanovic, Vladimir Markovic, Dragoslav Nikezic, Vlade Urosevic MCNP simulation of the dose distribution in liver cancer treatment for BNC therapy Central European Journal of Physics; 12(10):714-718, 2014.
ИФ2013 =0.871, 46/78, M23
3. Paolo Ferrari, Frank Becker, Eleftheria Carinou, Vadim Chumak, Jad Farah, Zoran Jovanovic, Dragana Krstic, Artem Morgun, Sara Principi and Pedro Teles. Monte Carlo study of the scattered radiation field near the eyes of the operator in interventional procedures. Journal of Radiological Protection, 36: 902–921, 2016.
ISSN:0952-4746 *ИФ2014=1.702, 3/34; M21a*
4. Z. Jovanović, D. Krstić, D. Nikezić, J.M. Gomez Ros, P. Ferrari. MCNPX calculations of specific absorbed fractions in some organs of the human body due to application of ¹³³Xe, ^{99m}Tc and ^{81m}Kr radionuclides. Radiation Protection Dosimetry. 1-8, 2017doi:10.1093/rpd/ncx181
ISSN: 0144-8420 *ИФ2015=0.894, 19/32; M22*

Радови на скуповима међународног значаја:

1. Jovanović Zoran, Nikezić Dragoslav and Krstić Dragana. DETERMINATION OF DEPLETED URANIUM IN THE RIVER IBAR. The First International Conference of Radiation and Dosimetry in Various Field and Research (RAD2012). April 25-27, 2012. Faculty of Electronic Engineering Nis, Serbia. M33
2. D. Krstic, Z. Jovanovic, D. Nikezic, O. Ciraj-Bjelac, D. Vucic. CALCULATION OF THE DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR THE VOXELIZED MATHEMATICAL MODEL OF THE EYE LENS Proceedings of Second International Conference on radiation and Dosimetry in Various Filed of Research, RAD 2014, Nis, Serbia, 27-30 May 2014, pp 199-2013. M33
3. Zoran Jovanović, Dragana Krstić, Vladimir Marković, Dragoslav Nikezić, Vlade Urošević. MCNP SIMULATION OF THE DOSE DISTRIBUTION IN LIVER CANCER TREATMENT FOR BNCT THERAPY. The Second International Conference on Radiation and Dosymetry in Various Fields of Research (RAD 2014) and the Second East European Radon Symposium (SEERAS), May 27-30, Niš, 2014, pp. 279.
ISBN 978-86-6125-100-9 M34

Зоран Јовановић: Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела -докторска дисертација

4. Dragana Krstić, Zoran Jovanović, Dragoslav Nikezić, Danijela Savić, Olivera Ciraj-Bjelac, Dušica Vučić. CALCULATION OF THE DOSE CONVERSION COEFFICIENTS FOR THE VOXELIZED EYE LENS FOR NEUTRONS IRRADIATION. The Second International Conference on Radiation and Dosymetry in Various Fields of Research (RAD 2014) and the Second East European Radon Symposium (SEERAS), May 27-30, Niš, 2014, pp. 313.
ISBN978-86-6125-100-9 M34
5. Dragana Krstic, Zoran Jovanovic, Olivera Ciraj-Bjelac, Dragoslav Nikezić. AIR KERMA TO Hp(3) CONVERSION COEFFICIENTS FOR EXPOSURE OF THE HUMAN EYE LENS TO THE SELECTED STANDARD X-RAY BEAM QUALITIES. Third International Conference on Radiation and Dosymetry in Various Fields of Research (RAD 2015), June 8-12, Budva, Montenegro, 2015, pp. 373.
ISBN978-86-80300-00-9 M34
6. Z. Jovanovic, D. Krstic, D. Nikezic, M. Matovic, R. Krstic. Monte Carlo simulations to evaluate dose for possible treatment of brain cancers by boron neutron capture therapy. Annual Congress of the European Association of Nuclear Medicine, October 10 – 14, 2015 Hamburg, Germany. European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Volume 42, Supplement 1 Doi:10.1007/s00259-015-3198-z,S379-S379;2015. M34
7. Zoran Jovanović, Dragana Krstić, Paolo Ferrari, Eleftheria Carinou, Vadim Chumak, Jad Farah, Sara Principi, Artem Morgun, Frank Becker, Pedro Teles. THE STUDY OF THE RADIATION SCATTER IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY THROUGH MONTE CARLO SIMULATIONS: THE EURADOS WORKING GROUP No. 12. APPROACH. The Fourth International Conference on Radiation and Applications in Various Fields of Research (RAD 2016), May 23-27, Niš, Serbia, 2016, pp.339
ISBN978-86-6125-160-3 M34
- Радови на скуповима националног значаја:
1. Јовановић Зоран, Никезић Драгослав и Драгана Крстић. Подешавање инпут фајла за воксел фантоме у MCNP програму. XXVII Симпозијум Друштва за заштиту од зрачења Србије и Црне Горе. Врњачка Бања. 2-4. 10. 2013.
ISBN 978-86-7306-115-3 M63
2. Zoran Jovanovic, Dragana Krstic, Olivera Ciraj-Bjelac and Dragoslav Nikezic. AIR KERMA TO HP(3) CONVERSION COEFFICIENTS FOR EXPOSURE OF THE HUMAN EYE LENS TO THE SELECTED STANDARD X-RAY BEAM QUALITIES. Zbornik radova, XXVII Simpozijum Društva za Zaštitu od Zračenja Srbije i Crne Gore, Vršac, 30.sept.-2. oktobra, 334-339; 2015.
ISBN978-86-7306-135-1 M63
3. Зоран Јовановић, Драгана Крстић, Драгослав Никезић. Прорачун специфичне апсорбоване фракције у појединим органима човечјег тела приликом примене радиофармацеутика ^{133}Xe . XXIX Симпозијум Друштва за заштиту од зрачења Србије и Црне Горе, 27.-29.09.2017, Сребрно језеро. 328-332, 2017. Београд.
ISBN:978-86-7306-105-4 M63

SUMMARY

The subject of the research of this doctoral dissertation is the application of the voxel geometry for calculation of the absorbed doses of ionizing radiation in the organs of the human body in different irradiation situations.

The goal of work and tasks

The aim of this dissertation is to improve the dosimetry of ionizing radiation using the "voxel" model.

The tasks set before the author of this doctoral dissertation consist of the following:

- Creation of a voxel model based on CT or MR images of specific persons by which the human organism is presented as a set of small volume elements of the tissue, so-called voxel;
- Implementation of the voxel model in the already existing model of the human body - ORNL phantom according to which the bodies are presented as geometric bodies through the equation of analytical geometry in 3D;
- Application and implementation of voxel geometry in MCNP5/X software;
- Calculation of the dose of ionizing radiation in volumes of interest in voxelized geometry;
- Application of geometry according to other phantom models and their application in different situations.

Methodology

In this paper several methods have been applied:

- a) By processing DICOM images obtained on the basis of a CT image of specific individuals using ImageJ software;
- b) Creation of a model of a given model of a given model by the identification of individual organs;
- v) Development of input files for MCNP5 / X based on the previous points;

g) Application of MCNP5 / X for calculating the absorbed doses in various situations of exposure to ionizing radiation.

Results

Absorbed doses were calculated in the following cases of irradiation in nuclear medicine and radiology:

- application of BNC therapy;
- doses received by the operator and patient in intravenous radiology;
- doses in the application of radiopharmaceutical ^{133}Xe , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and $^{81\text{m}}\text{Kr}$ and
- the calculation of a dose that receives eye lens.

Conclusion

Voxelization provides a better insight into the distribution of absorbed doses by individual organs and tissues, which is not otherwise possible with the use of the ORNL model. It is possible to identify "hot spots" in the body in the event of an accident, etc.

ИЗЈАВА АУТОРА О ОРИГИНАЛНОСТИ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Ја, _____ Зоран Јовановић _____, изјављујем да докторска дисертација под насловом:

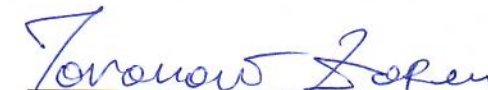
Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела

_____ која је одбрањена на Природно-математичком факултету Универзитета у Крагујевцу представља *оригинално ауторско дело* настало као резултат *сопственог истраживачког рада*.

Овом Изјавом такође потврђујем:

- да сам *једини аутор* наведене докторске дисертације,
- да у наведеној докторској дисертацији *нисам извршио/ла повреду* ауторског нити другог права интелектуалне својине других лица,
- да умножени примерак докторске дисертације у штампаној и електронској форми у чијем се прилогу налази ова Изјава садржи докторску дисертацију истоветну одбрањеној докторској дисертацији.

У Крагујевцу, 15.6.2018. године,


_____ потпис аутора

ИЗЈАВА АУТОРА О ИСКОРИШЋАВАЊУ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Ја, Зоран Јовановић,

дозвољавам

не дозвољавам

Универзитетској библиотеци у Крагујевцу да начини два трајна умножена примерка у електронској форми докторске дисертације под насловом:

Примена MCNP5/X софтвера и воксел фантома за рачунање доза јонизујућих зрачења у органима човечјег тела

која је одбрањена на Природно-математичком факултету

Универзитета у Крагујевцу, и то у целини, као и да по један примерак тако умножене докторске дисертације учини трајно доступним јавности путем дигиталног репозиторијума Универзитета у Крагујевцу и централног репозиторијума надлежног министарства, тако да припадници јавности могу начинити трајне умножене примерке у електронској форми наведене докторске дисертације путем *преузимања*.

Овом Изјавом такође

дозвољавам

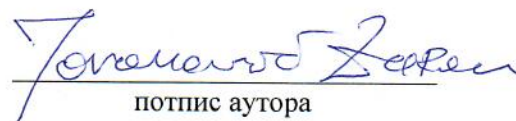
не дозвољавам¹

¹ Уколико аутор изабере да не дозволи припадницима јавности да тако доступну докторску дисертацију користе под условима утврђеним једном од *Creative Commons* лиценци, то не искључује право припадника јавности да наведену докторску дисертацију користе у складу са одредбама Закона о ауторском и сродним правима.

припадницима јавности да тако доступну докторску дисертацију користе под условима утврђеним једном од следећих *Creative Commons* лиценци:

- 1) Ауторство
- 2) Ауторство - делити под истим условима
- 3) Ауторство - без прерада
- 4) Ауторство - некомерцијално
- 5) Ауторство - некомерцијално - делити под истим условима
- 6) Ауторство - некомерцијално - без прерада²

У Крагујевцу, 15.6.2018. године,


потпис аутора

² Молимо ауторе који су изабрали да дозволе припадницима јавности да тако доступну докторску дисертацију користе под условима утврђеним једном од *Creative Commons* лиценци да заокруже једну од понуђених лиценци. Детаљан садржај наведених лиценци доступан је на: <http://creativecommons.org.rs/>