

УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ

МАГИСТАРСКА ТЕЗА

ПРОРАЧУН ДОЗНИХ КОНВЕРЗИОНИХ ФАКТОРА БЕТА И
ГАМА ЗРАЧЕЊА КРАТКОЖИВЕЋИХ РАДОНОВИХ ПОТОМАКА
ПРИМЕНОМ СОФТВЕРА „RENELORE“ И „MCNP“

Владимир Марковић

Крагујевац, 2009

Ова теза је рађена на Природно-математичком факултету при Катедри за физику у Крагујевцу под покровитељством проф. Др Драгослава Никезића.

Изражавам посебну захвалност проф. Др Драгославу Никезићу на помоћи и подршци у току рада ове тезе.

Захваљујем се свим професорима, колегама и колегиницама са Катедре за физику Природно-математичког факултета, који су ми пружили помоћ приликом израде тезе.

Посебну захвалност дугујем својим родитељима, брату Ненаду, супрузи Маји и сину Огњену.

Захваљујем се и свима онома који оведе нису поменути на помоћи коју су ми пружили.

Списак радова у часописима на ИСИ листи из ове магистарске тезе

1. Markovic, V.; Stevanovic, N.; Nikezic, D., *Absorbed fractions for electrons and beta particles in sensitive regions of human respiratory tract*. Radiation and Environmental Biophysics. (2007) 47: 139–145.
2. Markovic, V.M.; Krstic, D.; Nikezic, D., *Gamma and beta doses in human organs due to radon progeny in human lung*. Radiation Protection Dosimetry, (2009).

Рад из ове магистарске тезе саопштен на међународној конференцији

3. Markovic, V.M.; Stevanovic, N.; Nikezic, D. *Beta doses in human respiratory tract due to radon progeny*. 6th International Student Conference of the Balkan Physical Union, ISCBPU-6 (2008), Bodrum – TURKEY.

Списак осталих радова у часописима на ИСИ листи

4. Stevanovic, N.; Markovic, V.; Urosevic, V.; Nikezic, D. *Determination of parameters of Jacobi room model using the Brownian motion model*. Health Physics, (2009), 96(1): 48–54 .
5. Stevanovic, N.; Markovic, V.M.; Nikezic, D. *Deposition rates of unattached and attached fractions in room at turbulent airflow and ventilation*. Journal of Environmental Radioactivity, (2009), 100:585–589.

Саопштења на домаћим и међународним научним скуповима

6. Markovic, V.; Nikezić, D. *Absorbovana frakcija elektrona u ljudskom respiratornom traktu*. Zbornik radova, XXIV Simpozijum Društva za Zaštitu od Zračenja Srbije i Crne Gore, (2007), Zlatibor, Srbija.

7. Markovic, V.M.; Nikezić, D.; Krsitić D. *Gama i beta doze u ljudskim organima izazvane radonovim potomcima nataloženim u plućima*. Zbornik radova, XXV Simpozijum Društva za Zaštitu od Zračenja Srbije i Crne Gore, (2009), Kopaonik, Srbija.
8. Stevanović, N.; Markovic, V.M.; Nikezić, D. *Parametri Jakobijevog modela u prostoriji pri turbulentnom kretanju vazduha*. Zbornik radova, XXV Simpozijum Društva za Zaštitu od Zračenja Srbije i Crne Gore, (2009), Kopaonik, Srbija.
9. Stevanovic, N.; Markovic, V.M.; Drljaca, B. *Influence of aerosol concentration on Jacobi room model parameters*. 6th International Student Conference of the Balkan Physical Union, ISCBPU-6, (2008), Bodrum – TURKEY.

СПИСАК ОЗНАКА У РАДУ

- λ – константа распада
- $T_{1/2}$ – време полураспада
- α – алфа честица
- β – бета честица
- γ – гама зрачење
- A – Активност
- C – Активносна концентрација
- РАЕС – Потенцијална енергија алфа честица
- ЕЕС – Равнотежна еквивалентна концентрација
- F – Фактор равнотеже између радона и његових потомака
- X – Излагање
- RBE – Релативна биолошка ефикасност
- LET – Линеарни пренос енергије
- ω_r – Радијациони тежински фактор
- ω_t – Ткивни тежински фактор
- D – апсорбована доза
- H_T – Еквивалентна доза
- E – Ефективна доза
- DCF – Дозни конверзиони фактор
- AF – Апсорбована фракција
- bb – Бронхиоларни регион
- BB – Бронхијални регион
- AI – Алвеоларно Интестинални регион
- DE – Депонована енергија
- EABS – Енергија апсорпције

Списак слика у овом раду

- Слика 1. Релативан значај извора радона ^{222}Rn у затвореним просторијама, [Radon facts, [http](#)]
- Слика 2. Релативни значај појединих извора зрачења који доприносе популационој дози, [NCRP 93, 1987]
- Слика 3. Дијаграм распада ^{238}U радиоактивног низа са временом полуживота сваког радионуклида и енергијом α честица у MeV -има. Напомене: астерикс (*) означава да је радионуклид интензиван гама емитер; ^{238}U се распада и спонтаном фисијом. ^{214}Bi може да доживи и алфа распад, али са малом вероватноћом од 0.04 %, те је та грана занемарена на слици
- Слика 4. Дијаграм распада ^{232}Th радиоактивног низа са временом полуживота сваког радионуклида и енергијом α честица у MeV -има. Напомене: астерикс (*) означава да је радионуклид интензиван гама емитер
- Слика 5. Модел људског респираторног тракта (HRTM) са издвојеним анатомским регионима, [ICRP 66, 1994]
- Слика 6. Уздужни пресек бронхије, [ICRP 66, 1994]
- Слика 7. Уздужни пресек бронхиоле, [ICRP 66, 1994]
- Слика 8. Уздужни пресек ORNL фантома. Могу се приметити разни органи, али су само плућа назначена као извор зрачења. Сви остали органи, као и сама плућа су мете, [Крстић и Никезић, 2007]
- Слика 9. Алгоритам главног (MAIN) програма за симулацију пљуска електрона употребом PENELOPE софтвера, [Salvat и др, 2003]
- Слика 10. AF моноенергетских електрона у ВВ региону; извор се налази у мукусу, а мете су секреторне ћелије
- Слика 11. AF моноенергетских електрона у ВВ региону; извор се налази у мукусу, а мете су базалне ћелије
- Слика 12. AF моноенергетских електрона у ВВ региону; извор се налази у цилијатном слоју, а мете су секреторне ћелије
- Слика 13. AF моноенергетских електрона у ВВ региону; извор се налази у цилијатном слоју, а мете су базалне ћелије

Слика 14. АФ моноенергетских електрона у bb региону; извор се налази у мукусном слоју, а мете су секреторне ћелије

Слика 15. АФ моноенергетских електрона у bb региону; извор се налази у цилијаном слоју, а мете су секреторне ћелије

Слика 16. Бета спектри потомака ^{222}Rn и ^{220}Rn потомака са пратећим гама линијама, [Table of Radioactive Isotopes, <http>]

Списак табела у овом раду

- Табела 1. Радијациони тежински фактори, [ICRP 60, 1991]
- Табела 2. Радијациони тежински фактори, [ICRP 103, 2007]
- Табела 3. ICRP препоруке ткивних тежинских фактора у оквиру публикација [ICRP 26, 1977; ICRP 60, 1991; ICRP 103, 2007]
- Табела 4. Референтне вредности радника беле расе (30 година старости, 176 cm висине, 73 kg тежине, [ICRP 66, 1994])
- Табела 5. Фактори за uteжњавање у различитим регионима респираторног тракта, [ICRP 66, 1994]
- Табела 6. Укупне активности у плућним регионима у Bq/WL
- Табела 7. АФ бета зрачења рачунате за потомке ^{222}Rn и ^{220}Rn
- Табела 8. Апсорбоване дозе по WLM у осетљивим регионима услед бета зрачења радонових потомака, укупна доза као и DCF
- Табела 9. Апсорбована доза у људским органима одраслог мушког и женског фантома од бета зрачења радонових потомака, ^{214}Pb и ^{214}Bi , распоређених у плућима у ($\mu\text{Gy}/WLM$)
- Табела 10. Апсорбована доза у главним органима одраслог мушког и женског фантома од гама зрачења радонових потомака, ^{214}Pb и ^{214}Bi , распоређених у плућима у ($\mu\text{Gy}/WLM$)
- Табела 11. Укупна еквивалтна доза гама и бета зрачења од $^{214}\text{Pb} + ^{214}\text{Bi}$ по WLM за различите органе одраслог мушког и женског ORNL фантома ($\mu\text{Gy}/WLM$)
- Табела 12. Поређење средње апсорбоване дозе израчунате у овом раду користећи MCNP и ICRP66 вредности за одраслог мушкарца и жену (MeV/g)

Садржај

УВОД.....	1
I ОПШТА РАЗМАТРАЊА.....	3
1. Опште карактеристике радона и његових потомака.....	3
1.1. <i>Настанак радона и његове физичко-хемијске особине.....</i>	<i>3</i>
1.2. <i>Радон и његови потомци.....</i>	<i>6</i>
2. Опште карактеристике торона и његових потомака.....	8
3. Појмови и величине којима се описује понашање	
радонових потомака.....	11
4. Дозиметријски модел респираторног тракта човека.....	18
4.1. <i>Модел респираторног тракта (RT – Respiratory tract).....</i>	<i>18</i>
4.2. <i>Креирање модела RT.....</i>	<i>20</i>
4.2.1. <i>Морфометријски модел.....</i>	<i>20</i>
4.2.1.1. <i>Екстратораксни (ЕТ) регион.....</i>	<i>23</i>
4.2.1.3. <i>Бронхијални (ВВ) регион.....</i>	<i>23</i>
4.2.1.3. <i>Бронхиоларни (bb) регион.....</i>	<i>25</i>
4.2.1.4. <i>Алвеоларно интестинални (АИ) регион.....</i>	<i>26</i>
4.2.2. <i>Модел физиологије дисања.....</i>	<i>27</i>
4.2.3. <i>Модел биолошког ефекта зрачења.....</i>	<i>29</i>
4.2.4. <i>Модел депозиције.....</i>	<i>31</i>
4.2.5. <i>Модел чишћења и транслокације.....</i>	<i>32</i>
4.2.6. <i>Дозиметријски модел рачунања апсорбованих доза.....</i>	<i>33</i>
5. ORNL математички фантом.....	35
6. Софтвери за симулацију транспорта зрачења кроз материју.....	37
6.1. <i>EGS4.....</i>	<i>38</i>
6.2. <i>PENELOPE софтвер.....</i>	<i>39</i>
6.3. <i>MCNP-4B софтвер.....</i>	<i>43</i>
7. Активности радонових потомака у HRTM;	
програм LUNGDOSE.F90.....	46

II АПСОРБОВАНЕ ФРАКЦИЈЕ ЕЛЕКТРОНА И БЕТА ЧЕСТИЦА У ОСЕТЉИВИМ СЛОЈЕВИМА ЉУДСКОГ РЕСПИРАТОРНОГ ТРАКТА	48
1. Увод	49
2. Методологија рада и побољшање података	
EGS4 софтвера и ICRP66 модела	50
Теоријски део рада А	52
А1. Прорачун апсорбованих фракција	52
А2. Прорачун дозе у осетљивим слојевима	61
III ДОЗЕ У ЉУДСКИМ ОРГАНИМА УСЛЕД БЕТА И ГАМА ЗРАЧЕЊА РАДОНОВИХ ПОТОМАКА НАТАЛОЖЕНИХ У ЉУДСКИМ ПЛУЋИМА	63
1. Увод	63
2. Методологија	64
Теоријски део рада Б	67
Б1. Резултати доза	67
ЗАКЉУЧАК	71
РЕФЕРЕНЦЕ	73

УВОД

Овај рад је посвећен проучавању утицаја бета и гама радиоактивних краткоживећих радонових потомака на осетљива ткива респираторног тракта, као и на остале органе у људском организму. Коришћен је дозиметријски модел људског респираторног тракта предложен од стране Интернационалне комисије за заштиту од зрачења (ICRP – International Commission for Radiological Protection), [ICRP 66, 1994] и ORNL (Oak Ridge National Laboratory) математички модел људског тела – фантом, [Eckerman и др, 1996]. За прорачун доза у поменутиим теоријским моделима коришћени су софтвери који омогућавају симулацију транспорта зрачења кроз одређене материјале. У питању су PENELOPE (Penetration and ENERGY LOSS of Positrons and Electrons), [Salvat и др, 2003], и MCNP-4B (A General Monte Carlo N-Particle Transport Code), [Briesmeister, 1997], софтвери који веома поуздано врше израчунавања.

Рад се састоји из три главе:

- I Општа разматрања.**
- II Апсорбоване фракције електрона и бета честица у осетљивим слојевима људског респираторног тракта, и**
- III Дозе у људским органима услед бета и гама зрачења радонових потомака наталожених у људским плућима.**

Глава I „Општа разматрања“ је без оригиналног научног доприноса и има монографски карактер. Састоји се из седам поглавља, које описују појмове неопходне за разумевање рада и методологије. У првом поглављу су описане опште особине радона и његових потомака, као и њихова распрострањеност у природи и утицај на човека. У другом поглављу су описане особине торона и његових краткоживећих потомака. Треће поглавље даје преглед величина коришћених у раду, а које су везане за понашање радонових потомака и утицај на човека. У четвртном поглављу је описан ICRP модел људског респираторног тракта, који се користи у овом раду за прорачун доза у осетљивим слојевима плућног ткива. Модел ORNL математичког фантома је описан у петом поглављу, док су у шестој описани софтвери за симулацију транспорта честица

кроз материју, PENELOPE, MCNP-4B и EGS4. У седмом поглављу су дефинисане активности радонових потомака у различитим плућним регионима. Такође је укратко дат опис програма LUNGDOSE.F90 помоћу кога су поменуте активности одређене.

У другој глави ове магистарске тезе под називом „Апсорбоване фракције електрона и бета честица у осетљивим слојевима људског респираторног тракта“ су прорачунати дозни конверциони фактори (DCF) за осетљиве регионе људског респираторног тракта. За прорачун DCF-а апсорбоване фракције су одређене коришћењем PENELOPE софтвера. Апсорбоване фракције у осетљивим слојевима су претходно биле рачунате и приказане у оквиру [ICRP 66, 1994] извештаја. Ове вредности су кориговане побољшањима теоријског модела и користећи методе које дају тачније резултате и реалније описују транспорт зрачења у осетљивим слојевима. Користећи добијене вредности апсорбованих фракција одређене су дозе у осетљивим слојевима људског респираторног тракта. Глава II ове тезе се састоји из Увода, Методологије рада и Теоријског дела рада А. Теоријски део рада А садржи оригинални научни допринос кандидата у коме су у оквиру поглавља А1. Прорачун апсорбованих фракција и А2. Прорачун дозе у осетљивим слојевима презентовани резултати који представљају оригинални научни допринос кандидата.

У трећем делу ове тезе под називом „Дозе у људским органима услед бета и гама зрачења радонових потомака наталожених у људским плућима“ су рачунати дозни конверциони фактори у свим главним органима и ткиву остатка људског организма. DCF је рачунат за краткоживеће радонове потомке који су бета и гама активни и налазе се депоновани у плућима. ORNL математички фантом је служио као модел за симулацију MCNP-4B софтвером. За извор зрачења су узета плућа у којима су депоновани ^{214}Pb и ^{214}Bi . У уводу и Методологији рада су описане методе којима је DCF прорачунат. У Теоријском делу рада Б у оквиру поглавља Б1 Резултати доза, прорачунате вредности доза и DCF-а су дискутоване и табеларно приказане. Ово поглавље садржи оригинални научни допринос кандидата.

I ОПШТА РАЗМАТРАЊА

1. Опште карактеристике радона и његових потوماка

1.1. Настанак радона и његове физичко-хемијске особине

Радон, ^{222}Rn , је радиоактиван гас без боје мириса и укуса. Тежи је од воде и раствара се у њој. Настаје алфа распадом радијума ^{226}Ra ($T_{1/2} = 1620$ год.). ^{226}Ra се јавља у радиоактивном ланцу распада ^{238}U ($T_{1/2} = 4.46 \cdot 10^9$ год.), који је саставни део земљине коре још од времена од када је Земља формирана, [Eisenbud и Gasell, 1997]. Садржај ^{226}Ra у тлу варира у зависности од локације, али је присутан готово свуда. На неким местима се јавља у траговима, док се на неким може наћи у облику руде.

^{222}Rn спада у VIII групу периодног система елеманата и као племенит гас, хемијски је инертан електронеутралан и не гради једињења. Због те особине радон може да напусти материјал у коме се ^{226}Ra налази. Дифузија је један од главних процеса миграције радона. Конвекцијом радон такође може да напусти место настанка и доспе до веома удаљених региона. Особина миграције радона кроз земљише може послужити као индикатор присуства подземних уранских руда. У процесу миграције кроз тло, може доспети до површине земљишта и прећи у атмосферу, [Fleischer и др, 1997].

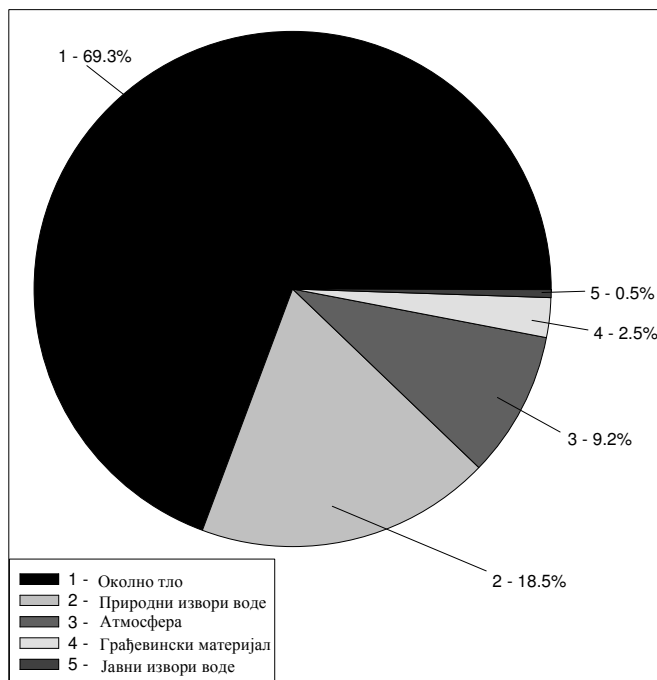
Ниво радона на отвореном простору је обично мањи од 10 Bqm^{-3} , [Yu и др, 2006; UNSCEAR Report, 2006]. Ова концентрација не представља значајну радијациону опасност. Међутим, у затвореним просторијама са слабом вентилацијом радон се акумулира, [Zhuo и др, 2001]. Концентрација радона може достићи висок ниво у случају када је јачина извора радона велика, а вентилација слаба. Високе концентрације радона реда величине неколико стотина Bqm^{-3} и више и представљају значајну радијациону опасност, [Jolyon и др, 2009].

Концентрација у просторијама највише зависи од јачине извора радона који може бити слој земљишта испод грађевине као и материјал коришћен у изградњи објекта. Један од честих начина којима радон доспева у просторије је путем воде, а могућа је контаминација и путем гаса који се користи у домаћинству. На Слици 1 представљен је релативни значај извора радона у затвореним просторијама, [Radon facts, <http>]. Земљиште је највећи извор радона, из којег кроз пукотине и материјал коришћен у изградњи доспева у просторије где се акумулира. Поред постојања извора ^{222}Rn , његова концентрација умногоме зависи од интензитета вентилације просторија. Јачина вентилације представља број измена укупне количине ваздуха у току једног сата у тој просторији и изражава се у h^{-1} .

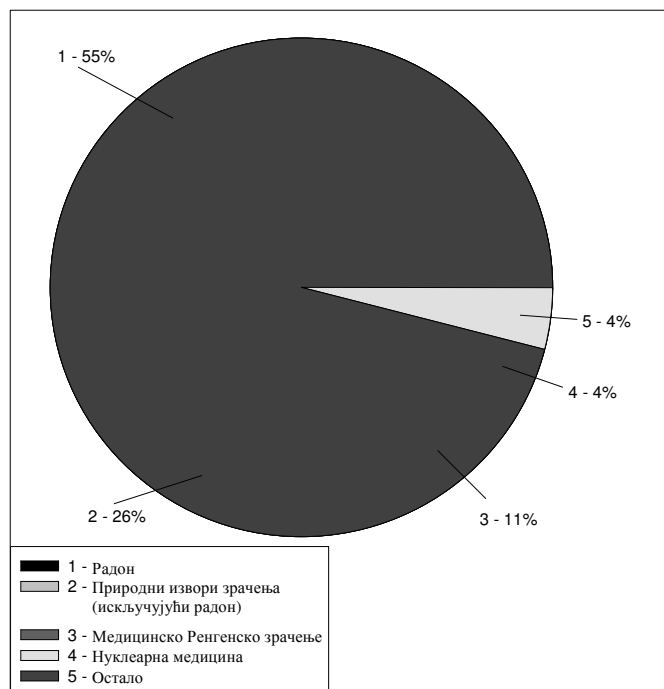
На концентрацију радонових потомака у затвореним просторијама утиче њихово таложење на зидове просторија и остале унутрашње површине, [Stevanovic и др, 2009]. Таложење радонових потомака се описује јачином таложења (“deposition rate”), која се дефинише као део од укупне количине, који се наталожи у јединици времена. Јединица за брзину таложења је h^{-1} .

Када се ^{222}Rn нађе у затвореним просторијама, било у стамбеном или подрумском простору, у рудницима и слично, ^{222}Rn се униформно распоређује по запремини просторије, [Urosevic и др, 2008]. Услед повећане концентрације и нагомилавања радонових потомака расте радијациони ризик. Постоје природне варијације нивоа концентрације радона у затвореним просторијама које могу бити дневне, сезонске и годишње, [UNSCEAR Report, 2000]. Потомци ^{222}Rn присутног у атмосфери се могу таложити у земљишту или у воденим системима, где преко биљака и животиња доспевају у ланац исхране.

^{222}Rn је радиоактивни елемент који заједно са својим краткоживећим потомцима има највећи удео у укупном излагању људи. На Слици 2 приказана је расподела доприноса разних извора који учествују у озрачивању опште популације, [NCRP Report 93, 1987]. ^{222}Rn и његови потомци имају допринос од преко 55% у укупном излагању популације, [ICRP 32, 1981; Darby и др, 1998], рачунајући и природне и вештачке изворе зрачења. Сви остали природни извори имају удео од 26%, а затим следе вештачки извори, од којих је најзначајнија дијагностичка радиологија.



Слика 1. Релативан значај извора радона ^{222}Rn у затвореним просторијама, [Radon facts, http]



Слика 2. Релативни значај појединих извора зрачења који доприносе популационој дози, [NCRP Report 93, 1987]

1.2. Радон и његови потомци

Време полураспада, $T_{1/2}$, ^{222}Rn је 3.825 дана. Распада се емисијом алфа честице енергије 5.59 MeV. Због кратког домета алфа честица, једини вид излагања људи који је од значаја јесте унутрашње излагање при чему је инхалација најбитнији начин уношења у организам. Распадом ^{222}Rn настаје ^{218}Po , који је у атомском стању, слободан и у тренутку стварања је позитивно наелектрисан.

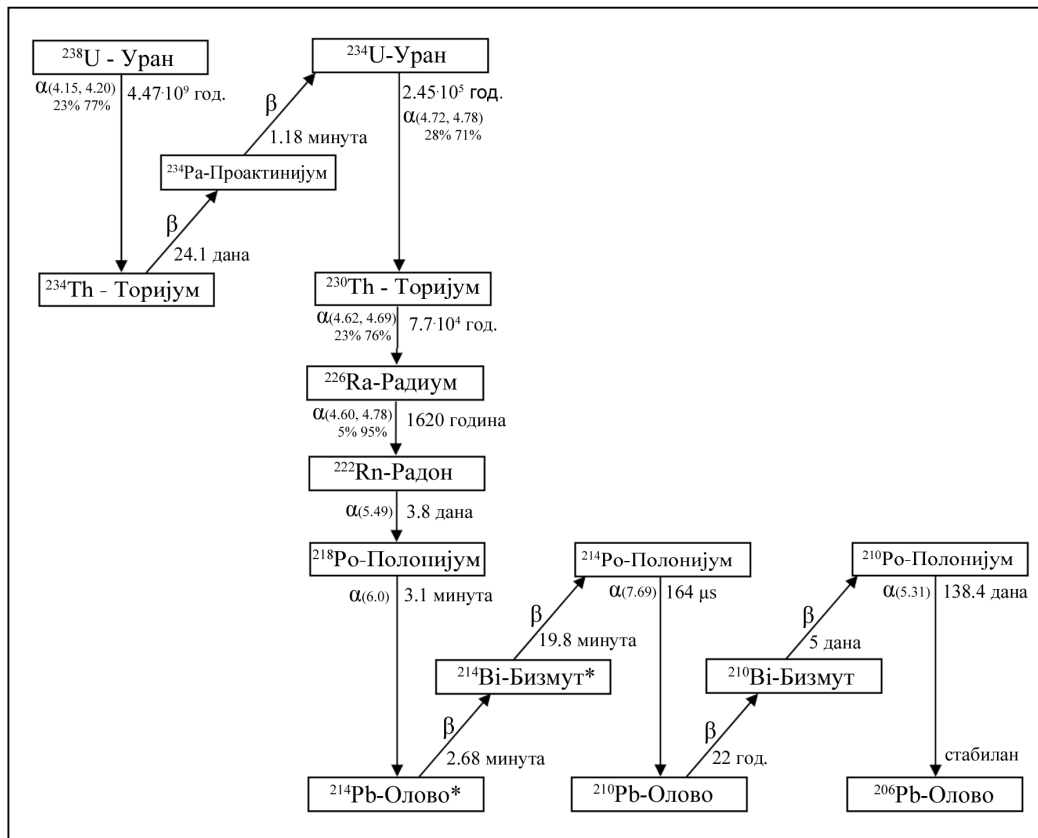
Атоми ^{218}Po могу градити кластере са молекулима водене паре и другим субмикронским честицама, могу се припојити аеросолима или остати слободни, [Porstendörfer и др, 2005]. ^{218}Po је хемијски активан и интерагује са честицама присутним у ваздуху. Овај радонов потомак је такође радиоактиван са временом полураспада $T_{1/2} = 3.05$ минута. Распада се емитовањем алфа честице енергије 6 MeV и притом настаје атом ^{214}Pb који је други у низу краткоживећих радонових потомака.

Новонастали атом ^{214}Pb има почетну енергију од 117 keV приликом настанка и притом доживљава узмак. Уколико је атом ^{218}Po пре распада био припојен за честицу аеросола, енергија узмака ^{214}Pb је довољна да се овај атом одвоји од честице са одређеном вероватноћом, [Никезић и Стевановић, 2004]. На тај начин настаје слободан атом ^{214}Pb . ^{214}Pb је такође радиоактиван, и распада се β^- емисијом на ^{214}Bi . Распад прати емисија γ зрачења. Његово време полураспада је, $T_{1/2} = 26.8$ минута.

Атоми ^{214}Bi који настају распадом припојених атома ^{214}Pb остају припојени аеросолу, јер језгра ^{214}Bi настала након бета распада немају довољну енергију узмака да би се одвојила. Време полураспада ^{214}Bi , који је β^- радиоактиван, је $T_{1/2} = 19.8$ минута. Као и код ^{214}Pb емисију бета честица ^{214}Bi прати гама зрачење. Последњи елеменат у ланцу фамилије радиоактивног распада ^{238}U је ^{206}Pb , а схема распада је приказана на Слици 3.

Радонови потомци су знатно опаснији по човека од самог радона. Радон доприноси инхалационој дози свега око 1%, док осталих 99% дозе доприносе краткоживећи радонови потомци ^{218}Po , ^{214}Pb , [Daniel, 2006; Marsh и др, 2008]. Након удисања они се таложу на унутрашњим слојевима дисајних путева, где се

распадају, или се различитим механизмима преносе у крвоток и гастроинтестинални тракт. Такође је значајан механизам чишћења путем покретања мукуса на горе чиме се наталожени материјал путем секрета избацује из организма. Премештање у лимфне жлезде је још један од могућих механизма уклањања наталоженог материјала. Приликом распада радонови потомци наталожени у плућима емитују зрачење које се простире кроз околно ткиво и оштећује га. ICRP66 публикација је идентификовала шест различитих врста ткива која су посебно радиоосетљива, [ICRP 66, 1994].



Слика 3. Дијаграм распада ^{238}U радиоактивног низа са временом полуживота сваког радионуклида и енергијом α честица у MeV -има. Напомене: астерикс (*) означава да је радионуклид интензиван гама емитер; ^{238}U се распада и спонтаном фисијом; ^{214}Bi може да доживи и алфа распад, али са малом вероватноћом од 0.04 %, те је та грана занемарена на слици

Штетни ефекти радона и његових потомака су веома добро потврђени на примеру рудара у поземним уранским рудницима. Постоје више епидемиолошких студија, које прате здравствени статус популације [UNSCAR

Report, 2000; BEIR VI, 1999]. Студије једнозначно показују корелацију између излагања радону и настанка канцера плућа. Стога је од посебне важности прорачунати дозе примљене у осетљивим ткивима и регионима. Међутим, при екстраполацији ризика добијеног проучавањем рудара на обичну популацију појављује се неколико проблема; нивои доза у уранским рудницима су знатно виши него у просторијама за становање, рудари су скоро у потпуности одрасли мушкарци, често пушачи, док у популацији постоје сви узрасти као и оба пола. Проблем ефекта малих доза, какве се примају у свакодневно није до краја истражен. Недавно је публикован рад, [Jolyan и др, 2009], који сумира постојећа знања у овој области и предлаже стратегију епидемиолошких студија како би се коначно добио одговор о штетности малих доза. Могући одговор на ово питање, било позитиван, било негативан, може да има знатног утицаја на хипотезу о линеарном -без прага- одговору живих бића на јонизујуће зрачење, као и на целокупан систем заштите од зрачења.

Ниво концентрације радона се изражава у бекерелима по метру кубном (Bq/m^3), док се за концентрацију његових потомака користи историјска јединица „WL (Working Level)“.

2. Опште карактеристике торона и његових потомака

Торон, ^{220}Rn , је изотоп радона па је такође инертан племенит гас, који настаје распадом радијума, ^{224}Ra . Радијум-224 се јавља у ланцу радиоактивног распада торијума ^{232}Th , елемента присутног у Земљиној кори. Просечна концентрација торијума у земљишту је процењена на $25 Bq/kg$, [UNSCEAR, 2000]. Земљиште у чији састав улази гранит може имати доста повећане концентрације торијума. Торон, као и радон, еманацијом из земљишта доспева у ваздух где се може наћи присутан у различитим концентрацијама. Уколико се ради о затвореним и слабо вентилираним просторијама може у извесној мери доћи до акумулације торона и његових потомака, [Steinhausler, 1996; Guo и др, 2000].

На Слици 4 је приказана схема низа радиоактивног распада торијума. Како су радон и торон чланови различитих ланаца распада, однос између

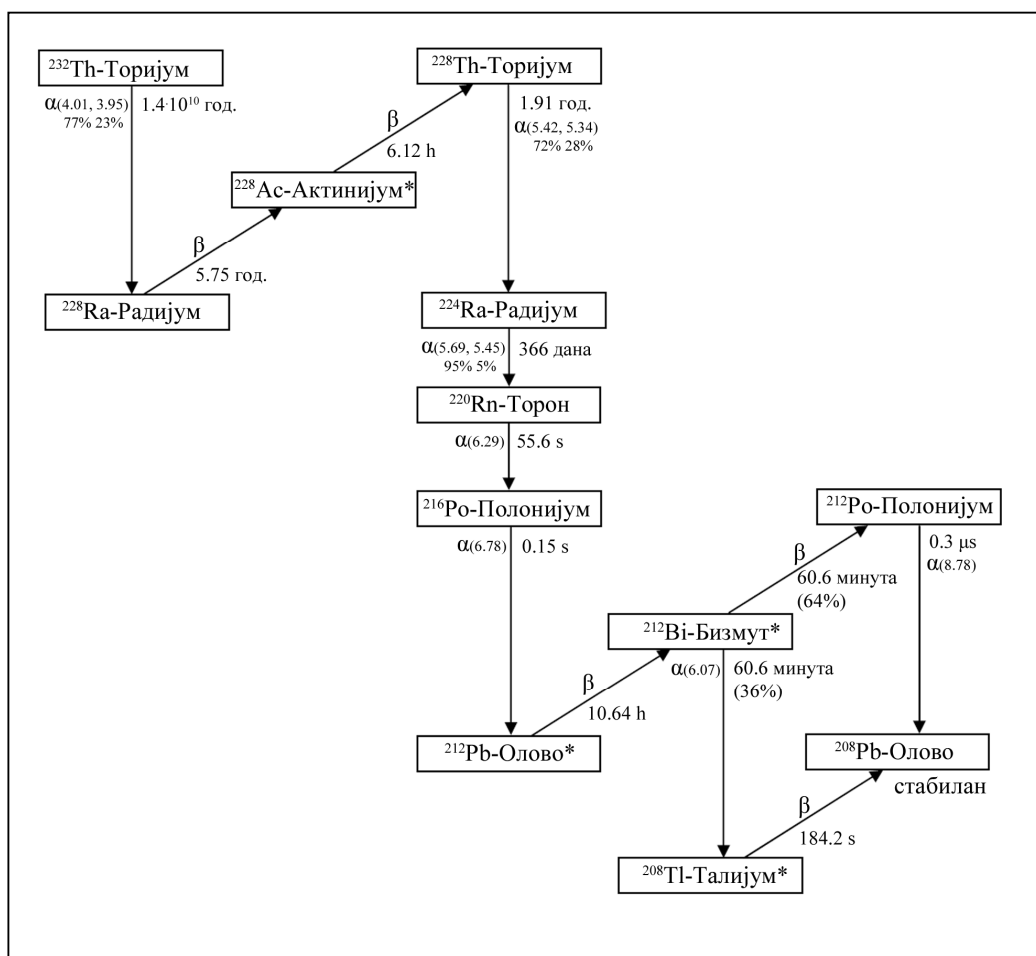
концентрације радона и торона ће делом зависити од концентрација урана и торијума у околном земљишту, стенама или грађевинском материјалу, [Shukla и др, 1995]. Време полураспада торона је знатно краће од радона ($T_{1/2}(^{222}Rn)=3.82$ дана) и износи 55 s, због чега је раздаљина коју торон може прећи пре него што се распадне знатно мања, тако да се присутност торона у околини знатно разликује од присутности радона, [UNSCEAR, 2000]. Због тога је у многим случајевима занемариван допринос дози од стране инхалираних торонових потомака. Међутим многе студије су показале да концентрација торона на многим локацијама је истог реда величине као и концентрација радона и да утицај торона не треба занемарити [Steinhausler, 1994; Porstendorfer, 1994].

Торон се распада емисијом α честице енергије 6.29 MeV-а при чему се добија ^{216}Po . Полонијум је први у низу торонових краткоживећих потомака и има релативно кратко време полураспада које износи 0.15 s. Распада се емисијом α честице енергије 6.78 MeV-а на ^{212}Pb . Олово је најзначајнији радионуклид у тороновом ланцу који има релативно велико време полураспада од 10.64 h тако да се знатна фракција олова депонованог у бронхијалном епителијалном ткиву може апсорбовати у крв. На тај начин се путем крви преноси до других органа и може проузроковати велику биолошку штету, [Amagou, 2002]. ^{212}Pb се распада β^- емисијом коју прати интензивно γ зрачење. Као продукт β^- распада ^{212}Pb настаје ^{212}Bi који је такође β^- радиоактиван (64%) са интензивним пратећим γ зрачењем и временом полураспада од 60.6 минута. Поред β^- емисије ^{212}Bi се са релативном вероватноћом од 36% распада емитујући α честицу енергије 6.07 MeV-а. Шема распада ^{212}Bi се може видети на Слици 4.

Торонови потомци који настају радиоактивним распадом родитељских језгара су позитивно наелектрисани и интензивно интерагују са околним атомима и молекулима. Најчешћи процеси који се одигравају при интеракцији јесу процеси неутрализације, затим формирања кластера са молекулима водене паре као и процес припајања потомака аеросолима.

Када се нађе у затвореним просторијама торон се за разлику од радона не распоређује униформно по запремини, [Urošević и др, 2008; Yamasaki и др, 1995]. Торонови потомци се као и радонови приликом инхалације таложу на унутрашњим слојевима дисајних цевчица респираторног тракта где се распадају

и озрачују околно ткиво. Осим распада постоје и други процеси уклањања међу које спадају процеси апсорпције и транслокације. Путем апсорпције у крв потомци могу доћи до осталих органа људског организма и допринети дози у њима. Поред унутрашњег озрачивања битно је напоменути да је озрачивање тороновим потомцима могуће и услед спољашњих извора. Пре свега се мисли на озрачивање тороновим потомцима присутних у атмосфери који су емитери β и γ зрачења високих енергија, [Ramachandran, 2009].



Слика 4. Дијаграм распада ^{232}Th радиоактивног низа са временом полуживота сваког радионуклида и енергијом α честице у MeV -има. Напомене: астерикс (*) означава да је радионуклид интензиван гама емитер

3. Појмови и величине којима се описује понашање радонових потомака

Активност радиоактивног извора се дефинише као количник броја распаднутих језгара и протеклог времена

$$A = \lambda N. \quad (1)$$

Јединица за активност је $1 Bq = 1 s^{-1}$.

Активносна концентрација радона представља производ бројне концентрације радона N_{Rn} и његове константе распада λ

$$C = \lambda N_{Rn}. \quad (2)$$

Јединица за активносну концентрацију је Bq/m^3 .

РАЕС („Potential Alpha Energy Concentration“) представља суму потенцијалних енергија свих атома у m^3 било које комбинације радонових потомака. Ова величина се може изразити као, [Svedemark, 1983]:

$$PAEC = E_1 C_{^{218}Po} + E_2 C_{^{214}Pb} + E_3 C_{^{214}Bi}, \quad (3)$$

где су C_i концентрације одговарајућих радонових потомака, а E_i одговарајуће енергије емитованог алфа зрачења. SI јединица за РАЕС је J/m^3 . За ову величину се често употребљава вансистемска традиционална јединица WL (Working Level) која износи $1 WL = 21 \mu J/m^3$. WL изражен у MeV представља било коју комбинацију краткоживећих радонових потомака у једном литру ваздуха који потенцијално емитују $1.3 \cdot 10^5 MeV$ енергије алфа честица. Алтернативно, $1 WL$ је такође енергија алфа зрачења краткоживећих радонових потомака, који су у секуларној равнотежи са $3700 Bq/m^3$ ($100 pCi/l$) радона. У случају секуларне равнотеже концентрације потомака су једнаке међусобом и једнаке су са концентрацијом радона.

За торонове потомке се РАЕС израчунава на аналоган начин, [Porstendörfer, 1993]:

$$PAEC = E_2 C_{^{212}Pb} + E_3 C_{^{212}Bi}, \quad (4)$$

где се концентрације ^{216}Po и ^{212}Po не узимају у обзир због доста веће константе распада. У случају торонових потомака $1 WL$ је енергија алфа зрачења потомака, који су у секуларној равнотежи са $275 Bq/m^3$ торона.

ЕЕС (Equilibrium – equivalent concentration) – равнотежна еквивалентна концентрација, C_e , је она концентрација радона/торона која у равнотежи са својим потомцима има исти РАЕС као и дата не равнотежна мешавина.

$$EEC(^{222}Rn) = 0.105 \cdot C_{^{218}Po} + 0.516 \cdot C_{^{214}Pb} + 0.379 \cdot C_{^{214}Bi}, \quad (5)$$

$$EEC(^{220}Rn) = 0.91 \cdot C_{^{212}Pb} + 0.0087 \cdot C_{^{212}Bi}, \quad (6)$$

где су ЕЕС као и концентрације радонових и торонових потомака дате у Bq/m^3 .

Фактор равнотеже представља однос концентрације радона, C_e , у секуларној равнотежи са потомцима, која има исту концентрацију потенцијалне енергије као и њихова стварна неравнотежна смеша и концентрације активности радона у ваздуху C_0 .

$$F = \frac{C_e}{C_0}, \quad (7)$$

Излагање краткоживећим радоновим потомцима, X , је производ РАЕС-а и времена проведеног у атмосфери са одговарајућим РАЕС-ом. SI јединица је $J \cdot s/m^3$, док је у употреби вансистемска јединица излагања WLM („Working Level Month“) и једнака је излагању особе која проведе 173 сати у атмосфери у којој је радон са концентрацијом од $3700 Bq/m^3$, у равнотежи са краткоживећим потомцима. $1WLM$ износи $12.69 J \cdot s/m^3$. Да би добили ЕЕС у $Bq \cdot h/m^3$ неопходно је помножити са $6.4 \cdot 10^5$ излагање дато у WLM .

Излагање краткоживећим тороновим потомцима се дефинише на аналоган начин радоновим потомцима. $1 WLM$ је једнак излагању особе која проведе 173 сати у атмосфери у којој је торон са концентрацијом од $275 Bq/m^3$, у равнотежи са краткоживећим потомцима.

Релативна биолошка ефикасност, RBE (Relative Biological Effectiveness), представља однос апсорбоване дозе еталонског зрачења која изазива одређени биолошки ефекат и апсорбоване дозе датог зрачења која изазива тај исти ефекат;

$$\eta = \frac{D_0}{D_x}, \quad (8)$$

где је η RBE, и D_0 и D_x дозе еталонског и датог зрачења при којима се опажа исти биолошки ефекат, [Ivanovic, 1978]. Као еталонско зрачење узима се x' -зрачење с граничном енергијом фотона до $200 keV$. За еталонско зрачење $\eta=1$. Треба напоменути да се за фотоне свих енергија узима да је $\eta=1$.

Линеарни пренос енергије (Linear Energy Transfer – LET) наелектрисаних честица у материји одређује се односом:

$$L_{\Delta} = \left(\frac{dE}{dl} \right)_{\Delta}, \quad (9)$$

где је dE средњи губитак енергије, условљен таквим интеракцијама на путу dl при којима је предата енергија мања од задате вредности Δ , [Ivanovic, 1978]. Енергија прага, Δ , која улази у формулу (9) се најчешће односи на енергију δ (делта) електрона. При проласку наелектрисаних честица кроз материју оне губе своју енергију у актима еластичних и нееластичних судара. У процесима интеракције може доћи до стварања секундарних такозваних δ електрона који поседују довољно енергије за даљу јонизацију средине и неки могу образовати сопствени траг. Ако се у акту интеракције наелектрисане честице при проласку кроз материју ствара δ електрон са енергијом већом од Δ онда се та енергија не укључује у вредност dE . Избор енергије прага Δ зависи од конкретних услова.

Радијациони тежински фактор, w_R . Метод uteжњавања различитих врста зрачења се користи још од раних шездесетих у оквиру дефиниције величина заштите од зрачења. Пре 1991 године uteжњавање зрачења се вршило примењујући фактор квалитета зрачења користећи специфичну $Q(L)$ функцију, [ICRP 26, 1977]. У [ICRP 60, 1991] радијациони тежински фактори су различито дефинисани за протекционе и операционе дозне величине коришћене у одређивању излагања. За протекционе величине је дефинисан радијациони тежински фактор w_R којим се множи апсорбована доза да би се одредили ефекти различитог зрачења. За операционе величине се задржала $Q(L)$ функција. У протекционе величине спадају апсорбована доза у органу T , D_T , еквивалентна доза у неком органу T , H_T и ефективна доза. У операционе величине се убрајају амбијентални дозни еквивалент, $H^*(d)$, затим дирекциони дозни еквивалент $H'(d, \Omega)$ и персонални дозни еквивалент, $H_p(d)$, [ICRP 60, 1991]. Концепт радијационих тежинских фактора се базира на биолошким ефектима које индукују различите врста зрачења. Биолошки ефекат који производи одређено зрачење зависи од својства депозиције енергије дуж путање наелектрисане честице. Радијационим тежинским факторима се множи апсорбована доза да би се узеле у обзир разлике између различитих типова зрачења, тј. да би се урачунале различитости у вредностима LET-а и RBE-а. Историјски гледано

вредности радијационих тежинских фактора су првобитно приказани у [ICRP 60, 1991] у оквиру дефиниција протекционих величина. Њихове вредности су приказане у Табели 1, [ICRP 60, 1991].

Исте вредности w_R се примењују за сва ткива и органе људског организма, не зависно од чињенице да конкретно поље зрачења варира улсед атенуације и расејања примарног зрачења и продукције секундарног зрачења различитог квалитета. На тај начин вредност w_R се може посматрати као фактор који репрезентује квалитет зрачења усредњен по различитим ткивима и органима људског организма.

Табела 1. Радијациони тежински фактори, [ICRP 60, 1991]

Тип зрачења	Енергија	w_R
Фотони	све вредности	1
Електрони и миони	све вредности	1
Неутрони	$<10\ keV$	5
	$10\ keV - 100\ keV$	10
	$100\ keV - 2\ MeV$	20
	$2\ MeV - 20\ MeV$	10
	$>20\ MeV$	5
Протони	$>MeV$	5
Алфа честице, фисиони фрагменти, тешка језгра	све вредности	20

Процедура усредњавања при одређивању w_R је довела до одређених проблема, поготово у случају излагања спољашњем ниско енергетском неутронском зрачењу где секундарни електрони (зрачење са малим LET) значајно доприносе дози ткива и органа, [Dietze и Alberts, 2004]. Због тога усредњени w_R у ткиву или органу изложеном нискоенергетским неутронима зависи од позиције ткива или органа у телу и упадног правца зрачења. Овај проблем је детаљно дискутован у [ICRP 92, 2003] и у [ICPR 103, 2007] су одређене нове вредности радијационих тежинских фактора, које су приказане у

Табели 2. Све вредности у Табели 2 се односе на упадно зрачење на тело или на спољашња зрачења емитована из извора.

Табела 2. Радијациони тежински фактори, [ICRP 103, 2007]

Врста зрачења	w_R
Фотони	1
Електрони и миони	1
Протони и наелектрисани миони	2
Алфа честице, фисиони фрагменти, тешки јони	20
Неутрони	Континуална крива у функцији од енергије неутрона (видети Слику В.4 и Једначину В.3.16 у [ICRP 103, 2007])

Ткивни тежински фактор, w_T , има специфичне вредности за различите врсте ткива и органа и јавља се као последица различите осетљивости ткива и органа у људском телу на зрачење. w_T вредности предложене од стране [ICRP 26, 1977], су базиране на ризику смртних случаја услед канцера и озбиљних наследних болести у прве две генерације. У [ICRP 60, 1991] је даље развијен овај концепт укључивањем низа ткивних тежинских фактора базираних на опширнијим епидемиолошким студијама. Ове вредности ткивних тежинских фактора су дате у Табели 3.

Године 2007, ICRP комисија усвојила нове вредности ткивних тежинских фактора, узимајући у обзир нова сазнања о ефектима јонизујућих зрачења, [ICRP 103, 2007]. Овакав приступ даје много прикладнију базу за одређивање штетног утицаја зрачења на здравље људи. У Табели 3 су приказани актуелни ткивни тежински фактори, [ICRP 103, 2007].

Табела 3. ICRP препоруке ткивних тежинских фактора у оквиру публикација [ICRP 26, 1977; ICRP 60, 1990; ICRP 103, 2007]

Ткиво	Ткивни тежински фактор, w_T		
	1977	1990	2007
	Извештај 26	Извештај 60	Извештај 103
Коштана срж	0.03	0.01	0.12
Бешика	-	0.05	0.04
Дојке	0.15	0.05	0.12
Дебело црево	-	0.12	0.12
Гонаде	0.25	0.20	0.08
Јетра	-	0.05	0.04
Плућа	0.12	0.12	0.12
Једњак	-	0.05	0.01
Црвена коштана срж	0.12	0.12	-
Кожа	-	0.01	0.01
Стомак	-	1.12	0.12
Тироида	0.03	0.05	0.04
Површина костију	-	-	0.01
Мозак	-	-	0.01
Пљувачне жлезде	-	-	0.01
Остатак	0.30	0.05	0.12

Апсорбована фракција је дефинисана као однос апсорбоване енергије честице зрачења у одређеном региону и енергије са којом је честица зрачења емитована.

Апсорбована доза, $D_{T,R}$, представља енергију коју јонизујуће зрачење, R , преда ткиву, T , јединичне масе. Јединица за апсорбовану дозу је греј, $1\text{Gy}=1\text{J/kg}$.

Еквивалентна доза, H , је уведена од стране ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) Комисије, [ICRU, 1962]. године, као величина која се користи у заштити од јонизујућег зрачења. Првобитна дефиниција еквивалентне дозе је била

$$H = Q \cdot N \cdot D, \quad (10)$$

где је Q фактор квалитета зрачења и има исте нумеричке вредности као и радијациони тежински фактори, N је производ осталих модификујућих фактора, а D је апсорбована доза. Касније је дефиниција ове величине добила облик:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}, \quad (11)$$

Сада се величина дефинисана преко квалитета зрачења назива дозни еквивалент, (dose equivalent), а преко радијационих тежинских фактора еквивалентна доза (equivalent dose).

Јединица за еквивалентну дозу је сиверт, $S_V = J/kg$. Еквивалентна доза је димензионо једнака апсорбованој с обзиром да је w_R бездимензиона величина.

Ефективна доза, E , је величина уведена од стране ICRP са циљем да се процени ризик стохастичких ефеката. Ова величина се дефинише као еквивалентна доза помножена ткивним тежинским факторима w_T [ICRP 60, 1991]:

$$E = \sum w_T H_T. \quad (12)$$

при чему се сумирање врши по свим главним органима и ткивима T , док се остатак третира као један орган. У заштити од зрачења, ефективна доза је дозиметријска величина преко које се квантификује ризик од излагања јонизујућим зрачењима. Границе излагања, засноване на концепту прихватљивог ризика, су дефинисане управо преко ове величине. Овде се појављује проблем немерљивости ефективне дозе, јер је за њено одређивање потребно познавање апсорбованих доза у органима људског тела, што се не може постићи директним мерењима. Ефективна доза се зато процењује на основу измерених вредности операционих дозиметријских величина или математичких модела. Математички модели омогућују израчунавање доза у органима на основу познате просторно енергетске угаоне расподеле зрачења. Такви модели се називају дозиметријски модели.

SI јединица за ефективну дозу је сиверт, S_V иста као и за еквивалентну дозу, што може да створи забуну у пракси.

DCF („Dose Conversion Factor“), дозни конверзиони фактор, се дефинише као количник ефективне дозе и излагања краткоживећим радоновим потомцима. Јединица која је најчешће у употреби је $\mu Sv/WLM$ или mSv/WLM .

4. Дозиметријски модел људског респираторног тракта човека

4.1. Модел респираторног тракта (RT – Respiratory tract)

Дозиметријски модел људског респираторног тракта (Human Respiratory Tract Model - HRTM) је представљен у извештају 66 Интернационалне комисије за радиолошку заштиту, [ICRP 66, 1994]. [ICRP 66, 1994] описује модификације и побољшања модела људског респираторног тракта коришћеног у [ICRP 30, 1979] са циљем да се израчунају дозе у респираторном тракту професионално изложених лица и појединаца свих етничких група услед уношења радионуклида присутних у ваздуху. У овом поглављу је описан дозиметријски модел плућа представљен у [ICRP 66, 1994]. Делови модела, као што је таложење и чишћење, су применљиви и на нерадиоактивне гасове и паре.

Дозиметријски модел плућа је настао услед потребе да се израчунају дозе зрачења у респираторном тракту професионално изложених лица у уранским рудницима услед удисања радионуклида присутних у ваздуху. Наиме, респираторни тракт је главни пут којим се радионуклиди и остале опасне материје присутне у ваздуху уносе у организам. Ризик од удисања радиоактивних материја је присутан како код професионално изложених лица тако и код опште популације. У природи се налази радон коме је изложена целокупна популација, у индустрији се дешавају техничке хаварије у којима може доћи до ослобађања радиоактивних материја. Извори зрачења се користе и у медицинске сврхе где може доћи до мањих акцидената и излагања како професионалних тако лица у оквиру опште популације.

Инхалирани радионуклиди озрачују ткива и ћелије респираторног тракта као и других органа. Постоје многобројни физички, хемијски и биолошки фактори од којих зависи да ли ће се радионуклиди присутни у ваздуху бити унети у респираторни тракт, [ICRP 66, 1994]. Уколико је радионуклид у одређеном физичко–хемијском облику, величина, густина и хигроскопност одређују степен у коме ће се удахнути нуклиди депоновати у респираторном тракту, односно издахнути назад, у ваздух. Физичка и хемијска својства

радионуклида одређују дубину продирања унутар респираторног тракта, места таложења тј. депозиције, време задржавања и брзине чишћења, затим апсорпцију у крв као и транслокацију у друга ткива, [ICRP 66, 1994]. Поред физичких и хемијских, физиолошки фактори имају важну улогу при одређивању количине радионуклида доспелих у респираторни тракт. Међу њима најважнији су карактеристике дисања (брзина дисања, запремина плућа, начин дисања - нос или на уста, ...) и да ли је респираторно ткиво нормално тј. здраво или измењено услед обољења, пушења или излагања неким токсичним материјама. Поред наведених фактора и радјациона својства удахнутих материјала одређују дозу зрачења и у зависности од осетљивости озраченог ткива здравствене ризике у односу на количину удахнутог материјала.

Апсорбована доза у ткиву се одређује на основу енергије апсорбоване по јединици масе ткива од зрачења емитованог из неког органа као извора. [ICRP 66, 1994] препоручује рачунање усредњених доза за ткива и органе изложене зрачењу емитованом од стране радионуклида депонованих у телу, као и од стране зрачења из спољашњих извора. За већину ткива и органа, чак и у случају када радионуклиди нису униформно распоређени и ћелије ткива нису подједнако осетљиви, усредњена доза у ткиву и органу је довољна и адекватна процена за потребе заштите од зрачења, [ICRP 66, 1994].

Овакав приступ је доста критикован у блиској прошлости. Посебно је интересантан случај тешких наелектрисаних честица са високим LET, као што су алфа честице у случају излагања радону и потомцима. У овом случају, алфа честица погоди релативно мали број ћелија респираторног система; међутим, погођене ћелије примају изузетно велику дозу која може бити чак и летална, [Nikezić и Yu, 2001b]. Обзиром да је на овај начин највећи број ћелија нетакнут, а мали део прими велике дозе, поставља се питање колика је оправданост усредњавања доза у оквиру неког ткива или органа. Да ли је апсорбована доза добра мера озрачености неког органа и у случају тешких честица или није још увек није у потпуности решено. ICRP комисија је свесна постојања тог проблема, али до сада није нађена боља величина од средње апсорбоване дозе у органу или ткиву. Када буде нађена боља величина ICRP комисија ће је свакако применити и препоручити осталима, [ICRP 66, 1994].

Алтернативни приступ овом проблему је микродозиметријски, који третира проблем трансфера енергија у домену малих запремина, са специфичним и посебно дефинисаним дозиметријским величинама. [Rossi и др, 1997].

4.2. Креирање модела РТ

Дозиметријски модел људског респираторног тракта (Human Respiratory Tract Model – HRTM) сачињава већи број подмодела, који описују елементе неопходне за изградњу укупног модела:

- 1. морфометријски модел респираторног тракта;*
- 2. модел физиологије дисања;*
- 3. модел биолошког ефекта зрачења;*
- 4. модел депозиције;*
- 5. модел чишћења и транслокације;*
- 6. дозиметријски модел рачунања апсорбованих доза;*

4.2.1. Морфометријски модел

Морфометријски модел описује морфолошке карактеристике респираторног тракта и дефинише неопходне карактеристике и димензије елемената HRTM, које се користе у дозиметријском моделу за израчунавање доза зрачења од инхалираних радионуклида.

Респираторни тракт је према [ICRP 66, 1994] подељен на четири анатомске целине:

- 1. екстратораксни (ET) регион; ET регион се састоји из спољашњег носног пролаза, назалног тј. носног региона (ET₁) и региона који обухвата задњи носни пролаз, гркљан, ждрело и уста (ET₂);*
- 2. бронхијални регион (bronchial – BB); BB регион чине трахеја и бронхије генерација од 1 до 8;*
- 3. бронхиоларни регион (bronchiolar – bb); bb регион представљају бронхиоле генерација од 9 до 15 као и терминална (крајња) бронхиола;*

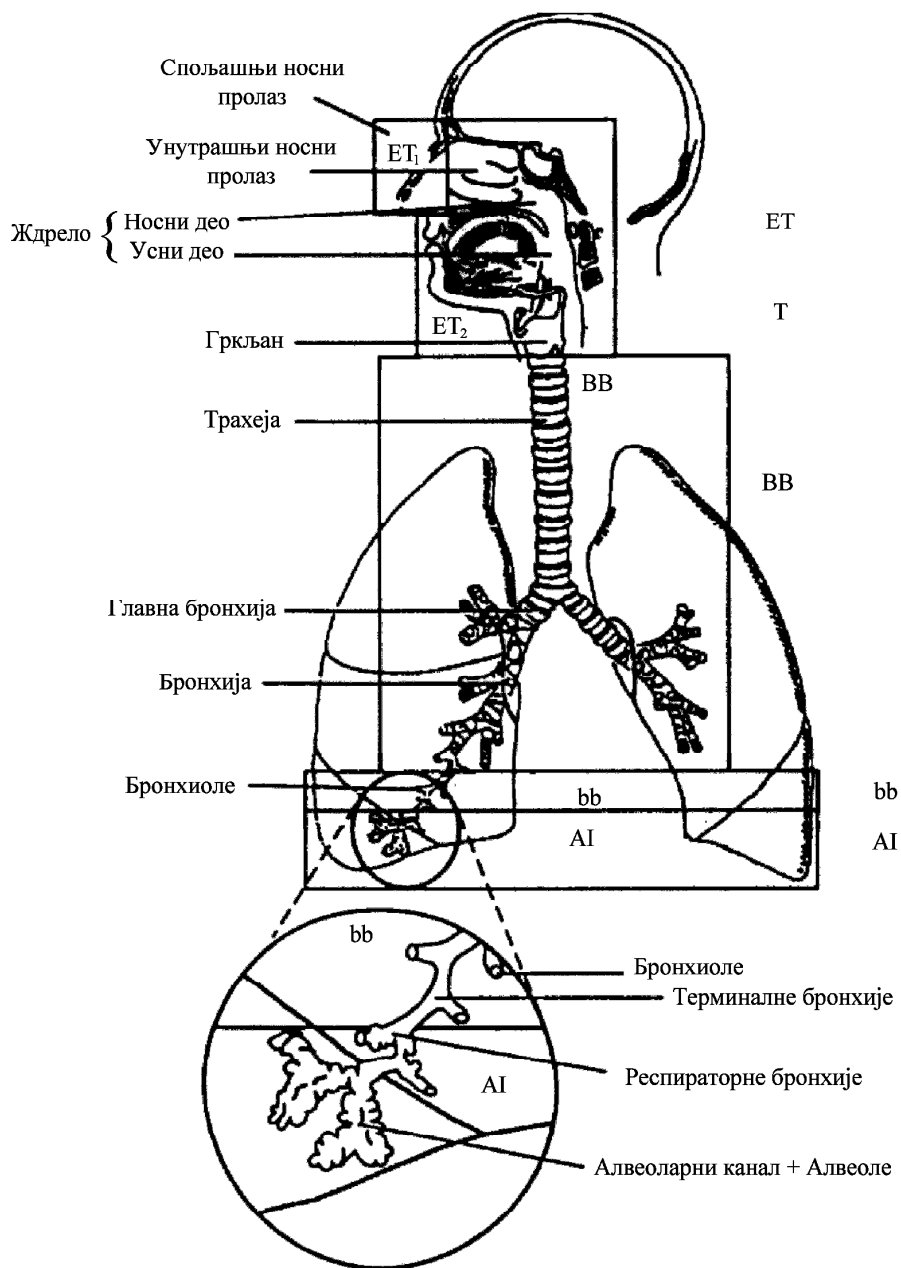
4. *алвеоларно интестинални (Alveolar Intestinal – AI) регион*; AI регион се састоји из респираторних бронхиола, алвеоларних канала и кесица са алвеолама генерација од 16 до око 26.

Морфолошки гледано, ET регион представља вангрудни регион, док региони BB, bb и AI чине грудни односно тораксни регион, T.

Лимфни чворови, капиларе и крвни судови су присутни у свим регионима респираторног тракта. Лимфни чворови, LN_{ET} , у вангрудном региону сакупљају течност из ове области. Лимфни чворови, LN_{TH} , који су лоцирани у BB региону (грудни или тораксални) сакупљају течност из целог тораксалног дела респираторног тракта. На Слици 5 је приказан модел респираторног тракта човека са анатомским регионима.

Постоји неколико геометријских модела људских плућа [ICRP 66, 1994; Yeh and Schum, 1980; NRC Report, 1991], који дисајне путеве представљају цевчицама, које се симетрично или асиметрично гранају и дефинисане су унутрашњим радијусом, дужином и дебљином зида. Реална структура људског респираторног тракта је значајно компликованија. За процене дозе горе поменути модел представља задовољавајућу апроксимацију.

Посебан изазов представља део где се цевчице гранају, тзв., бифуркациона област, где јо потребно један цилиндар поделити у два што је немогуће без икакве дисторзије. Сама бифуркациона област је доста компликована за опис; један могући модел симетричног гранања је дат од стране [Никезић и др, 2003].



Слика 5. Модел људског респираторног тракта (HRTM) са издвојеним анатомским регионима, [ICRP 66, 1994]

4.2.1.1. Екстратораксни (ЕТ) регион

Ваздух доспева у плућа удисањем кроз назалне путеве, осим у случају када је пролаз кроз носну шупљину блокиран и у случају већих физичких напрезања. Тада се због повећане потребе за кисеоником прибегава дисању преко уста. Главни задатак ЕТ региона је да филтрира удахнути ваздух и спроведе га до плућа, [ICRP 66, 1994]. У овој области се удахнути ваздух влажи и загрева. Температура и влажност ваздуха у просторијама је обично мања од ваздуха у плућима. Пречишћавање ваздуха се постиже депозицијом услед сударања са ткивом зида назалних пролаза, као и депозицијом услед дифузије. Ваздух неколико пута мења правац у овом делу, што побољшава депозицију сударањем. Зидови ЕТ₁ региона су прекривени слојем коже, где долази до депозиције радиоактивних аеросола. Зидови ЕТ₂ региона су делимично покривени цилијатним епителом, а делимично слојевитим епителом, [ICRP 66, 1994].

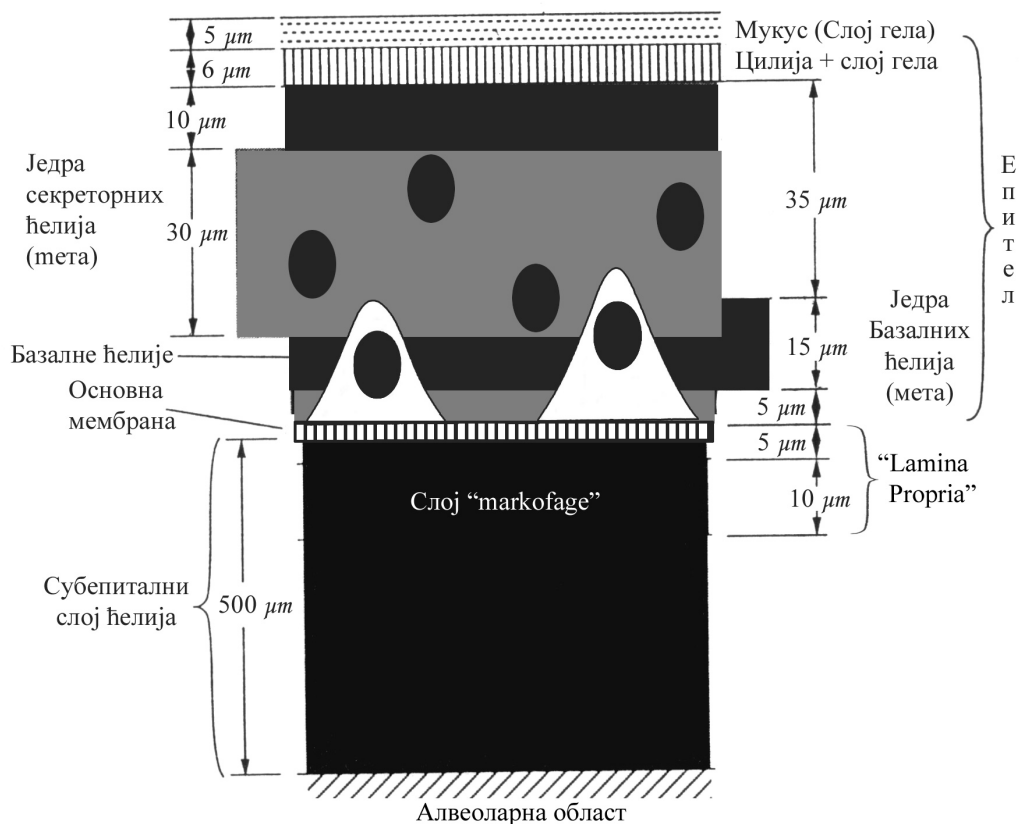
4.2.1.2. Бронхијални (ВВ) регион

Функица бронхијалног региона је првенствено провођење ваздуха. Поред тога, регулише се влажност и температура удахнутог ваздуха. Удахнуте честице се таложу на зидовима бронхиола директним сударањем, а може доћи и до седиментације и дифузије.

Грудни регион започиње дисајном цевком, трахејом. Она се екстрапулмонарно грана на две главне бронхије, које се и саме даље гранају. Лева главна бронхија се грана дихотомно, тј. у две сегменталне бронхије, од којих свака води ваздух у један режањ. Десна главна бронхија се грана у три, тј., трихотомно, а свака од сегменталних бронхија опет, води ваздух у посебан режањ, [ICRP 66, 1994]. Натај начин, се лево плућно крило се састоји од два, а десно од три режња. Целокупна плућа су асиметрична и различита запремина ваздуха се води у лево и десно плућно крило, као што је приказано на Слици 5. Гранање у вишим генерацијама је углавном дихотомно, али постоје и ређи случајеви трихотомног гранања, [Weibel, 1963; Horsfield и Gunning, 1968; Yeh

and Schum, 1980; Phalen и др 1985]. Димензије и геометрија дисајних цевчица се градијентно мења како оне више продиру у плућа. ВВ регион чине бронхије генерација од 0 до 8, иза којих се налази bb регион.

За дозиметрију, тј., прорачунавање доза од великог је значаја познавање локација мета. Метом се сматра група радиоосетљивих ћелија (или суб-ћелијских структура) погођених зрачењем, [ICRP 66, 1994; NRC Report, 1991]. Претпоставља се да се овакве мете налазе у зиду цеви које проводе ваздух. Поједностављен модел пресека зида типичне бронхије у ВВ региону коришћен за прорачун доза је приказан на Слици 6.



Слика 6. Уздужни пресек бронхије, [ICRP 66, 1994]

Овај регион респираторног тракта је од посебног значаја у заштити од зрачења, јер већина карцинома плућа настаје управо у овом региону, [ICRP 66, 1994]. Цеве су са унутрашње стране обложене слојем слузи који се назива мукус. Нечистоћа, укључујући и радиоактивне аеросоле са радоновим

потомцима се раствара у овом слоју. Мукус се стално покреће нагоре, све до ждрела где се гутањем преноси у гастроинтестинални тракт. Овај процес се назива „mucus lift“, и један је од значајних механизма чишћења плућа. Слој мукуса облаже цилије, трепље које се стално окрећу супротно току ваздуха, повећавајући таложeње ношеног материјала, и на тај начин спречавају његово продирање у дубље регионе респираторног тракта, [ICRP 66, 1994].

Једра секреторних и базалних ћелија представљају радиоосетљиве мете, [ICRP 66, 1994]. Секреторне и базалне ћелије су униформно распоређене унутар $30 \mu\text{m}$ дебелог слоја епителног ткива. На дубини од $10 \mu\text{m}$ налази се слој ткива у коме се налазе једра секреторних ћелија и чија је дебљина $15 \mu\text{m}$. Даље, почевши од дубине $35 \mu\text{m}$ следи слој који садржи једра базалних ћелија дебљине је $15 \mu\text{m}$, [ICRP 66, 1994; Mercer и др, 1991]. Ова два слоја се делимично преклапају. Морфолошке димензије ВВ региона, које служе у дозиметријске сврхе су:

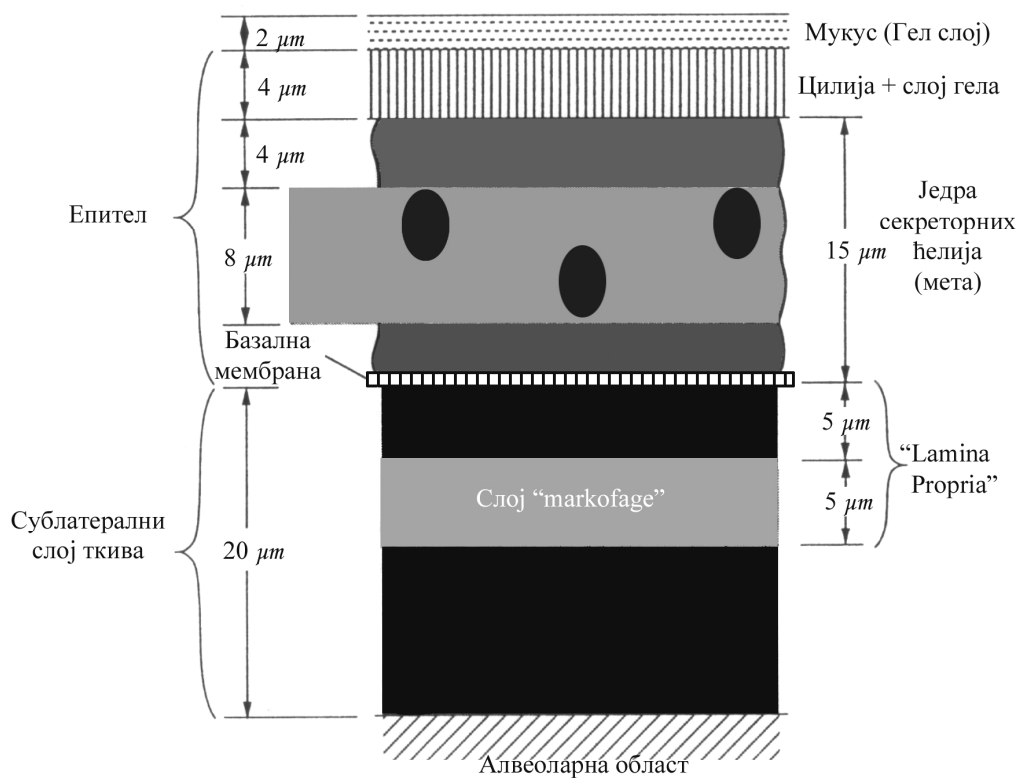
- ◇ запремина бронхија и трахеја је $5 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3$;
- ◇ површина бронхија је $2.9 \cdot 10^{-2} \text{ m}^2$;
- ◇ просечни унутрашњи дијаметар је $5 \cdot 10^3 \mu\text{m}$;
- ◇ дебљине различитих слојева приказане су на Слици 6.

4.2.1.3. Бронхиоларни (bb) регион

Овај регион представља наставак система за провођење ваздуха унутар торакса и састоји се од дисајних цевчица генерација од 9 до 15. Депозиција удахнутих честица се врши седиментацијом, дифузијом и сударним таложeњем у зависности од величине честица. За разлику од ткива ВВ региона у овоме региону базалне ћелије се веома ретко налазе, [Bartels, 1983; Mercer и др, 1991; ICRP 66, 1994]. Поједностављени модел пресека типичне бронхиоле, коришћене за прорачун дозе је представљен на Слици 7. Једра секреторних ћелија се сматрају осетљивим метама.

Секреторне ћелије се јављају униформно унутар $8 \mu\text{m}$ дебелог слоја ткива на $4 \mu\text{m}$ дубине. Морфолошке димензије приписане бронхијама bb региона које служе у дозиметријске сврхе су:

- ◇ запремина бронхиола је приближно $5 \cdot 10^{-5} m^3$;
- ◇ површина бронхиола је $2.4 \cdot 10^{-1} m^2$;
- ◇ средњи унутрашњи дијаметар је $10^3 \mu m$;
- ◇ дебљине различитих слојева приказане су на Слици 7.



Слика 7. Уздужни пресек бронхиоле, [ICRP 66, 1994]

4.2.1.4. Алвеоларно интестинални (AI) регион

Овај регион почиње завршним бронхиолама и укључује генерације бронхиола од 16 до 26. У састав овог региона такође улазе респираторне бронхиоле, алвеоларне цевчице као и лимфни судови и чворови. Главни задатак овог региона је размена гасова, [ICRP 66, 1994]. Таложење у овој области се врши седиментацијом и дифузијом.

Терминалне бронхиоле се гранају у респираторне, а оне се даље гранају у алвеоларне канале. Ти ваздушни путеви су окупирани алвеолама. Измена гасова се врши у алвеолним кесицама, које су на крајевима затворене, [ICRP 66, 1994]. Респираторне бронхиоле, заједно са алвеолним каналима и кесицама су транзитна зона између система за провођење ваздуха и алвеола. Укупна запремина респираторних бронхиола је $2 \cdot 10^{-4} m^3$, а укупна површина износи $7.5 m^2$. Укупна запремина и површина алвеоларних цевчица и кесица износе $4.5 \cdot 10^{-3} m^3$ и $140 m^2$ респективно, [Gehr и др, 1978].

4.2.2. Модел физиологије дисања

Овај модел је од изузетног значаја јер брзина и запремина удахнутог и издахнутог ваздуха, начин дисања (кроз нос или уста), као и многи други параметри, утичу на количину радиоактивних честица и гасова, која може бити депонована у респираторном тракту. У препоруци [ICRP 66, 1994] дате су вредности респираторних физиолошких параметара, који се користе за прорачун доза зрачења од удахнутих радиоактивних аеросола, гасова и пара.

Физиолошки параметри битни за дозиметријски модел су: укупни капацитет плућа, TLC (Total Lung Capacity); резидуални функционални капацитет, FRC (Functional residual capacity); витални капацитет, VC (Vital Capacity); мртав простор, V_d (dead space); тидални волумен, V_T (tidal volume); брзина вентилације V_E (у l/min); брзина дисања, V (у $m^3 h^{-1}$); и фреквенција дисања f_R (број удисаја у минути).

Дозе зрачења у респираторном тракту у многоме зависе од карактеристика дисања и навика. Оне одређују активност удахнутих радиоактивних честица и њихово продирање и депозицију унутар респираторног тракта. Карактеристике дисања веома варирају у оквиру опште популације људи, тако да није изводљиво направити дозиметријски модел људских плућа, који би био применљив на све етничке групе у свету. У [ICRP 66, 1994] су дате референтне вредности за радника беле расе као и вредности особе мушког и женског пола које не обављају физичке активности. Такође у публикацији се наводе упутства помоћу којих се дате вредности могу

прилагодити осталим етничким групама. Ово прилагођавање се назива скалирање. Могуће је скалирање са одраслог белог мушкарца на остале етничке групе, на разне узрасте и други пол. У Табели 4 су дати параметри одрасле особе беле расе која обавља послове који захтевају различит ниво физичке активности, [ICRP 66, 1994].

Табела 4. Референтне вредности радника беле расе (30 година старости, 176 cm висине, 73 kg тежине, [ICRP 66, 1994])

Запреминске карактеристике плућа		Вредности (l)	
Total lung capacity (TLC)		6.98	
Functional residual capacity (FRC)		3.30	
Vital capacity (VC)		5.02	
Dead space (V _d)		0.146	

Брзина вентилације	V _E (l/min)	В (m ³ h ⁻¹)	
Спавање	7.5	0.45	
Одмор, седење	9.0	0.54	
Благо вежбање	25	1.5	
Напорно вежбање	50	3.0	

Активност	Удахнути ваздух (m ³)	
	Лакши рад	Тежи рад
Спавање, 8 сати	3.6	3.6
Професионално		
(5,5 h лакша вежба + 2,5 h одмор, седење)	9.6	-
(7 h лакша вежба + 1 h тешка вежба)	-	13.5
Непрофесионално		
(4 h одмор, седење + 3 h лакша вежба + 1 h тешка вежба)	9.7	9.7
Укупно, 24 h	23	27

4.2.3. Модел биолошког ефекта зрачења

ICRP66 дозиметријски модел се базира на претпоставци да различита ткива и ћелије људског респираторног тракта нису једнако осетљиве на јонизујуће зрачење и стога је неопходан прорачун доза у различитим регионима, [ICRP 66, 1994]. За потребе процене дозе и ризика, значајно је идентификовати ћелије и ткива која су од ризика приликом излагања јонизујућем зрачењу. ICRP66 публикација предлаже вредности ткивних тежинских фактора. На тај начин, могуће је сумирање доза за вангрудни и грудни регион које се даље користе за прорачун ефективне дозе.

У [ICRP 66, 1994] су дате релевантне информације о настанку канцера и локацијама појављивања у респираторном тракту. Врсте канцера који се јављају у вангрудном и грудном региону су разматране посебно. У грудном региону се јављају четири главне врсте канцера:

- 1) „Squamous“ ћелије канцера,
- 2) мале ћелије рака,
- 3) аденокарцином и
- 4) велике ћелије рака

У принципу, није могуће одредити тачну локацију настанка ћелија канцера, већ само регион у коме је распрострањен (ET, ВВ, bb или AI).

На основу резултата радиобиолошких истраживања, базалне и секреторне ћелије су највероватнија места развоја канцера и да њих треба укључити у прорачун дозе, [ICRP 66, 1994]. Лимфатично ткиво и лимфни чворови, сматрају се најмање радиоосетљивим, [ICRP 66, 1994].

У популацији која је изложена природном зрачењу, око $\frac{3}{4}$ „squamous“ карцинома и малих ћелија карцинома, $\frac{1}{4}$ аденокарцинома и $\frac{1}{2}$ великих ћелија карцинома потиче из ВВ региона (генерације 1 – 8), [ICRP 66, 1994]. Остатак „squamous“ ћелија карцинома, малих ћелија карцинома, великих ћелија карцинома и $\frac{1}{2}$ аденокарцинома потиче из bb региона (генерације 9 – 15), [ICRP 66, 1994]. Остатак аденокарцинома се јавља у AI региону, [ICRP 66, 1994].

Ови податци указују да је приликом униформног излагања плућног региона највећа вероватноћа настанка карцинома је у ВВ региону, [Nikezić i Yu, 2001a]. Постојећи експериментални податци нису довољни за квантификацију

релативне осетљивости ВВ, bb и АI региона. Користећи конзервативан приступ, ова три региона сматрају се подједнако радиоосетљива, [ICRP 66, 1994]. Еквивалентна доза се израчунава користећи следеће једначине, [ICRP 66, 1994]:

$$H_{ET} = H_{ET_1} A_{ET_1} + H_{ET_2} A_{ET_2} + H_{LN_{ET}} A_{LN_{ET}} \quad \text{и} \quad (13)$$

$$H_{TH} = H_{BB} A_{BB} + H_{bb} A_{bb} + H_{AI} A_{AI} + H_{LN_{TH}} A_{LN_{TH}}, \quad (14)$$

где су H_{ET} и H_{TH} еквивалентне дозе у вангрудном и грудном региону, респективно, које се uteжњавају према радијационој штети која се узрокује у одређеном региону. H_i су еквивалентне дозе у i -том региону а A_i фактори који одређују расподелу радијационе штете у i -том региону као што је дато у Табели 5.

Табела 5. Фактори за uteжњавање у различитим регионима респираторног тракта, [ICRP 66, 1994]

Ткиво	A
Вангрудни регион	
ET ₁ (спољашњи назални регион)	0.001
ET ₂ (задњи назални регион)	1
LN _{ET}	0.001
Грудни регион	
ВВ (бронхијални, генерације 1 – 8)	0.333
bb (бронхиоларни, генерације 9 – 15)	0.333
АI (алвеоларно интестинални)	0.333
LN _{TH}	0.001

За прорачун ефективне дозе ICRP препоручује вредност ткивног тежинског фактора $\omega_T = 0.12$, [ICRP 66, 1994].

4.2.4. Модел депозиције

Модел депозиције описује расподелу наталоженог радиоактивног материјала унутар различитих анатомских региона у зависности од старости и пола особе и различитих физиолошких параметара. Овим моделом се одређују фракције удахнутих аеросола, које се депонују у различитим регионима људских плућа. Депонована фракција у неком региону је количник активности депоноване у том региону и унете активности по једном акту удисаја, [ICRP 66, 1994]. Модел описује депозицију аеросола у широком опсегу дијаметара, од атомских димензија до димензија 0.1 *mm* и применљив је за различите индивидуе под разним условима излагања и омогућава рачунање депозиција за гасове и паре.

Аеросоли присутни у ваздуху доспевају у људски респираторни тракт дисањем. Један део удахнутих аеросола се депонује у плућима док се остатак уклања приликом издисаја. Постоје две групе процеса депозиције, термодинамичка и аеродинамичка депозиција, [ICRP 66, 1994]. Термодинамичка депозиција је карактеристична за честице малих дијаметара и често се назива дифузиона или Браунова депозиција. Ова врста депозиције настаје услед случајног кретања аеросола у ваздуху. Када аеросоли дотакну зид дисајне цевчице, они могу остати депоновани у тој тачки. Аеродинамичка депозиција је значајна за честице већег дијаметра и подразумева два начина депозиције, услед судара са зидовима дисајних цеви и услед гравитационе седиментације.

Депозиција аеросола се догађа у свим регионима плућа, али са различитом ефикасношћу у зависности од дијаметара аеросола и карактеристика протока ваздуха.

Модел депозиције се базира на алгебарским једначинама, које описују таложење аеросола у цевима на основу брзине струјања ваздуха у њима (брзине удисаја), [ICRP 66, 1994]. ICRP66 дели респираторни тракт у пет филтера по питању депозиције, где се у сваком наредном смањује концентрација радиоактивних и других аеросола. Унутар датог филтра депозиција се сматра униформном.

4.2.5. Модел чишћења и транслокације

Честице депоноване у респираторном тракту људи се уклањају различитим механизмима. За одређивање дозе у органима и ткивима од велике важности је познавање процеса трансфера радиоактивности из плућа у друге органе. Опширне студије су рађене о процесима чишћења материјала депонованог у плућима; постоје три главна механизма трансфера, [ICRP 66, 1994]:

- (i) у крв путем апсорпције;
- (ii) у гастроинтестинални тракт, и
- (iii) у локалне лимфне чворове путем лимфних судова.

Механизам (i) се означава као апсорпција, док механизми (ii) и (iii) означавају као транслокација. Брзина чишћења се дефинише као део материјала, $dR_i(t)/R_i(t)$ који се уклони у јединици времена, [ICRP 66, 1994]:

$$\lambda_i(t) = \frac{dR_i(t)/dt}{R_i(t)}, \quad (15)$$

где је $R_i(t)$ количина материјала у региону за време t после акутног уношења. Укупна брзина уклањања је сума брзина услед индивидуалних процеса (i), (ii) и (iii), [ICRP 66, 1994]:

$$\lambda_i(t) = g_i(t) + l_i(t) + s_i(t), \quad (16)$$

где је $g_i(t)$ брзина уклањања у гастроинтестинални тракт, $l_i(t)$ брзина уклањања до лимфних чворова и $s_i(t)$ је брзина апсорпција честица у крв. За потребе модела чишћења, људска плућа су подељена у укупно 17 региона. У публикацији су дате брзине транспорта између свих ових региона [ICRP 66, 1994]. Укупна активност неког радоновог потомка у неком региону се добија преко диференцијале једначине која узима у обзир: таложење датог потомка, његов настанак распадом претходника у ланцу, све механизме чишћења укључујући и распад. Као резултат добија се равнотежна активност потомка у датом региону.

4.2.6. Дозиметријски модел рачунања апсорбованих доза

Сврха дозиметријског модела је процена дозе у ткивима респираторног тракта, која се сматрају ризичним и посебно осетљивим на зрачење. Према [ICRP 66, 1994] постоје укупно шест врста ткива и ћелија осетљивих на озрачивање од којих су у овом раду од интереса ћелије епителног ткива бронхија (ВВ регион) и бронхиола (bb регион), као што је приказно на Сликама 6 и 7.

Главни резултат дозиметријског модела људских плућа је тзв., дозни конверзиони фактор (Dose Conversion Factor – DCF). Ова величина представља ефективну дозу по јединици излагања и даје се у јединицама mSv/WLM . За потребе одређивања DCF-а потребно је проценити енергију апсорбовану по јединици масе ткива тј., апсорбовану дозу, $D_{T,R}$ за разне регионе респираторног тракта, за дате услове озрачивања. Апсорбоване дозе се даље коригују користећи радијационе тежинске факторе, w_R , за различите врсте зрачења чиме се добија еквивалентна доза, H . Тежински фактори за uteжњавање доза по регионима ВВ, bb и AI, се узимају са једнаком радијационом штетношћу. У свим регионима фактор uteжњавања износи 0.333, [ICRP 66, 1994]. Преосталих 0.001 се односи на лимфне жлезде. Тако усредњена еквивалентна доза се даље множи ткивним тежинским фактором за људска плућа који износи, $w_T = 0.12$, и добија се ефективна доза која по јединици излагања која представља дозни конверзиони фактор, DCF.

За процену дозе користе се софтвери који се базирају на основу модела људских плућа датог у [ICRP 66, 1994]. Један од њих је програм LUDEP (Lung Dose Evaluation Program), [Birchall и др, 1991]. Корисник сам дефинише улазне параметре субјекта и параметре аеросола, а као резултат се добија апсорбована доза. Да би се одредила доза коју је нека особа примила потребно је још знати укупно излагање X у WLM , при чему услови излагања треба да одговарају условима за које је рачунат DCF. Доза се затим израчунава као производ DCF-а и излагања X . Програм LUDEP се односи на целокупну биокинетику тела и може се применити и на друге радионуклиде и на остале органе људског тела.

Скраћена верзија LUDEPa се назива RADEP, [Marsh и Birchall, 2000], и односи се само на радон и његове потомке.

Недостатак оваквих програма јесте непознавање њихове структуре као и немогућност добијања међурезултата који могу бити значајни за решавање многих проблема. Због тога је развијен програм LUNDOSE који прати ICRP66 публикацију, [Nikezić и Yu, 2001b]; софтвер је отвореног типа, јасна је његова структура и доступни су међурезултати рачунања, што је на пример, искоришћено у раду [Марковић и др, 2009].

Иако је ICRP66 дозиметријски модел врло детаљно и прецизно дефинисан и укључује готово све релевантне параметре, резултат овог модела није задовољавајући. Програм LUDEP написан на основу ICRP66 даје вредност DCF око 15 mSv/WLM . Програми RADEP и LUNDOSE потврђују ову вредност, која се још назива и дозиметријска вредност за DCF, [Birchall и др, 1991; Marsh и Birchall, 2000; Nikezić и Yu, 2001b].

Поред дозиметријске вредности DCF-а постоји и епидемиолошки DCF чија вредност је добијена на основу студија обављеним над популацијом рудара и коришћењем фактора ризика изведених из озрачене популације Хирошима и Нагасакија, [ICRP 60, 1991]. На основу ових студија вредност за DCF износи око (4 -5) mSv/WLM , [ICRP 65, 1993].

Могуће је одредити процене неодређености резултата за дозиметријску вредност DCF-а варирањем вредности свих параметара који представљају улаз у модел. Међутим такве процене нису довеле до смањења ове разлике, [Marsh и Birchall, 2000]. Ово неслагање се дуго сматрало једном од значајних научних контраверзи. Један од предлога за усаглашавање ових вредности је био смањење радијационог тежинског фактора за алфа зрачење (или квалитета зрачења Q), [Hofmann и др, 2004], али би то имало далекосежне последице на целокупан систем заштите од зрачења, те тај предлог није званично усвојен.

Имајући у виду ово неслагање, ICRP66 је предложио да њихов модел треба да служи за поређење доза у разним ситуацијама, као и за поређење доза између појединаца и група, и сл. Експлицитног изношења чињеничног стања, о разлици између дозиметријског и епидемиолошког није било.

Ова разлика између епидемиолошке и дозиметријске вредности за DCF је првобитно ублажена нешто већом вредношћу епидемиолошког фактора, која је ре-проценама фактора ризика повећана на 6 до 8 mSv/WLM . Накнадне

репроцене и студије рудара у уранским рудницима су још више повећале епидемиолошку вредност DCF тако да се разлика сада око 30 % не сматра се значајном, [UNSCEAR Report, 2006 p 309, 528].

5. ORNL математички фантом

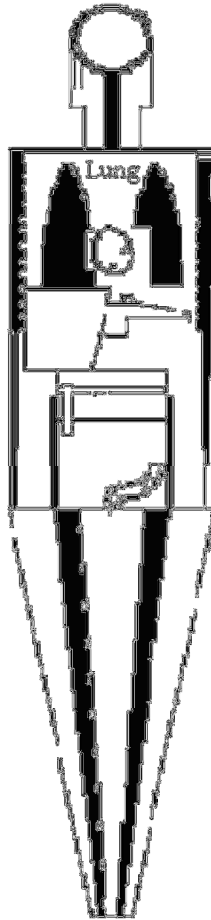
Аналитички модел људског тела је презентован у оквиру Oak Ridge National Laboratory публикације, [Eckerman и др, 1996]. Овај модел је коришћен за одређивање доза у главним органима и ткиву остатка људског организма у овом раду. Сви органи људског тела су репрезентовани аналитичким једначинама тродимензионалних геометријских тела. За представљање, поред аналитичких једначина у неким случајевима се користе и неједначине.

ORNL математички фантом се састоји из три различите целине: (1) трупа и руку који су представљени као елиптички цилиндри; (2) ноге и стопала са два засечена кружна конуса и (3) врат и глава репрезентовани кружним цилиндром на коме је још један елиптички цилиндар, покривен полуелипсоидом. Два елипсоида која представљају женске груди су прикачена за труп женског фантома, [Eckerman и др, 1996]. Код овако компликоване геометрије система, погодан избор координатног система је веома важан и може у многеме да смањи време рачуна у неким случајевима. Центар координатног почетка је узет у центру доње базе трупа фантома. Z оса је управљена вертикално, Y оса је управљена ка задњој страни фантома, а X оса ка левој руци, [Markovic и др, 2009].

Поред геометрије, за израчунавање доза потребни су хемијски састав и густине ткива одређених органа. Према ORNL публикацији, људски фантом се састоји од три врсте ткива, скелетног, плућног и меког ткива које имају различите густине и хемијски састав, [Eckerman и др, 1996].

Једначине органа фантома заједно са осталим релевантним информацијама (хемијски састав, запремине, масе и сл.) се уписују у улазни (input) фајл, [Крстић и Никезић, 2007], MCNP софтвера који корисник креира. Комбинујући површи кроз Булову алгебру, MCNP формира ћелије (cells) које репрезентују органе. Улазни фајлови одраслог мушкарца и жене се могу наћи на

интернет презентацији Природно – математичког факултета у Крагујевцу, [Input files, <http>]. Пример уздужног пресека ORNL фантома добијеног помоћу улазног MCNP фајла коришћеног у овом раду је приказан на Слици 8.



Слика 8. Уздужни пресек ORNL фантома.

Могу се приметити разни органи, али су само плућа назначена као извор зрачења. Сви остали органи, као и сама плућа су мете, [Крстић и Никезић, 2007]

6. Софтвери за симулацију транспорта зрачења кроз материју

За одређивање дозних конверзионих фактора бета и гама зрачења краткоживећих радонових потомака неопходно је одредити ефективну дозу по јединици излагања. За ту сврху неопходан је дозиметријски модел и софтвер који је у могућности да симулира транспорт честица зрачења у оквиру одговарајућег модела и одређује дозу. У овој тези одређени су дозни конверзионни фактори у осетљивим слојевима људског респираторног тракта и у главним органима и ткиву остатка у људском организму изазвани бета и гама зрачењем краткоживећих радонових потомака који су наталожени у плућима.

За прорачун DCF-а бета и гама зрачења у осетљивим слојевима плућног ткива, коришћен је [ICRP 66, 1994] модел респираторног тракта. Транспорт зрачења и губитак енергије у осетљивим слојевима је симулиран софтвером PENELOPE (Penetration and ENErgy LOss of Positrons and Electrons), [Salvat и др, 2003]. Употребом PENELOPE софтвера прорачунате су апсорбоване фракције (AF – Absorbed Fraction) и побољшан методолошки приступ начињен у оквиру ICRP66 публикације, [ICRP 66, 1994]. У ICRP66 вредности AF-а одређиване су коришћењем софтвера EGS4 (Electron Gamma Shower), [Nelson и др, 1985]. EGS4 је софтвер који пружа могућност транспорта честица кроз одређене материјале, међутим има одређених недостатака у области ниских енергија честица поготово ако се транспортују кроз танке слојеве. У таквим случајевима грешке у резултатима могу бити веома знатне, [Bielajew и Rogers, 1987; Molière, 1948; Fernández –Varea и др, 1993].

Дозе у главним органима и ткиву остатка од бета и гама зрачења радонових потомака су одређиване комбинацијом два дозиметријска модела на начин који ће бити описан у глави II ове тезе. То су ICRP66 модел респираторног тракта-а, [ICRP 66, 1994], и аналитички модел људског тела – математички фантом [Eckerman и др, 1996]. За симулацију транспорта зрачења коришћен је MCNP-4B софтвер, [Briesmeister, 1997].

6.1. EGS4

У [ICRP 66, 1994] је за прорачун апсорбованих фракција у осетљивим слојевима респираторног тракта, коришћен Monte Carlo EGS4 софтвер, [Nelson и др, 1985], који омогућава симулацију транспорта зрачења кроз одређени материјал. Софтвер моделује стварање електрона у директним сударима као и закочног зрачења изнад одређеног прага енергије (одабрано 1 keV, [ICRP 66, 1994]). У овим симулацијама практична горња граница губитка енергије при сваком акту расејања износи 6 % енергије електрона коју је имао пре расејања. Ова вредност је у складу са малим линеарним димензијама ткива мете у којој долази до губитка енергије електрона. Електрони и фотони се прате док њихова енергија не падне испод 1 keV-а, када се узима да се локално депонује. Историје свих секундарних електрона и фотона који се производе при интеракцији примарне честице са медиумом су праћене у потпуности, [ICRP 66, 1994].

За високо енергетске електроне и позитроне, EGS4 прибегава теорији вишеструког расејања која дозвољава симулацију глобалног ефекта великог броја догађаја на одређеном сегменту путање дате дужине, [Nelson и др, 1985]. Овакве симулационе процедуре представљају кондензован Monte Carlo метод. Теорије вишеструког расејања имплементирани у кондензоване алгоритме за симулацију су приближног карактера и могу водити ка систематским грешкама. Ова одступања могу бити врло уочљива у одређеним случајевима услед зависности резултата симулације у односу на усвојену дужину сегмента путање, [Bielajew и Rogers, 1987]. Коришћење веома кратких сегмената путање може произвести лажне ефекте у оквиру резултата симулације. На пример у раду [Molière, 1948] теорија вишеструког еластичног расејања на основу којег је написан EGS4 основни код, није применљива за дужине сегмента путање краћих од неколико еластичних средњих слободних путања, [Fernández-Varea и др, 1993], стога вишеструко еластично расејање мора бити „искључено“ када сегмент путање постане краћи од ове вредности. Као последица наведеног, стабилизација кода за кратке сегменте путања не имплицира да су резултати симулације исправни. За последицу, грешке током симулације ће бити значајне, посебно ако се користе танки слојеви медијума кроз који се врши транспорт, као што су осетљиви слојеви ВВ и посебно bb региона. Примена кондензованих

алгоритама везана је са проблемима у генерисању путање честице у близини површине која раздваја два медијума различитог састава. Када се честица креће у близини граничне површине, дужина сегмента путање се мора држати мањом од најближег растојања до разделне површине да би на тај начин сегмент путање остао унутар медиума кроз који се кретање прати, [Bielajew и Rogers, 1987]. Овакав приступ у многоме компликује код чак и за релативно једноставне геометрије.

Показано је да је EGS4 поуздан софтвер за симулацију транспорта зрачења. Горе наведени недостаци се односе на посебне случајеве транспорта зрачења када се ради о танким слојевима медијума (реда величине 10-ак слободних путања) кроз које се зрачење транспортује са релативно ниским енергијама (испод неколико десетина keV -а), [Bielajew и Rogers, 1987; Molière, 1948; Fernández –Varea и др, 1993].

6.2. PENELOPE софтвер

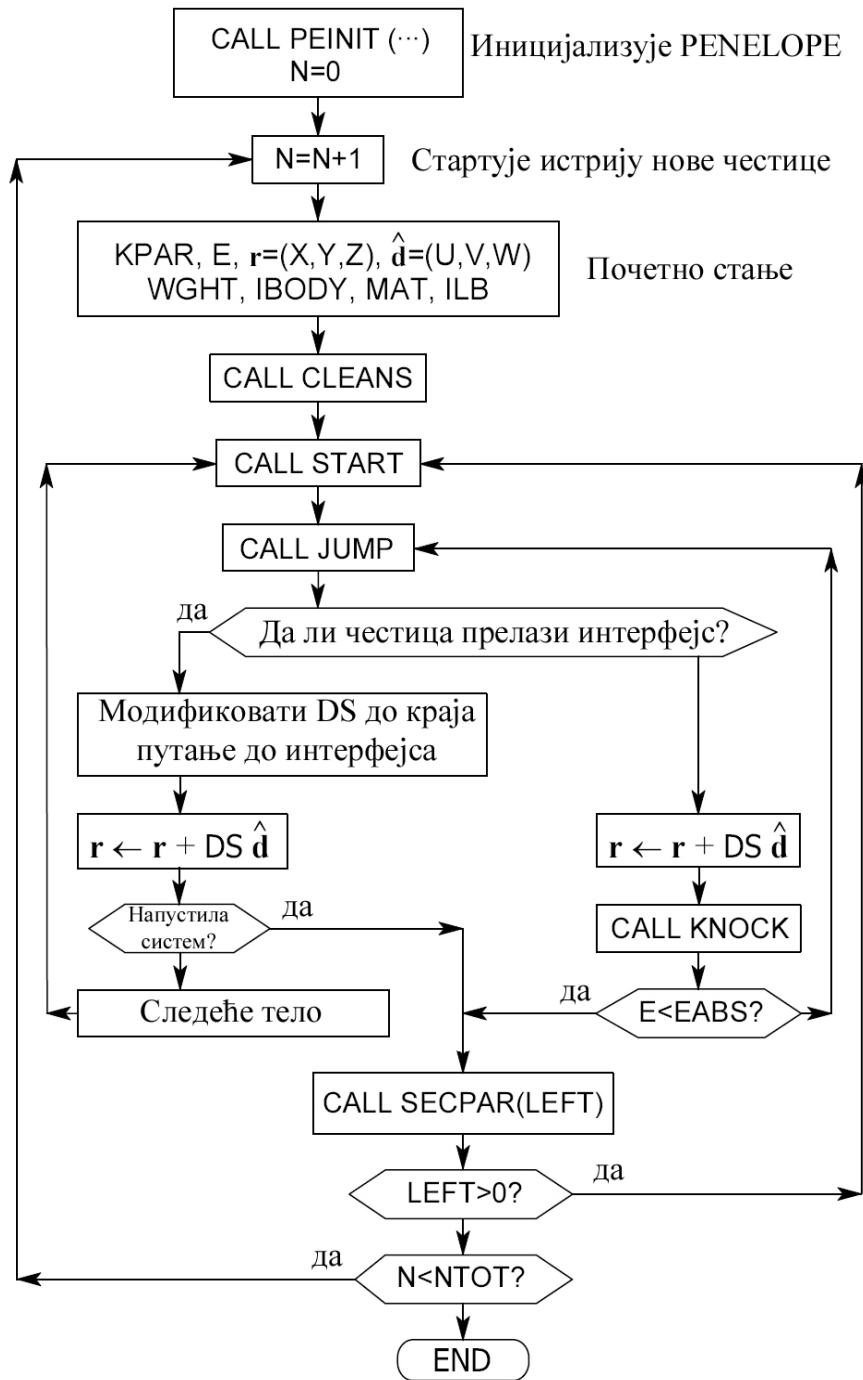
Модел расејања усвојен у PENELOPE софтверу даје поуздан опис транспорта зрачења у интервалу енергија од 1 keV за фотоне и 100 eV за електроне и позитроне до неколико стотина MeV -а, [Salvat и др, 2003]. PENELOPE генерише случајни електронско-фотонски плъусак у комплексним материјалним структурама произвољног броја различитих хомогених региона (тела) одређеног састава. Притом инкомпорира модел расејања комбинујући нумеричке макроскопске ефикасне пресеке (или зауставне ефикасне пресеке) са једноставним аналитичким диференцијалним ефикасним пресецима за различите интеракционе механизме, [Salvat и др, 2003].

Симулација путање електрона и позитрона се врши коришћењем мешаних алгоритама класе II. Интеракције честица зрачења са медијумом можемо поделити на тврде (hard) и меке (soft), у зависности од унапред задатих параметара симулације θ_c - WCC(M) и W_c - WCR(M). θ_c и W_c представљају угао и граничну енергију (cuttof) на основу које се прави разлика између тврдих и меких интеракција. За вредности угла расејања и енергије коју честица изгуби при интеракцији које су веће од граничне вредности параметара WCC(M) и

WCR(M) интеракције се сматрају тврдим, тј. типа „hard“ и симулирају се детаљно. И обратно, у питању су меки тј. „soft“ судари који се симулирају методама вишеструког расејања, [Salvat и др, 2003]. WCC(M) и WCR(M) параметри се дефинишу за сваки материјал, М. Њиховим постављањем на нулу вршимо детаљну симулацију, где се свака честица прати корак по корак и симулира се свака интеракција понаособ. На тај начин се обезбеђује висока тачност симулације, али се знатно продужава време прорачуна и тоши више рачунарских ресурса.

Индивидуални „тврди“ еластични судари „тврде“ нееластичне интеракције и емисија „тврдог“ закочног зрачења се симулирају детаљно, напр. случајним генерисањем на основу одговарајућих диференцијалних ефикасних пресека. Путања честице између сукцесивних „тврдих“ интеракција или између „тврде“ интеракције и проласка интерфејса (површине која дели два медијума различитих састава) се генерише као серија слободних путања, [Salvat и др, 2003]. Комбиновани ефекат „меких“ интеракција које се дешавају дуж сукцесивних корака путање се симулирају као један „вештачки“ догађај типа „меких“ интеракција, где честица губи енергију и мења правац кретања, [Salvat и др, 2003]. Приликом интеракције честица са медиумом кроз који се креће може доћи до стварања секундарних честица. У том случају почетни параметри (врста честице, енергија, правац кретања и др...) секундарне честице се памте у меморији рачунара. Када се у потпуности заврши праћење кретања примарне честице, тј. када она изгуби сву своју енергију или напусти систем, прелази се на симулацију кретања секундарних честица које је примарна произвела (уколико их има). Почетни параметри секундарних честица се учитавају из меморије рачунара и на потпуно аналоган начин као и у случају примарне честице приступа се њеном транспортовању, [Salvat и др, 2003].

PENELOPE софтвер је структуриран на тај начин да се укупна путања честице генерише као низ сегмената путање – слободних путева; на крају сваког слободног пута честица трпи интеракцију (судар) где губи енергију, мења правац кретања и у одређеним случајевима производи секундарне честице, [Salvat и др, 2003].



Слика 9. Алгоритам главног (MAIN) програма за симулацију плъуска електрона употребом PENELOPE софтвера, [Salvat и др, 2003]

На Слици 9 је приказан алгоритам главног програма. PENELOPE пакет за симулацију транспорта зрачења се активира из главног програма позивањем подпрограма PEINIT, који учитава податке из датотека различитих материјала, припрема табеле величина зависних од енергије које се користе у току симулације, учитава улазни фајл геометрије и др, [Salvat и др, 2003]. Фајл који дефинише геометрију система је написан према ВВ и bb регионима дефинисаних у ICRP66 публикацији, [ICRP 66, 1994].

Геометрија у PENELOPE софтверу се базира на површима другог реда. Затворен простор ограничен површима се назива тело (body). Свако тело се састоји од придруженог материјала креираног коришћењем програма који се дистрибуира у склопу PENELOPE пакета, [Salvat и др, 2003]. Током симулације честица се креће унутар тела и депонује одређену количину енергије. Депоноване енергије се бележе у сваком телу посебно. Укупан број генерисаних историја (NTOT) је 10^5 .

Симулација електрона у дисајним путевима софтвером PENELOPE се може описати у неколико корака, [Markovic и др, 2007].

- Почетне тачке кретања $\vec{r}(x, y, z)$ честице се случајно бирају на местима депозиције радона и његових потомака. Ова места су мукус (гел) и цилиа слој, Слика 6 и 7. Симулације се посебно извршавају за сваку комбинацију извора-мете.
- При транспорту зрачења, правац кретања честице се описује јединичним вектором \vec{d} . У зависности од избора координатног система, правац \vec{d} се може дефинисати косинусима правца (u,v,w) (напр. пројекцијама вектора \vec{d} на правце координатних оса), или поларним и азимуталним угловима θ и φ :

$$\vec{d} \equiv (u, v, w) \equiv (\sin \theta \cdot \cos \varphi, \sin \theta \cdot \sin \varphi, \cos \theta). \quad (17)$$

Компоненте јединичног вектора \vec{d} се случајно бирају, јер је емисија зрачења случајан процес, те је и правац емисије такође случајан.

- Када су почетна стања честице подешена позивају се подпрограми CLEAN и START како би извршили одређене операције неопходне за симулацију, [Salvat и др, 2003], (постављање свих локалних

променљивих на нулу, читање табела са ефикасним пресецима, рачунање аналитичких ефикасних пресека и др.).

- Позивањем подпрограма JUMP генерише се слободна путања честице и она се помера за дужину путање у правцу \vec{d} , [Salvat и др, 2003].
- Ако честица пресече неку од граничних површина прати се даље кретање са параметрима тела са друге стране граничне површи. У супротном, подпрограм KNOCK се позива како би симулирао интеракцију, одредио нову енергију и правац кретања и складишти почетна стања произведених секундарних честица уколико их има, [Salvat и др, 2003]. Депонована енергија DE (Deposited energy) при акту интеракције се бележи и на основу ове величине се рачуна AF, [Markovic и др, 2007].
- Ако честица, после интеракције, има енергију већу од EABS овај метод се понавља све док енергија честице не падне испод EABS или док не напусти систем.

6.3. MCNP-4B софтвер

Историјски гледано, MCNP је први софтвер намењен симулацији простирања зрачења кроз материју. Његови корени сежу до 1940тих година када је плејада математичара и физичара радила на развоју атомског наоружања на пројекту “Manhattan”. У развоју овог софтера, као и саме методе Монте Карло, учествовали су такви умови као von Neuman, Metropolis, Ulam, Fermi и др. Првобитно, MCNP је био намењен за симулацију транспорта неутрона, ради рачунања критичне масе, али је касније више пута дорађиван и проширен, тако да може да симулира и фотоне и електроне. Опсег енергија у којима се може вршити транспорт честица је за неутроне од 10^{-11} MeV-а до 20-150 MeV-а, у зависности од врсте језгра са којим интерагује. За фотоне опсег енергије је од 1 keV-а до 100 GeV-а, док је за електроне опсег од 1 keV-а до 1 GeV-а. За развој овог софтвера је уложено више од 1000 истраживачких година, [Hendricks и др, 2000].

Корисник софтвера креира улазни фајл који се учитава при стартовању софтвера. Информације које садржи овај фајл дефинишу се на основу задате проблематике и односе се на:

- спецификацију геометрије,
- опис материјала који испуњава геометрију,
- локацију и карактеристике извора,
- тип симулације и врсту крајњих резултата и
- избор редукције варијансе ради повећања ефикасности симулације.

MCNP (A General Monte Carlo N-Particle Transport Code) врши симулацију транспорта неутрона, фотона и електрона кроз произвољан материјал одређене геометрије. За фотоне, софтвер укључује интеракције некохерентног и кохерентног расејања, могућност флуоросцентне емисије после фотоелектричне апсорпције и апсорпцију приликом стварања електронско-позитронских парова. У процесу транспорта електрона и позитрона укључује се скретање под одређеним углом услед вишеструког Кулоновог расејања, губитак енергије у сударима са могућношћу промене путање и продукцију секундарних честица укључујући и К и X-зраке, Оже електроне, закочно зрачење, као и анихилационе гама зраке.

MCNP је написан у „Fortran90“ који је комбинован са „C“ програмским језиком. Генерална интерна структура MCNP-а је следећа, [X-5 Monte Carlo Team, 2003]:

Иницијација (IMCN):

- учитавање улазног фајла (INP) за димензионисање променљивих;
- дефинисање променљивих;
- поновно учитавање улазног фајла (INP) и додељивање вредности променљивама;
- процесуирање извора;
- процесуирање талија;
- обрада спецификације материјала без учитавања библиотека;
- израчунавање запремина и површина ћелија.

Одређивање геометрије система (PLOT).

Обрада табела ефикасних пресека (XACT):

- учитавање библиотека;
- елиминисање података о неутронима ван опсега дефинисаних енергија;
- доплерово екстраполирање елестичних и тоталних ефикасних пресека до одговарајуће температуре уколико је виша од температуре за који је библиотека ефикасних пресека дефинисана;
- процесуирање библиотека;
- обрада библиотека везаних за електроне и одређивање табела домета и угловне дистрибуције при расејању и закочно зрачење.

MCRUN покреће историје честица.

У оквиру MCRUN, MCNP симулира историје неутрона, фотона или електрона на следећи начин:

- креира примарну честицу;
- одређује растојање до граничне површине, омогућава прелазак честице преко границе у следећу ћелију;
- одређује тотални ефикасни пресек судара неутрона и производи фотоне ако их има;
- одређује тотални ефикасни пресек интеракције фотона и производи електроне ако их има;
- прати путању електрона;
- процесуира опционе вишеструке сударе;
- одређује талије детектора, DXTRAN;
- штампа излазне податке и талије;

Графички приказује талије, ефикасне пресеке и друге релевантне податке (MCPLLOT).

У овом раду симулација транспорта електрона и фотона је вршена за случај ORNL фантома одраслих појединаца оба пола.

7. Активности радонових потомака у респираторном тракту; Програм LUNGDOSE.F90

Број радиоактивних распада у различитим регионима HRTM је дат у раду [Nikezić и Yu, 2001b] у виду активности радонових потомака по јединици запремине (прецизније број распаднутих језгара по μm^3) и *WLM*. Ове вредности су добијене програмом LUNGDOSE.F90, [Nikezić и Yu, 2001], у коме су усвојени концепти уведени у [ICRP 66, 1994]. Програм укључује израчунавање следећег:

- депозицију монодисперзних аеросола, [Hinds, 1998], у различитим депозиционим регионима HRTM према алгебарском моделу у [ICRP 66, 1990] публикацији;
- укупну депозицију полидисперзивних аеросола, [Hinds, 1998], по регионима за дате услове озрачивања, при чему се сумација врши користећи три модалну лог-нормалну дистрибуцију аеросола и
- равнотежне активности краткоживећих радонових потомака у различитим регионима чишћења HRTM-а и укупан број емитованих честица за дате услове и време излагања.
- Овај програм је првобитно развијен за израчунавање дозног конверзионог фактора, али су на располагању и многобројни међурезултати од који се неки, као равнотежне активности, користе у овом раду.

Улазни параметри за LUNGDOSE.F90 програм су: брзина дисања = $0.78 \text{ m}^3\text{h}^{-1}$, [Zock и др, 1996]; tidal volume = 0.866 l/удисај ; функционални резидални капацитет = 3300 ml ; фактор равнотеже $F = 0.395$; неприпојена фракција РАЕС-а, $f = 8 \%$; густина честица неприпојене фракције = 1 g/cm^3 ; густина честица у припојеној фракцији = 1.1 g/cm^3 ; фактори облика (shape factors) су једнаки 1 и 1.1 за неприпојену и припојену фракцију, респективно; средњи дијаметри (са геометријским стандардним девијацијам датим у заградама) су 0.9 (1.3 nm), 50 (2 nm), 250 (2 nm) и 1500 (1.5 nm) за неприпојену, нуклеациону (nucleation), акумулациону (accumulation) и грубу (coarse) моду, респективно, [Никезић и Yu, 2001b]. Фракције РАЕС-а придружене датим модама су 0.0655 , 0.262 , 0.654 и

0.018. У раду [Marsh и Birchall, 2000] је процењено време полуживота при трансферу у крв од 10 *h*, на основу резултата студије на волонтерима, [Booker и др, 1969; Hursh и Mercer, 1970; Hursh и др, 1969].

Активности по јединици запремине, A_V , су трансформисане у равнотежне активности, A у плућима по 1 *WLM*:

$$A_{ij} = A_V^{(ij)} \cdot V_{ij}, \quad i=BB, bb, \text{ док је } j=\text{мукус, цилија}, \quad (18)$$

где је V_{ij} запремина у којој је извор дистрибуиран са датом активношћу $A_V^{(ij)}$. Запремине региона у којима се налази извор зрачења су рачунате коришћењем параметара из [ICRP 66, 1990]:

$$V_{ij} = P_i \cdot d_{ij}, \quad i=BB, bb, \text{ док је } j=\text{мукус, цилија}, \quad (19)$$

где је P_i површина целокупног BB или bb региона, а d_{ij} дебљина мукус и цилија слоја BB и bb региона. Равнотежне активности ^{214}Po и ^{214}Bi у мукус и цилија слоју су добијене коришћењем (18) и (19). За AI регион, активности су добијене сумацијом по регионима AI₁, AI₂ и AI₃. У Табели 6 су приказане активности по 1 *WL* у свим регионима.

Табела 6. Укупне активности у плућним регионима у *Bq/WL*

	^{218}Po		^{214}Po	
AI	297.38		429.73	
	Мукус	Цилија	Мукус	Цилија
BB	11.14	11.85	13.77	14.82
bb	42.31	44.45	58.31	62.52

Интересантно је запазити да су активности ^{214}Po нешто веће од активности ^{218}Po . Очекивало би се да су ове активности једнаке, услед успостављања равнотеже између потомака. Међутим, детаљнија анализа показује да се ^{214}Bi додатно таложи услед чега је активност ^{214}Po (који је увек у равнотежи са ^{214}Bi) већа од активности ^{218}Po , те долази до акумулације ^{214}Bi у AI региону. Укупна активност ^{214}Bi у AI региону је сума две компоненте. Једна компонента се формира услед распада ^{214}Pb (која треба да има исту активност као и ^{214}Pb) док се друга формира услед депозиције ^{214}Bi који доспева из удахнутог ваздуха. Због овога је активност ^{214}Bi већа од активности ^{214}Pb .

II АПСОРБОВАНЕ ФРАКЦИЈЕ ЕЛЕКТРОНА И БЕТА ЧЕСТИЦА У ОСЕТЉИВИМ СЛОЈЕВИМА ЉУДСКОГ РЕСПИРАТОРНОГ ТРАКТА

У овом делу рада, који је публикован у часопису са ИСИ листе, Radiation and Environmental Biophysics, [Marković и др, 2007], прорачунате су апсорбоване фракције (Absorbed Fractions – AF) електрона у осетљивим слојевима људског респираторног тракта. За ту сврху је коришћен симулациони софтвер PENELOPE базиран на Monte Carlo методи. Људски респираторни тракт је моделован према, [ICRP 66, 1994]; у овом извештају дате су апсорбоване фракције електрона где је за прорачун коришћен EGS4, [Nelson и др, 1985], симулациони софтвер. Неке од апроксимација које су коришћене у ICRP66 моделу су побољшане у овом делу рада и представљене су новодобијене вредности за AF. Минимална енергија (EABS – Energy of ABSorption) до које се електрон прати током транспорта кроз материјал је 1 keV у ICRP66 публикацији, док је у овом раду та вредност снижена на 100 eV . Снижавањем вредности за EABS добијају се прецизнији резултати апсорбованих фракција за иницијалне енергије електрона испод 50 eV . Поред тога, да би се представила ткивна маса у ICRP66 публикацији коришћена је вода, док је у овом раду коришћено одговарајуће епителијално ткиво.

На основу добијених вредности апсорбованих фракција одређене су дозе и DCF у осетљивим слојевима HRTM. Резултати су саопштени на Међународној конференцији, [Marković и др, 2008].

1. Увод

У поглављу 4 прве главе овог рада представљен је ICRP модел људског респираторног тракта, где је поменуто да постоје шест врста ткива осетљивих на зрачење и која представљају места потенцијалног ризика од стране удахнутих радионуклида, [ICRP 66, 1994]. Та ткива су:

- (1) Кератинизујући епител коже предњег дела носа,
- (2) вишеслојни плочасти епител вангрудних дисајних путева,
- (3) цилијатни епител бронхија,
- (4) цилијатни епител бронхиола,
- (5) ткиво алвеоларно интестиналног региона и
- (6) тораксни и вантораксни лимфни чворови.

За овај рад од интереса су бронхијални, „BB“, и бронхиоларни, „bb“, региони. Ови региони су места депозиције удахнутих нуклида и у њихов састав улази цилијатни епител, као што је приказано на Сликама 6 и 7. Унутрашњи дисајни путеви BB и bb региона представљају места депозиције удахнутих честица, укључујући краткоживеће потомке радона. Ти слојеви су мукус (гел) и цилија што се може видети на Сликама 6 и 7. На овим местима се депоновани радонови потомци распадају емитујућу алфа и бета честице и гама зрачење. Прама моделу, ова два слоја се узимају као извори зрачења, [ICRP 66, 1994]. Емитоване честице погађају осетљиве слојеве и депонују одређену количину енергије у њима. Радијациона оштећења осетљивих слојева ћелија чине их потенцијалним местима за формирање ћелија карцинома, [ICRP 66, 1994]. Ово је један од разлога зашто је од интереса прорачунати апсорбоване фракције емитованог зрачења у осетљивим слојевима.

Главни допринос дози потиче од емитованог алфа зрачења. Међутим, остали типови зрачења, бета и гама, су такође присутни и доприносе укупној дози не само у плућима, већ и у осталим, удаљеним, органима, [Marković и др, 2009].

2. Методологија рада и побољшање постојећих података у ICRP66

За прорачун AF у овом раду коришћен је FORTRAN 77 подпрограмски пакет PENELOPE, [Salvat и др, 2003], који методом Monte Carlo симулира електронско-фотонски плусак у произвољном материјалу. AF су прорачунате за моноенергетске електроне и за спектар бета зрачења радонових потомака у осетљивим слојевима цилијатног епитела BB и bb региона, [Marković и др, 2007].

Постојивише разлога због којих су апсорбоване фракције у BB и bb регионима рачунате коришћењем PENELOPE софтвера. У ICRP66 публикацији ткиво осетљивих слојева је представљено водом уместо адекватнијим медијумом који одговара реалном ткиву. Доња граница енергије електрона, испод које се узима да се они локално депонују, је 1 keV . Ова граница енергије не утиче у много на резултате симулација у којима електрони имају високе почетне енергије. Ситуација се мења уколико електрони полазе са иницијалним енергијама реда 50 keV и мање и тада грешке у прорачуну могу бити велике, [Marković и др, 2007]. Такође, EGS4 није у могућности да изврши симулацију за електроне са малим иницијалним енергијама ($AF=0$ у ICRP66 за енергије мање од 40 keV) јер се електрони локално депонују не достижући до осетљивих слојева, што не одговара реланости, [Marković и др, 2007]. Ови недостаци су превазиђени у овом раду користећи PENELOPE софтвер, у коме је енергија испод које се електрони локално депонују $EABS=100\text{ eV}$, смањујући тиме грешке резулата за ниске енергије. Такође, коришћен је адекватни, ткивноеквивалентан, материјал. Један од најважнијих разлога за прерачунавање AF је прецизност и тачност симулационих софтера. EGS4, коришћен у ICRP66 публикацији није у могућности да тачно прорачуна AF у танким слојевима као што су BB и bb региони за енергије електрона испод 80 keV , [Bielajew и Rogers, 1987; Molière, 1948; Fernández –Varea и др, 1993]. На другој страни, PENELOPE може одредити AF за електроне свих иницијалних енергија коришћених у ICRP66, [Salvat и др, 2003]. Ова чињеница је од интереса у случају одређивања AF бета спектра неких нуклида као што су ^{212}Pb и ^{214}Pb који садрже 48.75% и 22.92% честица са енергијама испод 80 keV , што се може видети на Слици 16, [Марковић и др, 2009].

PENELOPE се као софтверски пакет дистрибуира у виду отвореног кода писаног у FORTRAN77 програмском језику. Сама структура програма је таква да је пакет за симулацију израђен у виду подпрограма, тако да PENELOPE код мора бити допуњен главним „MAIN“ програмом који контролише геометрију и еволуцију путање и бележи релевантне величине, [Salvat и др, 2003]. У овом делу рада MAIN програм је развијен како би се симулирао транспорт електрона кроз ткиво и ваздух дисајних цевчица. Симулације су вршене за два различита случаја:

Случај I: Симулација софтвером PENELOPE је вршена под истим условима и параметрима као у симулацији EGS4 софтвером у оквиру ICRP66 публикације. Транспорт електрона се вршио до енергије 1 keV-a и за материјал који репрезентује ткиво је коришћена вода густине $\rho = 1.0 \text{ g/cm}^3$.

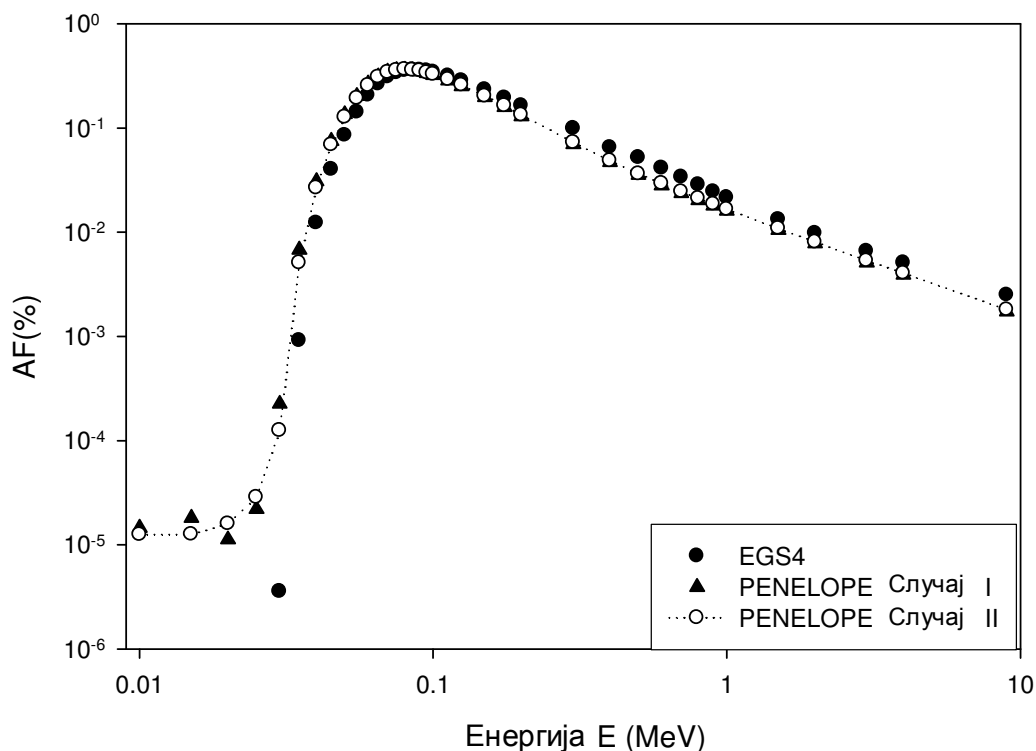
Случај II: Симулација је вршена користећи измењене вредности доње границе депозиције електрона, EABS=100 eV. Као ткивни еквивалент је коришћено је епително ткиво ($\rho = 1.054 \text{ g/cm}^3$), [Ziegler и др, 1985].

Очекује се да параметри коришћени у Случају II утичу на резултате симулације за електроне ниских енергија. У оба случаја симулација је обављена PENELOPE програмом.

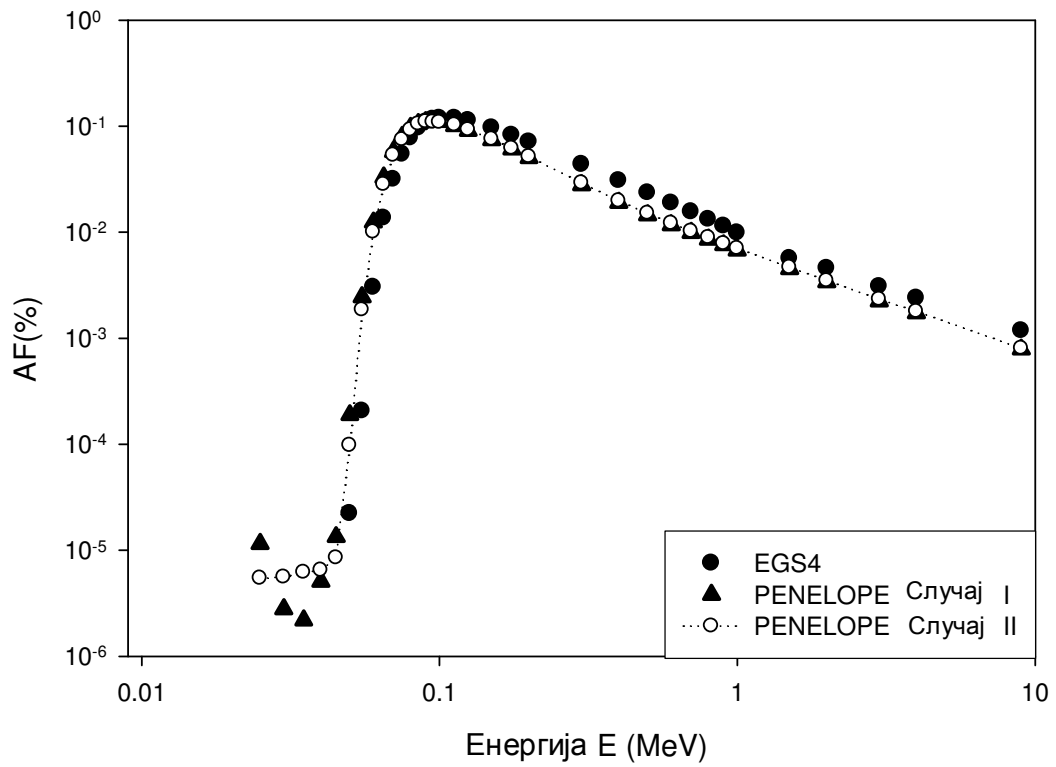
Теоријски део рада А:

А1. Прорачун апсорбованих фракција

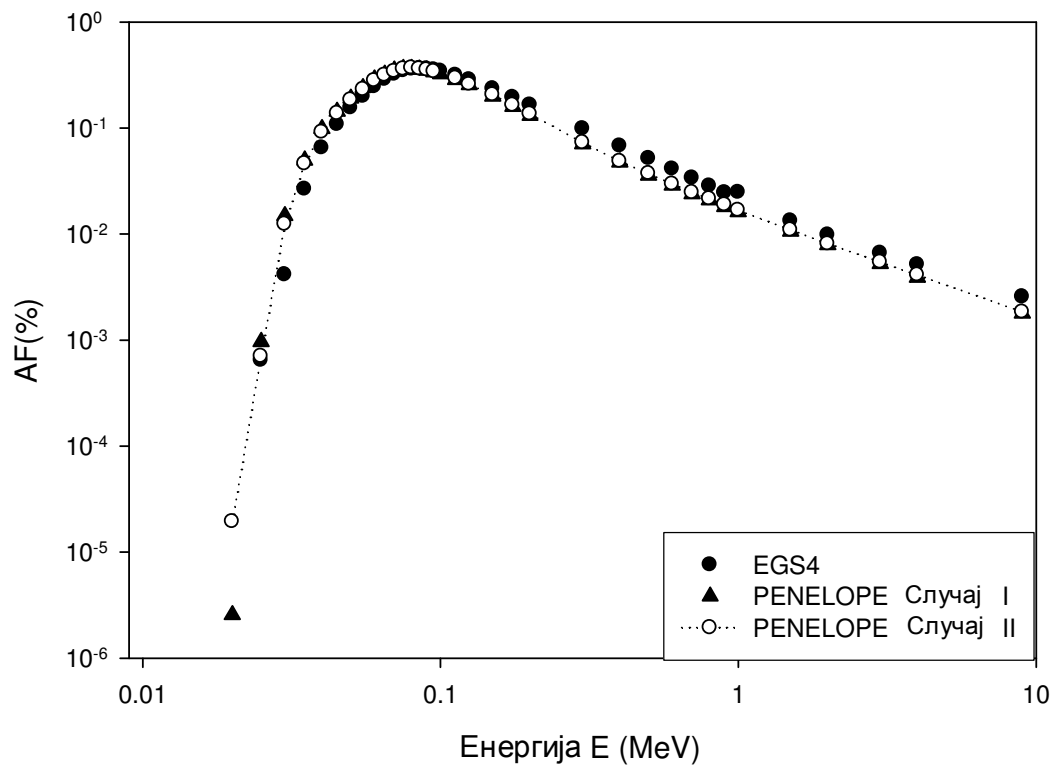
Коришћењем PENELOPE софтвера симулације су вршене за различите вредности параметара (Случај I и II) за изворе смештене у одговарајућим слојевима ВВ и bb региона. Израчунате AF за моноенергетске електроне су приказане на Сликама 10-15 и поређене су са вредностима датим у ICRP66 публикацији. На Сликама 10 и 11 представљене су AF у ВВ региону, где је извор у мукусу, док су мете секреторне и базалне ћелије. На Сликама 12 и 13 дате су AF за извор у цилијатном слоју ВВ региона. На Сликама 14 и 15 су дате AF у bb региону, где се извор налази у мукусу и цилијама, респективно.



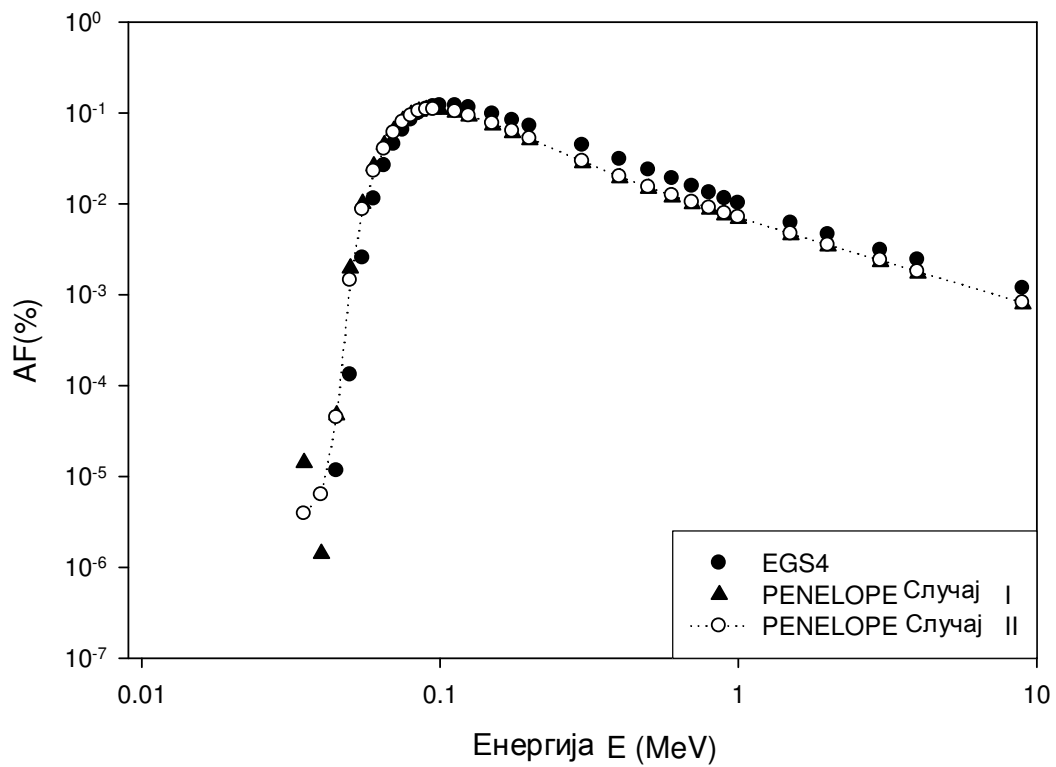
Слика 10. AF моноенергетских електрона у ВВ региону; извор се налази у мукусу, а мете су секреторне ћелије



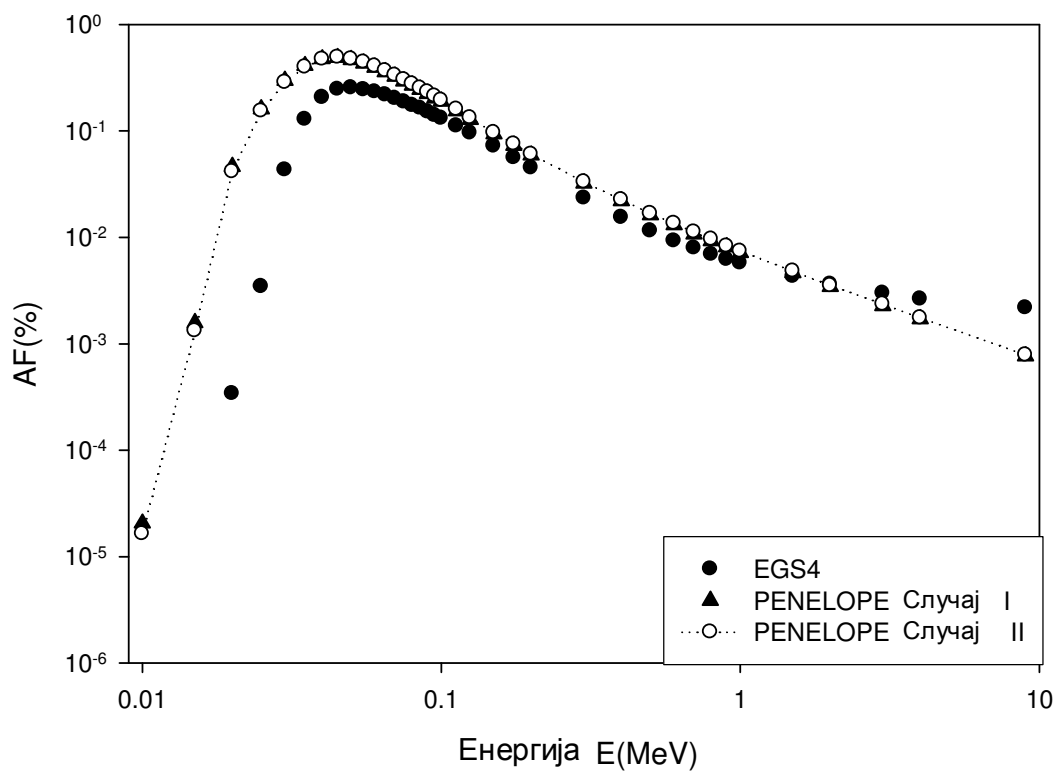
Слика 11. AF моноенергетских електрона у ВВ региону; извор се налази у мукусу, а мете су базалне ћелије



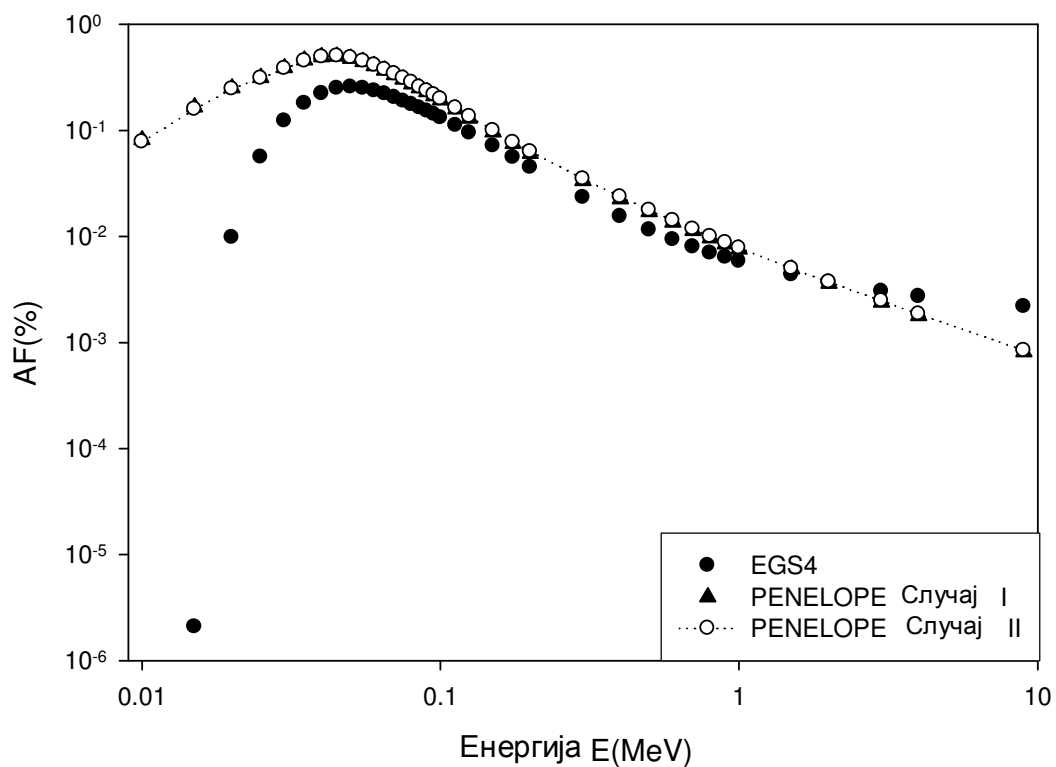
Слика 12. AF моноенергетских електрона у ВВ региону; извор се налази у
цилијатном слоју, а мете су секреторне ћелије



Слика 13. AF моноенергетских електрона у ВВ региону; извор се налази у
цилијатном слоју, а мете су базалне ћелије



Слика 14. AF моноенергетских електрона у bb региону; извор се налази у мукусном слоју, а мете су секреторне ћелије



Слика 15 AF моноенергетских електрона у bb региону; извор се налази у
цилијаном слоју, а мете су секреторне ћелије

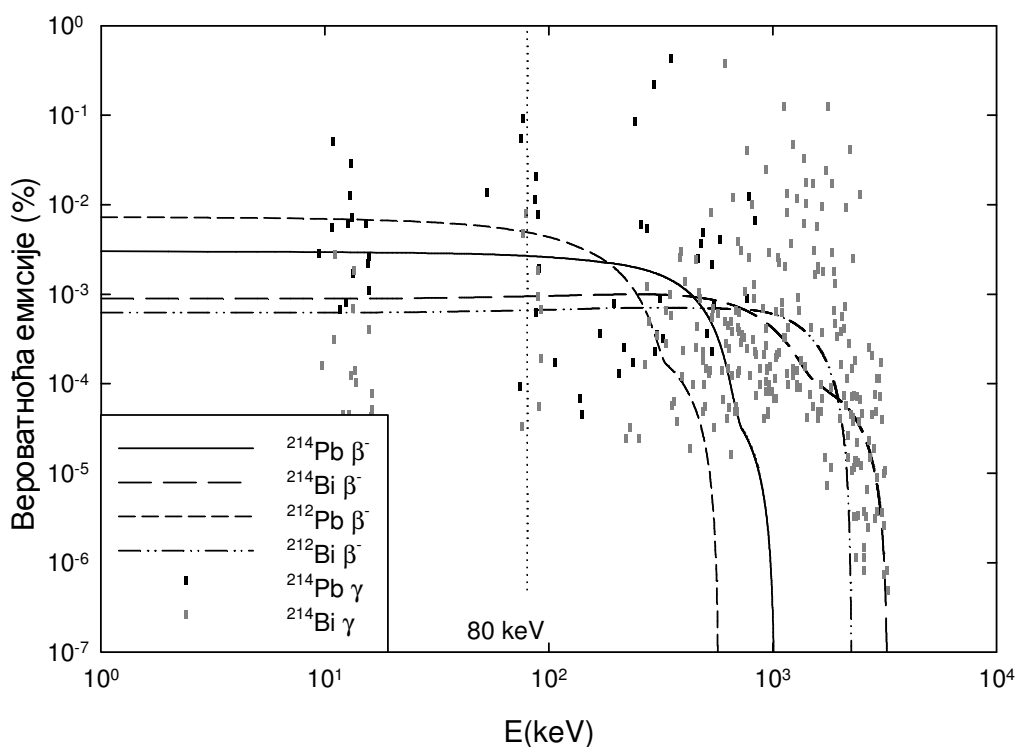
Може се видети веома добро слагање за вредности AF у случају када су електрони емитовани са енергијама већим од 80 keV -а. Извесно неслагање у bb региону се примећује за енергије електрона веће од 3 MeV -а, (Слике 14 и 15). Симулације EGS4 софтвером нису погодне када се користе танки слојеви као у случају bb региона. За високе енергије вишеструко еластично расејање мора бити искључено када дужина путање превазиђе растојање до најближе површине, [Fernández –Varea и др, 1993]. Због тога стабилизација за „мале“ слободне путање нужно не имплицира тачност резултата симулације, што за последицу води ка већим грешкама у симулацији.

За енергије мање од 80 keV разлике између AF рачунате PENELOPE и EGS4 софтвером су знатне. EGS4 вредности апсорбованих фракција нагло опадају и једнаке су нули за енергије до око 40 keV , у зависности од комбинације извора мете. Ове вредности апсорбованих фракција су доста мање од вредности добијених PENELOPE софтвером, која даје ненулте вредности апсорбованих фракција све до најнижих енергија. Разлика у резултатима за ниске енергије је последица симулационих метода имплементираних у EGS4 и PENELOPE софтвер. Теорије вишеструког расејања које користе EGS4 дају добре резултате за високе енергије електрона ($>100\text{ keV}$), док за ниске енергије ове методе нису прецизне, [Fernández –Varea и др, 1993]. На другој страни PENELOPE софтвер користи алгоритам за детаљну симулацију „честице по честицу“ и може прецизно да симулира расејање и интеракцију електрона од енергија 100 eV .

Разлика између резултата симулације вршене PENELOPE софтвером за Случај I и II се најјасније могу уочити на Сликама 10, 11 и 13. Одступања на графицима за Случај I за енергије електрона до 30 keV су последица вредности за доњу границу енергије, EABS, коју електрони могу имати при транспорту кроз медиум, која је у овом случају 1 keV . За мале иницијалне енергије електрона, ова граница није занемарљива у односу на почетну енергију и даје максималну грешку по историји од 3 % (за почетне енергије електрона 30 keV) до 10 % (за почетне енергије електрона 10 keV) при симулацији историје једне честице. У Случају II, EABS је 100 eV , а грешка за једну историју се изражава у промилима, док укупна релативна грешка не превазилази неколико процената.

Разлике у резултатима за мале енергије су од великог значаја при прорачуну AF бета спектра радионуклида. Бета спектри радонових потомака су

приказани на Слици 16, одакле се може видети да за ^{212}Pb 48.75% емитованих бета честица има енергију мању од 80 keV. За ^{214}Pb , ^{212}Bi , ^{214}Bi процентуалне фракције честица са енергијама мањим од 80 keV износе 22.92, 5.18 и 7.41%, респективно. Услед великих фракција бета честица са енергијама мањим од 80 keV, разлике у вредностима AF бета честица су евидентне.



Слика 16. Бета спектри потомака ^{222}Rn и ^{220}Rn потомака са пратећим гама линијама [Table of Radioactive Isotopes, <http>]

Апсорбоване фракције моноенергетских електрона су коришћене у ICRP публикацији за одређивање AF за бета честице различитих нуклида. За прорачун AF бета спектра у овом делу рада генерисано је 10^6 честица са енергетским расподелама презентованих на Слици 16. Сет почетних параметара је коришћен као у Случају II да би се обезбедила тачност резултата. У Табели 7 су приказане AF бета емитера.

Табела 7. AF бета зрачења рачунате за потомке ^{222}Rn и ^{220}Rn

регион	ВВ				bb	
	Мукус		Цилиа		Мукус	Цилиа
извор	секрет.	базал.	секрет.	базал.	секреторне ћелије	
AF(^{214}Pb)	0.09499	0.03423	0.09676	0.03460	0.05689	0.05942
AF(^{212}Pb)	0.18020	0.05727	0.18540	0.05802	0.13870	0.14720
AF(^{214}Bi)	0.02956	0.01167	0.03003	0.01178	0.01504	0.01570
AF(^{212}Bi)	0.02362	0.009524	0.02404	0.009605	0.01163	0.01211

Резултати на Сликама 10-15 показују разлике између апсорбованих фракција датих у ICRP66 публикацији и рачунатих у овом раду PENELOPE софтвером за Случај II, у опсегу енергија до 80 keV. Због великог удела бета честица са ниским енергијама, AF бета зрачења датих у [ICRP 66, 1994] морају бити кориговане.

Као што је раније поменуто AF представља однос апсорбоване енергије, E_{abs} , честице у датом региону и њене укупне енергије при емисији, E_{tot} .

$$AF = \frac{E_{\text{abs}}}{E_{\text{tot}}}. \quad (20)$$

Током симулације транспорта бета зрачења, бележене су посебно депоноване енергије честица са иницијалним енергијама испод 80 keV, $E_{\text{abs}}^{<80\text{keV}}$. Ове вредности су коришћене да би био процењен допринос бета честица са почетном енергијом мањом од 80 keV укупној апсорбованој фракцији целокупног спектра: $E_{\text{abs}}^{<80\text{keV}} / E_{\text{abs}}$. Рачун показује да је овај допринос веома значајан и достиже 20 % за извор, ^{212}Pb , који се налази у мукусу, где су мета секреторне ћелије bb региона. Најмањи допринос је 3%, за извор, ^{212}Bi , који се налази у цилијатном слоју, док су мета базалне ћелије ВВ региона из разлога што овај потомак садржи 5.18% бета честица са енергијама мањим од 80 keV. За све потомке и комбинације извор-мета допринос нискоенергетских бета честица укупној апсорбованој фракцији читавог спектра је у интервалу од 3 до 20% у зависности од комбинације извор-мета.

Велики допринос ниско енергетских бета честица и разлике у вредностима AF за мале енергије моноенергетских електрона у односу на податке дате у ICRP66, имплицира да су вредности AF рачунатих у овом делу рада коришћењем PENELOPE софтвера тачни и да се успешно могу користити за потребе процене доза.

A2. Прорачун дозе у осетљивим слојевима

Користећи добијене апсорбоване фракције, укупна доза у осетљивим слојевима људског респираторног тракта је израчуната по јединици експозиције (DCF). Број распада по WLM је приказан у Табели 6, [Никезић и Ју, 2001b], и износи у свим регионима заједно (BB и bb) $6.7 \cdot 10^7$ за ^{214}Pb и $9.1 \cdot 10^7$ за ^{214}Bi . Укупна апсорбована доза је добијена сумирањем доза у базалним и секреторним слојевима. Тежински фактор базалних и секреторних ћелија је 0.5, [ICRP 66, 1994], и укупна доза у бронхијалном региону је дата као:

$$D_{\text{BB}} = 0.5 \cdot D_{\text{BB,Basal}} + 0.5 \cdot D_{\text{BB,Secretory}} \quad (m\text{Gy}/\text{WLM}). \quad (21)$$

Примена једнаког тежинског фактора за базалне и секреторне ћелије имплицира једнаку осетљивост ових ћелија на зрачење. Ово у стварности не мора бити случај. Проблем се јавља услед недостатка довољне количине квалитетних података за тачно одређивање тежинских фактора за базалне и секреторне ћелије. Услед тога се препоручује да се они узму једнаким, [ICRP 66, 1994].

Бронхијалном и бронхиоларном региону је придружен тежински фактор 0.333, [ICRP 66, 1994], тако да је укупна апсорбована доза:

$$D_{\text{T-B}} = 0.333 \cdot D_{\text{BB}} + 0.333 \cdot D_{\text{bb}} \quad (m\text{Gy}/\text{WLM}) \quad (22)$$

Апсорбована доза помножена радијационим тежинским фактором (w_r) бета зрачења, који је једнак јединици, даје еквивалентну дозу (у $m\text{Sv}$), која је у овом сличају једнака апсорбованој. Ефективна доза се добија множењем еквивалентне дозе са одговарајућим ткивним тежинским фактором који је за плућа 0.12, [ICRP 66, 1994].

$$\text{DCF} = 1 \cdot 0.12 \cdot D_{\text{T-B}} \quad (m\text{Sv}/\text{WLM}). \quad (23)$$

Вредности апсорбованих и еквивалентних доза, као и DCF су приказане у Табели 8.

Табела 8. Апсорбоване дозе по *WLM* у осетљивим регионима услед бета зрачења радонових потомака, укупна доза као и DCF

<i>mGy/WLM</i>	²¹⁴ Pb	²¹⁴ Bi
D _{BB}	1.97	2.64
D _{bb}	0.17	0.43
D _{T-B}	0.71	1.02
Total D _{T-B}	1.73 (<i>mGy/WLM</i>)	
Total DCF	0.21 (<i>mSv/WLM</i>)	

DCF бета зрачења одређен у овом делу теоријског рада износи 0.21 *mSv/WLM*. За алфа зрачење краткоживећих радонових потомака депонованим у плућима DCF износи 10.89 *mSv/WLM*, [Никезић и Yu 2001b]. Значајна разлика у вредностима се природно очекује имајући у виду да је релативна биолошка ефикасност алфа зрачења велика и да се тој врсти зрачења придружује радијациони тежински фактор $\omega_\alpha=20$. Радијациони тежински фактор бета и гама зрачења износи 1 и за исту вредност дозе алфа на једној и гама и бета зрачења на другој страни разлика у еквивалентној дозе а са тим и DCF-а ће бити 20 пута.

Без обзира на разлику у DCF-у апсорбоване дозе изазване алфа и бета зрачењем су истог реда величине. Апсорбоване дозе алфа честица у осетљивим слојевима бронхијалног и бронхиоларног региона су дате у [Никезић и Yu, 2001b] и износе 5.5 *mGy/WLM* за BB и 8.1 *mGy/WLM* за bb регион. Из Табеле 8 се може видети да су дозе бета и гама зрачења у бронхијалном и бронхиоларном региону 4.61 *mGy/WLM* и 0.6 *mGy/WLM* респективно. Мања доза у bb региону у односу на BB није очекивана на први поглед, с обзиром да је активност у bb региону знатно већа, Табела 6. На другој страни дебљина осетљивог слоја је знатно мања и притом бета честице депонују доста мању количину енергије.

III ДОЗЕ У ЉУДСКИМ ОРГАНИМА УСЛЕД БЕТА И ГАМА ЗРАЧЕЊА РАДОНОВИХ ПОТОМАКА НАТАЛОЖЕНИХ У ЉУДСКИМ ПЛУЋИМА

^{214}Pb и ^{214}Bi који су депоновани у људским плућима емитују бета честице које је праћено гама зрачењем. При поређењу са алфа зрачењем, бета и гама индукују много мања оштећења у ткиву. Услед тога ефекат бета и гама зрачења радонових потомака није у потпуности изучен. У овом делу рада дозе изазване бета и гама зрачењем емитованог од стране радонових потомака ^{214}Pb и ^{214}Bi присутних у плућима су израчунате у свим главним органима и осталим ткивима људског организма. Коришћени су ORNL (Oak Ridge National Laboratory) фантоми одраслог мушкарца и жене, док су симулације вршене MCNP-4B софтвером. Извори бета и гама зрачења, тј. радонови краткоживећи потомци се налазе у плућима и она се сматрају извором зрачења. Дозни конверзиони фактори бета и гама зрачења су одређени и табеларно приказани у овом раду.

Резултати овог дела теоријског рада су публиковани у часопису Radiation Protection Dosimetry, [Markovic и др, 2009].

1. Увод

По инхалацији, радонови потомци се таложу на унутрашњим слојевима бронхија (BB) и бронхиола (bb), као и у алвеоларно интестиналном региону (AI), [ICRP 66, 1990]. Потомци се транспортују у крв или гастроинтестинални тракт путем механизма или се једноставно распадају на местима депозиције. Орган који прима највећу дозу од стране удахнутих нуклида су плућа, [Marsh и др 2008]. ^{218}Po и ^{214}Po се распадају емисијом алфа честица које оштећују околно ткиво и одговорне су за релативно велику дозу у плућима. ^{214}Pb и ^{214}Bi се распадају бета емисијом коју прати гама зрачење.

Велики број радова је посвећен одређивању дозе алфа честица у плућима, [Никезић и Ју, 2001b; Никезић и др, 2006; Hussein и др, 1998], због значајној утицаја на околно ткиво. Алфа честице су кратког дмета и имају дискретне енергије (6 MeV за ^{218}Po и 7.69 MeV за ^{214}Po), док бета честице које емитују радонови потомци имају континуални спектар са енергијама електрона до 3 MeV , Слика 16. Гама зрачење има диакретан спектар са бројним компонентама мањим од 3 MeV , Слика 16.

У овом делу теоријског рада дозе изазване гама и бета зрачењем емитованих од стране радонових потомака ^{214}Pb и ^{214}Bi су одређене за ORNL фантом који је моделован у раду аутора, [Крстић и Никезић, 2007].

2. Методологија

Уз помоћ MCNP софтвера одређене су средње апсорбоване дозе (у $\text{MeV}\cdot\text{g}^{-1}$ по честици зрачења) у главним органима и ткиву остатка људског организма, [ICRP 60, 1990]. Дозе и дозни конверциони фактори (DCF) су израчунати за бета и гама зрачење потомака ^{214}Pb и ^{214}Bi , који су дистрибуирани на унутрашњим слојевима ВВ, bb и AI региона. Депозиција и чишћење удахнутих радонових потомака су рачунати према [ICRP 66, 1994]. Као баланс између таложења, чишћења и распада добијају се равнотежне активности ^{218}Po , ^{214}Pb и $^{214}\text{Bi}/^{214}\text{Po}$ у свим компартментима људских плућа, [Никезић и Ју, 2001b]. Тако добијене вредности су приказане у Табели 6, и коришћене су за рачунање броја распаднутих језгара по 1 WLM за претпостављене услове излагања.

Као што је раније речено, за прорачун DCF у органима људског тела са извором у плућима, примењен је ORNL фантом, [Eckerman и др, 1996]. Овај модел нема имплементиране детаље људских плућа. Структура гранања Т-В региона је у потпуности занемарена и цео респираторни тракт је представљен са два асиметрична елипсоида која представљају лево и десно плућно крило. Два различита и независна модела, ICRP66 модел људског респираторног тракта – HRTM и ORNL фантом, су коришћена у овом делу теоријског рада. С обзиром да модел ORNL фантома не узима у обзир фину структуру плућа, која је дата у

публикацији [ICRP 66, 1994], мора се претпоставити униформна расподела активности у запремини плућа. Почетне тачке кретања електрона и фотона у плућима у оквиру ORNL модела се униформно случајно генеришу у MCNP.

MCNP симулације су вршене за лево и десно плућно крило као извор зрачења посебно, с обзиом да регион у коме се тачке случајно бирају у MCNP софтверу мора бити затворен и ограничен. Овакав прилаз се може избећи представљајући регион у коме се генеришу почетне тачке, тј. плућа, као унију региона који представљају лево и десно плућно крило. У том случају број генерисаних историја би се морао повећати како би се обезбедила мања статистичка грешка. Међутим на другој страни то неоправдано увећава време процесорског рада.

Средња апсорбована доза, $\overline{D_{T,R}^n}$ у неком органу T , услед зрачења R (бета или гама) које потиче од потомка n (^{214}Pb и ^{214}Bi), је добијена утежњавањем доза левог, $\overline{(D_{T,R}^n)_{Left}}$, и десног, $\overline{(D_{T,R}^n)_{Right}}$, плућног крила према њиховим масама, [ICRP 66, 1994]:

$$\overline{D_{T,R}^n} = \omega_{Left} \overline{(D_{T,R}^n)_{Left}} + \omega_{Right} \overline{(D_{T,R}^n)_{Right}}, \quad (24)$$

где су $\omega_{Left} = 0.46$ и $\omega_{Right} = 0.54$ масени тежински фактори левог и десног плућног крила, респективно.

Спектри бета зрачења и пратеће гама линије су приказани на Слици 16. Почетна енергија честице се узоркује из познатог спектра користећи метод случајног избора уграђеног у MCNP софтвер. За потребе симулације емисија читавог спектра бета и гама зрачења генерисано је до 10^8 историја честица, како би се обезбедила задовољавајућа статистичка грешка симулације. Као резултат симулације добија се средња апсорбована доза по честици зрачења (бета или гама) од левог и десног плућног крила као извора, за ORNL фантоме одраслог мушкарца и жене. Средња апсорбована доза по честици зрачења од целих плућа као извора је израчуната коришћењем једначине 24.

За процену DCF у mSv/WLM , $\overline{D_{T,R}^n}$ по честици зрачења се трансформише на следећи начин. Укупна активност, A_n нуклида n (^{214}Pb или ^{214}Bi), се може изразити као сума, [Nikezic и Yu, 2001b]:

$$A_n = A_{BB, \text{мукус}}^n + A_{BB, \text{циста}}^n + A_{bb, \text{мукус}}^n + A_{bb, \text{циста}}^n + A_{AI}^n. \quad (25)$$

За ^{214}Pb укупна активност у свим регионима (BB, bb и AI) је 406.8 Bq/WLM , а за ^{214}Bi 578.4 Bq/WLM . $\overline{D_{T,R}^n}$ које се добија симулацијом је дато по кванту или честици зрачења, док су активности по распаднутом језгру. За одређивање апсорбоване дозе мора се знати допринос одређене врсте зрачења. За бета зрачење допринос је 1, с обзиром да се у сваком акту дезинтеграције емитује један електрон. За гама зрачење ситуација је различита, јер се при распаду језгра неког елемента може емитовати различит број кваната зрачења, ниједан, један или више њих. Допринос гама зрачења ^{214}Pb спектра је 0.98 а ^{214}Bi је 1.37, [Table of Radioactive Isotopes, [http](http://)].

Теоријски део рада Б:

Б1. Резултати доза

Користећи вредности за активности, принос ($YIELD_R^n$) и $\overline{D_{T,R}^n}$, добијена је апсорбована доза $D_{T,R}^n$ по WLM од различитих вида зрачења R (гама или бета) и различитих нуклида (^{214}Pb или ^{214}Bi) у ICRP органима и осталом ткиву T :

$$D_{T,R}^n = \overline{D_{T,R}^n} \cdot A_n \cdot YIELD_R^n \quad (26)$$

Резултати су приказани у Табели 9 и 10 за бета и гама честице респективно.

Табела 9. Апсорбована доза у људским органима одраслог мушког и женског фантома од бета зрачења радонових потомака, ^{214}Pb и ^{214}Bi , распоређених у плућима у ($\mu\text{Gy}/WLM$)

$\mu\text{Gy}/WLM$	$^{214}\text{Pb}, \beta^-$	$^{214}\text{Pb}, \beta^-$	$^{214}\text{Bi}, \beta^-$	$^{214}\text{Bi}, \beta^-$
пол	Мушки	Женски	Мушки	Женски
плућа	16.9	26	64.2	95.9
кожа	$2.64 \cdot 10^{-5}$	$2.96 \cdot 10^{-5}$	$3.56 \cdot 10^{-4}$	$4.08 \cdot 10^{-4}$
јетра	$1.58 \cdot 10^{-4}$	$2.23 \cdot 10^{-4}$	$8.44 \cdot 10^{-3}$	$1.72 \cdot 10^{-2}$
стомак	$8.78 \cdot 10^{-5}$	$1.43 \cdot 10^{-4}$	$3.40 \cdot 10^{-3}$	$2.35 \cdot 10^{-3}$
бешика	$1.74 \cdot 10^{-6}$	$7.20 \cdot 10^{-7}$	$7.01 \cdot 10^{-5}$	$2.54 \cdot 10^{-6}$
гонаде/оваријум	$5.65 \cdot 10^{-5}$	$3.93 \cdot 10^{-4}$	$9.80 \cdot 10^{-5}$	$2.31 \cdot 10^{-4}$
пљувачне жлезде	$2.41 \cdot 10^{-5}$	$3.63 \cdot 10^{-4}$	$3.69 \cdot 10^{-4}$	$4.16 \cdot 10^{-3}$
дебело црево	$4.26 \cdot 10^{-6}$	$1.01 \cdot 10^{-5}$	$9.49 \cdot 10^{-5}$	$1.79 \cdot 10^{-4}$
штитаста жлезда	$1.13 \cdot 10^{-5}$	$4.82 \cdot 10^{-5}$	$2.35 \cdot 10^{-4}$	$3.75 \cdot 10^{-4}$
површина костију	$1.14 \cdot 10^{-4}$	$1.73 \cdot 10^{-4}$	$2.24 \cdot 10^{-3}$	$1.77 \cdot 10^{-3}$
косна срж	$1.99 \cdot 10^{-4}$	$2.53 \cdot 10^{-4}$	$4.20 \cdot 10^{-3}$	$2.64 \cdot 10^{-3}$
мозак	$2.49 \cdot 10^{-6}$	$3.29 \cdot 10^{-6}$	$5.06 \cdot 10^{-5}$	$5.55 \cdot 10^{-5}$
остало ткиво	$3.49 \cdot 10^{-3}$	$4.53 \cdot 10^{-3}$	$2.14 \cdot 10^{-2}$	$2.74 \cdot 10^{-2}$
груди	-	$2.38 \cdot 10^{-2}$	-	$2.39 \cdot 10^{-3}$

Табела 10. Апсорбована доза у главним органима одраслог мушког и женског фантома од гама зрачења радонових потомака, ^{214}Pb и ^{214}Bi , распоређених у плућима у ($\mu\text{Gy}/\text{WLM}$)

$\mu\text{Gy}/\text{WLM}$	плућима у ($\mu\text{Gy}/\text{WLM}$)			
	$^{214}\text{Pb}, \gamma$	$^{214}\text{Pb}, \gamma$	$^{214}\text{Bi}, \gamma$	$^{214}\text{Bi}, \gamma$
	Мушки	Женски	Мушки	Женски
плућа	1.04	1.39	6.91	5.06
кожа	$2.08 \cdot 10^{-2}$	$2.45 \cdot 10^{-2}$	$1.76 \cdot 10^{-1}$	$1.33 \cdot 10^{-1}$
јетра	$8.34 \cdot 10^{-2}$	$1.12 \cdot 10^{-1}$	$6.06 \cdot 10^{-1}$	$8.29 \cdot 10^{-1}$
стомак	$6.10 \cdot 10^{-2}$	$9.31 \cdot 10^{-2}$	$4.58 \cdot 10^{-1}$	$2.40 \cdot 10^{-1}$
бешика	$1.58 \cdot 10^{-3}$	$2.64 \cdot 10^{-3}$	$2.44 \cdot 10^{-2}$	$2.27 \cdot 10^{-2}$
гонаде/оваријум	$5.09 \cdot 10^{-4}$	$5.51 \cdot 10^{-3}$	$9.35 \cdot 10^{-3}$	$4.42 \cdot 10^{-2}$
пљувачне жлезде	$1.50 \cdot 10^{-1}$	$2.00 \cdot 10^{-1}$	1.06	$8.74 \cdot 10^{-1}$
дебело црево	$6.98 \cdot 10^{-3}$	$1.13 \cdot 10^{-2}$	$7.05 \cdot 10^{-2}$	$7.03 \cdot 10^{-2}$
штитаста жлезда	$1.52 \cdot 10^{-2}$	$3.28 \cdot 10^{-2}$	$1.32 \cdot 10^{-1}$	$1.78 \cdot 10^{-1}$
површина костију	$3.53 \cdot 10^{-2}$	$5.16 \cdot 10^{-2}$	$2.13 \cdot 10^{-1}$	$2.12 \cdot 10^{-1}$
коштана срж	$5.85 \cdot 10^{-2}$	$7.35 \cdot 10^{-2}$	$3.45 \cdot 10^{-1}$	$2.98 \cdot 10^{-1}$
мозак	$4.02 \cdot 10^{-3}$	$4.83 \cdot 10^{-3}$	$4.86 \cdot 10^{-2}$	$3.46 \cdot 10^{-2}$
остало ткиво	$6.15 \cdot 10^{-2}$	$7.06 \cdot 10^{-2}$	$4.55 \cdot 10^{-1}$	$2.97 \cdot 10^{-1}$
груди	-	$1.21 \cdot 10^{-1}$	-	$6.33 \cdot 10^{-1}$

Еквивалентна доза, H_T , у органу T се добија као, [ICRP 66, 1994]:

$$H_T = \sum_n \sum_{R=\beta,\gamma} w_R D_{T,R}^n, \quad (27)$$

где је w_R радијациони тежински фактор чија је вредност за бета и гама зрачење јединица. Сумација по n се врши како би се урачунао допринос од оба нуклида (^{214}Pb или ^{214}Bi). Еквивалентна доза у главним органима и у ткиву остатка је дата у Табели 11 по 1 WLM .

Табела 11. Укупна еквивалентна доза гама и бета зрачења од $^{214}\text{Pb} + ^{214}\text{Bi}$ по *WLM* за различите органе одраслог мушког и женског ORNL фантома ($\mu\text{Gy}/\text{WLM}$)

$\mu\text{Gy}/\text{WLM}$	Мушки	Женски
плућа	89.1	128.0
кожа	$1.97 \cdot 10^{-1}$	$1.58 \cdot 10^{-1}$
јетра	$6.98 \cdot 10^{-1}$	$9.59 \cdot 10^{-1}$
стомак	$5.22 \cdot 10^{-1}$	$3.36 \cdot 10^{-1}$
бешика	$2.61 \cdot 10^{-2}$	$2.54 \cdot 10^{-2}$
гонаде/оваријум	$1.00 \cdot 10^{-2}$	$5.03 \cdot 10^{-2}$
пљувачне жлезде	1.21	1.08
дебело црево	$7.76 \cdot 10^{-2}$	$8.19 \cdot 10^{-2}$
штитаста жлезда	$1.47 \cdot 10^{-1}$	$2.12 \cdot 10^{-1}$
површина костију	$2.50 \cdot 10^{-1}$	$2.66 \cdot 10^{-1}$
коштана срж	$4.08 \cdot 10^{-1}$	$3.75 \cdot 10^{-1}$
мозак	$5.27 \cdot 10^{-2}$	$3.95 \cdot 10^{-2}$
остало ткиво	$5.42 \cdot 10^{-1}$	$4.00 \cdot 10^{-1}$
груди	-	$7.80 \cdot 10^{-1}$

По добијању еквивалентне дозе у органима мушког и женског ORNL фантома, ефективна доза, [ICRP 74, 1996] се рачуна као:

$$E = w_{breasts} H_{breasts} + \sum_T w_T \frac{H_{T,m} + H_{T,f}}{2}, \quad (28)$$

где је $H_{T,m}$ еквивалентна доза мушког, а $H_{T,f}$ женског фантома. w_T је ткивни тежински фактор преузет из [ICRP 103, 2007].

Ефективна доза по 1 *WLM* представља DCF бета и гама зрачења радонових потомака. Њена вредност је одређена у овом раду је:

$$\text{DCF} = 13.3 \text{ } [\mu\text{Sv}/\text{WLM}] \quad (29)$$

Из Табела 9 и 10 се види да је апсорбована доза највећа у плућима, што је и очекивано, с обзиром да се извор налази у плућима. Допринос дози у плућима потиче углавном од бета зрачења, док је за остале органе и ткива допринос гама зрачење већи.

За проверу валидности резултата и исправност методологије одређени резултати су поређени са [ICRP 66, 1994]. У ICRP66 апсорбоване фракције гама зрачења емитоване ос стране ^{214}Pb и ^{214}Bi депонованих у плућима су дате за неколико главних органа и за неколико различитих дискретних вредности енергије. Ове вредности су интерполиране и коришћене за прорачун средње апсорбоване дозе симулирањем спектра енергије гама зрачења ^{214}Pb и ^{214}Bi . Табела 12 приказује извесно слагање резултата овог рада и ICRP66 публикације.

Табела 12. Поређење средње апсорбоване дозе израчунате у овом раду користећи MCNP и ICRP66 вредности за одраслог мушкарца и жену (MeV/g)

MeV/g	^{214}Pb		^{214}Bi	
	MCNP	ICRP66	MCNP	ICRP66
јетра	$2.15 \cdot 10^{-6}$	$2.17 \cdot 10^{-6}$	$7.84 \cdot 10^{-6}$	$8.43 \cdot 10^{-6}$
површина костију	$9.10 \cdot 10^{-7}$	$1.31 \cdot 10^{-6}$	$2.75 \cdot 10^{-6}$	$3.98 \cdot 10^{-6}$
кожа	$5.37 \cdot 10^{-7}$	$4.89 \cdot 10^{-7}$	$2.28 \cdot 10^{-6}$	$2.34 \cdot 10^{-6}$
штитаста жлезда	$3.91 \cdot 10^{-7}$	$9.79 \cdot 10^{-7}$	$1.71 \cdot 10^{-6}$	$4.25 \cdot 10^{-6}$

Значајно је напоменути да се радонови потомци, делом преносе у крв, одакле се распоређују у свим органима човечјег тела. Један део се излучује из тела. За потребе процене дозе од потомака пренетих у крв, потребно је разумети њихову биокинетику, а под чиме се подразумева познавање њиховог понашања у телу, тј., расподеле по органима и времена задржавања и излучивања. Поред тога потребно је израчунати апсорбоване фракције за разне комбинације органа извора и мета, што превазилази обим овог рада.

ЗАКЉУЧАК

У овој тези је проучен утицај бета и гама зрачења краткоживећих радонових потомака на људски организам са посебним освртом на људски респираторни тракт. Важност ове студије је у томе што алфа зрачење поменутих нуклида има највећи удео у укупном излагању људи јонизујућем зрачењу било природног било вештачког порекла, док је утицај њиховог бета и гама зрачења интитутивно занемариван.

У публикацији [Marković и др, 2007] која је проистекла из ове тезе, учињена су одређена побољшања у одређивању апсорбованих фракција бета зрачења у осетљивим слојевима људског респираторног тракта у односу на постојеће податке у ICRP66 публикацији. Израчунате су нове вредности апсорбованих фракција и показано је да разлике у нискоенергетском делу спектра нису занемарљиве.

На основу одређених апсорбованих фракција, одређене су и дозе у осетљивим слојевима респираторног тракта, а резултати су саопштени на међународној конференцији у раду [Marković и др, 2008]. Показано је да DCF бета радиоактивних радонових потомака износи 0.21 mSv/WLM . Уколико се ова вредност пореди са DCF-ом алфа емитера који износи $(10-15) \text{ mSv/WLM}$, [Никезић и Ђу, 2001b], може се видети да је ова вредност доста мања, што је првенствено последица мање релативне биолошке ефикасности бета и гама зрачења, тј., мањег радијационог тежинског фактора. Апсорбоване дозе алфа и на другој страни бета и гама зрачења су истог реда величине и енергија коју локално депонују бета и гама емитери није занемарљива. Разлика је просторној расподели депоноване енергије; у случају алфа зрачења, депонована енергија је веома локализована у и око трајекторије саме честице. С друге стране бета и гама зрачење изазивају просторно расуту депозицију енергије.

У наставку рада, проучен је утицај бета и гама радиоактивних краткоживећих радонових потомака на остале органе у људском организму, [Marković и др, 2009]. Поменута зрачења су продорна и идеја је да се прорачунају дозе у људским органима и ткиву остатка. За извор зрачења се

узимају радонови потомци који су депоновани у плућима. С обзиром да се депозиција врши у свим регионима плућа, који су запремински дистрибуирани, плућа се као целина сматрају извором радиоактивног зрачења. Коришћењем одговарајућих теоријских модела и софтвера, поменутих у Теоријском делу рада Б, израчунате су дозе по јединици излагања за све главне органе и ткиво остатка. Показано је да су дозе веома мале и да DCF износи 13.3 [$\mu\text{Sv/WLM}$].

РЕФЕРЕНЦЕ

Amgarou, K., *Long-Term Measurements of Indoor Radon and its Progeny in the Presence of Thoron Using Nuclear Track Detectors: A Novel Approach*. University of Autònoma Barcelona, PhD Thesis, 2002.

Bartels, H., *The human lungs*, Comparative Respiratory Tract Carcinogenesis, Vol. 1, Spontaneous Respiratory Tract Carcinogenesis, CRC Press, Boca Raton, Florida, 1983.

BEIR VI, *The health effects of exposure to indoor radon*. Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiation. National Research Council. National Academy Press, Washington, 1999.

Bielajew, A.F.; Rogers, D.W.O., *PRESTA: The parameter reduced electron step transport algorithm for electron Monte Carlo transport*. Nuclear Instruments and Methods, (1987) B 18: 165-181.

Birchall, A.; Bailey, M.R.; James, A.C., *LUDEP: A Lung Dose Evaluation Program*. Radiat. Prot. Dosimetry, (1991) 38: 167-174.

Booker, D.V.; Chamberlain, A.C.; Newton, D.; Stott, A. N. B., *Uptake of Radioactive Lead following Inhalation and Injection*. Br. J. Radiol., (1969) 42: 457-466.

Briesmeister, J. F., *MCNP - A General Monte Carlo N- Particle Transport Code*, Version 4B, LA-12625-M. Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico, 1997.

Daniel, A.G., *Basic Radiation Protection Technology*. Pacific Radiation Corporation, 2006.

Darby, S.; Whitley, E.; Silcocks, P.; Thakrar, B.; Green, M.; Lomas, P.; Miles, J.; Reeves, G.; Fearn, T.; Doll, R., *Risk of lung cancer associated with residential radon*

exposure in southwest England: a case-control study. Br. J. Cancer, (1998) 78:394–408.

Dietze, G.; Alberts, W.G., *Why it is advisable to keep $w_R = 1$ and $Q = 1$ for photons and electrons.* Radiation Protection and Dosimetry, (2004) 109(4): 297–302.

Eckerman, K.F., Cristy, M., and Ryman, J. C., *The ORNL mathematical phantom series*, available at: <http://homer.ornl.gov/vlab/mird2.pdf>, 1996.

Eisenbud, M.; Gesell, T., *Environmental Radioactivity from Natural, Industrial, and Military Sources.* San Diego, CA, Chapter 6 (Natural Radioactivity), 1997.

Fernández –Varea, J. M.; Mayol, R. J.; Salvat Baró, F., *On the theory and simulation of multiple elastic scattering of electrons.* Nuclear Instruments and Methods, (1993) B 73: 447-473.

Fleischer, R.L.; Durrani, S.A.; Ilic, R., *Radon measurements by etched track detectors.* World Scientific, Singapore, (1997): 3.

Gehr, P.; Bachofen, M.; Weibel. E.R., *The normal human lung: lltrastrusture and morphometric estimation of diffusion capacity.* Respir. Physiol., (1978) 32: 121-140.

Hendricks, J.S.; Adamsa, K.J.; Bootha, T.E.; Briesmeister, J.F.; Carterb,L.L.; Coxa, L.J.; Favoritea, J.A.; Forstera, R.A.; McKinneya, G.W.; Praela, R.E., *Present and future capabilities of MCNP.* Applied Radiation and Isotopes (2000), 53: 857-861.

Hinds, W.C. *Aerosol Technology, Properties, Behavior and Measurements of Airborne Particles.* John Willey&Soons, New York, 1998.

Horsfield, K.; Cumming, G. *Morphology of the bronchial tree in man,* J. Appl. Physiol., (1968) 24: 373-383.

Hofmann, W.; Fakir, H.; Aubineau-Laniece, I.; Pihet P., *Interaction of alpha particles at the cellular level--implications for the radiation weighting factor*. Radiation Protection Dosimetry, (2004) 112(4): 493-500 .

Hursh, J.B.; Schraub, A.; Sattler, E.L; Hofmann, H.P., *Fate of 212Pb inhaled by human subjects*. Health Phys., (1969) 16: 257-267.

Hursh, J.B.; Mercer, T.T., *Measurement of 212Pb loss rate from human lungs*. J. Appl. Physiol., (1970) 28: 268-274.

Hussein, E.; Ahmed, A.A.; Mohamed, A. *Radiation dose to the human respiratory tract from inhalation of radon-222 and its progeny*. Appl. Radiat. Isot., (1998) Vol.49(7): 783-790.

ICRP 26, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Pergamon Press, Oxford, (1977), Vol 1 Issue 3: 1-53.

ICRP 30, *Limits for intakes of radionuclides by workers*. Pergamon Press, Oxford, (1979) Vol. 2, Issues 3-4, Part 1: 1-116.

ICRP 32, *Limits for inhalation of radon daughters by workers*. Pergamon Press, Oxford, (1981) Vol 6, Issue 1:1-24.

ICRP 60, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Pergamon Press, Oxford, (1991) Vol 21, Issues 1-3: 1-201.

ICRP 65, *Protection against radon-222 at home and at work*. Pergamon Press, Oxford, (1993) Vol 23, Issue 2: 1-45.

ICRP 66, *Human Respiratory Model for Radiological Protection*. Pergamon Press, Oxford, (1994) Vol 24 Issues 1-3: 1-482.

ICRP 74, *Conversion factors for use in radiological protection against external radiation*. Pergamon Press, Oxford, (1996) Vol 26, Issues 3-4: 1-205.

ICRP 92, *Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor w_R* . Pergamon Press, Oxford, (2003) Vol. 33 Issue4: 1-121.

ICRP 103, *Quantities used in radiological protection*. Pergamon Press, Oxford, (2007) Annex B. Vol 37: 247-322.

Input files with ORNL-mathematical phantoms of the human body for MCNP-4b, available at: <http://www.pmf.kg.ac.yu/radijacionafizika/InputFiles.html>

Ivanovich, V.I., *Kurs dozimetri*. Atomizdat, Moskva (1978).

Jolyon, H.H.; Simon, L.S.; Wojcik, A.; Sohrabi, M.; Burkart, W.; Cardis, E.; Laurier, D.; Tirmarche, M.; Hayata, I., *Human exposure to high natural background radiation: what can it teach us about radiation risks?*. Journal of Radiological Protection, (2009) 29: A29-A42.

Krstic, D.; Nikezic, D., *Input files with ORNL-mathematical phantoms of the human body for MCNP-4B*. Computer Physics communications, (2007) 176: 33-37.

Markovic, V.M.; Krstic, D.; Nikezic, D., *Gamma and beta doses in human organs due to radon progeny in human lung*. Radiation Protection Dosimetry, (2009).

Markovic, V.M.; Stevanovic, N.; Nikezic, D. *Beta doses in human respiratory tract due to radon progeny*. 6th International Student Conference of the Balkan Physical Union, ISCBPU-6 (2008), Bodrum – TURKEY.

Markovic, V.; Stevanovic, N.; Nikezic, D. *Absorbed fractions for electrons and beta particles in sensitive regions of human respiratory tract*. Radiation and Environmental Biophysics, (2007) 47: 139–145.

Marsh, J.W.; Bessa, Y.; Birchall, A.; Blanchardon, E.; Hofmann, W.; Nosske, D.; Tomasek, L., *Dosimetric models used in the alpha-risk project to quantify exposure of*

uranium miners to radon gas and its progeny. Radiation Protection Dosimetry, (2008) 130: 101-106.

Marsh, J.W.; Birchall, A.; *Sensitivity analysis of the weighted equivalent lung dose per unit exposure from radon progeny*. Radiat. Prot. Dosim. (2000) 87: 167-178.

Mercer, R.R.; Russell, M.L.; Carpo, J.D., *Radon dosimetry based on the depth distribution of nuclei in human and rat lungs*. Health Physics, (1991) 61: 117-130.

Molière, G., *Theorie der Streuung schneller geladener Teilchen II. Mehrfach und Vielfachstreuung*. Z. Naturforsch., (1948) 3: 78-97.

NCRP Report no. 93: *Ionizing radiation exposure of the population of the United States*, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Maryland, 1987.

Nelson, W.R.; Hirayama, H.; Rogers, D.W.O., *The EGS4 Code System*, Report SLAC-265. Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, California, US, 1985.

Nikezic, D.; Stevanovic N., *Influence of variability of ^{214}Pb recoil factor on lung dose*. Radiation Protection Dosimetry, (2004) 109(3): 197-199.

Nikezic, D.; Yu, K.N., *Alpha hit frequency due to radon decay products in human lung cells*. J. Radiat. Biol., (2001a) 77(5): 559-565.

Nikezic, D.; Yu, K.N., *Microdosimetric calculations of absorption fraction and the resulting dose conversion factor for radon progeny*. Radiation and Environmental Biophysics, (2001b) 40: 207-211.

Nikezic, D.; Lau, B.M.F.; Stevanovic N.; Yu K.N., *Absorbed dose in target cell nuclei and dose conversion coefficient of radon progeny in the human lung*. Journal of Environmental Radioactivity, (2006) 89:18-29.

Nikezic, D.; Novakovic, B.; Yu, K.N., *Absorbed fraction of radon progeny in human bronchial airways with the bifurcation geometry*. International Journal of Radiation Biology. (2003) 79(3): 175-180.

NRC, National Research Council, *Comparative dosimetry of radon in mines and homes*, Washington DC: National Academic Press, 1991.

Phalen, R.F.; Oldham, M.J.; Beaucage, C.B.; Crocker, T.T.; Mortensen, J.D., *Postnatal enlargement of human tracheobronchial airways and implication for particle deposition*. Anat. Rec., (1985) 212: 368-380.

Porstendorfer, J.; Pagelkopf, P.; Gründel, M., *Fraction of the positive ^{218}Po and ^{214}Pb clusters in indoor air*. Radiation Protection Dosimetry, (2005) Vol. 113(3): 342-351.

Porstendorfer, J. *Properties and behaviour of radon and thoron and their decay products in the air*. J. Aerosol Science, (1994) 25(2): 219-263.

Radon facts and top-rated Radon test kits.

Available at <http://www.radon.com/radon/granite.html>.

Ramachandram, T.V.; Sahoo, B.K. *Thoron (^{220}Rn) in the indoor environment and work places*. Indian J. Phys. (2009) 83(8): 1079-1098 .

Rossi, H.H.; Harald, H.; Zaider, M.; Bolch, W.; *Microdosimetry and Its Applications*. University of Florida, Gainesville, Florida, Physics Today, (1997) 50(12): 70.

Salvat, F.; Fernández-Varea, J.M.; Sempau, J.; *PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Workshop Proceedings. Issy-les-Moulineaux, France, 2003.

Shukla, V.K.; Sadasivan, S.; Sundaram, V.K.; Nambi, K.S.V., *Assessment of Gamma Radiation Exposure Inside a Newly Constructed Building and a Proposed Regulatory Guideline for Exposure Control from Natural Radioactivity in Future Buildings*. Radiat. Prot. Dosimetry. (1995) 59(2): 127-133.

Steinhausler, F.; Hofman, M.; Lettner, H. *Thoron Exposure of Man: A Negligible Issue?* Radiat. Prot. Dosim., (1994) 56(1): 127-131.

Steinhausler, F., *Environmental 220Rn*. A review. Environ. Intern., (1996) 22(1): S1111-S1123.

Stevanovic, N.; Markovic, V.; Urosevic, V.; Nikezic, D. *Determination of parameters of Jacobi room model using the Brownian motion model*. Health Physics, (2009) 96(1): 48-54.

Swedemark, A.G., *The Equilibrium factor F*. Health Physics, (1983) 45(2): 453-462.

Table of Radioactive Isotopes, *Periodic Table linked to decay data for known isotopes of each element*, available at <http://ie.lbl.gov/education/isotopes.htm>.

UNESCAR 2000 Report, *Sources and effects of ionizing radiation. Volume I: Sources; Volume II: Effects*, United Nations Scientific Committee on the Effect of Atomic Radiation, 2000 Report to General Assembly, with scientific Annexes, United Nations sales publication E.00.IX.3 and E.00.IX.4. United Nations, New York, 2000.

UNSCEAR 2006 Report, *Effects of ionizing radiation*, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2006 Report to the General Assembly, with scientific annexes Volume II: Scientific Annexe E, 2006.

Urosevic, V.; Nikezic, D.; Vulovic, S., *A theoretical approach to indoor radon and thoron distribution*. Journal of Environmental Radioactivity, (2008) 99: 1829-1833.

Weibel, E.R., *The normal human lung*, Academic Press Inc. New York, 1963.

X-5 Monte Carlo Team, *MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5*, University of California, Los Alamos National Laboratory, Volume I, 2003.

Yeh, H.C.; Schum, G.M., *Model of human lung airways and their application to inhaled particle deposition*. Bulletin of Mathematical Biology, (1980) 42: 461-480.

Yamasaki, T.; Guo, Q.; Iida, T., *Distributions of thoron progeny concentrations in dwellings*. Radiat. Prot. Dosim., (1995) 59: 135-140.

Yu, K.N.; Lau, B.M.F.; Nikezic D., *Assessment of environmental radon hazard using human respiratory tract models*. Journal of Hazardous Materials, (2006) 132: 98-110.

Ziegler, J.F.; Biersack, J.P.; Littmark U., *The Stopping and Range of Ion in Matter*. Pergamon Press, Calculations were performed with SRIM-2003, 1985. (see <http://www.SRIM.org>)

Zock, C.; Portstendorfer, J.; Reineking, A., *The influence of biological and aerosol parameters of inhaled short-lived radon decay products on human lung dose*. Radiation Protection Dosimetry, (1996) 63: 197-206.

Zhuo, W.; Iida, T.; Morizumi, J.; Aoyagi, T.; Takahashi, I., *Simulation of the concentrations and distributions of indoor radon and thoron*. Radiat. Prot. Dosim. (2001) 93: 357-368.

SUMMARY

CALCULATION OF DOSE CONVERSION FACTOR OF BETA AND GAMMA RADIATION FROM RADON SHORT LIVED PROGENY USING „PENELOPE“ AND „MCNP“ SOFTWARE

V.M. Markovic

MPhy thesis

Short lived radon and thoron progeny are natural occurring radionuclides which are the most responsible for exposure of people. Main way of irradiating is internal, by inhalation, or ingestion. After inhalation radon and thoron short lived progeny deposit on the inner layers of bronchi and bronchioles and damage surrounding tissue.

Absorbed fractions from short lived radon progeny ^{214}Pb and ^{214}Bi in sensitive layers of bronchi and bronchioles are determined in this work. ICRP 66 model of respiratory tract is used for representing lungs. Results are graphically presented in the thesis for monoenergetic electrons with different initial energies. Using obtained values for absorbed fractions doses in basal and secretory cells are determined. Obtained value is 0.21 mSv/WLM .

Further, dose in all main organs and the remainder of human body from beta and gamma radiation induced by the short lived radon progeny deposited in the lungs are determined and presented in the thesis. Dose conversion factor is determined and its value is $13.3 [\mu\text{Sv/WLM}]$.