

Mjerenje apsorbiranih doza u području izvan ciljnog volumena tijekom kraniospinalnog ozračivanja radioterapijskim tehnikama VMAT i 3D-CRT

Veršić, Ivan

Master's thesis / Diplomski rad

2021

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:217:357765>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-11**



Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

Ivan Veršić

Mjerenje apsorbiranih doza u području izvan
ciljnog volumena tijekom kraniospinalnog
ozračivanja radioterapijskim tehnikama VMAT i
3D-CRT

Diplomski rad

Zagreb, 2021.g.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
PRIRODOSLOVNO-MATEMATIČKI FAKULTET
FIZIČKI ODSJEK

INTEGRIRANI PREDDIPLOMSKI I DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ
FIZIKA; SMJER NASTAVNIČKI

Ivan Veršić

Diplomski rad

**Mjerenje apsorbiranih doza u
području izvan ciljnog volumena
tijekom kraniospinalnog ozračivanja
radioterapijskim tehnikama VMAT i
3D-CRT**

Voditelj diplomskog rada: doc. dr. sc. Marija Majer

Suvoditelj diplomskog rada: doc. dr. sc. Tomislav Bokulić

Ocjena diplomskog rada: _____

Povjerenstvo: 1. _____

2. _____

3. _____

Datum polaganja: _____

Zagreb, 2021.g.

Zahvala svima koji su bili uz mene na ovom putu.

Sažetak

U ovom radu su uspoređene mjerene i izračunate apsorbirane doze izvan ciljnog volumena u kraniospinalnom zračenju dvjema radioterapijskim tehnikama: trodimenzionalnom konformalnom radioterapijom (engl. three dimensional conformal radiotherapy, 3D-CRT) i volumno moduliranom lučnom terapijom (engl. volumetric modulated arc therapy, VMAT). Usporedba je napravljena na primjeru kraniospinalnog zračenja antropomorfnog fantoma koji predstavlja desetogodišnje dijete. Za obje su tehnike korišteni klinički prihvatljivi planovi zračenja za isti ciljni volumen. Apсорbirane doze u fantomu su mjerenje radiofotoluminiscentnim (RPL) dozimetrima i uspoređene za obje radioterapijske tehnike. Mjerene vrijednosti apсорbiranih doza uspoređene su i s vrijednostima koje daje sustav za izračun i optimizaciju raspodjele apсорbirane doze (engl. treatment planning system). Rezultati rada pokazuju bolje slaganje mjerenih i računalnih vrijednosti apсорbiranih doza za tehniku VMAT te da VMAT osigurava manju apсорbiranu dozu za većinu mjerenih organa izvan ciljnog volumena nego tehnika 3D-CRT.

Ključne riječi: kraniospinalno ozračivanje, 3D-CRT, VMAT, apсорbirana doza, antropomorfni fantom, RPL dozimetar.

Out-of-field measurements in craniospinal irradiations with 3D-CRT and VMAT radiotherapy

Abstract

In this diploma thesis, calculated and measured out-of-field absorbed doses are compared for craniospinal irradiation with two radiotherapy techniques: three dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT) and volumetric modulated arc therapy (VMAT). Comparison was made on an example of craniospinal irradiation of the anthropomorphic phantom which represents a ten year old child. For both techniques, clinically acceptable plan of irradiation was made for the same target volume. Absorbed doses in phantom were measured with radiophotoluminescence (RPL) dosimeters and compared for both radiotherapy techniques. Measured values of absorbed doses were also compared with values given by the treatment planning system. Results of this thesis show that VMAT technique offers better agreement of measured and predicted absorbed doses and it also gives less absorbed dose for most of the organs outside the target volume compared to 3D-CRT.

Keywords: craniospinal irradiation, 3D-CRT, VMAT, absorbed dose, anthropomorphic phantom, RPL dosimeter.

Sadržaj

1	Uvod	1
2	Teorijski uvod	3
2.1	Radioterapija fotonskim snopovima	3
2.1.1	Medicinski linearni akcelerator	3
2.1.2	Način dobivanja rendgenskog (X) zračenja	5
2.1.3	Radioterapijske tehnike: 3D-CRT i VMAT	6
2.2	Međudjelovanja ionizirajućeg fotonskog zračenja s materijom	9
2.2.1	Atenuacija fotonskog snopa, udarni presjek, koeficijenti apsorpcije i prijenosa energija	9
2.2.2	Najznačajnija međudjelovanja fotona s materijalom na energijama važnim u medicinskoj fizici	12
2.2.3	Ukupni koeficijent atenuacije i doprinosi pojedinačnih procesa	16
2.3	Osnovne dozimetrijske veličine	17
2.3.1	Kerma	17
2.3.2	Apsorbirana doza	19
2.3.3	Radiofotoluminiscentna (RPL) dozimetrija	20
3	Eksperimentalni dio	23
3.1	Radioterapijske tehnike i planovi zračenja	23
3.2	Dječji antropomorfni fantom	26
3.3	RPL dozimetrijski sustav: dozimetri i čitač	27
3.3.1	Mjerni ciklus	29
3.3.2	Obrada podataka	30
4	Rezultati i rasprava	33
4.1	Raspodjela apsorbiranih doza u fantomu izvan ciljnog volumena za 3D-CRT i VMAT	33
4.2	Usporedba izmjerenih apsorbiranih doza s apsorbiranim dozama koje daje sustav za izračun i optimizaciju raspodjele apsorbirane doze	34
4.3	Srednje apsorbirane doze u organima izvan ciljnog volumena	35
5	Zaključak	38

6	Metodički dio: Ionizirajuće zračenje i njegov utjecaj na čovjeka	39
6.1	Uvod	39
6.2	Istraživački usmjerena nastava fizike	41
6.3	Odgojno obrazovni ishodi	43
6.4	Međupredmetni ishodi	43
6.5	Nastavna priprema	43
6.5.1	Uvodni dio sata	43
6.5.2	Središnji dio sata	45
6.5.3	Završni dio sata	48
	Literatura	50

1 Uvod

Radioterapija je metoda liječenja primjenom ionizirajućeg zračenja i danas ima vrlo veliku primjenu u liječenju različitih vrsta raka (zloćudnih novotvorina). Ovisno o tome nalazi li se izvor zračenja izvan ili u tijelu pacijenta, radioterapija se dijeli na vanjsku radioterapiju i brahiterapiju. U vanjskoj radioterapiji najčešće se koriste snopovi X-zraka ili elektrona visokih energija koji se proizvode linearnim akceleratorima elektrona. Planiranje i izvedba radioterapije ovisi o radioterapijskoj tehnici.

Cilj radioterapije je predati propisanu apsorbiranu dozu području od interesa i pri tome što manju apsorbiranu dozu predati okolnom zdravom tkivu. Ozračivanje zdravog tkiva je nažalost nemoguće izbjeći i poznato je da se povećanjem primljene apsorbirane doze može povećati vjerojatnost za nastanak neželjenih učinaka zračenja kao što je nastanak novog karcinoma. Da bi se mogli procijeniti rizici, moraju se znati primljene apsorbirane doze i stoga ih je važno mjeriti. Današnji računalni sustavi za izračun i optimizaciju raspodjele apsorbirane doze (računalni sustav za planiranje, engl. treatment planning system, TPS) su jako točni i precizni za područje od interesa (ciljni volumen i blisko okolno područje), no poznato je da se udaljavanjem od ciljnog volumena njihova točnost smanjuje.

Kraniospinalno zračenje je omogućilo velika poboljšanja u liječenju nekih bolesti. Na primjer, omogućilo je da meduloblastom, jedan od najčešćih tumora mozga, ima vrlo visok postotak izlječivosti. Budući da kraniospinalno zračenje podrazumijeva zračenje velikog volumena (cijeli mozak i kralježnica), mnogi zdravi organi/tkiva će primiti dozu koja povećava vjerojatnost nastanka neželjenih učinaka.

Cilj ovog diplomskog rada je usporedba mjerenih i izračunatih doza izvan ciljnog volumena kod kraniospinalnog zračenja dječjeg pacijenta pomoću dvije radioterapijske tehnike: trodimenzionalna konformalna radioterapija (engl. three dimensional conformal radiotherapy, 3D-CRT) i volumno lučna terapija (engl. volumetric modulated arc therapy, VMAT). Usporedba je napravljena na primjeru kraniospinalnog zračenja antropomorfnog fantoma ATOM CIRS, tip 706D (proizvođač Chemical Inspection and Regulation Service, CIRS, Kina) koji predstavlja desetogodišnje dijete. Za obje su tehnike korišteni klinički prihvatljivi planovi zračenja za isti ciljni volumen. Apsorbirane doze u fantomu su mjerene radiofotoluminiscentnim (RPL) dozimetrima GD-352M (proizvođač Asahi Techno Glass Corporation, ATGC, Japan) i

uspoređene za obje radioterapijske tehnike.

Zračenja fantoma navedenim radioterapijskim tehnikama su napravljena u Kliničkom bolničkom centru (KBC) Osijek gdje su za obje tehnike pomoću računalnog sustava za izračun i optimizaciju raspodjele apsorbirane doze (računalni sustav za planiranje) napravljeni klinički prihvatljivi planovi zračenja za isti ciljni volumen. Kalibracijski dozimetri su zračeni u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju (SSDL) Instituta Ruđer Bošković (IRB), a priprema i obrada dozimetara je napravljena u Laboratoriju za radijacijsku kemiju i dozimetriju (LRKD) IRB-a.

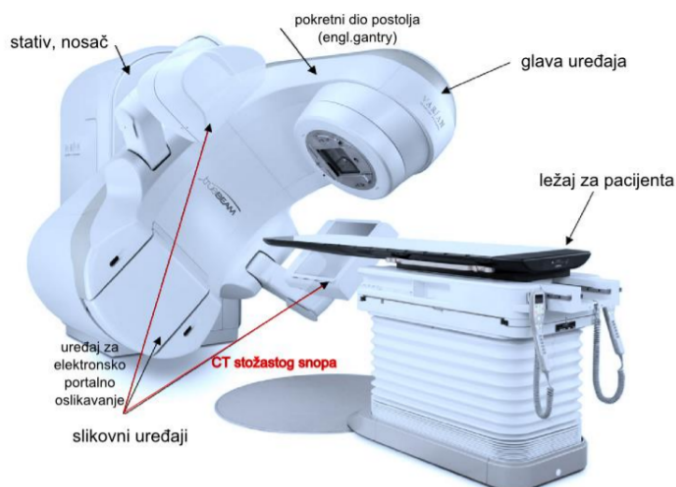
2 Teorijski uvod

2.1 Radioterapija fotonskim snopovima

Radioterapija fotonskim snopovima koristi ionizirajuće fotonsko zračenje za uništavanje stanica tumora. Cilj radioterapije je predati propisanu apsorbiranu dozu području od interesa i pri tome što manju apsorbiranu dozu predati okolnom zdravom tkivu. Početak uporabe ionizirajućeg zračenja u medicini počinje otkrićem X zračenja 1895. godine od strane Wilhelma Röntgena. Prvih 50 godina tehnološki napredak u upotrebi ionizirajućeg zračenja u medicini išao je prvenstveno prema: razvoju analognih slikovnih tehnika, optimizaciji kvalitete slike i smanjenju doze, povećanju energije i intenziteta fotonskih snopova. 50-tih godina 20. stoljeća je dizajniran prvi kobaltni uređaj koji za radioterapiju koristi fotonsko zračenje nastalo radioaktivnim raspadom izotopa kobalta ^{60}Co . Istovremeno se razvija i linearni akcelerator koji je uskoro preuzeo vodeću ulogu u radioterapiji.

2.1.1 Medicinski linearni akcelerator

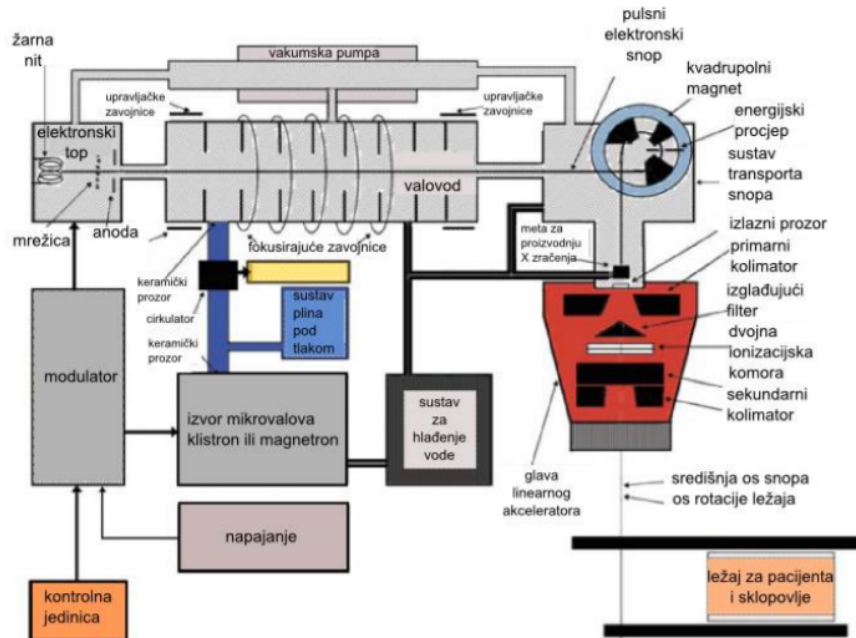
Medicinski linearni akcelerator (engl. linear accelerator, LINAC) je uređaj koji se koristi u medicini za ubrzavanje elektrona do velikih brzina gdje se kasnije dobivaju ili elektronski ili fotonski snopovi u svrhu liječenja tumora. Linearni akcelerator s glavnim djelovima je prikazan na slici 2.1. Proces dobivanja elektrona velikih brzina



Slika 2.1: Medicinski linearni akcelerator s glavnim djelovima. Prikazani model ima ugrađen i uređaj za oslikavanje. Slika je preuzeta iz [2].

počinje u tzv. elektronskom topu. Sastoji se od grijane katode i anode. Elektroni se termički emitiraju s katode i usmjeravaju se prema anodi. Katoda se nalazi na negativnom potencijalu, dok je anoda uzemljena, što znači da između postoji električno polje koje ubrzava elektrone na putu prema anodi gdje ulaze u ubrzavajući valovod.

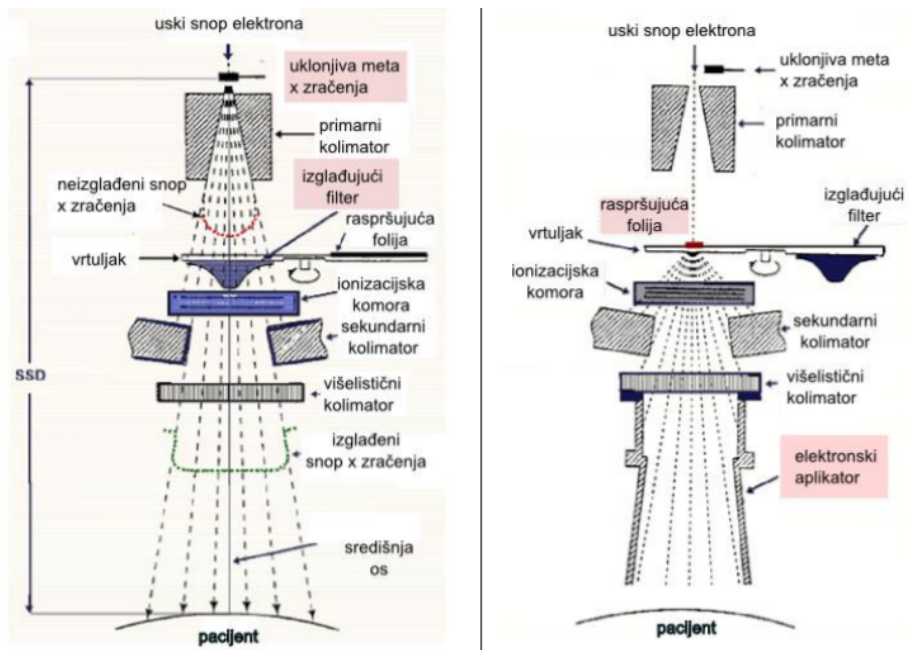
Sustavi za proizvodnju radiofrekventnih polja (magnetron ili klistron) daju mikrovalno zračenje koje ubrzava elektrone u ubrzavajućem valovodu, te se na kraju valovoda dobiva pulsni snop elektrona. Ubrzavajući valovod je napravljen kao cilindar koji je diskovima podijeljen na jednake dijelove, diskovi imaju otvor kroz koji prolaze elektroni. Shema svih unutarnjih komponenti medicinskog linearnog akceleratora se nalazi na slici 2.2. Kao što je prikazano na slici, elektroni nakon izlaska iz



Slika 2.2: Unutarnje komponente medicinskog linearnog akceleratora. Slika je preuzeta iz [2].

ubrzavajućeg valovoda ne stižu direktno na u glavu uređaja već se pomoću magneta skreću prema njoj. Moguće je više konfiguracija pomoću kojih se postiže skretanje elektrona magnetskim poljem.

Za kraj, glava linearnog akceleratora je prikazana na slici 2.3 za dva načina rada: fotonski snop (prikazano lijevo) i elektronski snop (prikazano desno). U načinu rada s fotonским snopovima se postavlja meta pred elektrone te se na taj način proizvodi rendgensko (X) zračenje. Proces je opisan u poglavlju 2.1.2. Izgladujući filter (filter za izravnavanje) jednostavno poravnava snop fotona u određenom smjeru. U načinu rada s elektronskim snopovima se meta ukloni i umjesto filtera za izravnavanje koristi



Slika 2.3: Komponente glave medicinskog linearnog akceleratora. Slika je preuzeta iz [2].

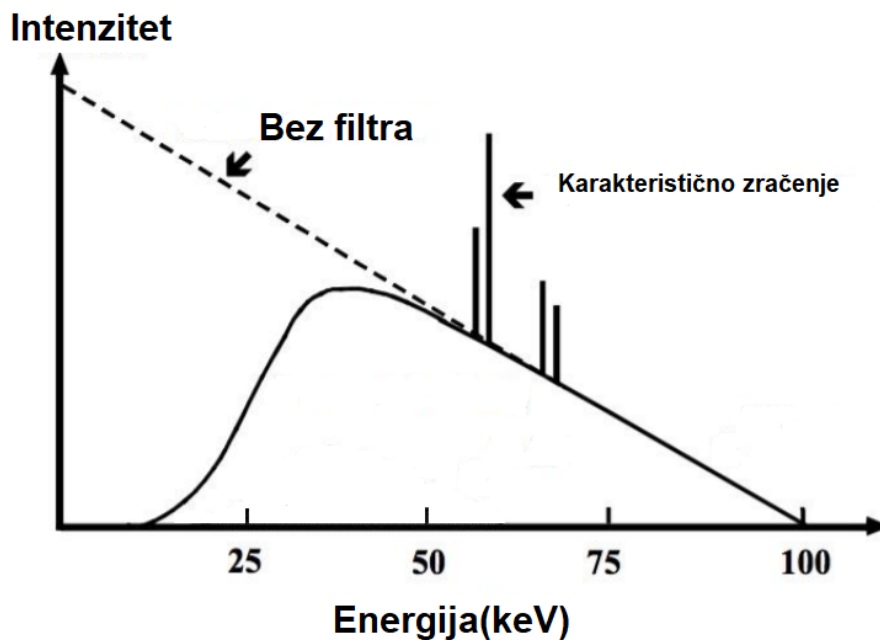
se raspršujuća folija. Kolimatori služe za oblikovanje snopa. Primarni i sekundarni kolimatori jednostavno oblikuju geometrijski polje zračenja (zračenje prolazi samo kroz željeno određeno područje), a višelistični kolimatori imaju i mogućnost stvaranja nepravilnog polja zračenja. O višelističnim kolimatorima će biti više riječi u poglavlju 2.1.3. U radioterapiji se koriste energije fotona u rasponu od 4-25 MV.

2.1.2 Način dobivanja rendgenskog (X) zračenja

Kao što je već spomenuto u terapijskom načinu rada s fotonima transportni sustav donosi visokoenergijski snop elektrona na metu. Rendgensko (X) zračenje nastaje međudjelovanjem ubrzanih elektrona s metom. Ulaskom visokoenergijskog snopa elektrona u metu moguće su dvije vrste međudjelovanja upadnih elektrona i mete:

1. Elektron međudjeluje s atomskim elektronom unutarnjih orbitala. Ako ima dovoljno energije za izbaciti elektron iz atoma mete, nastala šupljina se popunjava elektronom iz više ljuske i može se emitirati foton karakterističnog zračenja. Energija karakterističnog zračenja ovisi o vrsti materijala od kojeg je meta izrađena. Energije karakterističnog zračenja su reda veličine nekoliko desetaka keV.
2. Elektron međudjeluje s atomskom jezgrom i usporava pri čemu se gubitak energije emitira u obliku fotona zakočnog zračenja. Spektar zakočnog zračenja je kontinuran. Primjer spektra X-zračenja karakterističnog za slikovne tehnike dijagnostičke radi-

ologije, prikazan je na slici 2.4. U megavoltnim (MV) uređajima kao što je LINAC, u



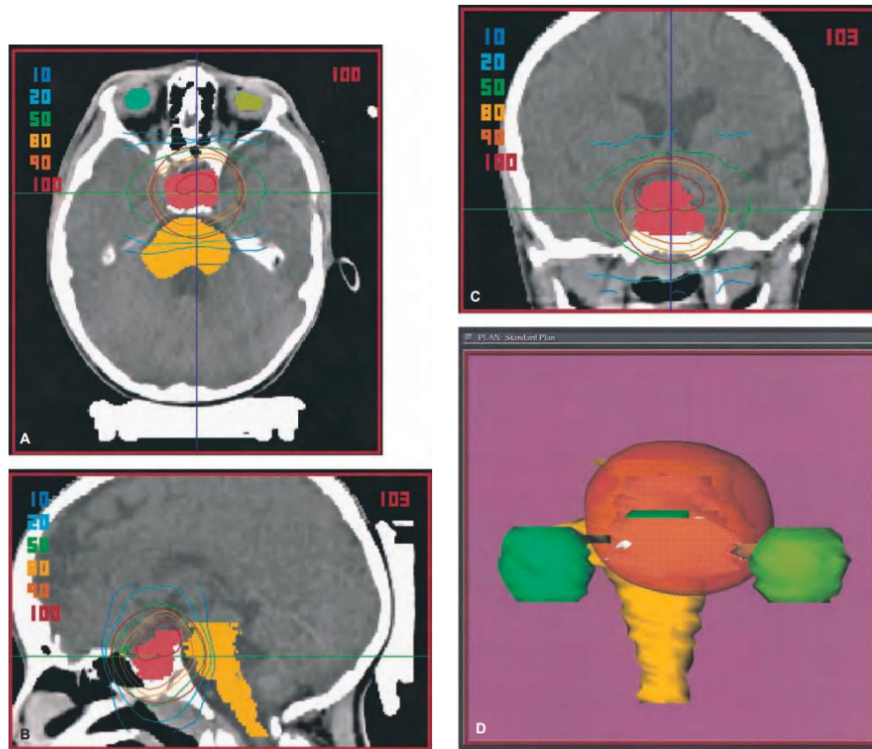
Slika 2.4: Spektar X-zračenja za slučajeve s i bez postavljenog filtra za uklanjanje niskoenergetskog dijela spektra za primjer snopa elektrona od 100 keV. Slika je preuzeta iz [2].

spektu X-zračenja dominiraju fotoni nastali zakočnim zračenjem.

2.1.3 Radioterapijske tehnike: 3D-CRT i VMAT

Pod trodimenzionalnom konformalnom radioterapijom (engl. three dimensional conformal radiotherapy, 3D-CRT) se podrazumijeva postupak zračenja temeljen na trodimenzionalnim anatomskim informacijama (slika tumora u tri dimenzije na primjer) i koristi zračenje pri čemu se raspodjela apsorbirane doze u pacijentu nastoji što bolje prilagoditi obliku volumena koji se želi ozračiti. Uz trodimenzionalne anatomske informacije zahtijeva se sustav za planiranje (engl. treatment-planning system, TPS) koji računa trodimenzionalnu raspodjelu apsorbirane doze za pacijenta. Medicinski fizičar pomoću računalnog sustava za planiranje u razmatranje uzima ocrtani klinički volumen (obujam) tumora, unutarnje rubne volumene (margine) koje vode računa o gibanju organa i dodatne volumene zbog nepouzdanosti u namještanju pacijenta u pojedinačnim frakcijama tijekom radioterapije, tzv. planirane ciljne volumene. Za ocjenu dobivenih raspodjela apsorbirane doze koriste se pored ostalog i trodimenzij-ske izodozne krivulje (izodoze) i krivulje u promatranoj ravnini (npr. transverzalnoj ravnini). Izodozna raspodjela jednog polja zračenja se sastoji od niza izodoza, li-

nija koje spajaju točke iste apsorbirane doze, obično iscrtanih uz jednake razmake postotne dubinske doze, a prikazuju promjenu apsorbirane doze s dubinom i transverzalnom udaljenosti od središnje osi snopa zračenja. Primjer izodoznih krivulja se nalazi na slici 2.5.



Slika 2.5: Izodozne krivulje kod tumora u hipofizi u transverzalnoj ravnini (A), sagitalnoj (B), koronalnoj ravnini (C), te prikaz izodoznih površina oko ciljnog volumena (D). Brojevi predstavljaju koliki je postotak apsorbirane doze koja je namijenjena tumoru na određenoj izodoznoj krivulji. Slika je preuzeta iz [3]

Dobre raspodjele apsorbirane doze za pacijenta se mogu dobiti jedino ako se zračenje radi iz nekoliko smjerova tako da svi današnji planovi uključuju zračenje iz više smjerova. Pacijent se ozrači iz jednog smjera te se potom glava linearnog akceleratora zakrene i zrači se iz drugog smjera te se takav proces nastavlja dok se ne obavi planirano zračenje. Kako bi se raspodjela apsorbirane doze što bolje prilagodila ciljnom volumenu i što bolje zaštitilo zdravo tkivo koriste se takozvani višelistični kolimatori (engl. multileaf collimator, MLC) koji su građeni od dobro apsorbirajućeg materijala s mnogo individualnih listića koji se mogu pomicati neovisno jedan o drugome. MLC se nalaze na izlazu iz LINAC-a i njihov položaj se prilagođava obliku tumora koji se zrači. Primjer MLC od volframa se nalazi na slici 2.6.

Također postoji metoda radioterapije snopovima promjenjivog intenziteta (engl.



Slika 2.6: Kolimator s više listića napravljen od volframa. Slika je preuzeta iz [4].

Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT). Odnosi se na radioterapijsku tehniku u kojoj se koristi nejednolika raspodjela intenziteta zračenja što povlači nehomogenu prostornu raspodjelu apsorbirane doze. Ako je npr. potrebno tumor ozračiti različitim intenzitetima na pojedinim djelovima poželjno je prilagoditi intenzitet zračenja. Svaki snop fotona kod ovakve tehnike zračenja mijenja intenzitet ovisno o dimenziji i obliku tumora. Za moduliranje intenziteta se koriste MLC bilo statički (namještanje kolimatora i zračenje te ponavljanje procesa) ili dinamički (kontinuirano namještanje kolimatora tijekom samog zračenja). Prije zračenja se provodi takozvano "inverzno planiranje". "Standardno" planiranje podrazumijeva rješavanje pitanja kako za dani način zračenja (smjerovi zračenja, energija zračenja...) najbolje prilagoditi raspodjelu apsorbirane doze ciljnom volumenu. S druge strane inverzno planiranje podrazumijeva rješavanje pitanja kako za određenu raspodjelu apsorbirane doze odrediti način zračenja.

Zračenje se pacijentu isporučuje u frakcijama. Zdravom ozračenom tkivu je potrebno neko vrijeme za oporavak pa se zračenje vrši u nekoliko navrata (frakcija). Previše zračenja i zdravo tkivo se neće moći oporaviti i vjerojatnost negativnih pos-

ljedica raste. Jedna frakcija obično podrazumijeva više smjerova zračenja. Zračenjem iz više smjerova omogućuje se bolja poštuda zdravog tkiva tj. da jedan dio zdravog tkiva ne primi preveliku apsorbiranu dozu, već se manja apsorbirana doza raspodijeli na veći dio tkiva.

Pri kraju prvog desetljeća 21.st. rodila se ideja kontinuiranog zračenja u lukovima te je nastala volumno modulirana lučna terapija (engl. volumetric modulated arc therapy, VMAT). Dostavlja se snop zračenja u obliku stožca promjenjivog oblika i intenziteta. Glava linearnog akceleratora kontinuirano se pomiče zajedno sa MLC u obliku luka.

2.2 Međudjelovanja ionizirajućeg fotonskog zračenja s materijom

2.2.1 Atenuacija fotonskog snopa, udarni presjek, koeficijenti apsorpcije i prijenosa energija

Intenzitet zračenja se definira kao

$$I = \frac{dE}{dA dt}, \quad (2.1)$$

to jest omjer energije zračenja i površine na koju upada u nekom vremenskom intervalu. Budući da fotoni prenose energiju može se govoriti o omjeru broja fotona i površine na koju upadaju u nekom vremenskom intervalu. Energija fotona je jednaka

$$E_f = h\nu, \quad (2.2)$$

gdje je h planckova konstanta, a ν frekvencija promatranog elektromagnetskog zračenja. Za monoenergetski uski snop fotona koji upada okomito na površinu homogenog materijala ovisnost intenziteta o dubini materijala x glasi:

$$I(x) = I(0)e^{-\mu x}, \quad (2.3)$$

pri čemu su: $I(0)$ intenzitet snopa na ulasku u materijal (početni intenzitet), $I(x)$ je intenzitet snopa u materijalu na dubini x , a μ je linearni koeficijent atenuacije. Međudjelovanje fotona s materijom je stohastički proces, to jest za određeno međudjelovanje postoji vjerojatnost događaja. Linearni koeficijent atenuacije je vjerojat-

nost po jedinici duljine puta da foton doživi neko međudjelovanje u materijalu. Pri tome nije važna vrsta međudjelovanja tj. hoće li foton nestati ili biti raspršen s ili bez gubitka energije nego je ključno da foton koji međudjeluje više nije u snopu. Svi fotoni koji ostaju u snopu, imaju nepromijenjenu energiju. Linearni koeficijent atenuacije ovisi o energiji fotona i vrsti materijala. Mjerna jedinica je cm^{-1} . U slučaju širokih snopova treba uzeti u obrzi da intenzitetu snopa koji mjeri detektor mogu doprinijeti i raspršeni fotoni koji nisu početno bili usmjereni u detektor ili višestruko raspršenje fotona početno usmjerenih u detektor pa se za široke snopove dodaje korekcijski faktor.

Ako se linearni koeficijent atenuacije μ podijeli s brojem čestica materijala po jedinici volumena materijala η dobiva se udarni presjek σ koji označava mjeru vjerojatnosti interakcije

$$\sigma = \frac{\mu}{\eta}. \quad (2.4)$$

Ako je u pitanju međudjelovanje s atomima, čestice materijala su atomi pa vrijedi:

$$\eta_a = \frac{N_A n}{\frac{m}{\rho}} = \frac{N_A n}{nM} \rho = \frac{N_A}{M} \rho, \quad (2.5)$$

gdje je N_A Avogadrova konstanta, M je molarna masa atoma materijala, n je množina tvari, V ($\frac{m}{\rho}$) je volumen materijala, m je masa materijala a ρ je gustoća materijala. Ako je u pitanju međudjelovanje s elektronima, za čestice materijala se uzimaju elektroni pa vrijedi:

$$\eta_e = \frac{Z N_A n}{\frac{m}{\rho}} = Z \frac{N_A n}{nM} \rho = Z \frac{N_A}{M} \rho, \quad (2.6)$$

gdje je Z atomski broj. Korisno je izvesti i relacije za broj čestica u materijalu po jedinici mase materijala. Broj atoma po jedinici mase m je:

$$N_a = \frac{N}{m} = \frac{n N_A}{m} = \frac{N_A}{M}. \quad (2.7)$$

Budući da u jednom atomu ima Z elektrona, broj elektrona po jedinici mase je

$$N_e = \frac{N Z}{m} = Z \frac{N_A}{M}. \quad (2.8)$$

Uzimajući u obzir relacije 2.5, 2.7 i 2.4 dobiva se:

$$\frac{\mu}{\rho} = \mu_{\rho} = \sigma_a \frac{N_A}{M} = \sigma_a N_a. \quad (2.9)$$

Ako je međudjelovanje s elektronima materijala onda relacije 2.6 i 2.8 s jednadžbom 2.4 daju:

$$\frac{\mu}{\rho} = \mu_{\rho} = \sigma_e \frac{Z N_A}{M} = \sigma_e N_e. \quad (2.10)$$

Veličina μ_{ρ} se naziva maseni koeficijent atenuacije, dok su σ_e i σ_a elektronski i atomski udarni presjek. Atomski udarni presjek podrazumijeva da foton međudjeluje s atomom, a elektronski da foton međudjeluje sa slobodnim ili slabo vezanim elektronom. Atomski koeficijent atenuacije je omjer masenog koeficijenta atenuacije i broja atoma po jedinici mase (relacija 2.7). Na temelju relacije 2.9 vidi se da je atomski koeficijent atenuacije jednak atomskom udarnom presjeku. Elektronski koeficijent atenuacije je omjer masenog koeficijenta atenuacije i broja elektrona po jedinici mase (relacija 2.8). Na temelju relacije 2.10 vidi se da je elektronski koeficijent atenuacije jednak elektronskom udarnom presjeku.

Fotoni energiju u materijal predaju u dva koraka i stoga se nazivaju indirektno ionizirajuće zračenje. U prvom koraku fotoni dio svoje energije predaju nabijenim česticama (elektronima). Prosječna prenešena energija označava se s E_{tr} . U drugom koraku izbijene nabijene čestice (elektroni) predaju energiju materijalu. Elektroni se nazivaju direktno ionizirajuće zračenje jer predaju energiju materijalu u jednom koraku. Prosječnu energiju koju nabijene čestice predaju materijalu (tj. koju materijal apsorbira) označava se s E_{ab} . Energija koja se potroši na radijativne procese je jednostavno njihova razlika tj. $E_{tr} - E_{ab}$. Za fotone energije $h\nu$ definiraju se koeficijent prijenosa energije:

$$\mu_{tr} = \mu \frac{E_{tr}}{h\nu}, \quad (2.11)$$

i koeficijent apsorpcije energije:

$$\mu_{ab} = \mu \frac{E_{ab}}{h\nu}. \quad (2.12)$$

g-faktor se definira kao:

$$g = \frac{E_{tr} - E_{ab}}{E_{tr}}. \quad (2.13)$$

Granični su slučajevi $g=1$ gdje je sva prenešena energija potrošena na radijativne procese te $g=0$ gdje je sva prenešena energija apsorbirana u materijalu. Relacije 2.11, 2.12, 2.13 zajedno daju:

$$\mu_{ab} = \mu_{tr}(1 - g). \quad (2.14)$$

2.2.2 Najznačajnija međudjelovanja fotona s materijalom na energijama važnim u medicinskoj fizici

Najvažnija međudjelovanja fotona s materijalom u području energija koje se koriste u medicinskoj fizici su: Rayleighevo (koherentno) raspršenje, fotoelektrični učinak, Comptonovo (nekoherentno) raspršenje, tvorba para elektron-pozitron i fotonuklearne reakcije.

Kod Rayleighevog raspršenja foton međudjeluje s vezanim elektronom, dakle cijelim atomom, i pri tome se rasprši bez gubitka energije. Budući da foton međudjeluje s cijelim atomom, gleda se ovisnost atomskog koeficijenta atenuacije (tj. atomskog udarnog presjeka) o materijalu i energiji. Atomski udarni presjek:

$$\sigma_a \sim \frac{Z^2}{(h\nu)^2}. \quad (2.15)$$

Maseni koeficijent atenuacije na temelju relacije 2.9:

$$\mu_\rho = \sigma_a \frac{N_A}{M} \sim \frac{Z^2 N_A}{(h\nu)^2 M} \sim \frac{Z}{(h\nu)^2}. \quad (2.16)$$

Iz izraza 2.15 i 2.16 se može zaključiti da Rayleighevo raspršenje ima zanemariv doprinos, osim za jako niske energije fotona (konkretno za manje od 10 keV).

Kod fotoelektričnog učinka foton međudjeluje s čvrsto vezanim elektronom tj. cijelim atomom. Ako je energija fotona $h\nu$ veća od energije vezanja elektrona E_B foton se može potpuno apsorbirati. Dio dobivene energije elektron (tzv. fotoelektron) gubi na savladavanje veze s atomom, a ostatak je jednak njegovoj kinetičkoj energiji E_{kin} s kojom napušta atom. Vrijedi:

$$E_{kin} = h\nu - E_B. \quad (2.17)$$

Zbog zakona očuvanja energije i količine gibanja fotoelektrični učinak nije moguć na slobodnom atomu. Mora postojati vezanje kako bi atom preuzeo razliku količine

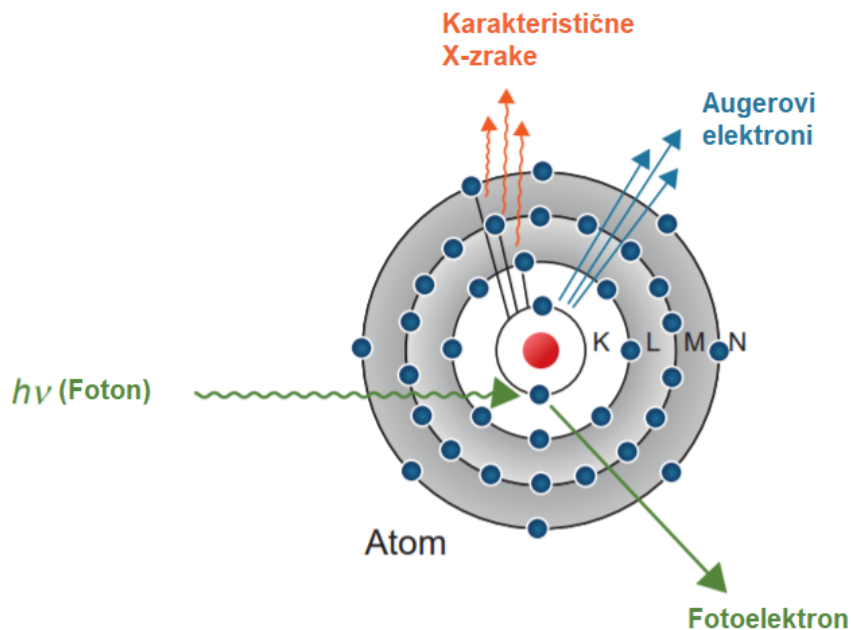
gibanja. Kao i kod Rayleighovog raspršenja u međudjelovanju sudjeluje cijeli atom pa u razmatranje dolazi atomski udarni presjek. Udarni presjek za fotoelektrični učinak integriran po svim kutevima emisije elektrona:

$$\sigma_a \sim \frac{Z^4}{(h\nu)^3}. \quad (2.18)$$

Maseni koeficijent atenuacije na temelju relacije 2.9:

$$\mu_\rho = \sigma_a \frac{N_A}{M} \sim \frac{Z^4 N_A}{(h\nu)^3 M} \sim \frac{Z^3}{(h\nu)^3}. \quad (2.19)$$

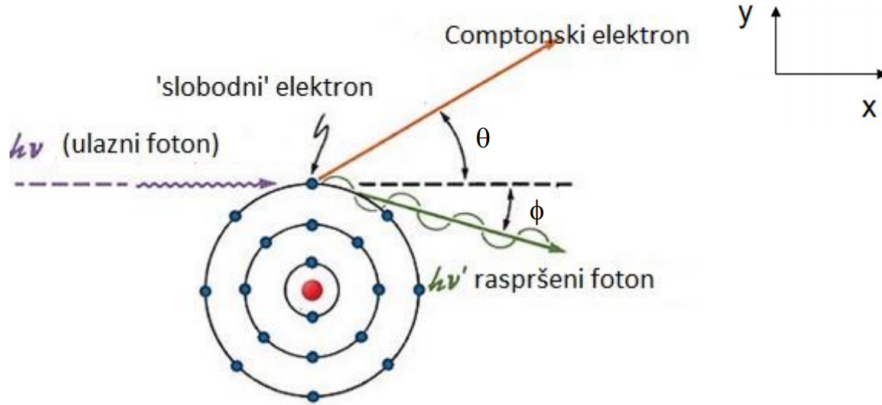
Ilustracija fotoelektričnog učinka i procesa koji mogu slijediti se nalazi na slici 2.7. Zbog popunjavanja šupljine nastale izbijanjem fotoelektrona slijedi emisija karakte-



Slika 2.7: Ilustracija fotoelektričnog učinka skupa sa procesima emisije karakterističnog X-zračenja i izbijanja Augerovog elektrona koji mogu slijediti. Slika je preuzeta iz [3].

rističnih X-zraka ili Augerovog elektrona.

Kod Comptonovog raspršenja foton međudjeluje sa slabo vezanim elektronom (energija fotona je puno veća od energije vezanja elektrona). Ilustracija Comptonovog raspršenja je prikazana na slici 2.8. Foton međudjeluje sa slobodnim elektronom te se raspršuje pod kutem ϕ u odnosu na svoj početni smjer, dok se elektron za kojeg se uzima da miruje u ovom slučaju rasprši pod kutem θ u odnosu na početni smjer fotona. Budući da foton dio energije nakon raspršenja preda elektronu, zakon očuvanja



Slika 2.8: Ilustracija Comptonovog raspršenja. Slika je preuzeta iz [2].

energije povlači da se fotonu smanjila energija a time i povećala valna duljina, odnosno frekvencija se smanjila. Postavivši koordinatni sustav kao na slici 2.8 iskoristi se zakon očuvanja količine gibanja za zatvoreni sustav foton-elektron u trenucima prije i tik poslije raspršenja.

x smjer:

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} \cos \phi + p_e \cos \theta. \quad (2.20)$$

y smjer:

$$0 = -\frac{h\nu'}{c} \sin \phi + p_e \sin \theta. \quad (2.21)$$

p_e označava iznos količine gibanja elektrona nakon raspršenja. Zakon očuvanja energije daje:

$$h\nu + mc^2 = h\nu' + (mc^2 + T), \quad (2.22)$$

gdje m označava masu elektrona, a T kinetičku energiju elektrona. Ako su poznate energije fotona prije i nakon raspršenja, kinetička energije emitiranog elektrona T se lako izračuna pomoću izraza 2.22. Ukupna energija elektrona je E i može se izraziti na dva načina:

$$E^2 = (pc)^2 + (mc^2)^2, \quad (2.23)$$

$$E = T + mc^2. \quad (2.24)$$

Pomoću relacija 2.20, 2.21, 2.22, 2.23, 2.24 se može izvesti izraz:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{mc^2}(1 - \cos \phi)}. \quad (2.25)$$

Koristeći izraz $c = \lambda\nu$ se može dobiti valna duljina fotona nakon raspršenja:

$$\lambda' = \lambda + \frac{h}{mc}(1 - \cos \phi). \quad (2.26)$$

Pomoću Klein-Nishinine formule se može izračunati ukupni udarni presjek za Comptonovo raspršenje [2] i vidi se da opada s povećanjem energije upadnog fotona.

$$\sigma_{e(KN)} = \sigma_{e(C)} = 2\pi r_e^2 \left(\frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \left[\frac{2(1 + \alpha)}{1 + 2\alpha} - \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1 + 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^2} \right). \quad (2.27)$$

$\alpha = \frac{h\nu}{mc^2}$, r_e je klasični elektronski radijus i iznosi $2,818 \cdot 10^{-13}$. Atomski udarni presjek:

$$\sigma_a = Z\sigma_e \sim Z. \quad (2.28)$$

Maseni koeficijent atenuacije je gotovo neovisan o Z :

$$\mu_p = \sigma_e Z \frac{N_A}{M} \sim Z \frac{N_A}{M}, \quad (2.29)$$

budući da izuzev vodika, omjer Z/M je iznosom između 0,4-0,5 mol/g.

Kod tvorbe para elektron-pozitron foton međudjeluje s elektrostatskim poljem jezgre te se potpuno apsorbira uz nastanak para elektron-pozitron. Postojanje jezgre je nužno kako bi ukupna količina gibanja sustava foton-jezgra ostala očuvana. Uz zanemarivanje odboja jezgre i pod pretpostavkom da ona miruje, zakon očuvanja energije glasi:

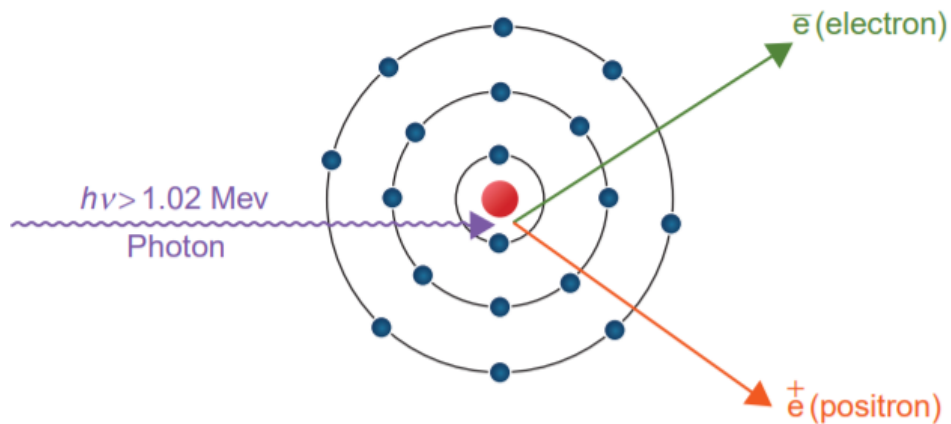
$$h\nu = 2m_e c^2 + T_{elektron} + T_{pozitron}. \quad (2.30)$$

$T_{elektron}$ i $T_{pozitron}$ su kinetičke energija nastalih elektrona i pozitrona. Iz zakona očuvanja energije je jasno da tvorba para nije moguća za fotone ispod određene energije praga (1,022 MeV, što je dvostruka energija mirovanja elektrona to jest pozitrona). Tvorba para elektron-pozitron je prikazana na slici 2.9. Atomski udarni presjek i maseni koeficijent atenuacije za tvorbu para su:

$$\sigma_a \sim Z^2, \quad (2.31)$$

$$\mu_p = \sigma_a \frac{N_A}{M} \sim Z^2 \frac{N_A}{M} \sim Z. \quad (2.32)$$

U fotonuklearnim reakcijama (također se zovu i fotodezintegracijski procesi) jez-



Slika 2.9: Tvorba para elektron-pozitron. Slika je preuzeta iz [6].

gra apsorbira foton visoke energije nakon čega se iz jezgre izbaci najčešće jedan ili više nukleona. Kao i kod tvorbe parova elektron-pozitron, za fotonuklearne reakcije je potrebna energija praga kako bi uopće bile moguće. Energija praga ovisi o vrsti reakcije i jezgri. Za većinu elemenata koji imaju atomski broj veći od ugljika iznosi između 6 MeV i 16 MeV. Iznad energije praga, udarni presjek za reakciju raste s povećanjem energije fotona, postiže najveću vrijednost i nakon toga se smanjuje. Najveće vrijednosti udarnih presjeka su u području energija 13-25 MeV. Doprinos fotonuklearnih reakcija je puno manji od doprinosa ostalih fotonskih međudjelovanja i u računanju ukupnog udarnog presjeka se može zanemariti. S druge strane kod planiranja zaštite od zračenja za radioterapiju koja koristi visokoenergetske snopove se mora uzeti u obzir jer nastali nukleoni su vrlo štetni za pacijenta.

2.2.3 Ukupni koeficijent atenuacije i doprinosi pojedinačnih procesa

Za danu energiju fotona $h\nu$ i materijal Z ukupni linearni koeficijent atenuacije μ , koeficijent prijenosa energije μ_{tr} , koeficijent apsorpcije μ_{ab} (često se označava s μ_{en}) i udarni presjek σ dani su zbrojem odgovarajućih koeficijenata i udarnih presjeka za pojedinačne procese. Uzevši u obzir četiri najznačajnija procesa (Rayleighovo raspršenje, fotoelektrični efekt, Comptonovo raspršenje i tvorba parova), ukupni linearni koeficijent atenuacije iznosi:

$$\mu = \mu_R + \mu_{FE} + \mu_C + \mu_{TP}. \quad (2.33)$$

Ukupni maseni koeficijent atenuacije iznosi:

$$\frac{\mu}{\rho} = \mu_{\rho} = \frac{N_A}{M} (\mu_{R,a} + \mu_{FE,a} + Z_e \mu_C + \mu_{TP,a}). \quad (2.34)$$

Iz preglednosti su atomski i elektronski udarni presjeci označeni notacijom s lijeve strane za razliku od prijašnje notacije desno. Ukupni koeficijent prijenosa energije je jednak:

$$\mu_{tr} = \mu_{tr,FE} + \mu_{tr,C} + \mu_{tr,TP}. \quad (2.35)$$

Kod Rayleighovog raspršenja foton ne predaje energiju materijalu stoga ne ulazi u ukupni koeficijent prijenosa energije. Ukupni koeficijent apsorpcije je jednostavno:

$$\mu_{ab} = \mu_{tr}(1 - g). \quad (2.36)$$

Jednadžba je identična kao i izraz 2.14.

Na grafu prikazanom na slici 2.10 se može vidjeti koja međudjelovanja fotona s materijom prevladavaju za određenu energiju upadnih fotona i određeni atomski broj materijala (Z). Ljudsko tijelo je većinom građeno od vode koja ima efektivni atomski broj $Z=7,5$, tako da je za energije fotona postignute linearnim akceleratorom dominantno međudjelovanje Comptonovo raspršenje.

2.3 Osnovne dozimetrijske veličine

2.3.1 Kerma

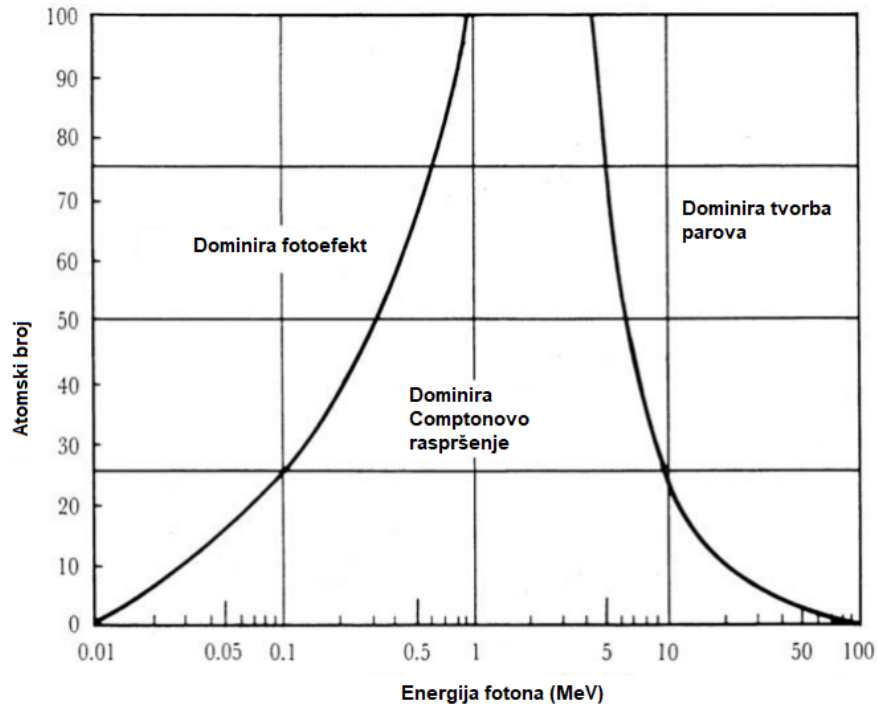
Kerma (engl. Kinetic Energy Released per unit Mass) je dozimetrijska veličina koja se primjenjuje za indirektno ionizirajuće zračenje (neutralne čestice kao npr. neutron ili foton). Kerma se definira kao omjer srednje (očekivane) energije koju indirektno ionizirajuće zračenje prenese na direktno ionizirajuće zračenje \overline{E}_{tr} i mase sredstva dm ($dm = \rho dV$).

$$K = \frac{d\overline{E}_{tr}}{dm}. \quad (2.37)$$

Mjerna jedinica za kermu je Gy, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

Kerma se može povezati s tokom energije fotona. Tok energije je definiran kao:

$$\Psi = \frac{dR}{dA}. \quad (2.38)$$



Slika 2.10: Prevladavanje vrsta međudjelovanja fotona s materijom u ovisnosti o energiji upadnih fotona i atomskog broja materijala (Z). Desna krivulja predstavlja mjesto gdje su atomski udarni presijeci za Comptonovo raspršenje i tvorbu parova jednaki, dok lijeva krivulja predstavlja mjesto gdje su atomski udarni presijeci za Comptonovo raspršenje i fotoelektrični efekt jednaki. Slika je preuzeta iz [1].

R označava ukupnu energiju zračenja, a A ozračenu površinu. Za monoenergetski snop fotona tok energije fotona predstavlja omjer broja fotona N energije E i površine A na koju upadaju.

$$\Psi = \frac{NE}{A} = \frac{Nh\nu}{A}. \quad (2.39)$$

Broj fotona koji su međudjelovali s materijalom na putu dx iznosi:

$$dN = -\mu N dx. \quad (2.40)$$

Pomoću izraza 2.11 se može dobiti prenešena energija od strane fotona početne energije $h\nu$:

$$E_{tr} = \frac{\mu_{tr}}{\mu} h\nu. \quad (2.41)$$

Kombinirajući izraze 2.37, 2.39, 2.40, 2.41 i iskoristivši $dm = \rho dV = \rho A dx$, kerma se

može zapisati kao [2]:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} = \frac{-E_{tr}dN}{\rho A dx} = \frac{(\frac{\mu_{tr}}{\mu} h\nu)(\mu N dx)}{\rho A dx} = \Psi\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right). \quad (2.42)$$

Kerma se može rastaviti na dvije komponente: sudarna kerma K_c i radijativna kerma K_r , ovisno o tome što se događa s prenešenom energijom. K_c označava omjer energije "potrošene" u sudarima (tj. energija nabijenih čestica koja se pohrani u materijalu preko sudara) i mase sredstva. K_r označava omjer energije nabijenih čestica koja odlazi u radijativna međudjelovanja i mase sredstva.

$$K = K_c + K_r. \quad (2.43)$$

Analogno kao i za kermu se i za sudarnu kermu može izvesti za monoenergetski snop [2]:

$$K_c = \Psi\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right). \quad (2.44)$$

K_c i K_r se mogu povezati s kermom preko g faktora definiranog u izrazu 2.13.

$$K_r = gK. \quad (2.45)$$

$$K_c = K - K_r = K(1 - g). \quad (2.46)$$

Pomoću relacije 2.44 se može usporediti sudarna kerma u dva sredsta (1 i 2) za monoenergetski snop fotona:

$$\frac{K_{c2}}{K_{c1}} = \frac{\Psi_2\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_2}{\Psi_1\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_1}. \quad (2.47)$$

2.3.2 Apsorbirana doza

Apsorbirana doza je definirana kao omjer srednje energije koje ionizirajuće zračenje preda sredstvu \bar{E}_{ab} i mase sredstva dm .

$$D = \frac{d\bar{E}_{ab}}{dm}. \quad (2.48)$$

Kao i za kermu mjerna jedinica je Gy. Apsorbirana doza se koristi za direktno i indirektno ionizirajuće zračenje. Apsorbirana doza u nekom sredstvu se može povezati sa zaustavnom sudarnom snagom [2]:

$$D = \phi \left(\frac{S_c}{\rho} \right), \quad (2.49)$$

gdje je ϕ tok elektrona u sredstvu, a $\left(\frac{S_c}{\rho} \right)$ je masena zaustavna sudarna snaga u sredstvu (omjer gubitka kinetičke energije elektrona uzrokovanog sudarima i duljine puta i gustoće sredstva). Ako je zadovoljen uvjet da je uspostavljena ravnoteža nabijenih čestica tj. ako jednak broj elektrona određene energije ulazi u volumen kao što i izlazi iz promatranog volumena, onda je apsorbirana doza u nekom sredstvu jednaka sudarnoj kermi i vrijedi:

$$D = K_c \quad (2.50)$$

U tom slučaju primjenom relacije 2.47 se omjer apsorbiranih doza u dva sredstva može izraziti preko masenih apsorpcijskih koeficijenata u tim sredstvima.

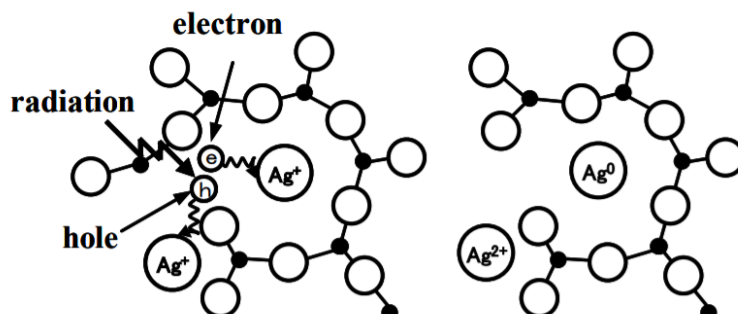
2.3.3 Radiofotoluminiscentna (RPL) dozimetrija

Kod nekih materijala nakon ozračivanja dio elektrona koji su prešli iz valentne u vodljivu vrpcu se ne relaksira u valentnu vrpcu nego ostaje zarobljen u zamkama unutar zabranjenog pojasa, tzv. metastabilnim stanjima. Nakon pobude tih elektrona u viša stanja zamke, relaksacija u osnovno stanje zamke emitira foton i to se naziva radiofotoluminiscencija (RPL). Materijal koji se danas najčešće koristi za RPL dozimetar je srebrom aktivirano fosfatno staklo, od čega su napravljeni i dozimetri korišteni u radu. U uzorku atomi srebra kojim je fosfatno staklo dopirano i imaju ulogu zamki su jednoliko raspoređeni u obliku Ag^+ iona. Elektroni (e^-) i šupljine (h^+), oslobođeni zbog ozračivanja stakla, difundiraju u staklo i proizvode sljedeće reakcije:



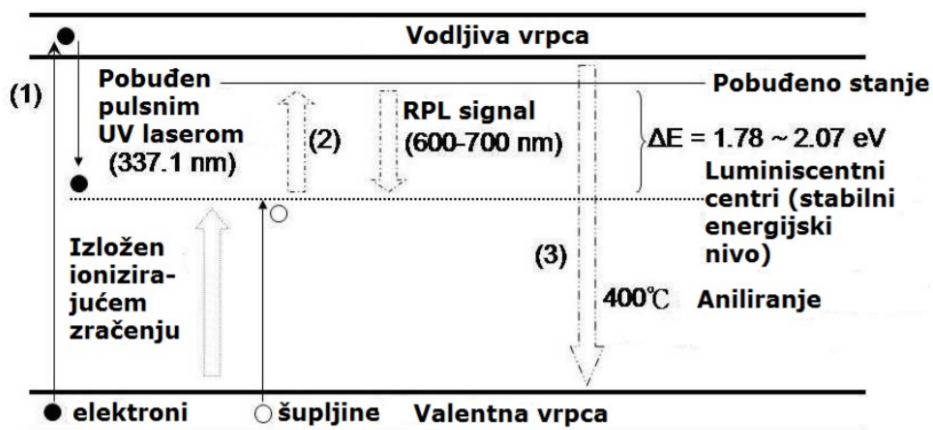
Ag^0 i Ag^{2+} čine stabilne centre luminiscencije (energetski nivoi) na sobnoj temperaturi. Elektroni difundiraju u staklo brže od šupljina na sobnoj temperaturi, stoga je

gomilanje luminiscentnih centara Ag^0 veće nego Ag^{2+} . Predgrijavanje služi bržem difundiranju šupljina u staklo i postiže se ravnomjerniji broj luminiscentnih centara. Ilustracija formiranja stabilnih centara se nalazi na slici 2.11. Broj stabilnih centara



Slika 2.11: Ilustracija formiranja stabilnih luminiscentnih centara. Slika je preuzeta iz [7]

se povećava s količinom zračenja (apsorbiranom dozom) kojim se ozrači uzorak. To povlači veći broj emitiranih fotona kada se uzorak ozrači UV zračenjem što se može povezati sa apsorbiranom dozom. Apsorbirana doza je proporcionalna intenzitetu emitiranog zračenja. Na taj način rade RPL dozimetri. Princip radiofotoluminiscencije je sažeto prikazan na slici 2.12. Ionizirajuće zračenje stvara stabilne RPL centre



Slika 2.12: Ukratko prikazan princip radiofotoluminiscencije. Slika je preuzeta iz [8]

Ag^{2+} i Ag^0 što je na slici označeno s (1). Na slici je pod (2) prikazano pobuđivanje elektrona UV zračenjem te oni prelaze u pobuđeno stanje i kasnije se relaksiraju u stabilne RPL centre i emitira se zračenje valne duljine 600-700 nm. Na slici je pod (3) prikazano aniliranje, gdje se zagrijavanjem stakla na temperaturu od 400 °C nakon nekog vremena postiže relaksiranje zarobljenih elektrona u valentnu vrpca. Također

nestaju stabilni RPL centri Ag^{2+} i Ag^0 te atomi srebra ponovno postoje u staklu u obliku Ag^+ iona. Glavna značajka RPL dozimetara je to što centri luminiscencije ostaju nakon očitavanja dozimetra, tako da se mjerenja mogu ponavljati.

3 Eksperimentalni dio

U ovom poglavlju su opisani korištena aparatura te način provedbe mjerenja.

3.1 Radioterapijske tehnike i planovi zračenja

U ovom radu su mjerene i izračunate apsorbirane doze izvan ciljnog volumena u kraniospinalnom zračenju antropomorfnog fantoma desetogodišnjeg djeteta dvjema radioterapijskim tehnikama: 3D-CRT i VMAT. U oba slučaja su korišteni fotonski snopovi dobiveni linearnim akceleratorom Varian Clinac iX (proizvođač Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). Za dobivanje klinički prihvatljivih planova zračenja korišten je sustav za izračun i optimizaciju raspodjele apsorbirane doze: Eclipse, verzija 15.6.06 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). Svrha sustava za planiranje zračenja je opisana u potpoglavlju 2.1.3. Za izračun apsorbirane doze mogu se koristiti dva algoritma: za 3D-CRT je korišten algoritam AAA (engl. Analytical Anisotropic Algorithm), a za VMAT je korišten algoritam Acuros. Za obje radioterapijske tehnike napravljen je klinički prihvatljiv plan za isti ciljni volumen.

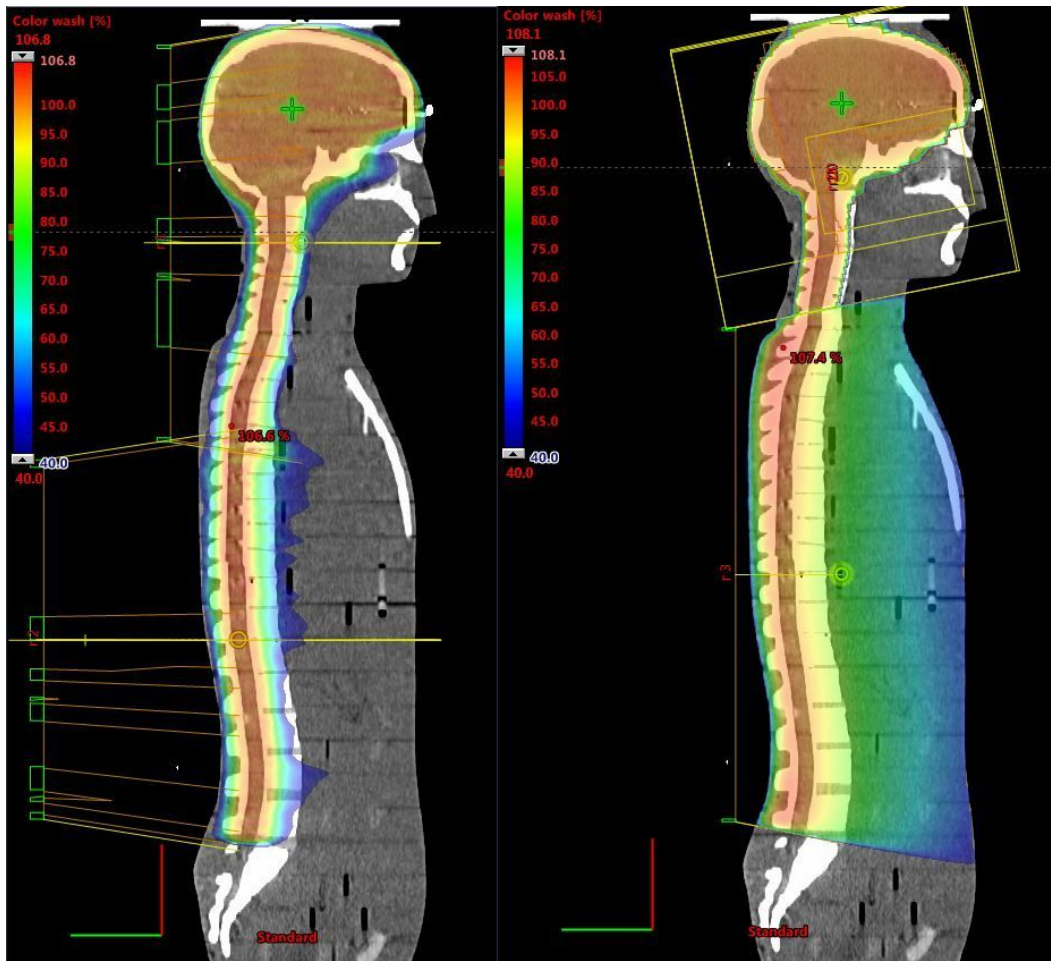
Dječjeg pacijenta je predstavljao dječji antropomorfni fantom koji je kod svih zračenja ležao na leđima (tzv. supine položaj). Tehnikom 3D-CRT je najprije zračena lubanja s dva bočna (lateralna) polja, a zatim kralježnica s jednim poljem iz smjera leđa prema trbuhu (posteriorno-anteriorno, PA). U prvom zračenju su korišteni 6 MV fotonski snopovi, a u drugom 10 MV fotonski snopovi. Tehnikom VMAT zračenje ciljnog volumena je obavljeno u dva puna okretaja i korišteni su 6 MV fotonski snopovi. Podaci o medicinskom akceleratoru, sustavima za izračun i optimizaciju raspodjele apsorbirane doze i algoritmima te uvjetima zračenja dani su u tablici 3.1.

Zračenja su napravljena tako da je apsorbirana doza za ciljni volumen bila $D_T = 2$ Gy. U realnim kliničkim slučajevima kraniospinalnog zračenja djece, potrebna apsorbirana doza za ciljni volumen obično iznosi 36 Gy i isporučuje se u 20 frakcija po 1.8 Gy. U poglavlju 2.1.3 je spomenuto da izodozne krivulje (izodoze) povezuju područja u pacijentu s istom vrijednosti apsorbirane doze (ili istim postotkom apsorbirane doze namijenjene tumoru). Tako npr. 50% izodoza označava područje u pacijentu gdje je apsorbirana doza 50% one namijenjene tumoru. Na slici 3.1 su prikazane raspodjele apsorbirane doze dobivene sustavom za planiranje za radioterapijske tehnike VMAT i 3D-CRT.

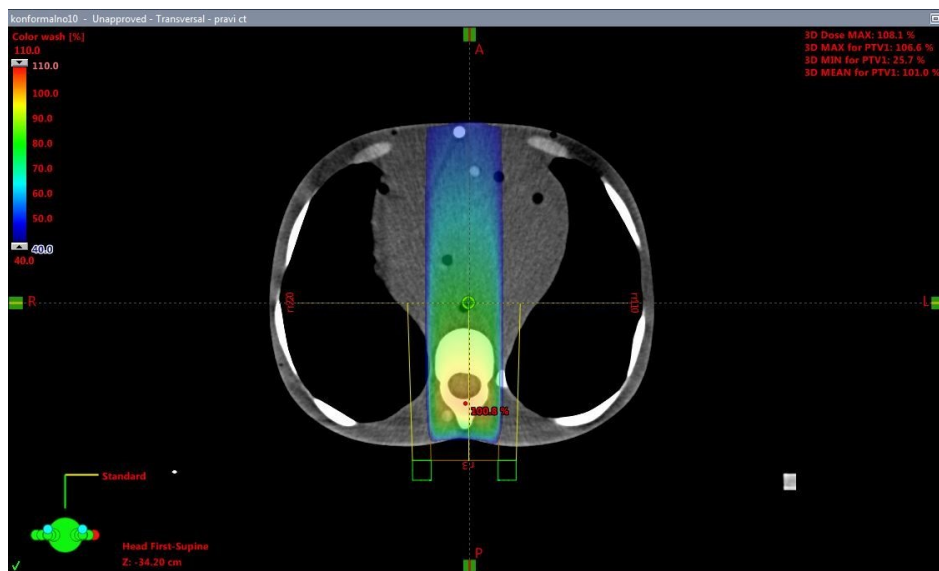
Radioterapijska tehnika	3D-CRT	VMAT
Radioterapijski centar	KBC Osijek	KBC Osijek
Akcelerator	Varian Clinacix (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)	Varian Clinacix (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)
TPS	Eclipse, verzija 15.6.06 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)	Eclipse, verzija 15.6.06 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)
Algoritam za izračun apsorbirane doze	AAA (Analytical Anisotropic Algorithm)	Acuros algoritam
Ozračivanje mozga	dva lateralna polja (90°, 270°), 6 MV	Dva puna okretaja, 6 MV
Ozračivanje leđne moždine	Jedno polje, smjer leđa prema trbuhu (posteriorno-anteriorno, PA), 180°, 10 MV	

Tablica 3.1: Medicinski linearni akcelerator, TPS s algoritmima i uvjetima zračenja za radioterapijske tehnike 3D-CRT i VMAT.

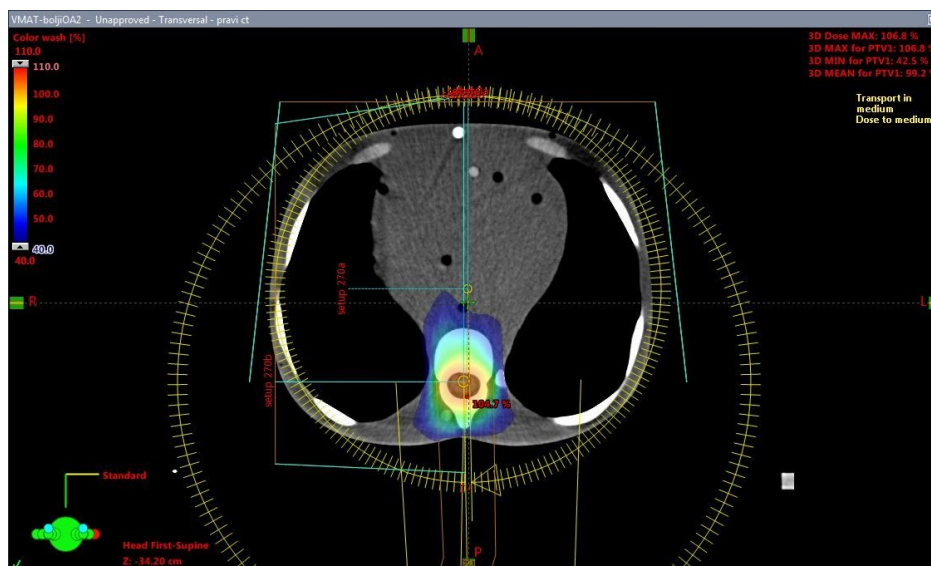
Na slici 3.2 je prikazana raspodjela apsorbirane doze dobivene sustavom za planiranje za radioterapijsku tehniku 3D-CRT, za jedan sloj fantoma koji obuhvaća pluća, gledano odozgo. Na slici 3.3 je prikazana raspodjela apsorbirane doze dobivene sustavom za planiranje za radioterapijsku tehniku VMAT, za jedan sloj fantoma koji obuhvaća pluća, gledano odozgo.



Slika 3.1: Planovi zračenja za radioterapijske tehnike VMAT (lijevo) i 3D-CRT (desno). Na legendi različite boje označavaju različite izodoze.



Slika 3.2: Raspodjela apsorbirane doze dobivene sustavom za planiranje za radioterapijsku tehniku 3D-CRT, za jedan sloj fantoma koji obuhvaća pluća, gledano odozgo. Na legendi različite boje označavaju različite izodoze.



Slika 3.3: Raspodjela apsorbirane doze dobivene sustavom za planiranje za radioterapijsku tehniku VMAT, za jedan sloj fantoma koji obuhvaća pluća, gledano odozgo. Na legendi različite boje označavaju različite izodoze.

3.2 Dječji antropomorfni fantom

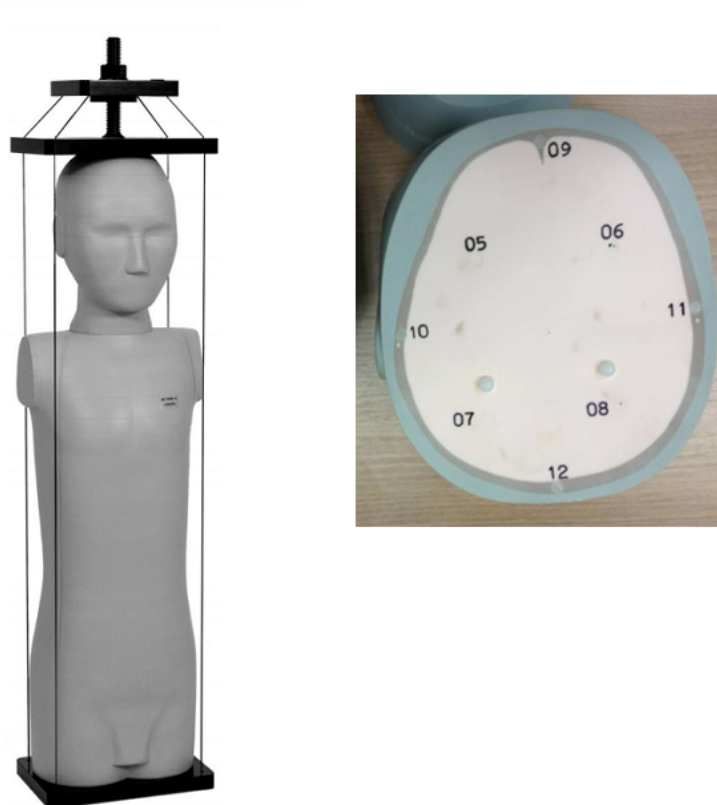
U istraživanju je korišten antropomorfni fantom koji predstavlja desetogodišnje dijete: ATOM CIRS, tip 706D. Organi u fantomu napravljeni su od tkivu ekvivalentnih materijala. Fantom i jedan njegov sloj (konkretno u glavi) su prikazani na slici 3.4.

Fantom se sastoji od 32 sloja debljine oko 2,5 cm koji sadrže ukupno 213 rupica

Organ	Broj dozimetara u organu	Broj slojeva (oznake slojeva)
Prostata	1	1 (28)
Štitnjača	4	2 (10, 9)
Oči	2	1 (4)
Grudi	2	1 (14)
Mjehur	6	3 (26, 27, 28)
Žučni mjehur	3	2 (20, 21)
Crijeva	11	4 (22, 24, 26, 28)
Želudac	14	4 (18, 19, 20, 21)
Jetra	22	5 (17, 18, 19, 20, 21)
Pluća	24	4 (11, 13, 15, 17)
Jednjak	5	5 (9, 11, 13, 15, 17)

Tablica 3.2: Organi u fantomu u koje su stavljeni dozimetri u radu, broj dozimetara u organima, broj i oznake slojeva u kojima se nalaze.

promjera 5 mm označene brojevima. Na mjesta rupica se postavljaju dozimetri. U ovom radu dozimetri su stavljeni u 94 rupice unutar 11 organa (tablica 3.2). Odbrani su organi osjetljivi na zračenje i koji su blizu ciljnog volumena. Rupice, u koje



Slika 3.4: Antropomorfni fantom desetogodišnjeg djeteta korišten u radu (lijevo), pogled odozgo na jedan sloj fantoma u glavi. Brojevi označavaju rupice u koje se stavljaju dozimetri (desno). Dio slike lijevo je preuzet iz [9].

se ne postave dozimetri, zatvore se čepićima od odgovarajućeg materijala.

3.3 RPL dozimetrijski sustav: dozimetri i čitač

U radu su korišteni RPL dozimetri GD-352M (proizvođač Asahi Techno Glass Corporation, ATGC, Japan). RPL dozimetar sastoji se od staklenog detektora koji je prikazan na slici 3.5 i plastičnog držača koji je prikazan na slici 3.6. Stakleni detektor napravljen je od srebrom aktiviranog fosfatnog stakla. Detektori su napravljeni u obliku cilindričnog staklenog štapića duljine 12 mm i promjera 1,5 mm. Žuti plastični držač u koji se stavlja detektor je duljine 14,5 mm i vanjskog promjera 4,4 mm. Kemijski sastav staklenog detektora se nalazi u tablici 3.3. Na plastičnom držaču je označen identifikacijski broj RPL dozimetra koji se također nalazi i na detektoru. Detektori se očitavaju pomoću čitača Dose Ace FGD-1000 koji je prikazan na slici 3.7 gore. Detektori se izvade iz držača i stave na stalak koji se umeće u čitač. Stalak je prikazan na slici 3.7 dolje.

Na stalku je označeno kako se postavljaju detektori, oznaka ID označava mjesto

Kemijski element	Maseni udio u detektoru (%)
P	31,55
O	51,16
Al	6,12
Na	11
Ag	0,7

Tablica 3.3: Maseni udio pojedinog kemijskog elementa u RPL detektoru. Tablica je preuzeta iz [20].



Slika 3.5: Stakleni detektori.



Slika 3.6: Plastični držači. U radu su korišteni plastični držači s filterom za kompenzaciju energijske ovisnosti (žuti).



Slika 3.7: Čitač Dose Ace FGD-1000 (gore) i stalak na koji se postavljaju detektori (dolje). Slika je preuzeta iz [10]

gdje trebaju biti krajevi na koje su ugravirani identifikacijski brojevi. Unutar čitača se nalazi laser koji emitira UV zračenje prema detektoru te dolazi do emisije svjetlosti valne duljine 600-700 nm u procesu opisanom u poglavlju 2.3.3. Intenzitet emitirane svjetlosti se povezuje s apsorbiranom dozom: apsorbirana doza je proporcionalna intenzitetu emitirane svjetlosti.

3.3.1 Mjerni ciklus

1. Aniliranje

Prije svake upotrebe se dozimetri aniliraju. Stakleni štapići se izvade iz kućišta te se slože u odgovarajuće postolje i stave u peć za aniliranje. Predviđeno je 20 minuta na 400 °C i nakon toga se puste da se ohlade do sobne temperature. Kao što je spomenuto u potpoglavlju 2.3.3, zračenjem dozimetara dolazi do reakcija opisanih izrazima 2.51 i 2.52 te se formiraju stabilni centri luminiscencije. Aniliranjem se jednostavno postiže vraćanje centara na ione Ag^+ , tj. dozimetar se vraća u prvobitno stanje. Peć za aniliranje je prikazana na slici 3.8.



Slika 3.8: Peć za aniliranje dozimetara.

2. Očitavanje početne apsorbirane doze

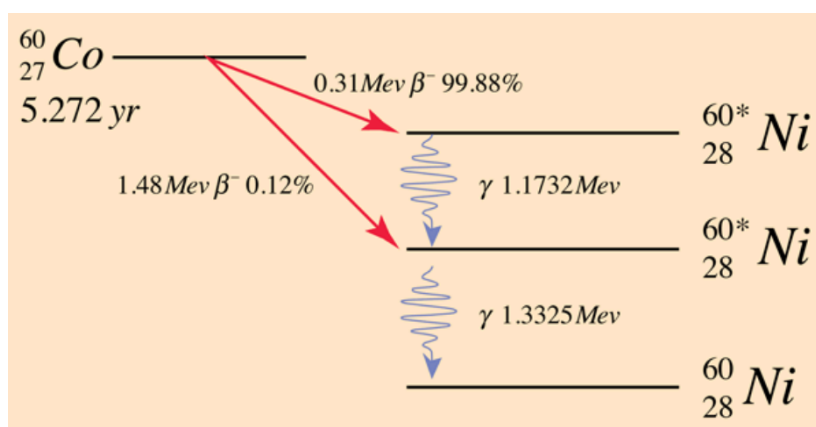
Nakon aniliranja detektora, očitava se njihova početna apsorbirana doza. Čitač može očitavati svaki dozimetar više puta i u ovom radu odabrana je opcija 10 očitavanja. Za 10 očitanih vrijednosti izračunaju se srednja vrijednost i standardna devijacija te se kasnije koriste u obradi. Nakon očitavanja početne apsorbirane doze, dozimetri su spremni za ozračivanje.

3. Zračenje dozimetara

3.1. Zračenje kalibracijskih dozimetara

Zračenja kalibracijskih dozimetara su rađena u Sekundarnom standardnom dozimetrijskom laboratoriju (SSDL) Instituta Ruđer Bošković (IRB). Kalibracijski dozimetri su zračeni poznatim iznosom kerme u zraku ($K_{air} = 1 \text{ Gy}$). Kalibracija dozimetara je rađena na izvoru ^{60}Co . Shema raspada ^{60}Co s pripadnim energijama γ fotona nas-

talih γ raspadom pobuđenog stanja jezgre ^{60}Ni je prikazana na slici 3.9.



Slika 3.9: Shema raspada ^{60}Co . Slika je preuzeta iz [21].

3.2. Zračenja u KBC Osijek

Zračenje dozimetara je rađeno u Kliničkom bolničkom centru (KBC) Osijek. Nekoliko dozimetara koji su nošeni u KBC Osijek nisu ozračeni i imali su ulogu kontrolnih dozimetara. Kontrolni dozimetri služe za određivanje kolika je apsorbirana doza od strane vanjskih utjecaja tj. određuje se apsorbirana doza koju bi dozimetri primili bez ozračivanja.

4. Očitavanje

Sastoji se od dva koraka: predgrijavanje pa očitavanje u čitaču. Nakon ozračivanja dozimetara prema planu, potrebno ih je staviti na predgrijavanje (30 min na $70\text{ }^{\circ}\text{C}$). Nakon što se dozimetri ohlade na sobnu temperaturu može ih se staviti u čitač. Čitač svaki dozimetar očitava 10 puta te računa srednju vrijednost i standardnu devijaciju koje se kasnije koriste u obradi.

Priprema i obrada dozimetara je napravljena u laboratoriju za radijacijsku kemiju i dozimetriju (LRKD) IRB-a.

3.3.2 Obrada podataka

Kako bi se mogla odrediti apsorbirana doza pomoću dozimetra, potrebno je poznavati kalibracijski koeficijent koji povezuje apsorbiranu dozu u dozimetru nakon zračenja i očitani signal dozimetra. Kalibracijski koeficijent k je izračunat prema sljedećem izrazu:

$$k = \frac{K_{air}}{M}, \quad (3.1)$$

gdje je K_{air} poznata kerma u zraku kojoj je dozimetar pri ozračivanju bio izložen, a koja se može povezati s apsorbiranom dozom u sredstvu, dok je M signal kalibracijskog dozimetra nakon oduzimanja početne vrijednosti očitano signal (oduzimaju se srednje vrijednosti 10 očitavanja).

Apsorbirana doza izražena kao apsorbirana doza u vodi se računa kao:

$$D_W = \frac{M - M_{kontrolni}}{k} \cdot 1,12. \quad (3.2)$$

1,12 je eksperimentalno dobiveni konverzijski faktor za prelazak iz kerme u zraku u apsorbiranu dozu u vodi [22].

Ako vrijedi ravnoteža nabijenih čestica, teorijski se vrijednost konverzijskog faktora može izračunati pomoću izraza [1]:

$$\frac{D_W}{K_{air}} = \frac{\left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho}\right)_W (1-g)}{\left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho}\right)_{air}}, \quad (3.3)$$

$\bar{\mu}_{ab}$ je pripadni srednji koeficijent apsorpcije energije za vodu i zrak, ρ je pripadna gustoća zraka i vode, dok g predstavlja g faktor. U području radioterapije g faktor obično ima iznos u rasponu 0,1-0,2 [1].

Sve izmjerene vrijednosti su normirane na apsorbiranu dozu u ciljnom volumenu, tj. tumoru ($D_T=2$ Gy). Drugim riječima rezultati su izraženi kao D_W/D_T u mGy/Gy ili \bar{D}_W/D_T .

Srednje apsorbirane doze u organima se dobiju pomoću izraza:

$$\bar{D}_W = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N D_{W,i}, \quad (3.4)$$

gdje je N broj dozimetara u organu, a $D_{W,i}$ je apsorbirana doza za i-ti dozimetar u organu, a računa se pomoću izraza 3.2.

Standardna devijacija apsorbirane doze u organu se računa pomoću izraza:

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (D_{W,i} - \bar{D}_W)^2}. \quad (3.5)$$

Relativna standardna devijacija apsorbirane doze u organu se računa pomoću izraza:

$$SD(\%) = \frac{SD}{D_W} \cdot 100\%. \quad (3.6)$$

Razlika u apsorbiranoj dozi između izmjerene vrijednosti i one predviđene sustavom za planiranje je izražena kao:

$$\Delta = \frac{\left(\frac{D_W}{D_T}\right)_{izmjerena} - \left(\frac{D_W}{D_T}\right)_{TPS}}{\left(\frac{D_W}{D_T}\right)_{izmjerena}} \cdot 100\% = \left(1 - \frac{\left(\frac{D_W}{D_T}\right)_{TPS}}{\left(\frac{D_W}{D_T}\right)_{izmjerena}}\right) \cdot 100\%, \quad (3.7)$$

gdje je $\left(\frac{D_W}{D_T}\right)_{izmjerena}$ normirana izmjerena apsorbirana doza, a $\left(\frac{D_W}{D_T}\right)_{TPS}$ normirana apsorbirana doza predviđena sustavom za planiranje.

Srednja udaljenost organa od 50% izodoze se računa pomoću izraza:

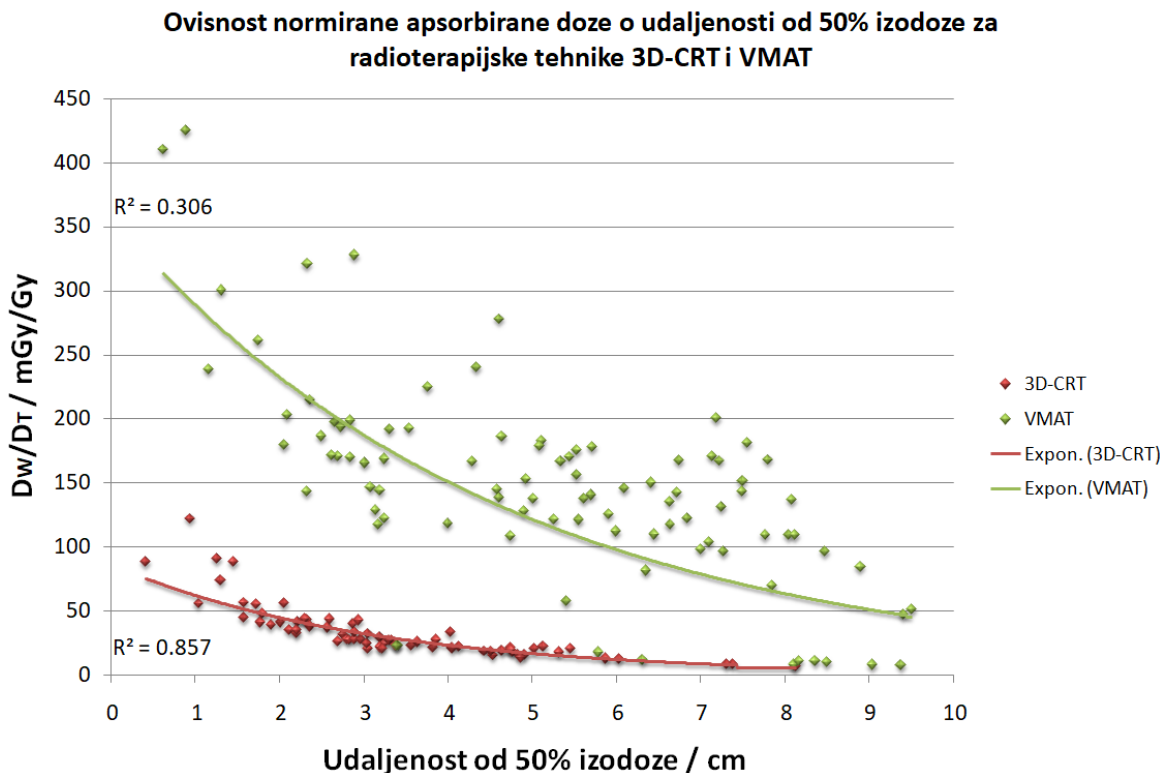
$$\bar{r} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N r_i, \quad (3.8)$$

gdje je r_i udaljenost i-tog dozimetra u organu od 50% izodoze, a N je broj dozimetara u organu.

4 Rezultati i rasprava

4.1 Raspodjela apsorbiranih doza u fantomu izvan ciljnog volumena za 3D-CRT i VMAT

Za 3D-CRT izmjerene vrijednosti D_W/D_T su bile u rasponu od 6,9 mGy/Gy u crijevima do 909,7 mGy/Gy u jednjaku. Za VMAT izmjerene vrijednosti D_W/D_T su bile u rasponu od 7,4 mGy/Gy u mjehuru do 647,4 mGy/Gy u jednjaku. Izmjerene vrijednosti D_W/D_T u ovisnosti o udaljenosti od 50% izodoze za obje radioterapijske tehnike su prikazane na slici 4.1. Eksponecijalna funkcija se bolje prilagođuje

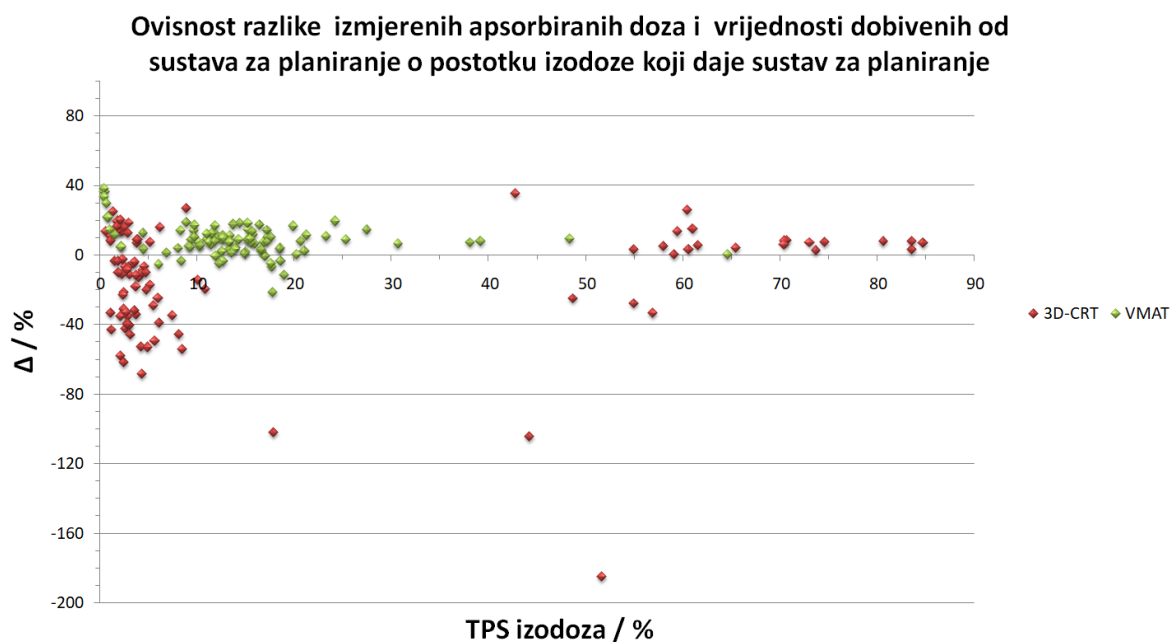


Slika 4.1: Izmjerene vrijednosti D_W/D_T u ovisnosti o udaljenosti od 50% izodoze za radioterapijske tehnike 3D-CRT i VMAT. Prikazana je ekspancijalna funkcija dobivena prilagodbom na eksperimentalne podatke i R^2 . Prikazani su podaci izvan 50% izodoze (apsorbirane doze manje od 50% izodoze).

izmjenim podacima za radioterapijsku tehniku 3D-CRT što se očituje većim iznosom R^2 (0,857 naspram VMAT gdje iznosi 0,306). R^2 je statistička mjera odstupanja podataka od prilagođene krivulje i iznosi između 0 (ne postoji slaganje podataka s krivuljom) i 1 (sve točke leže na krivulji). Apsorbirana doza pada sa udaljenošću od 50% izodoze, što je i očekivan rezultat.

4.2 Usporedba izmjerenih apsorbiranih doza s apsorbiranim dozama koje daje sustav za izračun i optimizaciju raspodjele apsorbirane doze

Cilj je bio odrediti razliku u apsorbiranoj dozi između izmjerenih vrijednosti i onih koje predviđa sustav za planiranje (TPS) za radioterapijske tehnike VMAT i 3D-CRT. Graf ovisnosti odstupanja izmjerenih vrijednosti od onih koje daje sustav za planiranje o postotku izodoze se nalazi na slici 4.2. Za obje radioterapijske tehnike svaka



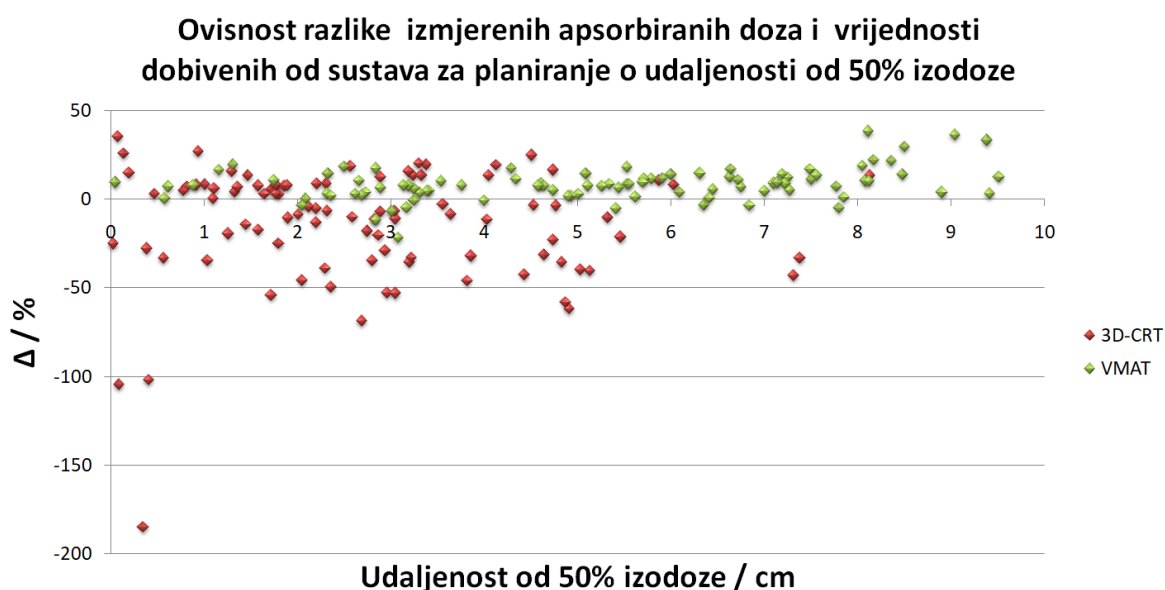
Slika 4.2: Ovisnost razlike apsorbirane doze između izmjerenih vrijednosti i onih dobivenih od sustava za planiranje o postotku izodoze.

točka na grafu je povezana s jednim dozimetrom. Negativna vrijednost Δ znači da je sustav za planiranje predvidio manju vrijednost apsorbirane doze od mjerene dok pozitivna vrijednost Δ znači da je sustav za planiranje dao veću vrijednost apsorbirane doze nego što je izmjereno. Na grafu se vidi da kod radioterapijske tehnike 3D-CRT prevladavaju negativni predznaci (apsorbirana doza je podcijenjena TPS-om u odnosu na mjerenja), a kod VMAT prevladavaju pozitivni predznaci (apsorbirana doza je precijenjena TPS-om u odnosu na mjerenja). Radioterapijska tehnika 3D-CRT ima veća odstupanja od VMAT tj. dobivena su bolja slaganja vrijednosti danih sustavom za planiranje s izmjerenim za VMAT nego za 3D-CRT. U tablici 4.1, za obje tehnike je prikazano koliko se točaka nalazi unutar odstupanja $\pm (0-5)\%$, $\pm (5-20)\%$ i $> \pm 20\%$. S porastom postotka izodoze se dobiva sve bolje slaganje izmjerenih apsorbira-

Odstupanje	Broj točaka unutar odstupanja (3D-CRT)	Broj točaka unutar odstupanja (VMAT)
$\pm 0-5\%$	10	29
$\pm 5-20\%$	46	58
$\pm > 20\%$	38	7

Tablica 4.1: Broj točaka koje se nalaze unutar odstupanja $\Delta = \pm (0-5)\%$, $\pm (5-20)\%$ i $\pm > 20\%$ za 3D-CRT i VMAT.

nih doza i onih predviđenih sustavom za planiranje za obje radioterapijske tehnike. Graf ovisnosti odstupanja izmjerenih apsorbiranih doza od apsorbiranih doza koje daje sustav za planiranje o udaljenosti od 50% izodoze se nalazi na slici 4.3. Odstu-



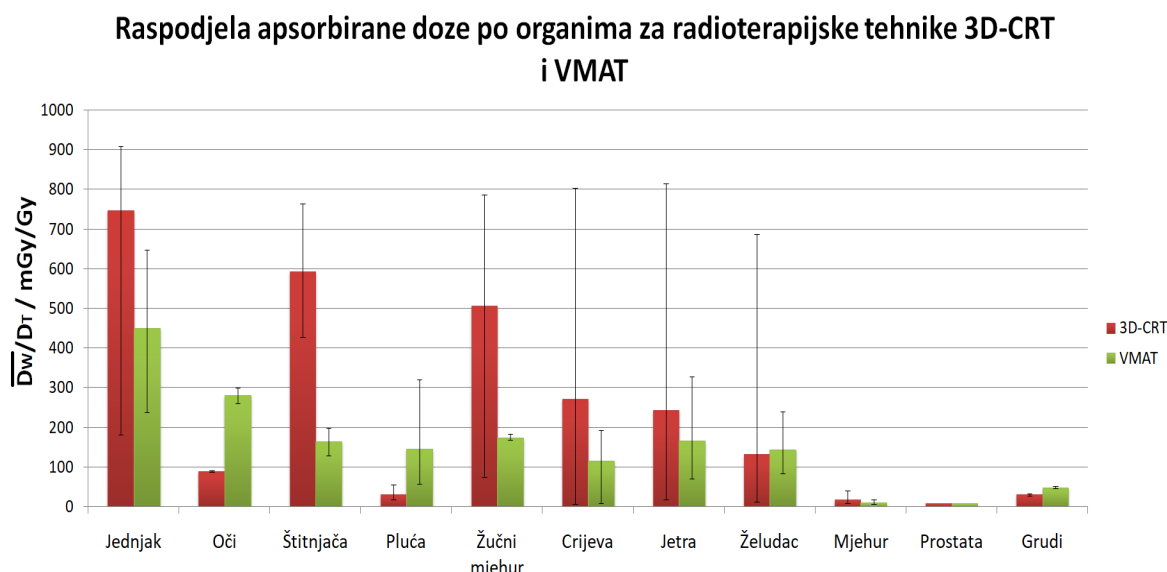
Slika 4.3: Ovisnost razlike apsorbirane doze između izmjerenih vrijednosti i onih dobivenih od sustava za planiranje o udaljenosti od 50% izodoze. Na slici nisu prikazani rezultati za apsorbirane doze izmjerene unutar područja 50% izodoze (one bi imale negativnu vrijednost udaljenosti).

panje za većinu točaka kod VMAT je unutar 20%. Na udaljenosti od približno 8 cm od 50% izodoze vrijednosti odstupanja za VMAT počinju rasti. To je područje daleko od ciljnog volumena.

4.3 Srednje apsorbirane doze u organima izvan ciljnog volumena

Nakon obrade podataka dobivena je raspodjela srednje apsorbirane doze po organima za radioterapijske tehnike 3D-CRT i VMAT. Raspodjela srednje apsorbirane doze po organima za radioterapijske tehnike 3D-CRT i VMAT je prikazana histogramom na

slici 4.4. U tablici 4.2 je za tehniku 3D-CRT za svaki organ navedena: srednja vrijed-



Slika 4.4: Raspodjela apsorbiranih doza u organima fantoma desetogodišnjeg djeteta za radioterapijske tehnike 3D-CRT i VMAT. Za svaku tehniku prikazana je srednja vrijednost te interval od najveće do najmanje vrijednosti. Organi su poredani po srednjoj udaljenosti organa od 50% izodoze za tehniku VMAT počevši od najmanje udaljenosti.

nost apsorbirane doze (\bar{D}_W/D_T), najmanja ($\min \bar{D}_W/D_T$) i najveća ($\max \bar{D}_W/D_T$) vrijednost apsorbirane doze, standardna devijacija (SD) i relativna standardna devijacija ($SD(\%)$) apsorbirane doze te srednja udaljenost organa od 50% izodoze (\bar{r}). U tablici 4.3 je za tehniku VMAT za svaki organ navedena: srednja vrijednost apsorbirane doze (\bar{D}_W/D_T), najmanja ($\min \bar{D}_W/D_T$) i najveća ($\max \bar{D}_W/D_T$) vrijednost apsorbirane doze, standardna devijacija (SD) i relativna standardna devijacija ($SD(\%)$) apsorbirane doze te srednja udaljenost organa od 50% izodoze (\bar{r}). Radioterapijska tehnika VMAT izuzev pluća, očiju, grudi i želuca pruža organima manju apsorbiranu dozu od tehnike 3D-CRT. Širina raspodjele apsorbirane doze po organima kod tehnike 3D-CRT je značajno veća nego kod VMAT (izuzev pluća) što se može vidjeti na slici 4.4 i očituje u većim iznosima SD i $SD(\%)$.

Organ	3D-CRT					
	$\bar{D}_W/D_T/$ mGy/Gy	min $\bar{D}_W/D_T/$ mGy/Gy	max $\bar{D}_W/D_T/$ mGy/Gy	$SD/$ mGy/Gy	$SD(\%)$	\bar{r} / cm
Mjehur	19	8	41	11	60	4,7
Prostata	8	8	8	-	-	7,4
Crijeva	273	7	804	349	128	3,0
Žučni mjehur	507	74	786	380	75	0,7
Želudac	134	12	686	221	166	2,6
Jetra	244	19	814	302	124	2,0
Grudi	31	27	34	5	15	4,0
Jednjak	747	181	910	358	48	1,3
Štitnjača	592	427	765	189	32	0,8
Pluća	31	18	56	12	40	3,5
Oči	90	88	91	2	2	1,4

Tablica 4.2: srednja vrijednost apsorbirane doze, najmanja i najveća vrijednost apsorbirane doze, standardna devijacija i relativna standardna devijacija apsorbirane doze te srednja udaljenost organa od 50% izodoze za svaki organ za 3D-CRT. U prostati se nalazio samo jedan dozimetar

Organ	VMAT					
	$\bar{D}_W/D_T/$ mGy/Gy	min $\bar{D}_W/D_T/$ mGy/Gy	max $\bar{D}_W/D_T/$ mGy/Gy	$SD/$ mGy/Gy	$SD(\%)$	\bar{r} / cm
Mjehur	11	7	18	3	30	7,8
Prostata	8	8	8	-	-	9,0
Crijeva	117	8	194	67	57	5,0
Žučni mjehur	174	169	183	8	4	4,6
Želudac	144	84	240	41	29	6,5
Jetra	166	70	328	62	37	5,6
Grudi	49	47	51	3	6	9,5
Jednjak	451	238	647	152	34	0,7
Štitnjača	164	129	199	33	20	2,9
Pluća	147	58	321	50	34	4,6
Oči	281	261	300	28	10	1,5

Tablica 4.3: srednja vrijednost apsorbirane doze, najmanja i najveća vrijednost apsorbirane doze, standardna devijacija i relativna standardna devijacija apsorbirane doze te srednja udaljenost organa od 50% izodoze za svaki organ za VMAT. U prostati se nalazio samo jedan dozimetar

5 Zaključak

U ovom diplomskom radu su uspoređene apsorbirane doze mjerene RPL dozimetrima izvan ciljnog volumena za radioterapijske tehnike 3D-CRT i VMAT u slučaju kraniospinalnog ozračivanja antropomorfnog fantoma koji predstavlja desetogodišnje dijete. Za radioterapijske tehnike 3D-CRT i VMAT su uspoređene raspodjele apsorbirane doze za pojedine organe, ovisnosti odstupanja apsorbiranih doza od onih predviđenih sustavom za planiranje o postotku izodoze i udaljenosti od 50% izodoze te je prikazana ovisnost apsorbirane doze o udaljenosti od 50% izodoze.

Ovisnost apsorbirane doze o udaljenosti od 50% izodoze izvan izodoze se može predočiti eksponencijalnom funkcijom s $R^2=0,306$ za VMAT i $R^2=0,857$ za 3D-CRT. Apsorbirana doza pada sa udaljenošću od 50% izodoze, što je i očekivan rezultat.

Ovisnost odstupanja mjerenih apsorbiranih doza od onih predviđenih sustavom za planiranje o postotku izodoze i udaljenosti od 50% izodoze pokazuje da su kod tehnike VMAT TPS vrijednosti većinom veće od mjerenih vrijednosti apsorbiranih doza, dok su kod tehnike 3D-CRT TPS vrijednosti većinom manje od mjerenih vrijednosti. Odstupanje izmjerene i TPS apsorbirane doze izvan $\pm 20\%$ pokazuje 38 dozimetara za 3D-CRT, a samo 7 za VMAT. Odstupanje unutar intervala $\pm (5-20)\%$ pokazuje 46 dozimetara za 3D-CRT, a 58 za VMAT. Odstupanje unutar $\pm 5\%$ dobiveno je kod 10 dozimetara za 3D-CRT, a kod 29 za VMAT što ulazi u granicu nepouzdanosti u određivanju apsorbirane doze RPL dozimetrom. Odstupanja padaju s udaljenošću od 50% izodoze time i smanjenju apsorbirane doze. Iz dobivenog se vidi da su bolja slaganja TPS-a i mjerenja dobivena za tehniku VMAT.

Dobivena raspodjela apsorbirane doze za pojedine organe pokazuje da tehnika VMAT pruža većini organa manju srednju apsorbiranu dozu u odnosu na radioterapijsku tehniku 3D-CRT, izuzetak su pluća, oči i grudi i želudac. Širina raspodjele apsorbirane doze po organima kod tehnike 3D-CRT je značajno veća nego kod VMAT (izuzev pluća) što se očituje u većim iznosima SD i $SD(\%)$.

6 Metodički dio: Ionizirajuće zračenje i njegov utjecaj na čovjeka

6.1 Uvod

Ionizirajuće zračenje je ono koje ima dovoljno energije da u tijelu čovjeka ima ionizirajući učinak na atome u stanicama. Utjecaj ionizirajućeg zračenja može biti štetan kao što je npr. kidanje lanca DNK bez mogućnosti oporavka ili koristan kao što je uništavanje stanica tumora. Ionizirajuće zračenje se može sastojati od snopa čestica visokih energija, a primjeri toga su čestice dobivene α i β raspadom ili od elektromagnetskog zračenja visoke frekvencije kao što su na primjer UV-zračenje i γ zračenje.

α raspad je vrsta radioaktivnog raspada gdje jezgra roditelj emitira α česticu tj. jezgru helija. Proces se može zapisati kao: ${}^A_ZX \rightarrow {}^{A-4}_{Z-2}Y + {}^4_2\text{He}$, gdje X označava jezgru roditelj s pripadnim atomskim i masenim brojem, dok Y označava jezgru kćer s pripadnim atomskim i masenim brojem. Kod β raspada postoje β^+ i β^- raspad. Kod β^- raspada se u jezgri neutron raspada na proton, elektron te elektronski anti-neutrino što se može zapisati kao: ${}^A_ZX \rightarrow {}^A_{Z+1}Y + {}^0_{-1}e + \bar{\nu}_e$. Kod β^+ raspada se u jezgri proton raspada na neutron, pozitron i elektronski neutrino što se može zapisati kao: ${}^A_ZX \rightarrow {}^A_{Z-1}Y + {}^0_{+1}e + \nu_e$. Kod γ radioaktivnog raspada jezgra u pobuđenom stanju se relaksira i emitira se foton, što se može zapisati kao: ${}^A_ZX^* \rightarrow {}^A_ZX + \gamma$. Za spomenute radioaktivne raspade i za radioaktivne raspade općenito vrijede zakoni očuvanja energije, količine gibanja i naboja, u protivnom nisu mogući.

Za određivanje količine zračenja koju organizam primi je osmišljena apsorbirana doza. Definirana je kao omjer energije koju tkivo apsorbira i mase tkiva, $D = \frac{E}{m}$. Mjerna jedinica za apsorbiranu dozu je gray [Gy]. Apsorbirana doza se mjeri pomoću uređaja koji se zovu dozimetri. Oštećenje tkiva ovisi o samom tkivu te o vrsti zračenja kojem je tkivo izloženo. U svrhu prikupljanja informacija o stopi oštećenosti tkiva definirane su veličine: ekvivalentna doza i efektivna doza.

Ekvivalentna doza se za dano tkivo definira kao umnožak apsorbirane doze koju je to tkivo primilo i težinskog faktora za vrstu zračenja kojom je tkivo ozračeno: $H_T = D_T w_T$. Ekvivalentna kao i efektivna doza se mjere u jedinici sievert [Sv]. Efektivna doza je definirana pak za cijelo tijelo i jednaka je sumi umnožaka ekvivalentnih doza za pojedina tkiva i pripadnog težinskog faktora. Za primjer težinski faktor za

fotone i elektrone svih energija iznosi $w_T=1$, dok za alfa čestice iznosi $w_T=20$. To znači da alfa čestice u jednoj stanici izvrše puno više ionizacija nego elektroni ili fotoni i posljedično teže oštete tkivo.

Znanstvenici su proučavali zračenje prouzročeno atomskom bombom u Japanu i njegove posljedice. Rekonstruirali su događaj i dozu računajući gdje je koji pojedinac stajao tijekom eksplozije te su ekstrapolacijom podataka došli do zaključaka: Ekvivalentna doza veća od 10 Sv sigurno uzrokuje smrt, dok ekvivalentna doza od 4 Sv uzrokuje smrt u 50% slučajeva [14]. U svakodnevnom životu se susrećemo sa puno manjim dozama, reda veličine mSv. Iz japanskih podataka su znanstvenici došli do zaključka da ekvivalentna doza od 1 mSv povećava rizik od fatalnog slučaja leukemije i raka za otprilike 50 mikrorizika [14]. U svom članku George Marx definira mikrorizik kao rizik koji od milijun izloženih osoba ubija jednu od njih [14]. Drugim riječima ekvivalentna doza od 1 mSv ubija 50 osoba od 1 000 000 izloženih.

Od svakodnevnih aktivnosti isti rizik nosi bicikliranje 600 km, vožnja automobilom od 3250 km ili pušenje 4 kutije cigareta [14]. Ljudi su građeni od različitih elemenata koji zrače i naše tijelo samo od sebe nam daje grubo ekvivalentnu dozu od 0,18 mSv godišnje [14]. Do 55. godine života osoba je primila ekvivalentnu dozu od 10 mSv zbog vlastite radioaktivnosti što je jednako riziku umiranja od raka od 0,05% [14]. Udisanje produkata raspada plina ^{222}Rn koji se nalazi oko nas je štetno za pluća. Izračuni govore da je razlika u ekvivalentnoj dozi primljenoj u godini dana između života u dobro prozračenom stanu i izoliranom stanu 1,2 mSv, 2,4 mSv za izolirani stan i 1,2 mSv za dobro prozračen stan [14]. Ako se zaokruži na 1 mSv i uzme se grad veličine 10 milijuna stanovnika, rezultat je 500 smrti više zbog raka pluća godišnje kada bi svi živjeli u izoliranom neprozračnom stanu [14]. Klasični rendgen slomljene kosti sa sobom donosi ekvivalentnu dozu od otprilike 0,35 mSv [14]. Navedeni primjeri povlače da je rizik od zračenja statistički fenomen.

Za navedene primjere su korišteni podaci iz japanskih istraživanja o učinku malih ekvivalentnih doza koje se dobivaju ekstrapolacijom učinaka velikih ekvivalentnih doza. Novija istraživanja pokazuju da ekvivalentna doza od 10-20 mSv nije povezana s povećanim rizikom od raka, čak izgleda da homeostaza u organizmu ima granicu na 20-30 mSv, no potrebno je još istraživanja [14]. Za usporedbu jedan CT pregled predaje apsorbiranu dozu od 10-20 mGy, ako se uzme u obzir težinski faktor za fotone ispada 10-20 mSv ekvivalentna doza.

Ionizirajuće zračenje i njegov utjecaj na čovjeka je tema koja se obrađuje u 4. razredu gimnazija. Učenici su do tada u 4. razredu upoznati s pojmom radioaktivnosti, zakonom radioaktivnog raspada te α , β , γ raspadima. Znaju analizirati modele atoma i objasniti model atomske jezgre i rješavati primjere nuklearnih reakcija. Upoznati su s valno-čestičnom prirodom svjetlosti i elementarnih čestica te su upoznati s kvantnim modelom svjetlosti optikom na primjeru fotoelektričnog učinka. Kako bi učenici uspješno savladali ovu temu najvažnije je znanje iz radioaktivnosti i radioaktivnih raspada.

Važnost obrađivanja ove teme podrazumijeva učeničko razumijevanje štetnosti zračenja ali i njegove koristi. Učenik će moći razlučiti koje je zračenje štetno i zašto je štetno. Učenici će također dobiti uvid zašto se ionizirajuće zračenje koristi u medicini za liječenje tumora. Učenici će biti upoznati sa rizicima zračenja te usporedbom s rizikom svakidašnjih aktivnosti.

Ključne fizikalne ideje koje se žele prenijeti jesu: kako zračenje interagira s materijom, zašto ono može biti štetno za čovjeka, te kojim vrstama zračenja su ljudi izloženi. Dolazi se do toga da ionizirajuće zračenje ionizira molekule unutar čovjeka, te može oštetiti DNK lanac izvan kapaciteta tijela da ga regenerira te mogu nastati štetne posljedice za ljudski organizam. Ljudski organizam je izložen elektromagnetskom i čestičnom zračenju. Osnovna veličina s kojom se opisuje količina zračenja koju organizam primi je apsorbirana doza. Pomoću ekvivalentne i efektivne doze se može dobiti uvid u mjeru oštećenja organizma pojedinim vrstama zračenja za pojedina tkiva.

6.2 Istraživački usmjerena nastava fizike

Nastavni sat za ovu temu bih ustrojio kao istraživački usmjerenu nastavu fizike. Istraživački usmjerena nastava fizike je oblik nastave u kojoj se učeničko razumijevanje fizikalnih sadržaja i njihovo znanstveno zaključivanje nastoji razviti kroz dobro strukturirana, vođena i usmjeravana učenička istraživanja [15]. Učenici uz usvajanje nastavnih sadržaja dobivaju uvid u istraživački karakter fizike kao same znanosti. Znanstveno zaključivanje uključuje načine zaključivanja koji se koriste u znanosti za istraživanje, provođenje eksperimenata, zaključivanje, argumentiranje dokaza i sl. Oslanja se na sposobnost formalnog mišljenja koje ako nije poticano se neće

razviti. Posljedično nastavom fizike se želi postići intelektualni razvoj učenika. Formalno mišljenje uključuje mentalne operacije koje omogućuju rješavanje apstraktnih i hipotetičkih problema. Uloga nastavnika u istraživački usmjerenom nastavi jest da pomogne i potakne učeničko samostalno razmišljanje i zaključivanje. Učenička istraživanja u praksi zauzimaju oko 30% vremena nastave, ostali dio pada na problemski pristup gdje učenici nadograđuju svoje znanje rješavanjem konceptualnih zadataka, eksperimentalnih problema i numeričkih zadataka [15]. Istraživački usmjerena nastava je propisana novim kurikulumom.

Istraživački usmjereni sat fizike je podijeljen na 3 dijela; uvodni, središnji i završni:

Uvodni dio uključuje otvaranje problema i prikupljanje učeničkih ideja. Otvoriti problem se može pomoću uvodnog problema ili pitanja koje će motivirati učenike za temu sata. Također se nova pojava treba demonstrirati kroz opservacijski pokus. Bitno je da je kod izvođenja pokusa postav jasan (koja oprema se koristi i kako je spojena) i da se pokus ponovi više puta kako bi učenici dobro promotrili što se događa. Nastavnik mora reći što će učiniti ali ne i što će se dogoditi u pokusu. Nakon pokusa se obavezno pita učenike što su opazili. U ovom dijelu sata se nakon uvodnog problema i pokusa postavi naslov.

Središnji dio uključuje istraživanje pojave te konstrukciju matematičkog modela koji ju opisuje. Postavljaju se istraživačka pitanja na koja se treba pronaći odgovor pomoću istraživačkog pokusa. Istraživački pokus mogu izvoditi sami učenici ili nastavnik (frontalno izvođenje). Učenici formiraju hipoteze o nekim aspektima nove pojave, te se one testiraju pomoću istraživačkog pokusa.

Završni dio uključuje primjenu konstruiranog modela pomoću konceptualnih pitanja, numeričkih zadataka ili aplikacijskog pokusa. Nastavnik u završnom dijelu sata provjerava koliko su dobro učenici savladali gradivo, kako se snalaze u njegovoj primjeni, ima i mogućnost ispravljanja miskoncepcija. Može se vratiti na uvodni problem i riješiti ga pomoću konstruiranog modela.

U uvodnom dijelu bih uveo pojam ionizirajućeg zračenja pomoću opservacijskog pokusa. U središnjem dijelu bismo istražili koliko okvirno zračenja primamo godišnje, te bismo definirali pojmove apsorbirane, efektivne i ekvivalentne doze. Diskutirali bismo tipične izvore radioaktivnog zračenja. U završnom dijelu sata bismo diskutirali dobivene rezultate i načine zaštite od zračenja. Provjerili bismo stečeno znanje pomoću konceptualnih pitanja.

Koristio bih nastavne metode demonstracije pokusa, razredne rasprave, učeničkog istraživanja u grupama te konceptualnih pitanja s karticama.

6.3 Odgojno obrazovni ishodi

FIZ SŠ B.4.6.

FIZ SŠ D.4.6.

Analizira radioaktivne raspade i opisuje učinke ionizirajućeg zračenja na žive organizme. [16]

- Opisuje svojstva radioaktivnih zračenja te analizira njihove primjene i učinke na žive organizme.
- Definira pojmove apsorbirane doze, ekvivalentne doze i efektivne doze.
- Objašnjava načine zaštite od zračenja.
- Opisuje svakodnevne izvore zračenja.

6.4 Međupredmetni ishodi

- uku A.4/5.4. Učenik samostalno kritički promišlja i vrednuje ideje. [18]
- uku B.4/5.2. Učenik prati učinkovitost učenja i svoje napredovanje tijekom učenja. [18]
- osr A.5.3. Razvija svoje potencijale. [17]
- osr A.5.4. Upravlja svojim obrazovnim i profesionalnim putem. [17]

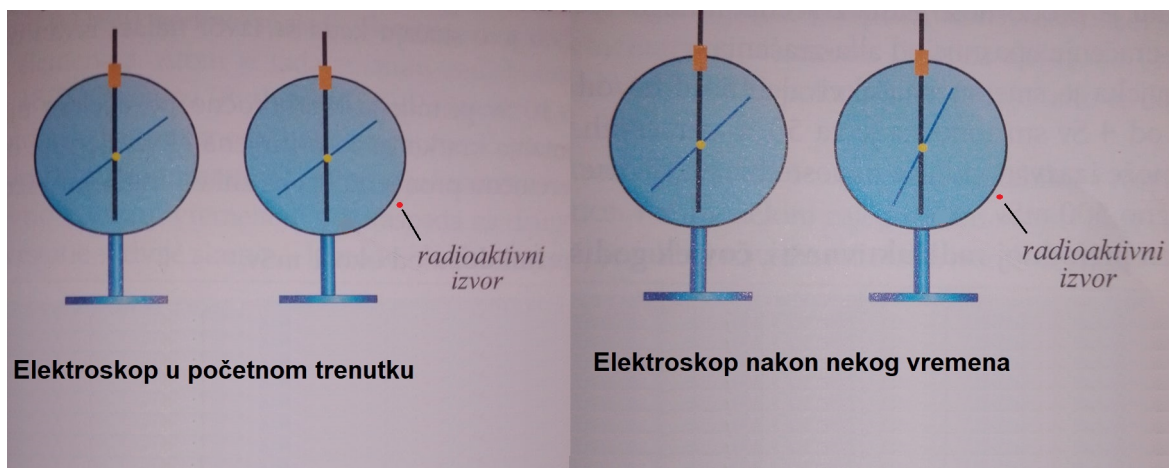
6.5 Nastavna priprema

6.5.1 Uvodni dio sata

Uvodno pitanje: Jeste li se ikad zapitali kako zračenje djeluje na ljude?

Pitanjem želim motivirati učenike za temu i prikupiti što više njihovih mišljenja.

Za opservacijski pokus bih uzeo 2 elektroskopa te ih nabio jednakom količinom naboja što bi dovelo do pomicanja kazaljki. Pokraj jednog od njih bih stavio nisko radioaktivni izvor koji proizvodi ionizirajuće zračenje. Ostavio bih neko vrijeme oba elektroskopa. U elektroskopu pokraj kojeg se nalazi radioaktivni izvor je kazaljka manje otklonjena iz ravnotežnog položaja. Ponovio bih pokus još jednom kako bi učenici dobro promotrili pojavu. Pokus je prikazan na slici 6.1.



Slika 6.1: Opservacijski pokus. Slika je preuzeta iz [12]

Postavljam pitanja:

Što ste opazili?

Učenici opažaju da se elektroskop pokraj kojeg je postavljen radioaktivni izvor izbio više od drugog elektroskopa bez radioaktivnog izvora.

Što nam to govori o količini naboja na elektroskopu?

Vodim učenike do zaključka da je manja količina naboja na elektroskopu blizu kojega je postavljen radioaktivni izvor. Učili smo da radioaktivni raspadi mogu proizvesti velike energije.

Što se događa s molekulama zraka kad ih pogađaju čestice visokih energija?

Kako to može utjecati na naboj na elektroskopu?

Vodim učenike do zaključka da je radioaktivni izvor ionizirao zrak, a da su nastali ioni "neutralizirali" elektroskop.

Definiramo ionizirajuće zračenje: zračenje koje je u mogućnosti ionizirati atome i molekule sredstva kroz koje prolazi. To može izazvati kemijske promjene u stanicama ili oštećenja DNK. Ionizirajuće zračenje može biti čestično ili elektromagnetsko.

Od vrsta radioaktivnih raspada, koje spada u čestično a koje u elektromagnetsko?

Kroz raspravu s učenicima dolazimo do zaključka da α i β raspad predstavljaju čestično ionizirajuće zračenje, dok γ raspad predstavlja tip elektromagnetskog ionizirajućeg zračenja.

Frontalno uvodim nove veličine: definiramo veličinu apsorbiranu dozu D kao:

$$D = \frac{E}{m}, \quad (6.1)$$

tj. količnik energije koju tkivo primi i mase tkiva te se mjeru u jedinici gray [Gy]. Kako bismo apsorbiranu dozu povezali s oštećenjima tkiva definira se ekvivalentna doza kao umnožak apsorbirane doze D u nekom organu/tkivu izloženom određenoj vrsti zračenja i težinskog faktora w za to zračenje:

$$H = wD, \quad (6.2)$$

Mjerna jedinica je sievert [Sv]. Postoji i jedinica 1 rem = 0,01 Sv. Vrijednosti za pojedine vrste zračenja se nalaze u tablici 6.1. Također postoji i efektivna doza koja

Vrsta zračenja	Težinski faktor w
Gama-zračenje	1
Elektroni	1
Rendgensko zračenje	1
Alfa-čestice	20
Neutroni	10
Protoni	2

Tablica 6.1: Vrijednosti težinskog faktora w za različite vrste zračenja.

se računa za cijelo tijelo, koja je suma umnožaka ekvivalentne doze i pripadajućeg faktora za određenu vrstu tkiva koja biva zračena. Također se mjeri u jedinicama Sv ili rem.

6.5.2 Središnji dio sata

Istraživačko pitanje: Koliko okvirno zračenja primimo godišnje?

Pripremio bih učenicima listić koji bi rješavali, dok bih ja kružio razredom i pomagao ako zapnu. Podijelio bih učenike u grupe po 3-4 učenika i svatko bi dobio listić:

Zračenje možemo primiti u medicinskim zahvatima, tipične vrijednosti ekvivalentne doze se nalaze u tablici 6.2

Medicinski zahvat	Ekvivalentna doza (mSv)
Rendgen zdjelice	0,7
Rendgen abdomena	0,6
Rendgen prsnog koša	0,1
Zubni rendgen	0,015
Rendgen stopala ili šake	0,005
Nuklearna medicina	4
CT cijelog tijela	10
CT prsnog koša	7
Rendgen glave	2

Tablica 6.2: Ekvivalentna doza za tipične medicinske zahvate. Preuzeto iz [13]

Izračunajte koliko ste u životu ukupnu ekvivalentnu dozu primili od strane medicinskih zahvata. (Ja sam na primjer primio 0,045 mSv u 3 zubna rendgena.)

Zračenje primamo čak i od hrane koju jedemo u obliku radioaktivnih izotopa ^{40}K , ^{226}Ra i drugih izotopa. U tablici 6.3 se nalaze tipične vrijednosti aktivnosti namirnica po kilogramu mase koje često konzumiramo.

Namirnica	Aktivnost/kg ^{40}K (Bq/kg)	Aktivnost/kg ^{226}Ra (Bq/kg)
Banana	130,24	0,037
Mrkva	125,8	0,0222- 0,074
Krumpir	125,8	0,037-0,0925
Grah	171,68	0,074-0,185
Crveno meso	111	0,0185
Brazilski orasi	207,2	37-259
Pivo	14,43	0
Voda	0	0-0,00629

Tablica 6.3: Tipične vrijednosti aktivnosti namirnica po kilogramu mase. Preuzeto iz [13]

Procijenite koliko se radioaktivnih raspada ^{40}K , a koliko ^{226}Ra dogodi u vama u 1 s kada pojedete jednu bananu. (Za 1 kg banana se otprilike dogodi 130,24 radioaktivna raspada ^{40}K i 0,037 raspada ^{226}Ra u nama u 1 s).

Zbrojit ćemo sve utjecaje i izračunati efektivnu dozu za cijelo tijelo u godini dana (originalna anketa se nalazi na [19]).

Gdje živimo:

1. Kozmičko zračenje iz svemira (0,26 mSv)
2. Zagreb je na nadmorskoj visini 158 m (0,02 mSv)

3. Ako živate u kamenoj ciglenoj ili betonskoj zgradi (0,07 mSv)

Utjecaj hrane, pića i disanja:

Uzimamo 2,40 mSv (voda i hrana 0,4 mSv, radon u zraku 2 mSv)

Ostali izvori:

Koliki put preputujete avionom godišnje: 0,01 mSv za svakih 1,6 km proputovanih

Medicinski utjecaj možemo iskoristiti tablicu od prije.

Odaberite slijedeće tvrdnje koje zadovoljavate:

1. Porculanske krunice ili umjetne zube (0.0007 mSv)
2. Koristili ste svjetiljke na plin kod kampiranja (0.00003 mSv)
3. Nosite svijetleći sat na ruci (LCD) (0.00006 mSv)
4. Koristili ste rendgensku spravu za pretragu prtljage na aerodromu (0.00002 mSv)
5. Gledate televiziju (0,01 mSv)
6. Koristite računalo ili mobitel (0,01 mSv)
7. Imate detektor dima kod kuće (0.00008 mSv)
8. Imate pacemaker koji se napaja pomoću plutonija (1 mSv)
9. Živate oko 80km od nuklearne elektrane (0.000009 mSv)
10. Živate oko 80km od elektrane na ugljen (0.0003 mSv)

Ja na primjer primim oko 2,7721 mSv godišnje.

Uvedimo veličinu mikrorizik. Mikrorizik je rizik koji od 1 000 000 izloženih osoba usmrti jednu. Jedan rizik je na primjer jednak:

- Vožnji automobila 65 km
- Bicikliranju 12 km
- Vožnji autobusom od 80 km
- Pušenju 1,5 cigareta
- Pijenju pola litre vina

Ako je 1 mSv ekvivalentne doze jednak 50 mikrorizika, koliko bi navedenik aktivnosti morali izvršiti za isti rizik?

(Na mom primjeru: 2,7721 mSv. Moja dobivena godišnja doza je jednaka otprilike 138,6 mikrorizika. To je jednako riziku od: vožnje automobila 9000km ili bicikliranju 1663 km ili vožnje autobusom od 11 000 km ili pušenju 208 cigareta ili pijenju 69 l vina godišnje.)

6.5.3 Završni dio sata

Nakon što su učenici (i ja) izračunali efektivnu dozu za cijelo tijelo pozivam ih da podijele rezultate

Jeste li primijetili iz kojih izvora primamo najviše zračenja?

Kroz raspravu dolazimo do zaključka da godišnje najviše zračenja primamo od medicinskih zahvata, kozmičkog zračenja i hrane.

Sigurno ste čuli ljude da se boje nuklearnih elektrana, što možete reći iz našeg istraživanja, je li taj strah opravdan? Postoji li značajan rizik od nuklearne elektrane koja je dobro održavana?

U raspravi s učenicima zaključujemo da dobro održavana nuklearna elektrana ne predstavlja zabrinjavajuć rizik za ljude, a može proizvesti veliku količinu energije.

Što mislite, je li rizik od zračenja koje primamo godišnje velik, kada ga usporedimo s rizikom u svakodnevnim aktivnostima?

U raspravi s učenicima dolazimo do zaključka da rizik od zračenja koje prosječno godišnje primamo nije značajan, ali ako daleko prekoračimo taj rizik može biti velik.

Frontalno prezentiram:

Naše tijelo može popravljati štetu za male količine zračenja, ali kod većih može doći do posljedica. Ionizirajuće zračenje ionizira molekule unutar čovjeka, te može oštetiti DNK lanac izvan kapaciteta tijela da ga regenerira te mogu nastati štetne posljedice za ljudski organizam.

Jeste li se ikada zapitali zašto kad idete na rendgen prolazite kroz neku vrstu labirinta?

Kroz diskusiju dolazim s učenicima do zaključka da pomoću određenih materijala možemo smanjiti zračenje koje prolazi kroz njih (štit) i zaštititi se. Medicinsko osoblje koje se time bavi prima više zračenja od prosječnog čovjeka. Dajem motivaciju za diskusiju zaštite od zračenja.

Što mislite na koji bismo se još način mogli zaštititi od izvora zračenja? Zamislite da se nađete pokraj radioaktivnog izvora i želite se zaštititi.

Kroz diskusiju s učenicima dolazim do zaključka da možemo smanjiti vrijeme izloženosti izvoru, te na taj način automatski smanjiti broj produkata radioaktivnog raspada koji nas pogađa ili se udaljiti od njega zbog istog razloga.

Konceptualno pitanje 1: Što od sljedećeg predstavlja najmanji rizik od zračenja?

- a) 5 godina življenja 80 km od nuklearne elektrane
- b) 1 km puta avionom
- c) Rendgen šake

Odgovor je a).

Konceptualno pitanje 2: Koja od navedenih čestica će prouzročiti najveću štetu organizmu za jednak iznos asporbirane doze?

- a) Alfa čestica
- b) Proton
- c) Elektron
- d) Neutron

Odgovor je a).

Konceptualno pitanje 3: Nalazimo se pored radioaktivnog izvora koji se raspada γ raspadom. Na koji način možemo smanjiti apsorbiranu dozu koju dobivamo?

- a) Približimo se izvoru
- b) Količina radioaktivnog izvora se poveća
- c) Ponesemo debeli olovni štit

Odgovor je c).

Bibliography

- [1] Podgorsak, E. C. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students : International Atomic Energy Agency Vienna, 2005.
- [2] predavanja iz kolegija medicinska fizika, radna verzija, doc.dr.sc. Marija Majer, doc.dr.sc. Tomislav Bokulić
- [3] Faiz M. Khan, John P. Gibbons, Khan's The Physics of Radiation Therapy 5th edition : Wolters Kluwer Health, 2014
- [4] Thomas Bortfeld, Physics in Medicine and Biology : IMRT: a review and preview // Physics in Medicine and Biology. Vol. 51(2006.), str. 363-379.
- [5] Ho Kyung Kim, Introduction to Medical Engineering: X-ray Attenuation // Pusan National University
- [6] F.H. Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry : John Wiley & Sons, Inc. 1986.
- [7] Takayoshi Yamamoto, RPL Dosimetry : Principles and Applications // AIP Conference Proceedings. Vol. 1345 (2011), str. 217-230.
- [8] Tomić, P. Mjerenja perifernih doza za različite kolimatore gama noža. Diplomski rad Zagreb : Prirodoslovno-matematički fakultet, 2016.
- [9] CIRS ATOM, Dosimetry Phantoms
- [10] Chiyoda Technol Corporation, <https://www.c-technol.co.jp/eng/e-small>
- [11] Out-of-field doses in pediatric craniospinal irradiations with 3D-CRT, VMAT and scanning proton radiotherapy-a phantom study, Majer. M i sur.
- [12] Fizika 4, Jakov Labor, udžbenik za 4. razred gimnazije, 1. izdanje, Zagreb 2014.
- [13] United States Nuclear Reuglatory Commision, Doses in our daily lives, www.nrc.gov/about-nrc/radiation/around-us/doses-daily-lives.html#2
- [14] George Marx, Everyday risks, 1993. Phys. Educ. 28 22.
- [15] Maja Planinić, skripta iz metodike nastave fizike, metodika.phy.hr/claroline/

- [16] Odluka o donošenju kurikuluma za nastavni predmet Fizike za osnovne škole i gimnazije u Republici Hrvatskoj, Narodne novine, https://narodne-novine.nn.hr/clanci/sluzbeni/2019_01_10_210.html
- [17] Odluka o donošenju kurikuluma za međupredmetnu temu Osobni i socijalni razvoj za osnovne i srednje škole u Republici Hrvatskoj, Narodne novine, https://narodne-novine.nn.hr/clanci/sluzbeni/2019_01_7_153.html
- [18] Odluka o donošenju kurikuluma za međupredmetnu temu Učiti kako učiti za osnovne i srednje škole u Republici Hrvatskoj, Narodne novine, https://narodne-novine.nn.hr/clanci/sluzbeni/2019_01_7_154.html
- [19] United States Nuclear Regulatory Commission, Doses in our daily lives, www.nrc.gov/about-nrc/radiation/around-us/calculator.html
- [20] Vidov, A. Kutna ovisnost radiofotoluminescentnih dozimetara u polju fotonskog zračenja. Diplomski rad Zagreb : Prirodoslovno-matematički fakultet, 2019.
- [21] hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/Nuclear/betaex.html
- [22] Saveta Miljanić, Intercomparison of dosimeters for non-target organ dose measurements in radiotherapy - activity of EURADOOS WG9: Radiation protection in medicine. Proceedings of The 6th International Workshop on Individual Monitoring of Ionizing Radiation, 2010, Oarai, Japan, editor T. Yamamoto, str. 95-107