

Priprema za kliničku uporabu megavoltnihfotonskih snopova linearnog akceleratora elektrona Varian Clinic iX

Ivanišić, Iva

Master's thesis / Diplomski rad

2018

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **Josip Juraj Strossmayer University of Osijek, Department of Physics / Sveučilište Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku, Odjel za fiziku**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:160:725410>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-03**



Repository / Repozitorij:

[Repository of Department of Physics in Osijek](#)



SVEUČILIŠTE JOSIPA JURJA STROSSMAYERA U OSIJEKU
ODJEL ZA FIZIKU

IVA IVANIŠIĆ

**PRIPREMA ZA KLINIČKU UPORABU MEGAVOLTNIH FOTONSKIH SNOPOVA
LINEARNOG AKCELERATORA ELEKTRONA VARIAN CLINAC iX**

Diplomski rad

Osijek, 2018.

SVEUČILIŠTE JOSIPA JURJA STROSSMAYERA U OSIJEKU
ODJEL ZA FIZIKU

IVA IVANIŠIĆ

PRIPREMA ZA KLINIČKU UPORABU MEGAVOLTNIH FOTONSKIH SNOPOVA
LINEARNOG AKCELERATORA ELEKTRONA VARIAN CLINAC iX

Diplomski rad

predložen Odjelu za fiziku Sveučilišta J. J. Strossmayera u Osijeku
radi stjecanja zvanja profesora fizike i informatike

Osijek, 2018.

Ovaj diplomski rad izrađen je u Osijeku pod mentorstvom doc. dr. sc. Mladena Kasabašića u sklopu Sveučilišnog diplomskog studija fizike i informatike na Odjelu za fiziku Sveučilišta Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku.

SADRŽAJ:

1. UVOD	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
2. MATERIJALI	2
2.1. AKCELERATORI	2
2.2. OSNOVNE KOMPONENTE VARIAN CLINAC IX UREĐAJA	2,3
2.2.1. NASTANAK MIKROVALOVA	3
2.2.2. VALOVOD	4
2.2.3. ELEKTRONSKI TOP	4
2.2.4. AKCELERATORSKA STRUKTURA	4
2.2.5. GLAVA AKCELERATORA	5-7
2.2.6. TERAPIJSKI STOL	7
2.2.7. SUSTAV ZA NADZIRANJE I UPRAVLJANJE	8
2.2.8. DODATNA OPREMA	8
2.3. FIZIKALNE VELIČINE	8
2.3.1. EKSPozICIJA	8
2.3.2. KERMA	8,9
2.3.3. APSORBIRANA DOZA	9,10
2.3.4. EKVIVALNETNA DOZA	10,11
2.3.5. EFEKTIVNA EKVIVALENSTNA DOZA	11
2.3.6. POVRŠINSKA DOZA	11-13
2.3.7. DUBINA MAKSIMALNE DOZE	14
2.3.8. FAKTOR RASPRŠENJA KOLIMATORA	14
2.3.9. FAKTOR RASPRŠENJA U FANTOMU	14,15
2.3.10. RELATIVNI DOZNI FAKTOR	15
2.3.11. POSTOTNA DUBINSKA DOZA	16,17
2.3.12. IZVANOSNI OMJER I PROFIL SNOPA	17,18
2.3.13. PORAVNATOST I SIMetriJA SNOPA	19
2.3.14. IZODOZNA RASPODJEla U VODENOM FANTOMU	19
2.4. DOZIMETRIJSKA OPREMA	20
2.4.1. FANTOM	20
2.4.2. IONIZACIJSKE KOMORICE	20-22
2.4.3. ELEKTROMETAR	22
3. METODE	23
3.1. ALGORITAM AAA	23
3.1.1. IZRAČUN DOZE	23
3.1.2. IZRAČUN DOZE ZA FOTONE (OD PRIMARNOG I SEKUNDARNOG IZVORA)	24
3.1.3. IZRAČUN DOZE ZA ELEKTRONE NASTALE COMPTONOVIM RASPRŠENJEM	24
3.1.4. SUPERPOZICIJA	24,25
3.1.5. IZRAČUN MONITORSKIH JEDINICA	25

3.2. PRIPREMNA MJERENJA	26
3.2.1. MJERENJE POSTOTNE DUBINSKE DOZE	26,27
3.2.2. MJERENJE PROFILA SNOVA	28
3.2.3. MJERENJE OUTPUT FAKTORA	29
3.2.4. MJERENJE APSOLUTNE DOZE	29
4. REZULTATI	30
4.1. FOTONSKI SNOPOVI	30
4.1.1. ENERGIJA X6 MV	30-36
4.1.2. ENERGIJA X6 FFF MV	37-43
4.1.3. ENERGIJA X10 MV	44-50
4.1.4. OUTPUT FAKTORI	51
4.2. ELEKTRONSKI SNOPOVI	52
4.2.1. POSTOTNA DUBINSKA DOZA OTVORENOG POLJA ZA ENERGIJE 6, 9, 12 i 15 MeV	52
4.2.2. POSTOTNA DUBINSKA DOZA ZA ENERGIJE 6, 9, 12 i 15 MeV S APLIKATORIMA	53,54
4.2.3. PROFILI ZA OTVORENO POLJE 40 x 40 cm ² ZA ENERGIJE 6, 9, 12 I 15 MeV	55,56
4.3. APSOLUTNA DOZA	57
4.3.1. FOTONSKI SNOPOVI	57,58
4.3.2. ELEKTRONSKI SNOPOVI	58-60
5. ZAKLJUČAK	61
6. LITERATURA	62
7. ŽIVOTOPIS	63

Sveučilište J. J. Strossmayera u Osijeku

Odjel za fiziku

Diplomski rad

**PRIPREMA ZA KLINIČKU UPORABU MEGAVOLTNIH FOTONSKIH SNOPOVA
LINEARNOG AKCELERATORA ELEKTRONA VARIAN CLINAC iX**

IVA IVANIŠIĆ

U ovome diplomskom radu opisana je priprema za kliničku uporabu novog medicinskog linearnog akceleratora Varian Clinac iX, u Kliničkom bolničkom centru, u Osijeku. U radu su prezentirani svi dijelovi akceleratora i objašnjen je njihov princip rada. Navedene su i detaljno objašnjene sve fizikalne veličine korištene u mjerenjima. U eksperimentalnom dijelu rada prikazana su sva prihvatna dozimetrijska mjerenja koja se temelje na hrvatskom Zakonu o radiološkoj i nuklearnoj sigurnosti, a obuhvaćaju testove sa fotonskim te elektronskim snopovima. Za fotonske snopove mjerila se postotna dubinska doza, profili i output faktori za energije 6 MV, 6 MV FFF i 10 MV. Za elektronske snopove mjerila se postotna dubinska doza te profili sa i bez aplikatora, za energija 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV i 15 MeV. Svi su rezultati prikazani tablično i grafički.

(63 stranice, 37 slika, 3 tablice, 25 literaturnih navoda)

Rad je pohranjen u knjižnici Odjela za fiziku

Ključne riječi: algoritam / dozimetrija / klinička uporaba / linearni akcelerator / radioterapija

Mentor: doc. dr. sc. Mladen Kasabašić

Ocjenjivači: doc. dr. sc. Mladen Kasabašić, prof. dr. sc. Dario Faj, mr. sc. Slavko Petrinšak

Rad prihvaćen:

**COMMISSIONING OF MEGAVOLTAGE PHOTON BEAM LINEAR
ACCELERATOR VARIAN CLINAC iX**

IVA IVANISIC

This master thesis describes commissioning of the new medical linear accelerator Varian Clinac iX at the Clinical Hospital Center in Osijek. In this paper, all parts of the accelerator are presented and their working principles are explained. All the physical units that are used in the measurements are explained in detail. All experimental measurements based on Croatian Law of Radiological and Nuclear Safety, including photon and electron beam tests, are shown in the experimental part of the paper. Percentual Depth Dose, Profiles and Output Factors are measured for the photon beams, at the energy of 6 MV, 6 MV FFF and 10 MV. Also, Percentual Depth Dose and Profiles with and without applicators are measured for the electron beams, at the energy of 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV and 15 MeV. All the results are presented graphical and in tables.

(63 pages, 37 images, 3 table, 25 references)

Thesis deposited in Department of Physics library

Keywords: algorithm / dosimetry / commissioning / linear accelerator / radiation / radiotherapy

Supervisor: Mladen Kasabasic, PhD

Reviewers: Mladen Kasabasic, PhD,

Dario Faj, PhD,

Slavko Petrinsak, M. Sc. Lecturer

Thesis accepted:

1. UVOD

Linearni akceleratori uređaji su koji se često koriste u liječenju malignih bolesti kod bolesnika. Ovi uređaji stvaraju ionizirajuće zračenje, odnosno čestice velikih energija koje razaraju genetski materijal žive stanice. Takav način liječenja naziva se radioterapija. Radioterapijom se onemogućava daljnji rast stanica što u konačnici rezultira odumiranjem stanica. Uz pomoć linearnih akceleratora stanice tumora izlažu se visokim dozama zračenja koje oštećuju njihov genetski materijal i na taj način sprječavaju daljnji rast tumora. Ozračene stanice tumora ne mogu odmah odumrijeti pa se liječenje prolongira na dane i tjedne prije nego što rezultati budu vidljivi.

Zračenje negativno utječe i na okolne zdrave stanice, no one se relativno brzo oporavljaju od negativnih utjecaja zračenja. Statistike pokazuju da oko 70% bolesnika oboljelih od malignih bolesti koristi radioterapiju za izlječenje.¹ Za neke je bolesnike to jedina indicirana terapija. Budući da nisu svi tumori jednako osjetljivi na visokoenergetske (megavoltne) zrake, niti su lokacije tumora jednako dostupne snopu zračenja, postoje ograničenja radioterapije. Također, postoji maksimalna doza zračenja koju bolesnik može primiti tijekom života. Ukoliko je dio tijela već bio izložen maksimalnoj količini zračenja za taj dio, vrlo je vjerojatno da liječnik neće propisati ponovno izlaganje zračenju tog dijela tijela, ali može primijeniti radioterapiju na drugom udaljenom dijelu tijela ukoliko je potrebno.

Radioterapija može biti osnovni način liječenja koji se primjenjuje s ciljem izlječenja zloćudne bolesti poput karcinoma prostate, glave i vrata, mokraćnog mjehura, pluća ili Hodgkinove bolesti. Primarna radioterapija primjenjuje se samostalno ili u kombinaciji s kemoterapijom. Postoji i adjuvantna radioterapija koje se provodi s ciljem sprečavanja povrata bolesti. Adjuvantna radioterapija pratilac je nekoj drugoj metodi liječenja kao na primjer kirurškom zahvatu. Nadalje, postoji i palijativna radioterapija. Ova terapija provodi se s ciljem ublažavanja tegoba izazvanih malignom bolesti (najčešće radi ublažavanja boli). Terapija se često provodi jednokratno ili tijekom 5-10 dana.

Ako medicinska ustanova posjeduje linearni akcelerator, prije no što uređaj bude korišten u svrhu liječenja bolesnika, obavezno se moraju provesti prihvatna mjerenja kao i priprema za kliničku uporabu (*eng. commissioning*). Tim mjerenjima odrediti će se geometrijska točnost parametara linearnog akceleratora i dozimetrijske karakteristike, te time dokazati sigurnost korištenja uređaja na bolesnicima. Tema ovoga diplomskog rada upravo je priprema za kliničku praksu novog kliničkog uređaja, linearnog akceleratora Varian Clinac iX kojeg posjeduje klinički bolnički centar u Osijeku (u daljnjem tekstu KBCO). Priprema za kliničku praksu uz geometrijska i dozimetrijska mjerenja uključuje i provjeru računalnih programa tj. algoritama koji se koriste za proračun apsorbirane doze zračenja. Svrha je testiranja potvrditi da radioterapijski proces, krenuvši od CT skeniranja, anatomskog modeliranja, planiranja tretmana i proračuna monitorskih jedinica u vremenu (MU/vrijeme) kod linearnog akceleratora ispravno funkcionira i daje rezultate sa zadovoljavajućom preciznošću. U ovom radu bit će opisana dozimetrijska mjerenja na linearnom akceleratoru.

Sva su mjerenja i testove dužni provesti medicinski fizičari. Mjerenja su vrlo zahtjevna i dugotrajna, te su propisana dozimetrijskim protokolima IAEA-e (International Atomic Energy Agency). Ovi dozimetrijski protokoli temelje se na kalibraciji ionizacijskih komorica pomoću KERM-e u zraku (*eng. air KERMA calibration*). Dozimetrijska mjerenja mogu se podijeliti na apsolutnu i relativnu dozimetriju. Apsorbirana doza mjeri se apsolutnom dozimetrijom, a govori koliko je nekakvo tijelo primilo energije ionizirajućeg zračenja ozračivanjem po jedinici mase. Jedinica apsorbirane doze je $1Gy = \frac{1J}{1kg}$.

Kako bi se izmjerila apsorbirana doza zračenja, medicinski fizičari koriste vodene fantome u koje se smještaju ionizacijske komorice. Voda se koristi u dozimetriji jer ima vrlo slična radiološka svojstva kao i ljudska tkiva. Pomoću računalnih programa mogu se mijenjati pozicije ionizacijskih komorica u vodenom fantomu. Na taj način dobivaju se profili radijacijskih polja, koji pokazuju relativnu dozu zračenja na određenim dubinama tkiva (fantoma), za svako polje zračenja od 2 x 2 cm² do 40 x 40 cm². Uz profile, u relativnoj dozimetriji mjere se i postotne dubinske doze (PDD) koje prikazuju atenuaciju zračenja po dubini. Računalni programi mjerne podatke obrađuju, a prikazuju se grafički, izodoznim krivuljama.

Podaci dobiveni apsolutnom i relativnom dozimetrijom potrebni su za modeliranje linearnog akceleratora u računalnim programima za planiranje radioterapije (*eng. Treatment planning system, TPS*). Nakon pripreme za kliničku upotrebu, dozimetrijske i geometrijske provjere akceleratora rade se nadalje sustavno; dnevno/mjesečno/tromjesečno/godišnje kao dio kontrole kvalitete. Sva mjerenja koja nalažu IAEA dozimetrijski protokoli iznimno su važna i nužna za izmjeriti u svakoj ustanovi koja posjeduje linearni akcelerator, a namjerava ga se koristiti u radioterapiji bolesnika.

¹ ORH savjetnik, dr. med. Katarina Antunac. Pročitati više na linku: <http://ordinacija/zdravlje/ohr-savjetnik/radioterapija-najcesca-metoda-lijecenja-tumora/>

2. MATERIJALI

2.1. AKCELERATORI

Akceleratori su uređaji čija je uloga ubrzati naelektrizirane čestice do velikih brzina. Čestice ubrzavanjem razvijaju veliku energiju koja ovisi o vrsti i veličini akceleratora. Ubrzavanje čestica odvija se u prisustvu električnog te promjenjivog magnetskog polja na ravnome ili zakrivljenome putu. Ubrzane čestice predstavljaju elektromagnetsko zračenje u obliku kontinuiranog spektra rendgenskih valova koje emitiraju elektroni kada se usporavaju pri udaru u metal. Taj se proces naziva zakočno zračenje (*njem. Bremsstrahlung*). Danas postoje dvije vrste akceleratora: linearni i kružni, odnosno sinkrotroni (Slika 1.).



Slika 1. : a) Linearni akcelerator, b) Kružni akcelerator

Oba tipa akceleratora izumljena su početkom 20.st. i nastavljaju se razvijati i napredovati sukladno napretku tehnologije. Za razliku od kružnih akceleratora, linearni ne trebaju skupe elektromagnete koji trajno održavaju kružno gibanje čestica kroz cijev. Također, linearni akceleratori omogućuju ubrzanje znatno većeg broja čestica te ih na metu stiže sto puta više nego što je slučaj kod kružnog akceleratora. Međutim, kružni akceleratori stvaraju mnogo veće energije ubrzanja. To je moguće zato što u njima čestice mogu proći ubrzivačka cijev milijunima puta dok kod linearnog akceleratora taj put biva prijeđen samo jednom.

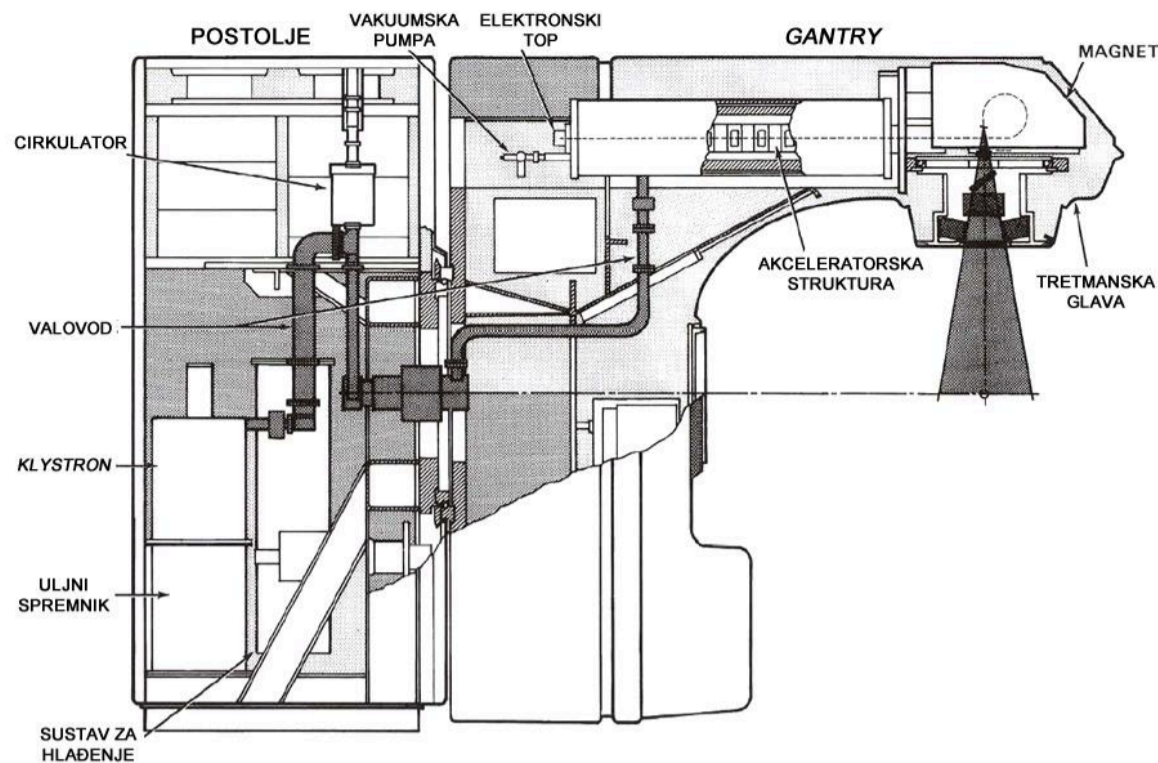
Već se duže vrijeme u terapiji zračenjem onkoloških bolesnika uz operaciju te kemoterapiju koriste linearni akceleratori (*eng. Linear Accelerator - LINAC*). Medicinski linearni akceleratori uređaji su koji proizvode elektronske i fotonske snopove zračenja za primjenu u radioterapiji. Pravocrtno ubrzavaju elektrone što daje ozračivanje elektronima ali i X-zrakama koje nastaju zakočnim zračenjem na meti koja se nalazi u glavi uređaja. Energije snopova zračenja kreću se od 4 do 25 MeV za elektronske, te od 6 do 25 MeV za fotonske snopove. Da bi se proizvele vrlo visoke energije snopova zračenja čestice nije moguće ubrzati samo razlikom potencijala pa se koriste mikrovalovi koji ubrzavaju elektrone u akceleratorskoj cijevi.

2.2. OSNOVNE KOMPONENTE I PRINCIP RADA VARIAN CLINAC iX UREĐAJA

U KBCO-u se trenutno koristi linearni akcelerator Siemens Oncor Expression (Siemens, Njemačka), a u tijeku je instalacija novog uređaja; Varian Clinac iX (Varian, California, SAD). Varian Clinac iX moderan je uređaj koji koristi najsuvremenije tehnologije u radu. Kompjutorski je kontroliran što omogućava vrlo učinkovitu radioterapiju. Ovaj je uređaj trenutno najsuvremeniji od svih linearnih akceleratorima u kliničkim bolničkim centrima u Hrvatskoj. Model Clinac iX može proizvesti fotonske snopove energija 6 MV, 6 MV FFF (Flattening Filter Free)² i 10 MV, te elektronske snopove energija 6, 9, 12 i 15 MeV.

Glavne komponente linearnog akceleratora prikazane su na slici 2. Uređaj se sastoji od više komponenti koje stvaraju visokofrekventne mikrovalove za ubrzanje elektrona. Nakon ubrzanja, elektroni imaju visoke energije te prilikom interakcije s metom visokog atomskog broja Z usporavaju i emitiraju fotone (zakočno zračenje). Dobiveni se fotonski snop izravna, oblikuje i izmjeri prije kliničke uporabe. Za elektronske snopove također vrijedi isti postupak, ali tada ubrzani elektroni ne pogađaju metu.

² Filtri koji omogućuju homogenu raspodjelu doze. Detaljnije objašnjeno u daljnjem tekstu rada.

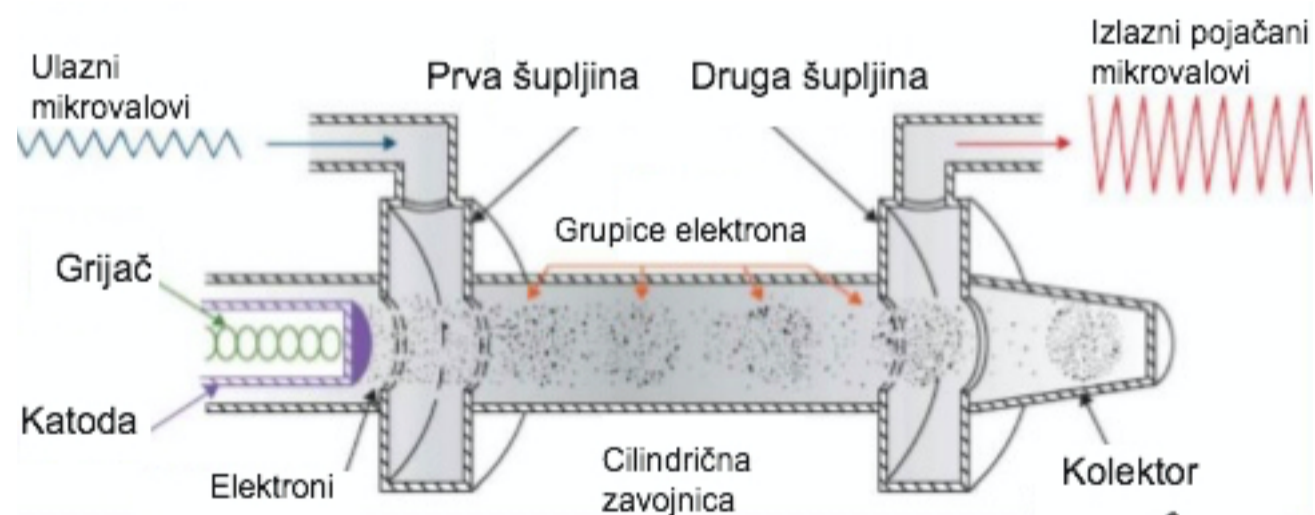


Slika 2. : Komponente linearnog akceleratora Varian Clinac iX

2.2.1. NASTANAK MIRKOVALOVA

Mirkovalovi se kod linearnih uređaja dobivaju na dva načina, u ovisnosti o tome je li uređaj opremljen klistronom (*eng. Klystron*) ili magnetronom (*eng. Magnetron*). Magnetron je elektronska cijev velike snage. Koristi se kao izvor sinusnih oscilacija vrlo visoke frekvencije (VVF). Osnovni su dijelovi katoda, anodni blok s rezonatorima i sustav za odvođenje proizvedene VVF energije. Unutar magnetrona katoda emitira elektrone, a oko nje je spiralna anoda koja privlači elektrone koji putuju spiralno. Elektroni prolaze kraj rezonantnih šupljina i generiraju pulsirajuće magnetsko polje. Linearni akceleratori koji posjeduju magnetron nazivaju se srednjim energetske uređajima i kod njih se dobivaju energije fotona do 15 MV, a elektrona do 14 MeV .

Linearni akceleratori Varian koriste tehnologiju *Klystron*. Klistron je specijalna elektronska cijev koja se koristi kao oscilator, odnosno radiofrekventno pojačalo i multiplikator vrlo visokih frekvencija (Slike 2. i 3.).



Slika 3. : Shematski prikaz klistrona

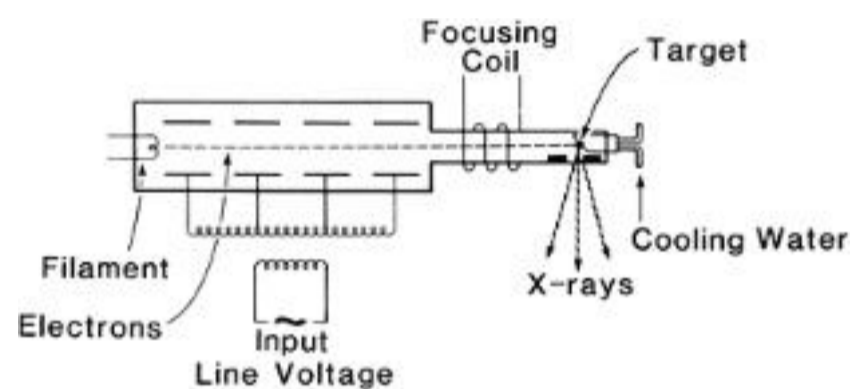
Klistron se sastoji od elektronskog topa koji emitira elektrone, cilindrične zavojnice kroz koju se elektroni ubrzavaju i fokusiraju te kolektora (anode) na koju padaju elektroni. Da bi se generirao pojačani val, elektroni emitirani elektronskim topom prvo prolaze kroz cilindričnu zavojnicu koja se sastoji od nekoliko rezonantnih šupljina. Oscilatorno frekventno polje neke će elektrone usporiti, a neke ubrzati, ovisno o tome brzaju li ili kasne u fazi, što rezultira grupiranjem elektrona. Kada grupice elektrona stignu do izlazne rezonantne šupljine (druga šupljina) pobudit će se napon na šupljini. Ako je izlazna šupljina postavljena na frekvenciju polaska grupica elektrona, stvarati će se pojačane oscilacije. Elektroni će predati svoju kinetičku energiju šupljini pa usporeni padaju na kolektor (anodu). Linearni akceleratori koji imaju klistrone nazivaju se visokoenergetskim uređajima budući da generiraju energije fotona do 23 MV te energije elektrona do 21 MeV.

2.2.2. VALOVOD

Na klistron se nadovezuje valovod (*eng. Waveguide*) (Slika 2.). Valovod prijenosi novonastali pojačani val na akceleratoru strukturu. Unutrašnjost valovoda ispunjena je inertnim netoksičnim plinom, sumpor heksafluoridom (SF_6) koji suzbija iskrenje pa tako zaustavlja prekomjerni gubitak energije pri prijenosu vala. Na kraju valovoda nalazi se bakreni prsten koji sprječava ulazak plina u vakuumiziranu sferu akceleratorne strukture. S obzirom na vrste valova postoje dvije vrste valovoda: valovodi sa putujućim i valovodi sa stojnim valom. Varian linearni akcelerator koristi valovod sa stojnim valom. Budući da je valovod dio akceleratorne strukture, princip rada valovoda sa stojnim valom objašnjen je u nastavku pod odjeljkom 2.2.4.

2.2.3. ELEKTRONSKI TOP

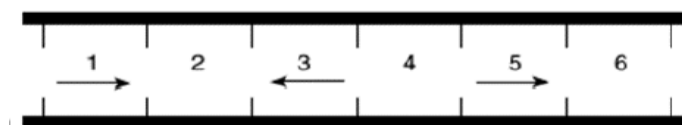
Elektronski top (*eng. Electron Gun*) proizvodi neprekidan paralelni snop elektrona. Sastoji se od katode koja emitira elektrone termoionskom emisijom (*eng. Filament*) (Slika 4.). Elektroni se ubrzavaju razlikom potencijala na koje su postavljene katoda i anoda. Formira se pravilan snop elektrona koji prolazi kroz rupu u anodi i tako prolazi do akceleratorne strukture.



Slika 4. : Shematski prikaz presjeka elektronskog topa

2.2.4. AKCELERATORSKA STRUKTURA

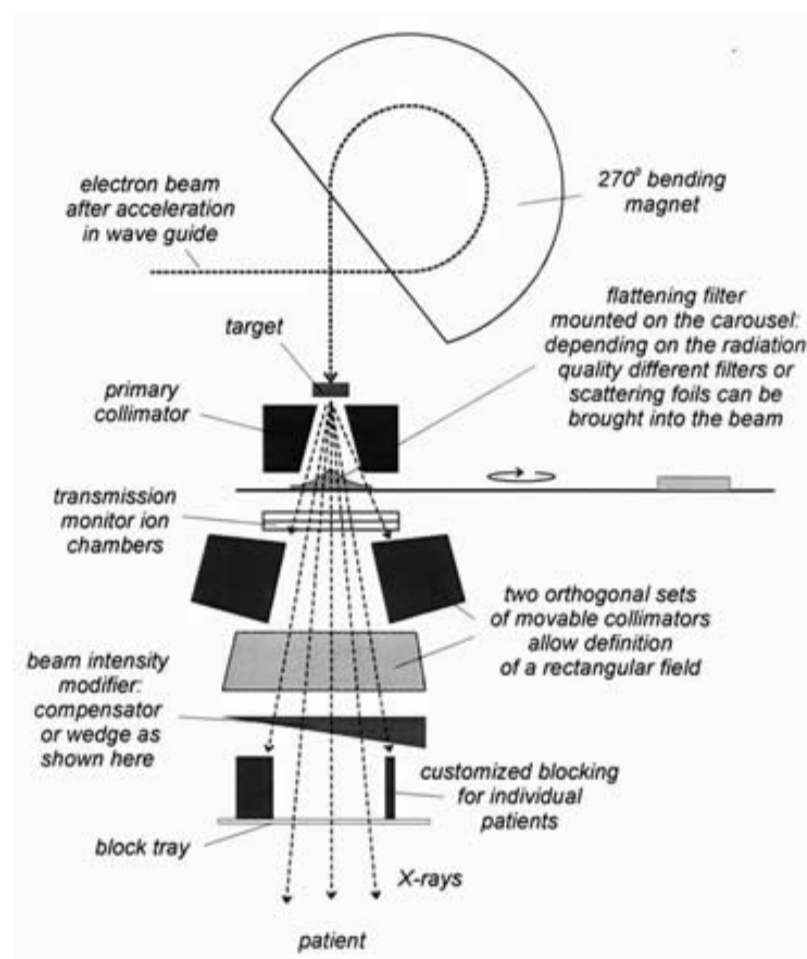
Akceleratorna struktura nalazi se u gantriju uređaja (Slika 2.). Gantrij je pokretni dio linearnog akceleratora koji kruži oko bolesnika koji leži na terapijskom stolu. U akceleratornoj se strukturi elektroni ubrzavaju radiofrekventnim valovima. Da bi ubrzanje bilo maksimalno, važno je da su elektroni pravilno formirani na valu na početku akceleratorne strukture. Grupice elektrona nalaze se na različitim pozicijama na valu, primaju energiju i tako ubrzavaju. U jednom trenutku sve će se grupice spojiti u jednu. Budući da Varian linearni akceleratori koriste valovod sa stojnim valom, val se reflektira na oba kraja pri čemu od upadnog i reflektiranog vala interferencijom nastaje stojni val. Jedan od tih valova putuje s elektronima i ubrzava ih. Brzina prijenosa može biti kontrolirana na način da se valovod optereti nizom dijafragma određenih dimenzija. Na takav se način, mijenjanjem kapaciteta po jedinici duljine puta, može podesiti brzina prostiranja električnog polja te postići da ona u svakom trenutku bude jednaka brzini elektrona.



Slika 5. : Shema valovoda sa stojnim valom koji ima dijafragme

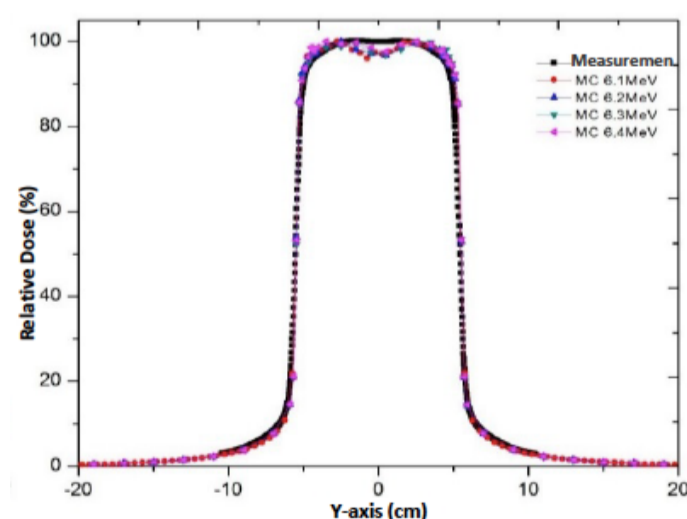
2.2.5. GLAVA AKCELERATORA

Ubrzani elektroni iz akceleratorne strukture konačno dolaze do glave akceleratora u kojoj se točno usmjeravaju na metu (*eng. Target*) i time je ozračuju. Elektroni koji dolaze u glavu akceleratora nose različite energije pa prije no što se meta pogodi, ulaze u sustav za zakretanje (*eng. Bending Magnet*) gdje se zakreću za 270° (Slika 6.). Sustav za zakretanje sastoji se od tri magnetska polja. Jedno je od njih nehomogeno magnetsko polje. Elektroni koji imaju veću ili manju energiju od potrebne (zadane) zakreću pod utjecajem tog polja tako da im se izlazna putanja poklapa sa putanjom snopa elektrona koji imaju potrebnu energiju. Tako se stvara intenzitet elektronskog snopa. Ako se želi dobiti fotonski snop, na put elektrona postavlja se meta koja je napravljena od volframa ili kombinacije volframa i bakra (metali visokog atomskog broja Z). Tada se elektroni usporavaju proizvodeći fotone, odnosno X-zrake procesom zakočnog zračenja. Nastali fotoni na meti imaju velike energije i uglavnom su usmjereni u istom pravcu kao i upadni snop elektrona.



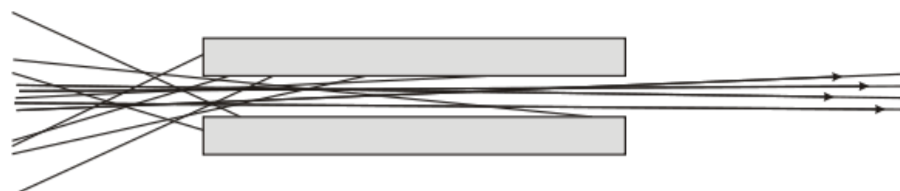
Slika 6. : Shematski prikaz unutrašnjosti glave linearnog akceleratora

Cilj medicinskih linearnih akceleratora je da raspodjela doze, odnosno intenzitet zračenja na meti bude ravnomjerna. U savršenom slučaju, za sve elektrone koji dolaze u pravcu okomitom na metu, krivulja raspodjele mora biti potpuno simetrična. U realnosti, krivulje izgledaju kao što je prikazano na slici 7. Rubovi krivulje definirani su primarnim kolimatorom (*eng. Primary Collimator*) koji se nalazi iza mete što je vidljivo na slici 6.



Slika 7. : Primjer grafa koji prikazuje ravnomjernost doze za različite energije akceleratora, za polje veličine $20 \times 20 \text{ cm}^2$

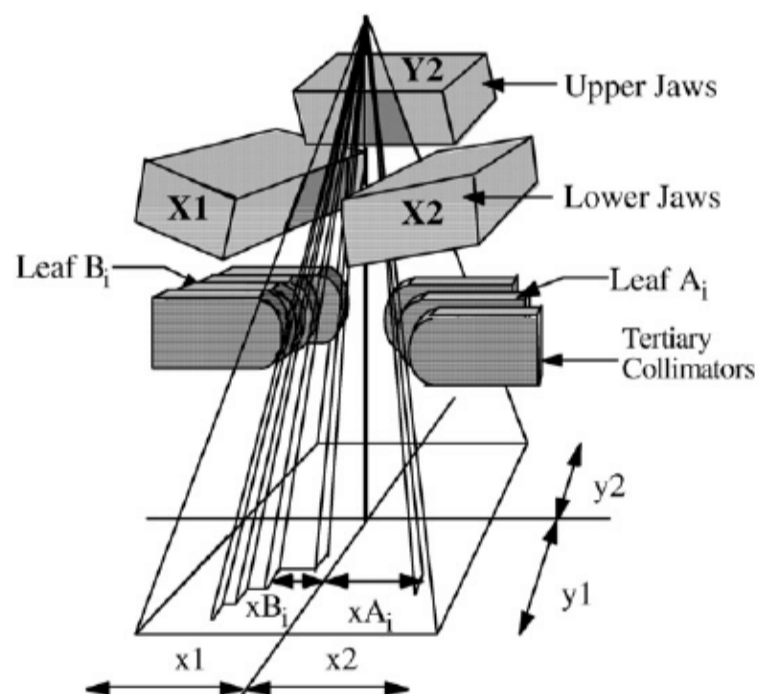
Kolimator je cijev načinjena od olova ili volframa koja određuje smjer, odnosno liniju kolimacije. Na slici 8. prikazan je shematski presjek kolimatora i da se primijetiti da izlazni snop elektrona još uvijek nije u potpunosti uniforman. Za dobivanje ravnomjernog intenziteta po cijelome presjeku u glavu akceleratora postavlja se filter za homogenost polja (*eng. Flattening Filter, skraćeno FF*). Ovaj filter ima oblik konusa čija je geometrijska konfiguracija pogodna za diferencijalnu apsorpciju zračenja u ovisnosti od rastojanja iz središta polja prema rubovima.



Slika 8. : Shematski prikaz principa rada kolimatora

Nakon prolaska snopa kroz prvi kolimator, snop se susreće s ionizacijskom komoricom (*eng. Ion Chamber*). Komorica je ispunjena zrakom i ima elektrodu. U ionizacijskoj komorici se čestice s različitim energijama razdvajaju na način da se energija sekundarnih čestica rasprši prije no što dođe na anodu. Tako ostaju samo čestice s istom energijom te snop postaje uniforman.

Uz prvi kolimator nalaze se još dva kolimatora. Sekundarni kolimator sastoji se od dvaju parova olovnih blokova (*eng. Jaws*) postavljenih u x i y smjeru (Slika 9.). Ovi blokovi oblikuju izlazni snop od kružnog oblika u oblik kvadrata ili pravokutnika maksimalne veličine 40 x 40 cm² (veličina polja). Prilikom prolaska snopa zračenja može se stvoriti polusjena ako zračenje prolazi samo dijelom, a ne kroz cijeli kolimator. Da bi se to izbjeglo blokovi kolimatora mogu se pomicati pod određenim kutom na način da je rub polja uvijek paralelan s rubom kolimatora. Za uređaj Varian Clinac iX očekuje se da je transmisija manja od 0,5 %.

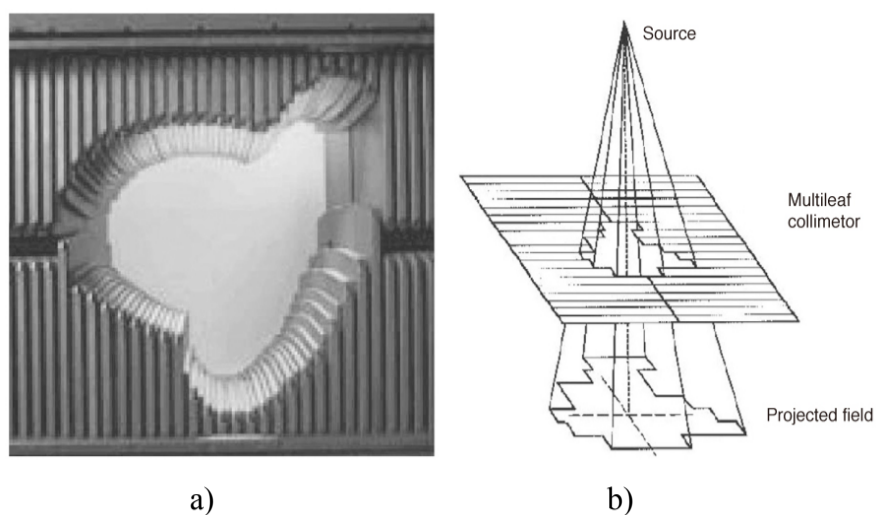


Slika 9. : Blokovi u x i y smjeru

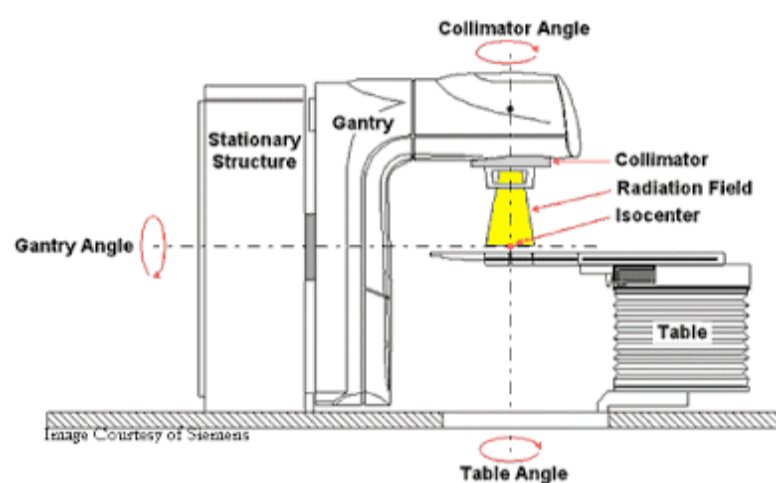
Tercijarni kolimator koji se nalazi iza sekundarnog naziva se Varian Millennium 120-leaf MLC (Multi-leaf colimator). Ovaj kolimator se sastoji od 120 lamela od kojih je 80 unutrašnjih širine 0,5 cm, te 20 rubnih širine 1 cm (u izocentru za polje veličine 40 x 40 cm)³. Lamelle su načinjene od volframa i služe za oblikovanje izlaznog snopa prema konturama tumora (Slika 10.). Izocentar je točka u prostoru u kojoj se, pod pravim kutom, sijeku smjer snopa koji izlazi iz kolimatora, te smjer pozicije gantrija (Slika 11.). Zbog moguće transmisije između lamela te nastajanja polusjene⁴ zbog rubova lamela, vrhovi lamela na ovome su uređaju zaobljeni.

³ Pročitati više na linku: <https://www.researchgate.net/figure/Detailed-cross-sections-of-the-three-leaf-types-full-target-and-isocenter-of-Varian>

⁴ Problem polusjene javlja se zbog toga što lamelle putuju okomito na centralnu os snopa zbog čega polusjena neće biti ista za različite veličine polja. Zaobljivanjem vrha lamelle polusjena ostaje prisutna ali se ne mijenja jer više ne ovisi o položaju lamelle.



Slika 10. :a) lamele na medicinskom linearnom akceleratoru
b) shematski prikaz principa rada lamela



Slika 11. : Bočni shematski prikaz linearnog akceleratora s označenim izocentrom

Mijenjanje oblika izlaznog snopa također je moguće i uporabom klinova, kompenzatora zračenja te bolusa. Budući da je tijelo bolesnika nepravilnog oblika, snop zračenja koji kroz njega prolazi daje raspodjelu doze koja se razlikuje za slučaj tijela s ravnom površinom i normalnim upadnim snopom. Uloga klina je nakositi snop na jednu stranu pod određenim kutom. Klinovi su napravljeni od olova, mesinga ili čelika u veličinama od 15, 30, 45 i 60 stupnjeva. Postoje dvije vrste klinova; fizički i dinamički. Fizički se postavljaju na dno akceleratorne glave, a dinamički pomiče jedan od blokova kolimatora što rezultira nagibom.

Bolus je materijal koji je ekvivalent tkivu a postavlja se direktno na kožu bolesnika da bi upotpunio neravnine na koži i omogućio ravnu upadnu površinu za snop.

2.2.6. TERAPIJSKI STOL

Terapijski stol (Slika 12.) čine postolje i ravna pokretna ploča na koju se postavlja bolesnik. Ploča se može pomicati u tri smjera; s lijeva na desno, od gore prema dolje i može rotirati oko svoje osi. Pokretljivost omogućuje izvođenje više vrsta tehnika zračenja te što preciznije namještanje bolesnika. Ploča stola napravljena je od materijala koji minimalno atenuira (oslabljuje) zračenje (karbonska vlakna), a ne narušava kvalitetu snimaka. Pomicanje stola izvršava se uz pomoć optičkog sustava koji pokazuje izocentar, a to olakšava postavljanje bolesnika u najadekvatniji položaj na stolu.



Slika 12. : Terapijski stol medicinskog linearnog akceleratora

2.2.7. SUSTAV ZA NADZIRANJE I UPRAVLJANJE

Medicinski linearni akcelerator nalazi se u prostoriji čiji su zidovi obloženi materijalima koji ne propuštaju zračenje (u skladu s međunarodnim Zakonom za zaštitu od ionizirajućeg zračenja). Prostorija nadomak te rezervirana je za računala na kojima se vrši nadziranje i upravljanje akceleratorom. Ta je prostorija sigurna od zračenja i u njoj se nalazi osoblje prilikom rada akceleratora. Pomoću računalnih prate se parametri poput pozicije gantrija i kolimatora, veličine polja, pozicije terapijskog stola, položaja lamela, vrste zračenja, primjene doze, itd. Također, obje su prostorije opremljene audio-vizualnim nadzorom kako bi se očuvala komunikacija osoblja i bolesnika.

2.2.8. DODATNA OPREMA

Uz sve prethodno navedene dijelove linearnog akceleratora važno je napomenuti i dodatnu opremu koja omogućuje brz i efikasan rad ovog uređaja. Dodatnu opremu čini sustav za hlađenje koji održava stalnu temperaturu akceleratora (promjene u temperaturi uzrokuju promjene dimenzija valovoda) pomoću vodene pumpe koja odvodi toplinu iz sustava. Vakuumska pumpa u akceleratorskoj strukturi neprestano održava vakuum koji sprječava gubitak elektrona u sudarima s molekulama plina dok prolaze kroz valovod. Zavojnice za fokusiranje nalaze se oko valovoda i proizvode magnetsko polje takvo da su mu silnice usmjerene prema putanji elektrona duž valovoda čime se onemogućuje divergencija elektrona prilikom njihovog ubrzavanja. Zavojnice za zakretanje služe za održavanje elektrona u središtu valovoda budući da na elektrone može djelovati neko vanjsko magnetsko polje.

2.3. FIZIKALNE VELIČINE

2.3.1. Ekspozicija

Ekspozicija X ili ozračenost predstavlja djelovanje ionizacijskog zračenja na neku plohu. Ona se definira kao kvocijent apsolutne vrijednosti ukupnog naboja dQ iona s istim predznakom stvorenih u zraku kada se svi elektroni (pozitroni) oslobođeni od strane fotona potpuno zaustave u masi dm zraka.

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Ekspozicija predstavlja uobičajeno i korisno sredstvo kojim se karakterizira x i γ snop. Mjerna jedinica za ekspoziciju je kulon po kilogramu (C/kg) i rendgen (R); $1 \text{ C/kg} = 3867 \text{ R}$. Rendgen nije mjerna jedinica SI sustava.

2.3.2. KERMA

Kerma K (*eng. Kinetic Energy Released per unit Mass*) predstavlja kinetičku energiju oslobođenu po jedinici mase nekog tijela. Definira se kao suma početnih kinetičkih energija svih nabijenih ionizirajućih čestica dE_k prenesena putem nenabijenih čestica (fotona, neutrona), u jediničnu masu materije dm , isključujući prijelaz energije od jedne nabijene čestice na drugu.

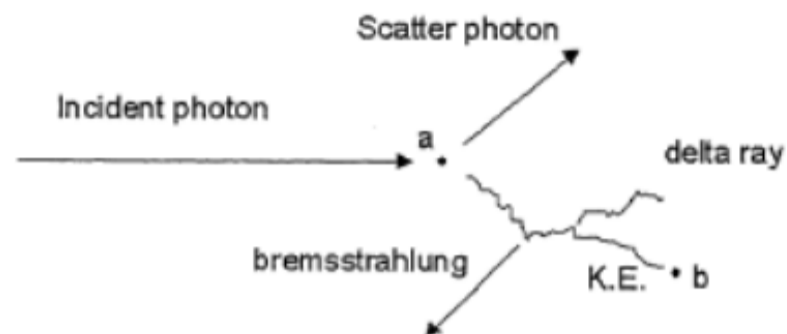
$$K = \frac{dE_k}{dm}$$

Daljnijim procesima, KERMA se može „potrošiti“ na dva načina (Slika 13.):

1. Coulombovim međudjelovanjem s elektronima atoma apsorbirajućeg materijala dolazi do lokalne disipacije energije u vidu ionizacije i pobuđenja duž ili u blizini traga elektrona. To su međudjelovanja nastala sudarima a nazivaju se kolizijske interakcije. Kolizijske interakcije stvaraju kolizijsku KERMA (*eng. Collision KERMA, K_{col}*).

2. Međudjelovanjima s poljem jezgre atoma apsorbensa pri kojim se emitiraju fotoni zbog zakočnog zračenja pri usporavanju elektrona. Ti fotoni odnose dio energije relativno daleko od traga nabijene čestice (elektrona). To su radijacijski gubici koji čine radijacijsku KERMA (*eng. Radiative KERMA, K_{rad}*). Pod radijacijskim gubicima podrazumijevamo konverziju kinetičke energije nabijenih čestica u energiju fotona, procesima zakočnog zračenja ili anihilacijom pozitrona nastalih u volumenu.

$$K = K_{col} + K_{rad}$$



Slika 13. : Shematski prikaz fotonskog snopa. U točki (a) energija se troši na fotoelektrični efekt, Comptonov efekt ili stvaranje parova. Ta se energija naziva KERMA u točki (a). Kinetička energija se prenosi dalje preko sekundarnih elektrona koji gube energiju zbog sudara do točke (b). Ne prijeđe sva energija sekundarnih elektrona put od točke (a) do točke (b). Dio energije troši se na zakočno zračenje i stvaranje X zraka.

Budući da je ekspozicija X ionizacijski ekvivalent kolizijskog dijela KERME K u zraku, KERMA se može povezati s ekspozicijom putem relacije:

$$X = \frac{K_{col}}{\left(\frac{W}{e}\right)_{air}}$$

gdje je K_{col} kolizijska KERMA, e elementarni naboj elektrona i \bar{W} srednja energija za formiranje ionskog para u zraku. Mjerna jedinica za KERMA je Joul po kilogramu (J/kg) ili grej (Gy). KERMA je važna fizikalna veličina koja se koristi za kalibraciju instrumenata za mjerenje fotonskih snopova

2.3.3. Apsorbirana doza

Apsorbirana doza D dozimetrijska je veličina koja opisuje povećanje unutrašnje energije u tijelu izloženom ionizacijskom zračenju. To je zapravo količina energije ionizirajućeg zračenja koju apsorbira tijelo na koje djeluje zračenje, po jedinici mase. Definiramo ju kao omjer predane srednje energije zračenjem $d\varepsilon$ i mase ozračene tvari dm u nekom promatranom volumenu V. Apsorbirana doza je energija po jedinici mase koja ostaje u materiji u nekoj točki te stvara efekte koji se prepisuju zračenju.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

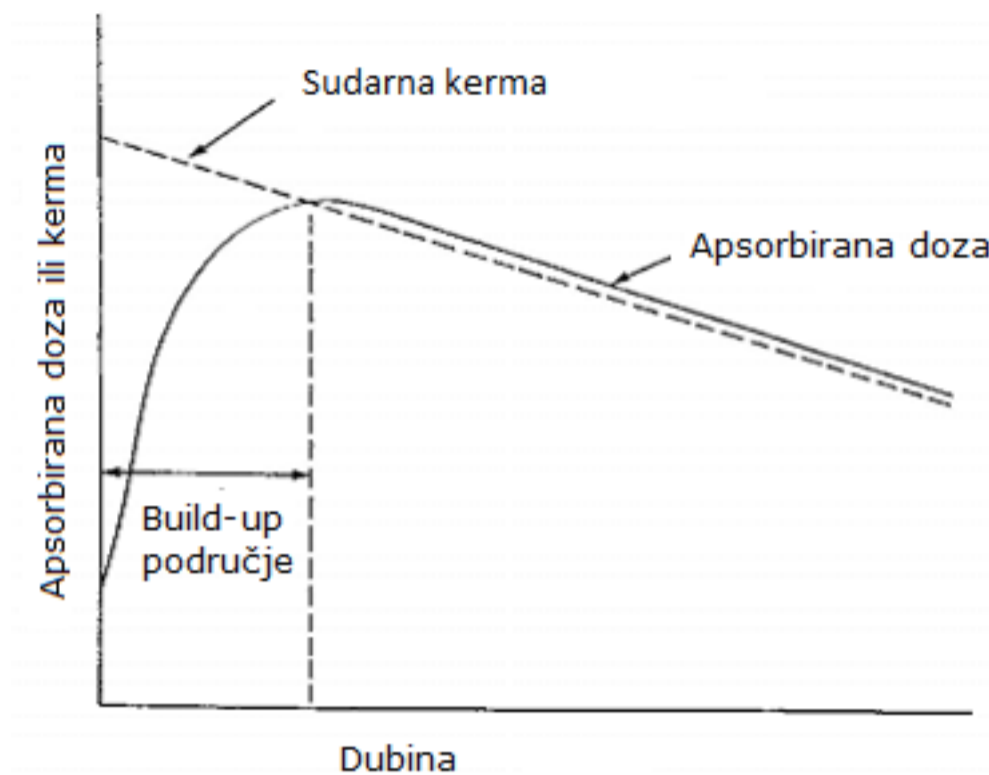
Srednja energija $d\varepsilon$ suma je svih energija koje uđu u promatrani volumen V, umanjena za sve energije koje izađu iz volumena.

Mjerna jedinica apsorbirane doze je grej (Gy). Apsorbirana doza je veličina koju medicinski fizičari moraju izmjeriti.

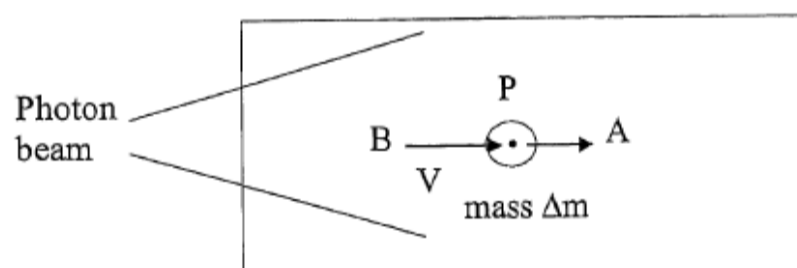
U uvjetima elektronske ravnoteže, apsorbirana se doza može izjednačiti sa kolizijskom KERMA. Elektronska ravnoteža u nekom volumenu V podrazumijeva da za svaki elektron koji izađe iz volumena V postoji elektron iste energije koji ulazi u taj volumen V. Za fotone energije do oko 3 MV, u materijalima s niskim atomskim brojem Z (kao što su ugljik, kisik, vodik, zrak), radijacijska KERMA iznosi manje od 1% ukupne KERME K pa se zanemaruje. Stoga vrijedi:

$$K = K_{col}$$

Odnos kolizijske KERME i apsorbirane doze prikazan je na slici 14. KERMA opada linearno s dubinom budući da se dubinom smanjuje i tok fotona. Apsorbirana doza raste od površine prema dubini jer se povećava broj izbačenih elektrona. Postiže maksimum u točki koja je približno jednaka dosegu većine izbačenih elektrona u materiji tj. točki gdje postoji elektronska ravnoteža (Slika 15.). Na većim dubinama opada linearno kao i KERMA. Područje gdje apsorbirana doza raste se zove područje porasta doze (*eng. Build-up region*). Nakon toga uspostavlja se elektronska ravnoteža te se sudarna KERMA i doza mogu izjednačiti.



Slika 14. : Apsorbirana doza i KERMA kao funkcija dubine za slučaj kada se radijacijska KERMA zanemaruje pa je ukupna KERMA jednaka kolizijskoj



Slika 15. : Shematski prikaz fotonskog snopa u volumenu V. Ako svaka čestica A nosi određenu energiju iz volumena V, i zamijenjena je s identičnom česticom B koja nosi jednaku energiju, tada postoji elektronska ravnoteža (CPE) u točki P.

2.3.4. Ekvivalentna doza

Ekvivalentna doza H je veličina koja opisuje biološki učinak ionizirajućeg zračenja u pojedinom tkivu. Opisuje se kao umnožak apsorbirane doze i modifikacijskog faktora. Ekvivalentna doza uvodi se zbog toga što apsorbirana doza ne izražava dovoljno točno težinu štetnih učinaka ionizacijskog zračenja u različitim uvjetima na organizam. Ekvivalentna doza definira se na način:

$$H_{T,R} = D_{T,R} \cdot W_R$$

gdje je $D_{T,R}$ apsorbirana doza zbog ionizirajućeg zračenja vrste R, usrednjena po tkivu ili organu T a W_R težinski koeficijent za pojedinu vrstu ionizirajućeg zračenja.

Kada se polje ionizirajućeg zračenja sastoji od više vrsta ionizirajućeg zračenja i energija kojima su pridijeljene odgovarajuće vrijednosti W_R , ukupna ekvivalentna doza H_T definira se po formuli:

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R}$$

Mjerna jedinica za ekvivalentnu dozu je sivert (Sv).

2.3.5. Efektivna ekvivalentna doza

Ova doza odnosi se na pojedina tkiva budući da svako tkivo ima svoju ekvivalentnu dozu. Srednja ekvivalentna doza H_T u tkivu T računa se prema formuli:

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T$$

gdje je W_T težinski faktor ili faktor rizika za pojedina tkiva. W_T predstavlja udio štetnosti stohastičkih učinaka koji se razvija u tkivu T. Zračenje uz odmah vidljive učinke izaziva i kasne tj. stohastičke učinke koji se mogu pojaviti i više godina nakon prestanka zračenja (karcinomi, leukemije, genetske promjene).

Ako se zrači cijelo tijelo onda je rizik štetnosti od stohastičkih učinaka maksimalan (100 %). U nastavku se navode faktori rizika za pojedine dijelove tijela prema publikaciji ICRP 26 iz 1977. godine⁵.

- cijelo tijelo: $W_T = 1$
- jajnik, testis: $W_T = 0,25$ (25%)
- koštana srž: $W_T = 0,12$ (12%)
- površina kostiju: $W_T = 0,03$ (3%)
- štitna žlijezda: $W_T = 0,03$ (3%)
- prsni koš: $W_T = 0,15$ (15%)
- pluća: $W_T = 0,12$ (12%)
- ostala tkiva: $W_T = 0,30$ (30%)

Ako cijelo tijelo bude eksponirano zračenju intenziteta 1 Sv, rizik od stohastičkog učinka će biti 1 (100 %). Ako je samo jedno tkivo primilo dozu od 1 Sv, na primjer pluća, rizik će od stohastičkog učinka biti jednak 0,12 Sv. Doza se dobije množenjem doze kontaminacije (1 Sv) s faktorom rizika za pluća (0,12). ICRP (eng. *International Commission for Radioactivity Protection*) daje preporuke za granice ekvivalentnih doza na godinu:

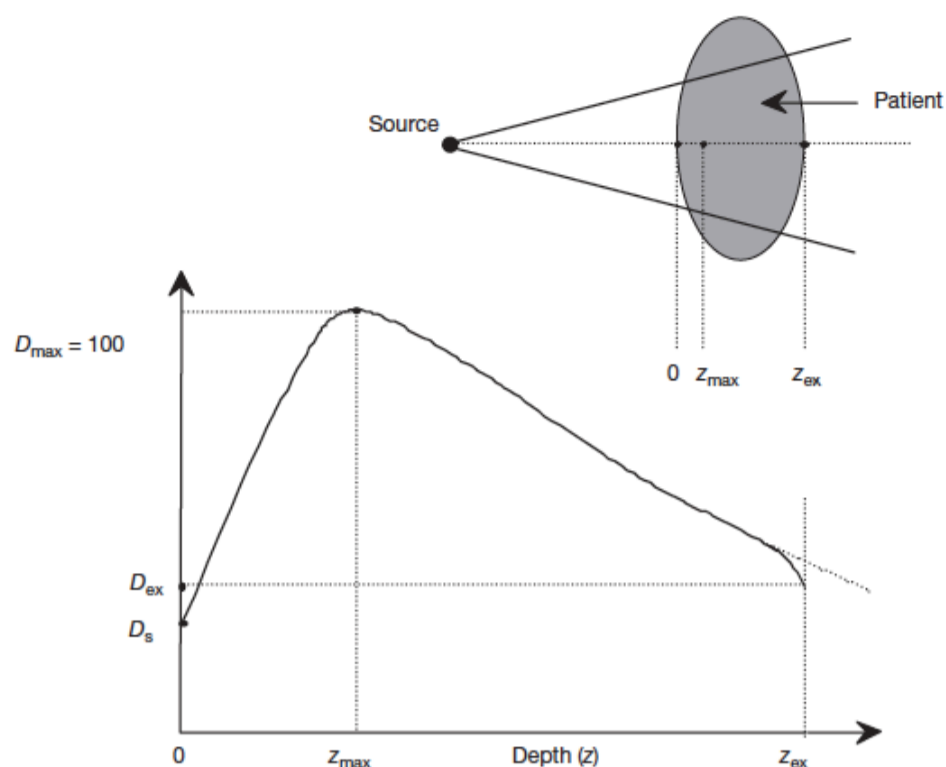
- profesionalno ozračenje: 20 mSv
- ozračenje pojedinca: 5 mSv
- ozračenje stanovništva: 1 mSv

2.3.6. Površinska doza

Doza koju bolesnik primi na površini svoje kože naziva se površinska doza D_s . Ta se doza ispod površine povećava budući da se snop čestica koje izlaze iz akceleratorne glave širi po zakonu recipročnog kvadrata⁶. Nakon što se povećava, doza doseže svoj maksimum na nekoj dubini u tijelu bolesnika (Slika 16.). Nakon toga, doza se eksponencijalno smanjuje na vrijednost izlazne doze (doze koja izlazi iz bolesnika). Za fotonske snopove visokih energija površinska doza je znatno niža od maksimalne doze i ovisi o energiji i veličini polja. Povećanjem energije snopa površinska doza je niža, a povećanjem polja se povećava. Budući da je površinska doza puno niža od maksimalne, koža bolesnika se pošteduje u liječenju duboko smještenih tumora. Mjerenje površinske doze vrši se pomoću planparalelnih ionizacijskih komorica za oba polariteta komorice gdje se prosječno očitavanje između pozitivnog i negativnog polariteta uzima kao vrijednost površinske doze.

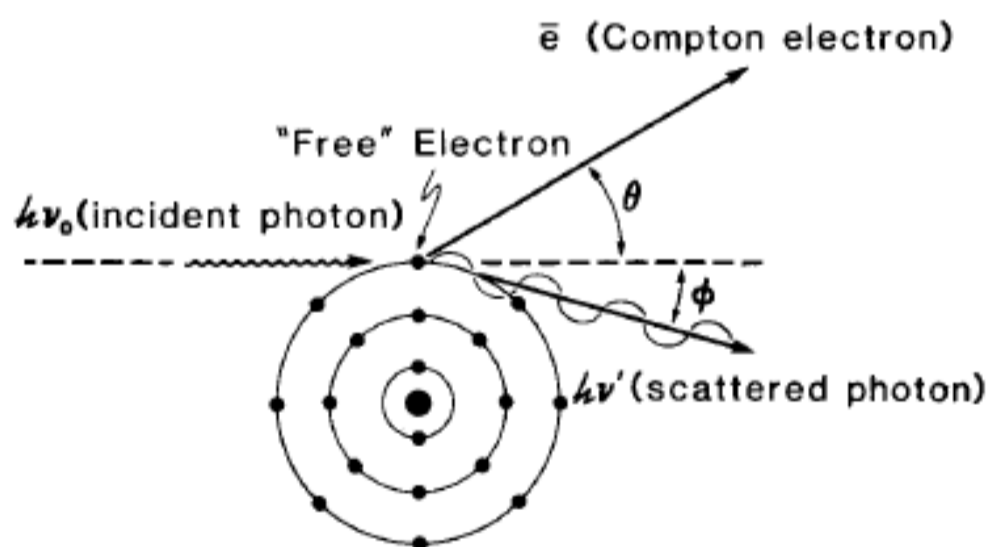
⁵ Pročitati cijelu publikaciju na linku: http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_1_3

⁶ Zakon recipročnog kvadrata: link: <http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/Chapter6.pdf>, 167-169. str



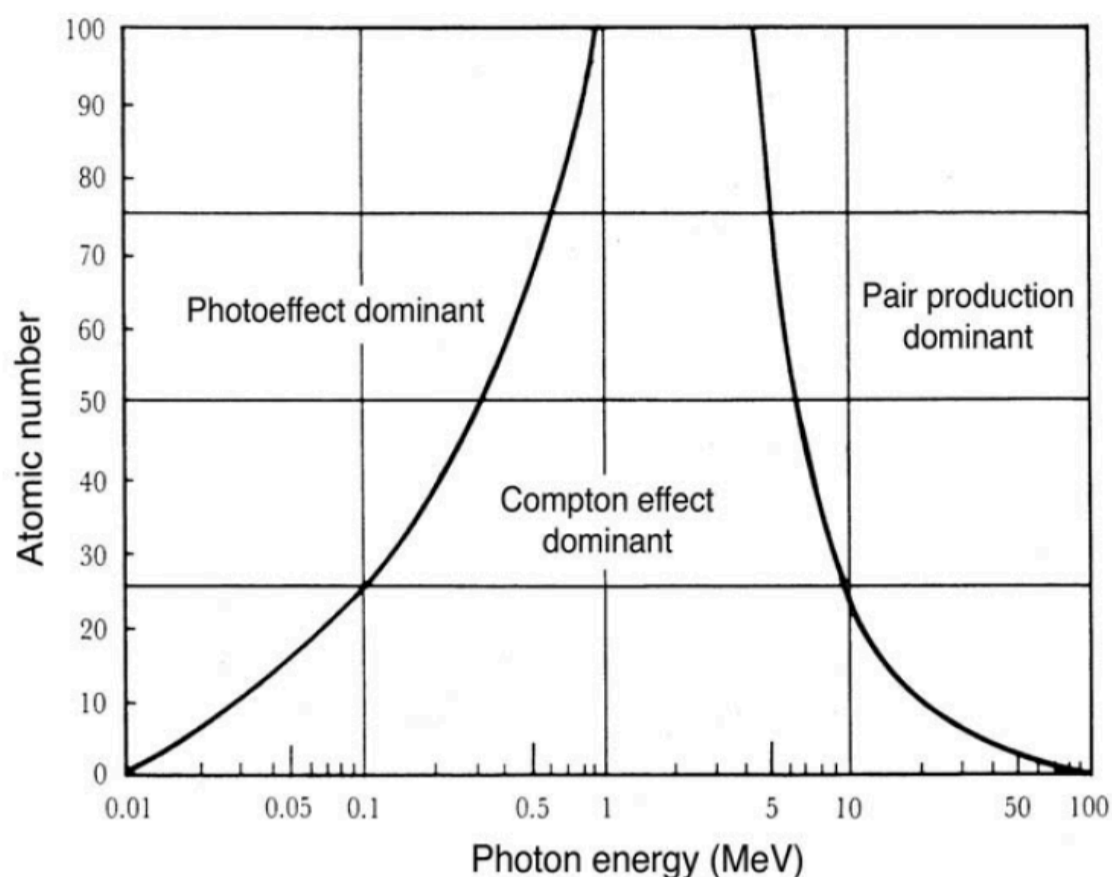
Slika 16. : Raspodjela postotne dubinske doze za megavoltni fotonski snop. D_s je površinska doza. D_{ex} je izlazna doza. D_{max} je maksimalna vrijednost doze u postotcima (100%) pa se prikazana krivulja ovisnosti doze o dubini naziva postotna dubinska doza (PDD). Područje između $z = 0$ i $z = z_{max}$ je područje porasta doze (eng. *Buildup Region*).

Na slici 16. područje između $z = 0$ i $z = z_{max}$, gdje je z dubina doze, naziva se buildup područje. To je područje rezultat relativno dugog dometa sekundarno nabijenih čestica čiji se snop atenuira i raspršuje unutar bolesnika fotonskim interakcijama (fotoelektrični efekt, Comptonov efekt i stvaranje parova) te predaje svoju kinetičku energiju tkivu bolesnika. Ovi efekti dodatno kompliciraju homogenost raspodjele doze. Foton će međudjelovati s tkivom na jedan od tri najvažnija načina interakcije, ovisno o energiji koju nosi i atomskom broju Z tkiva kroz koje prolazi. U radioterapiji, osnovni mehanizam međudjelovanja fotona s tkivom je Comptonov efekt. Comptonov efekt nastaje kada se foton sudari s atom, te mu izbije elektron iz zadnje orbitale. Izlazni foton ima manju energiju i giba se drugim smjerom (Slika 17.).



Slika 17. : Ilustracija Comptonovog efekta

Ljudsko tkivo sadrži najviše vodu, a efektivni atomski broj vode iznosi $Z = 7,42$. Broj elektrona po gramu iznosi $\rho_e = 3.34 \times 10^{23}$ elektrona/g, a gustoća $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$. Na slici 18. prikazane su regije na kojima prevladavaju mehanizmi međudjelovanja fotona različitih energija s tkivima različitih atomskih brojeva Z . Iz grafa se primjećuje da za niske fotonske energije prevladava fotoelektrični efekt, za srednje energije dominantan je Comptonov efekt, a za visoke energije prevladava stvaranje parova. Na primjer, za energiju fotona 100 keV, foton će međudjelovati s tkivom ($Z = 82$) većinom putem fotoelektričnog efekta dok za tkivo ($Z = 7,5$) putem Comptonovog efekta.



Slika 18. : Grafički prikaz regija mehanizama međudjelovanja fotona s različitim tkivima. Na x osi prikazane su energije fotona. Na y osi prikazani su atomski brojevi Z za različita tkiva.

U tablici 1. nalazi se prikaz osnovnih karakteristika fotoelektričnog efekta, Comptonovog efekta te stvaranja parova pri međudjelovanju zračenja s materijom.

Tablica 1. : Osnovne karakteristike fotoelektričnog efekta, Comptonovog efekta te stvaranja parova.

	Fotoelektrični učinak	Comptonovo raspršenje	Tvorba para
<i>Međudjelovanje fotona</i>	S cijelim atomom (vezani elektron)	Sa slobodnim elektronom	S EM poljem jezgre
<i>Vrsta fotonskog međudjelovanja</i>	Foton nestaje	Foton se rasprši	Foton nestaje
<i>Energijska ovisnost</i>	$\frac{1}{E_{\gamma}^3}$	Opada s porastom energije	Raste s porastom energije
<i>Donja granica energije za ostvarenje procesa</i>	-	-	$2m_0c^2$ (1.022 MeV)
<i>Značajno područje energija za vodu</i>	< 20 keV	20 keV - 10 MeV	> 10 MeV
<i>Oslobodena čestica</i>	Fotoelektron	Otklonjeni (Comptonov) foton	Elektron pozitron par
<i>Kasniji učinci</i>	Karakteristično X-zračenje, Augerov učinak	Karakteristično X-zračenje, Augerov učinak	Anihilacijsko zračenje
<i>Linearni koeficijent atenuacije</i>	τ	σ_c	κ
<i>Ovisnost masenog koeficijenta o Z</i>	$\frac{\tau}{\rho} \sim Z^3$	$\frac{\sigma}{\rho}$ ne ovisi o Z	$\frac{\kappa}{\rho} \sim Z$

2.3.7. Dubina maksimalne doze

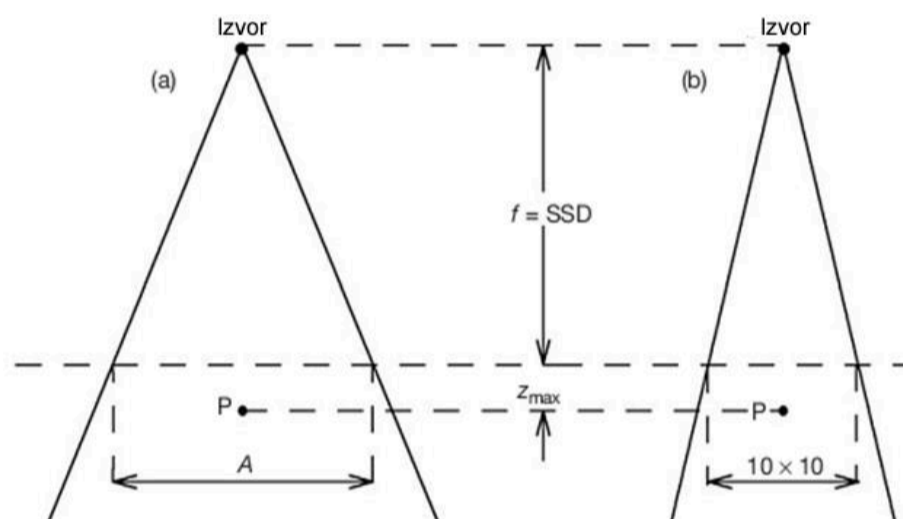
Dubina maksimalne doze z_{\max} ispod površine bolesnika ovisi o energiji snopa i veličini polja. Glavni faktor predstavlja energija snopa budući da se ovisnost o veličini polja često zanemaruje jer je njezin doprinos zanemariv (za najveće polje $40 \times 40 \text{ cm}^2$ iznosi do maksimalno $0,5 \text{ mm}$).

2.3.8. Faktor raspršenja kolimatora

Ekspozicija, apsorbirana doza i KERMA ovise o veličini polja koje se zrači te faktoru raspršenja kolimatora S_c (eng. *Collimator Scatter Factor*). Što je polje veće, izlazni se snop povećava zbog povećanog faktora raspršenja kolimatora koji se nadodao primarnom snopu. Faktor raspršenja kolimatora S_c je veličina koja se definira kao omjer doze u zraku za zadano polje $D'(A, hv)$ i doze referentnog polja $D'(10, hv)$ u točki na dubini maksimuma doze z_{\max} . Referentno polje veličine je $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na udaljenosti 100 cm od izvora.

$$S_c = \frac{D'(A, hv)}{D'(10, hv)}$$

U navedenom izrazu A označuje veličinu polja koje se ozračuje a izraz hv predstavlja fotonsku energiju doze u zraku. Faktor raspršenja kolimatora normaliziran je i ima vrijednost 1 za referentno polje veličine $10 \times 10 \text{ cm}^2$ za nominalnu udaljenost SSD (skraćenica od eng. *Source to Surface Distance*) koja iznosi 100 cm . SSD predstavlja udaljenost izvora od površine polja koju izvor ozračuje. S_c je veći od vrijednosti 1 za polja veća od referentnog, a manji od 1 za polja manja od referentnog. Na slici 19. prikazana je geometrijska postava za mjerenje faktora raspršenja kolimatora. S_c se mjeri u točki P pomoću ionizacijske komorice.



Slika 19. : Geometrijska postava za mjerenje faktora raspršenja kolimatora S_c

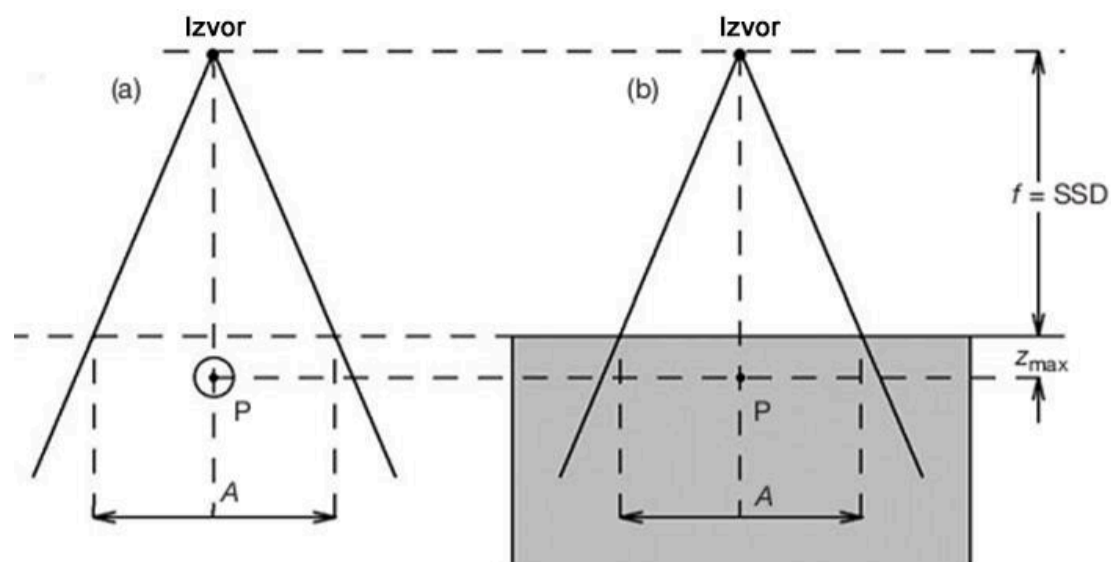
- a) Postav za zadano polje
- b) Postav za referentno polje $10 \times 10 \text{ cm}^2$

2.3.9. Faktor raspršenja u fantomu

Faktor raspršenja u fantomu PSF (eng. *Peak Scatter Factor*) veličina je za koju se doza zračenja, u promatranoj točki P u zraku, povećava raspršenim zračenjem u istoj točki P koja se nalazi u fantomu ili bolesniku (Slika 20.). Ovisi o veličini polja A i energiji snopa hv a računa se preko izraza:

$$PSF(A, hv) = \frac{D_p(z_{\max}, A, f, hv)}{D'_p(A, hv)}$$

Gdje $D'_p(A, hv)$ predstavlja dozu u maloj masi medija u točki P koja se nalazi na dubini $z = z_{\max}$.



Slika 20. : Geometrijski postav za mjerenje faktora raspršenja u fantomu.

- a) Postav za mjerenje doze D'_p . Ionizacijska komorica postavljena je na udaljenosti $f + z_{max}$ od izvora zračenja.
 b) Postav za mjerenje doze D_p .

Tipične vrijednosti faktora raspršenja u fantomu iznose oko vrijednosti 1 za mala polja. Faktor raspršenja kolimatora S_c može se izračunati kao omjer između faktora raspršenja u fantomu za polje veličine A i polje veličine $10 \times 10 \text{ cm}^2$:

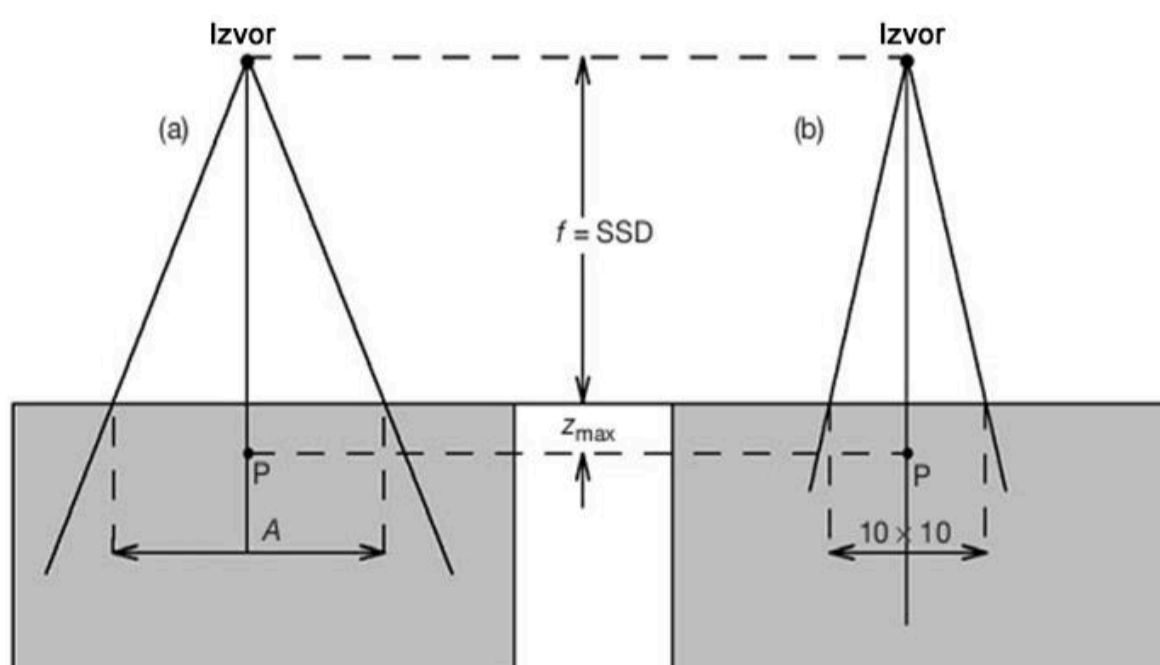
$$S_c = \frac{PSF(A, hv)}{PSF(10, hv)}$$

2.3.10. Relativni dozni faktor

Relativni dozni faktor RDF (*eng. Relative Dose Factor*) veličina je koja se definira kao omjer doze u točki P na dubini z_{max} u fantomu za polje veličine A i doze u istoj točki P u fantomu za polje $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Relativni dozni faktor opisuje kako se mijenja vrijednost doze sa promjenom veličine polja. Drugo ime za ovu veličinu je „totalni faktor raspršenja $S_{c,p}$ “, (*eng. Total Scatter Factor*). Računa se prema izrazu:

$$RDF(A, hv) = \frac{D_p(z_{max}, A, f, hv)}{D_p(z_{max}, 10, f, hv)}$$

Gdje je $D_p(z_{max}, A, f, hv)$ doza u točki P u fantomu za polje veličine A , a $D_p(z_{max}, 10, f, hv)$ doza u točki P za referentno polje. Na slici 21. prikazan je geometrijski postav za mjerenje relativnog doznog faktora.



Slika 21. : Geometrijski postav za mjerenje relativnog doznog faktora.

- a) Mjerenje doze u fantomu u točki P za polje veličine A .
 b) Mjerenje doze u fantomu u točki P za referentno polje.

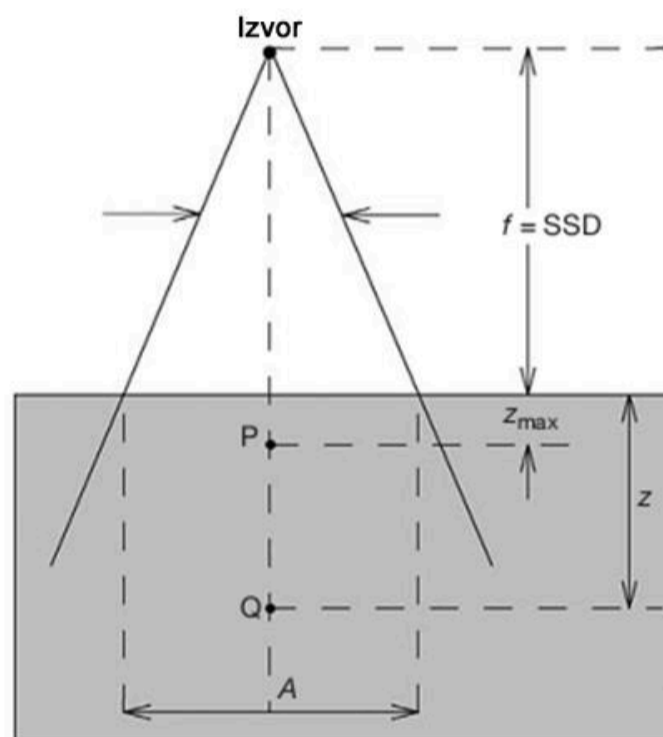
2.3.11. Postotna dubinska doza

Postotna dubinska doza PDD (*eng. Percentual Depth Dose*) veličina je koja se definira kao omjer doze na nekoj dubini u fantomu i doze na referentnoj dubini (najčešće z_{\max}). Postotna se dubinska doza iskazuje u postotcima i računa preko relacije:

$$PDD(z, A, f, hv) = 100 \cdot \frac{D_Q}{D_P} = 100 \cdot \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_P}$$

gdje je D_Q doza u točki Q na dubini z na centralnoj osi fantoma, \dot{D}_Q brzina doze u točki Q na dubini z na centralnoj osi fantoma, D_P doza u točki P na dubini z_{\max} na centralnoj osi fantoma i \dot{D}_P brzina doze u točki P na dubini z_{\max} na centralnoj osi fantoma.

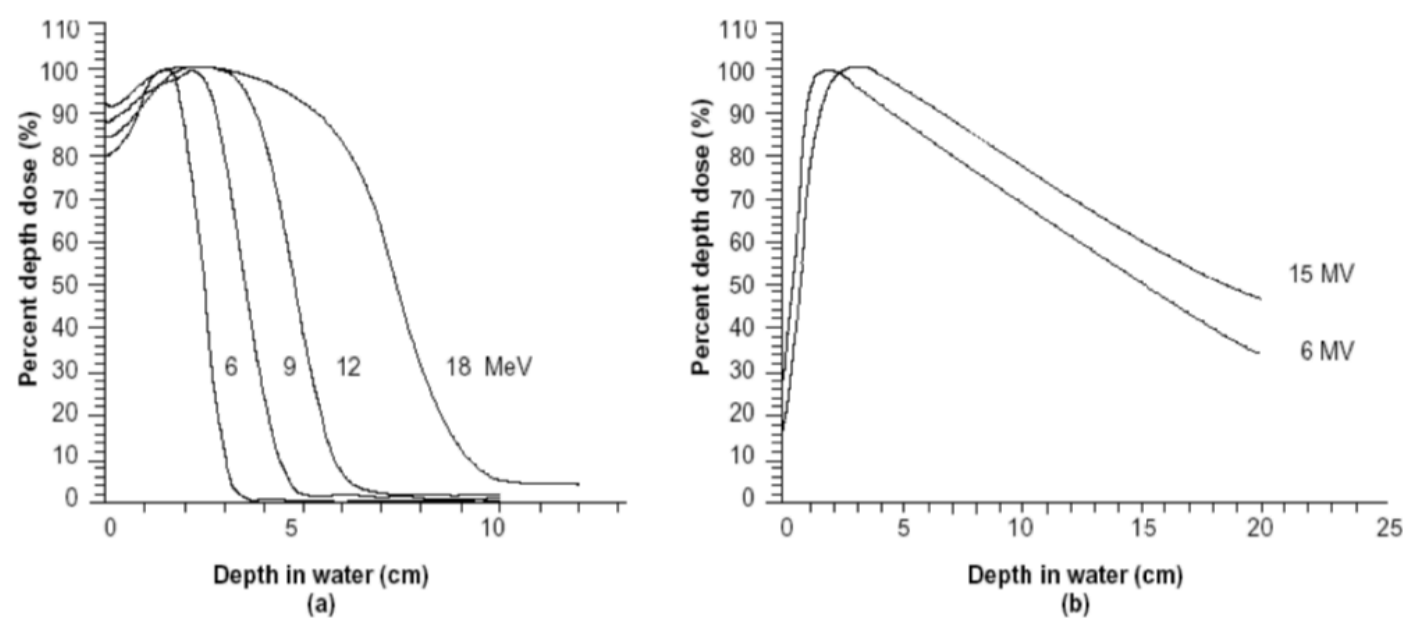
PDD ovisi o dubini u fantomu z , veličini polja A , udaljenosti od izvora do površine polja SSD i energiji fotonskog snopa hv . Vrijednosti PDD-a su u rasponu od 0 kada $z \rightarrow \infty$ do 100 kada je $z = z_{\max}$. Geometrijski postav mjerenja postotne dubinske doze prikazan je na slici 22. Točka Q proizvoljna je točka na centralnoj osi snopa a točka P je točka na dubini z_{\max} na centralnoj osi snopa.



Slika 22. : Geometrijski postav za mjerenje postotne dubinske doze

- Krivulje PDD-a za fotonske i elektronske snopove

Važno je napomenuti da se postotna dubinska doza razlikuje za fotonske i elektronske snopove. To se da zaključiti pogledom na sliku 23. Na slici su prikazana dva grafa koja opisuju raspodjelu postotne dubinske doze za fotonske i elektronske energije. Krivulje postotnih dubinskih doza za elektronske energije pokazuje visoku površinsku dozu (obzirom na megavoltne fotonske energije). Doza se povećava do maksimuma na određenoj dubini z_{\max} . Ispod granice z_{\max} doza naglo pada i zadržava svoju vrijednost na niskoj razini zbog pojave zakočnog zračenja koje uzrokuje bremsstrahlung rep (*eng. Bremsstrahlungtail*) na grafu. Zbog toga se elektronske zrake pri izlasku iz akceleratora mogu smatrati gotovo monoenergijskim. Elektronske su zrake prolazeći kroz akcelerator u interakciji s komoricama, kolimatorima i zrakom, te na taj način šire svoj energijski spektar te stvaraju zakočno zračenje, a time utječu na stvaranje repa zakočnog zračenja na grafu.



Slika 23. : Grafički prikaz raspodjele postotne dubinske doze u vodi za polje $10 \times 10 \text{ cm}^2$ i SSD 100 cm za
 a) elektronske energije jakosti 6, 9, 12 i 18 MeV
 b) fotonske energije vrijednosti energija 6 i 15 MV.

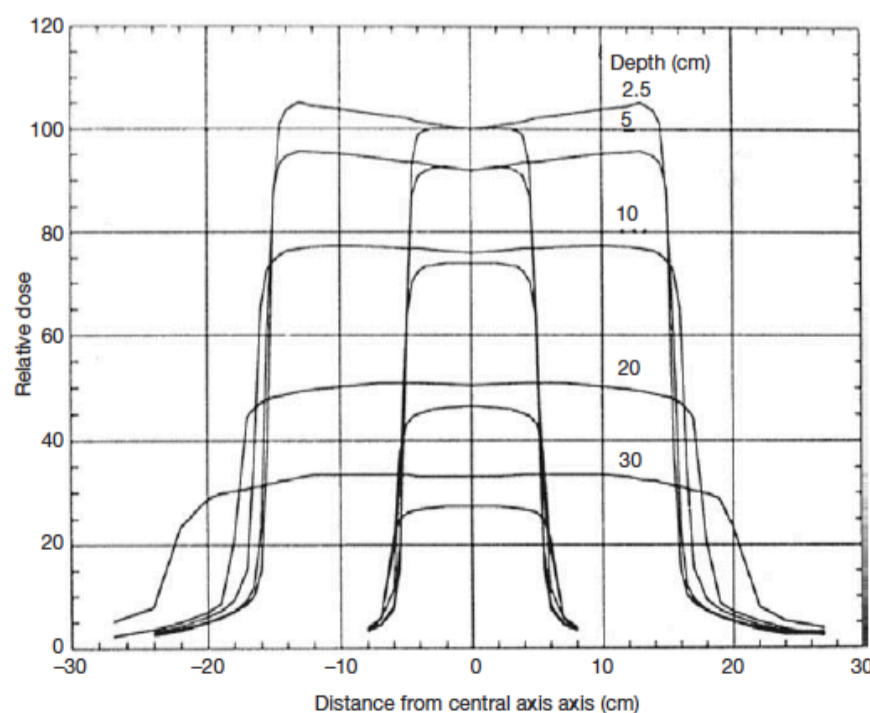
2.3.12. Izvanosni omjer i profil snopa

Izvanosni omjer OAR (*eng. Off-axis Ratio*) omjer je doze u točki udaljenoj od centralne osi na nekoj dubini i doze u točki na centralnoj osi snopa na istoj toj dubini. OAR se mjeri u ravnini okomitoj na os snopa. Relacija za računanje OAR-a glasi:

$$OAR(x, z, A) = \frac{D(x, z, A, f)}{D(z, A, f)}$$

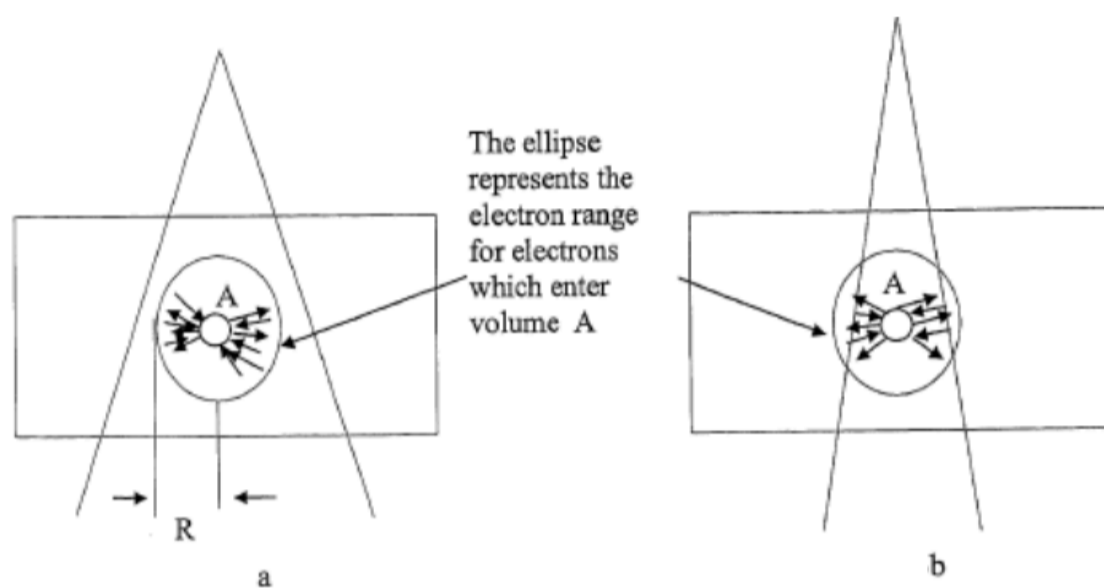
gdje $D(x, z, A, f)$ predstavlja dozu na dubini z , udaljenu za udaljenost x od centralne osi snopa, a $D(z, A, f)$ predstavlja dozu na dubini z , na centralnoj osi snopa.

Graf varijacije izvanosnog omjera OAR-a s obzirom na udaljenost od centralnog snopa naziva se profil snopa. Profil snopa mjeri se pomoću vodenog fantoma koji je kontroliran računalnim softverima. Naime, medicinski fizičari naredbama pomiču detektor u fantomu na različite dubine (po osi okomitoj na centralnu os polja), za različite dimenzije polja. Računalo pokreće linearni akcelerator i bilježi prikupljene informacije u obliku matrica. Ti se podaci daljnjim računalnim softverima mogu prikazati izodoznim krivuljama. Primjer profila za otvorena polja na nekoliko različitih dubina prikazan je na slici 24. :



Slika 24. : Graf izodoznih krivulja relativne doze tj. profili snopa za dva polja veličine $10 \times 10 \text{ cm}^2$ i $30 \times 30 \text{ cm}^2$ za različite dubine u vodi

Na grafu se vidi da profili postaju širi s povećanjem dubine. Udaljenost između dvije točke koje odgovaraju pedeset postotnom izvanosnom omjeru naziva se širina polja. Profili se sastoje od triju regija: centralne, penumbre (polusjene) i umbre (sjene). Centralna je regija područje koje počinje od centralne osi a završava unutar 1 do 1,5 cm od rubova geometrijskih polja snopova. Na centralnu regiju utječe energija elektrona koji udaraju u metu, atomski broj mete, atomski broj materijala od kojeg je napravljen filter za homogenost polja te njegov geometrijski oblik. U predjelu penumbre ili polusjene doza se brzo mijenja, ovisno o kolimatorima koji oblikuju polje i veličini izvora. Naime, za polja manja od $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ionizacijska komorica ne može dati pouzdane rezultate zbog pojave lateralne elektronske neravnoteže ili disekvilibrijuma (*eng. LED – Lateral Electron Disequilibrium*)⁷. Problem se može javiti i za polja veća od $5 \times 5 \text{ cm}^2$ za organe manjih gustoća tkiva kao što su na primjer pluća. Prilikom zračenja materijala malih gustoća visokoenergetskim fotonskim snopovima, lateralni snop elektrona može biti veći nego što je veličina polja (Slika 25.).



Slika 25. : Prikaz lateralne elektronske ravnoteže. Elipsa prikazuje lateralni elektronski snop koji ulazi u volumen A.

- a) Polje je veće od lateralnog elektronskog snopa
- b) Polje je manje od lateralnog elektronskog snopa

Iz slike 25. a) vidi se da je polje veće od lateralnog elektronskog snopa koji je na slici zaokružen elipsom. S pretpostavkom da u volumenu A postoji lateralna elektronska ravnoteža, smatra se da je broj elektrona koji ulaze u volumen jednak broju elektrona koji izlaze van.

Na slici 25. b) vidi se da je polje manje nego lateralni elektronski snop prikazan elipsom. Broj elektrona koji tada izlaze iz volumena A veći je od broja elektrona koji ulaze u volumen. Više je elektrona koji napuštaju volumen nego onih što ulaze zbog nedostatka elektrona koji su u volumenu (elipsi) ali su izvan polja zračenja. Zbog toga dolazi do lateralne elektronske neravnoteže. U tkivu poput pluća lateralni elektronski snop dulji je nego u ostalim organima pa stvara poteškoće prilikom mjerenja doze. Rezultati neće biti točni; doza će pasti puno brže nego što se očekuje za veća polja a vrijednost KERME za ionizacijsku komoricu nije valjana.

U području polusjene primjećujemo pad doze oko geometrijskih rubova nastavlja se u rep područja polusjene. Rep predstavlja malu komponentu doze koja je rezultat transmisije kroz kolimator (transmisijska polusjena), konačnih dimenzija izvora (geometrijska polusjena) i raspršenja između bolesnika (polusjena raspršenja). Ukupna polusjena se naziva fizička polusjena i suma je navedenih triju polusjena. Fizička polusjena ovisi o energiji snopa, veličini izvora, SSD-a, udaljenosti od izvora do kolimatora te dubine u fantomu. Za fotonske se snopove polusjena definira kao udaljenost između točaka koje odgovaraju na 20% i 80% vrijednosti doze na profilu snopa mjerenog na dubini od 10 cm.

Nadalje, treća regija koja karakterizira graf na slici 20. jest regija umbre ili sjene. Sjena je područje izvan polja zračenja, daleko od rubova polja. Doza je u ovome polju veoma mala i dolazi od zračenja transmitiranog kroz sam kolimator i glavu akceleratora.

⁷ Pročitati više na linku: <https://researchdirect.westernsydney.edu.au/islandora/object/uws%3A538>

2.3.13. Poravnatost i simetrija snopa

Poravnatost snopa F (eng. *Flatness*) veličina je koju medicinski fizičari računaju na način da prvo odrede maksimalnu i minimalnu vrijednost doze na profilu unutar 80% centralnog dijela širine snopa. To je zapravo ravnina presjeka snopa. Za izračun se koristi relacija:

$$F = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \cdot 100\%$$

Dobiveni rezultati koji variraju u rasponu od 3% smatraju se prihvatljivima pri mjerenju u vodenom fantomu na dubini 10 cm, uz $SDD = 100$ cm za najveće polje raspona 40×40 cm².

Profil snopa može se podijeliti na dvije jednake polovine što se naziva simetrijom snopa (eng. *Symetry*). Doze na polovinama trebaju biti jednake i ne smiju se razlikovati za više od 2% za bilo koje dvije ekvidistantne točke od centralne osi snopa. Simetrija se snopa mjeri najčešće na dubini maksimalne doze z_{max} . Izraz kojim se računa simetrija doze izgleda ovako:

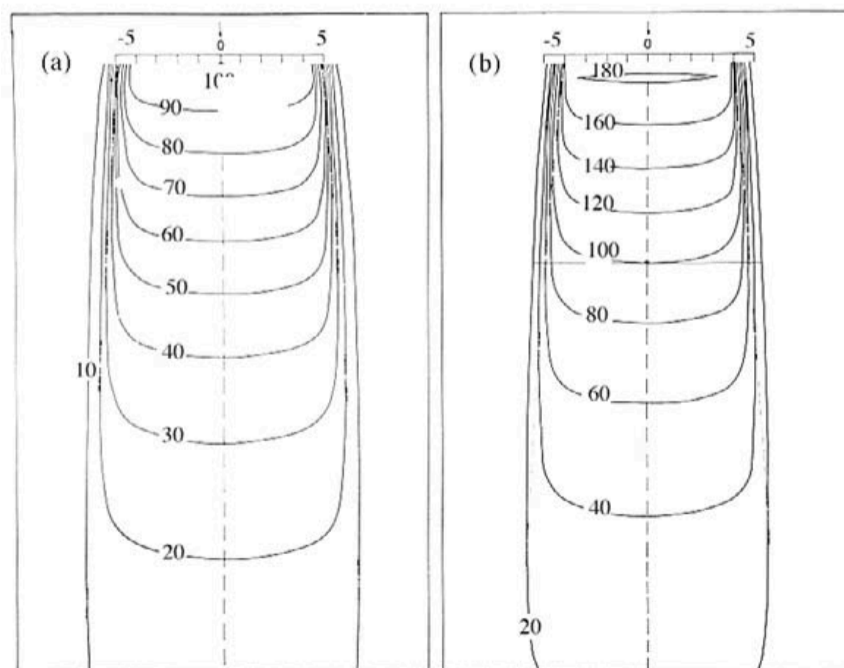
$$S = 100 \cdot \frac{area_{left} - area_{right}}{area_{left} + area_{right}}$$

Gdje $area_{left}$, odnosno $area_{right}$ predstavljaju područja s lijeva odnosno desna od centralne osi.

2.3.14. Izodozna raspodjela u vodenom fantomu

Fizikalne karakteristike snopova zračenja mjere su u vodenim fantomima. Dobivene vrijednosti za površinske i volumne promjene u dubinskoj dozi tada se prikazuju izodoznim krivuljama i površinama. Izodozne krivulje i površine spajaju točke s istim iznosom doze u nekom promatranom volumenu. Najčešće se crtaju u pravilnim intervalima apsorbirane doze i izražavaju se kao postotna doza u odnosu na referentnu točku. Na slici 26. prikazane su izodozne krivulje fotonskog snopa jačine 6 MV za polje 10×10 cm² i $SSD = 100$ cm. Na rubu snopa u području penumbre (polusjene) doza naglo opada, a udaljenosti od centralne osi snopa se povećava. Izvan geometrijskih rubova i polusjene doza se mijenja zbog rezultata triju doprinosa: raspršenja od polja zračenja, curenja zračenja kroz čeljusti kolimatora i glavu akceleratora, te raspršenja na kolimatoru.

Parametri koji utječu na raspodjelu doze su kvaliteta snopa, veličina izvora, veličinu polja, kolimaciju snopa, SSD i udaljenost izvoda i kolimatora. Izodozni graf za jedan snop sastoji se od skupa izodoznih krivulja predstavljenih u pravilnim intervalima PDD-a. Mjerenja koja su potrebna za izodozne grafove mjere se ionizacijskim komoricama, poluvodičkim detektorima, standardnim radiografskim i radiokromatskim filmovima. Osim direktnim mjerenjem, izodozni grafovi se mogu simulirati algoritmima u različitim softverima za planiranje radioterapije.



Slika 26. : Izodozne krivulje za ⁶⁰Co za:
a) $SSD = 80$ cm
b) $SSD = 100$ cm

2.4. DOZIMETRIJSKA OPREMA

Kako bi medicinski fizičari ostvarili mjerenja na linearnom akceleratoru, od nužne su koristi dozimetrijski sustavi i fantomi. Za provjeru dozimetrijskih veličina u KBCO-u koriste se dozimetrijski sustavi PTW (Njemačka) i IBA (Belgija) koje čine fantomi, elektrometar, ionizacijske komorice, pomoćna oprema i računalni programi. Znanstvenike zanima koliku apsorbiranu dozu ozračenjem bolesnik primi. Budući da se ta doza rijetko mjeri direktno, mjerenja se vrše u fantomima sa dozimetrijskim svojstvima što sličnijim ljudskome tkivu. Za visikoenergetske snopove zračenja kakve koristimo u radioterapiji, osnovni mehanizam međudjelovanja fotona s tkivom je Comptonov efekt.

2.4.1. Fantom

Fantom je materijal koji apsorbira i raspršuje fotone na isti način kao i ljudsko tkivo. Ljudsko tijelo sadrži u glavnini vodu pa je potrebno da materijali od kojih su načinjeni fantomi imaju dozimetrijske vrijednosti što sličnije vodi. Za vodu vrijedi: efektivni atomski broj $Z_{\text{eff}} = 7,42$, broj elektrona po gramu $\rho_e = 3,34 \cdot 10^{23}$ elektrona/g i gustoća $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$. Za mjerenje postotnih dubinskih doza i profila koriste se računalno kontrolirani vodeni fantomi. Oni imaju mogućnost pozicioniranja detektora unutar velikog vodenog spremnika sa preciznošću od 0,1 mm i manje.

Fantomi također trebaju biti dovoljno veliki da bi se moglo izmjeriti raspršno zračenje. Na slici 27. prikazan je vodeni fantom Blue Phantom 2 (IBA) koji se koristio za dozimetrijska mjerenja u ovome radu. Fantom je izrađen od akrila a dimenzije su mu 675 x 645 x 560 mm³. Debljina stjenki iznosi 15 mm i na njima su označene oznake za lasere u svrhu boljeg pozicioniranja fantoma. Područje mjerenja ovoga fantoma u okviru je dimenzija 480 x 480 x 410 mm³, a u njega stane oko 200 litara vode. To je dovoljno za provjeru svih polja, sve do maksimalnog polja 40 x 40 cm².

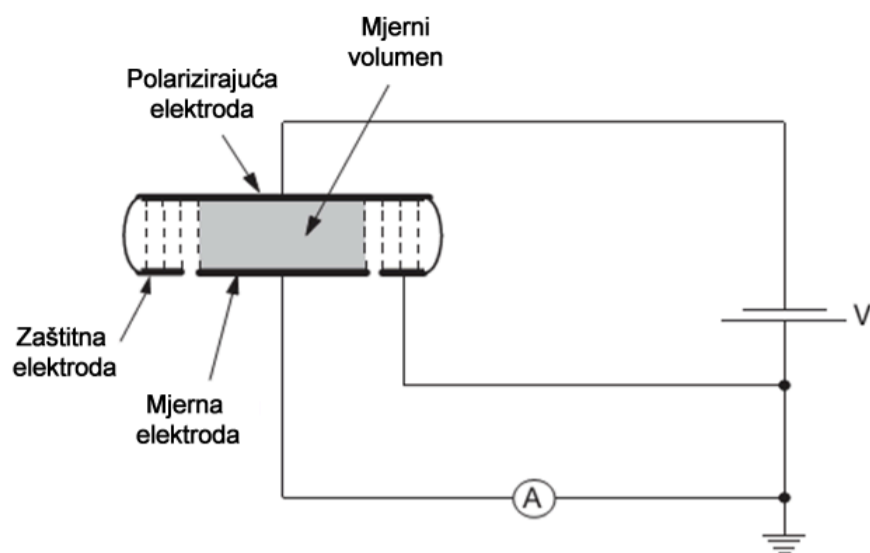


Slika 27: Fotografija vodenog fantoma Blue Phantom² (IBA)

2.4.2. Ionizacijske komorice

Ionizacijske komorice kalibriraju izlazni snop. Ionizacijska je komorica najzastupljeniji tip detektora jer joj cijena nije previsoka u odnosu na druge detektore a može direktno mjeriti dozu. Komorice se proizvode u različitim veličinama i oblicima. Postoje ionizacijske komorice većeg i manjeg volumena, planparalelne i diode. Ionizacijske se komorice sastoje od tri elektrode koje definiraju mjerni volumen komorice najčešće ispunjen zrakom. Prva elektroda je polarizirajuća elektroda spojena direktno na napajanje. Druga je mjerna elektroda uzemljena preko elektrometra kako bi mjerila naboj ili struju nastalu zračenjem u mjernom volumenu komorice. Treća elektroda je zaštitna elektroda koja je direktno uzemljena i čija je uloga određivanje mjernog volumena komorice te sprječavanje mjerenja struja koje procure iz komorice. Na slici 28. nalazi se shematski prikaz dozimetrijskog sustava sa ionizacijskom komoricom.

Razlikujemo dvije vrste ionizacijskih komorica. To su cilindrične i planparalelne. Cilindrične komorice koristimo pri mjerenju apsolutne i relativne doze. Za mjerenje relativne doze preferiraju se cilindrične komorice s manjim mjernim volumenom jer omogućavaju bolju prostornu rezoluciju mjerenja. Planparalelne komorice koriste se u situacijama gdje postoji strmi dozni gradijent u smjeru snopa, kao što je npr. mjerenje u *build-up* području megavoltnih snopova elektrona.

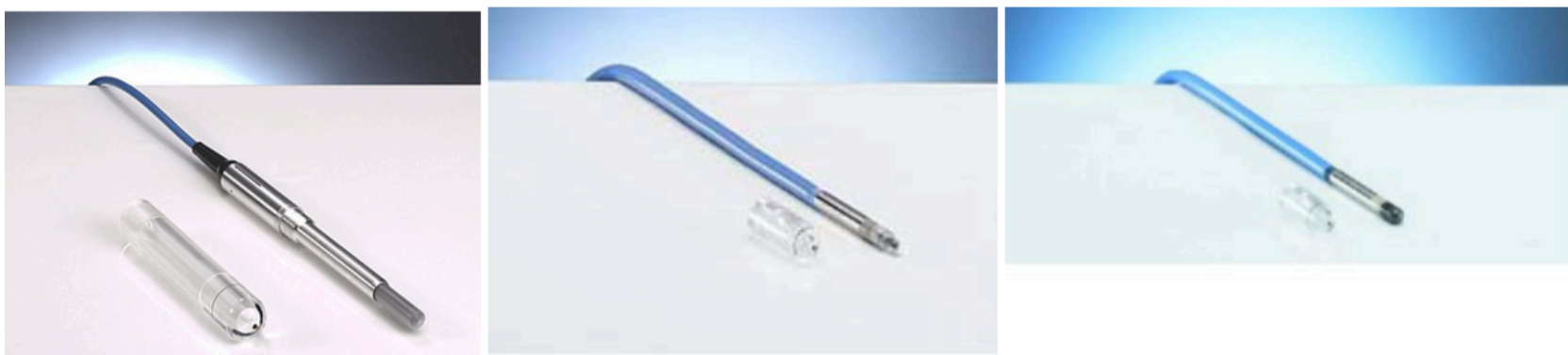


Slika 28. : Shematski prikaz dozimetrijskog sustava s ionizacijskom komoricom

U mjerenjima potrebnim za izradu ovog rada koristit će se sljedeće ionizacijske komorice:

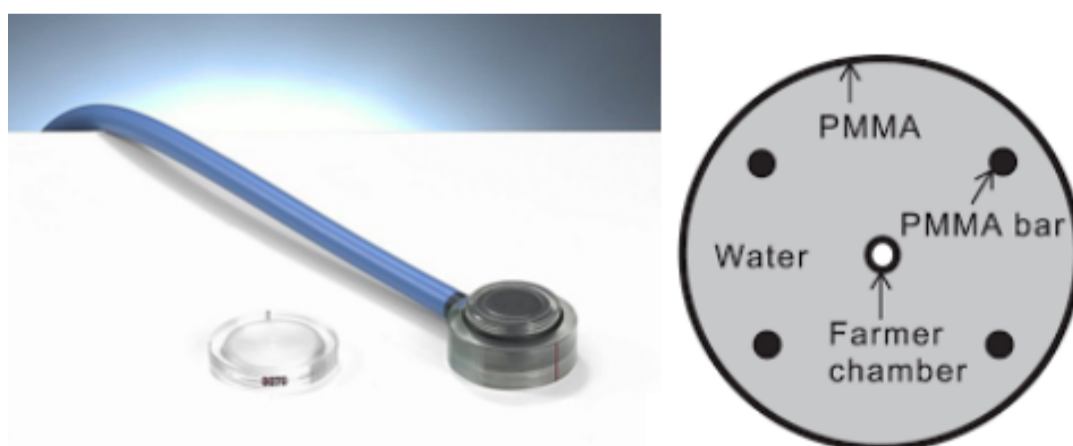
- a) cilindrične komorice: Farmer (PWT ili IBA) volumena $0,6 \text{ cm}^3$, Pin Point Type 31016 (PTW) volumena $0,016 \text{ cm}^3$ za mala polja i dvije Semiflex Type 31013 (PTW) volumena 0.125 cm^3
- b) planparalelna komorica volumena 0.02 cm^3 Advanced Marcus (PTW) za elektrone

Izlazni se snop fotona kalibrira Farmerovom (PWT ili IBA) ionizacijskom komoricom volumena $0,6 \text{ cm}^3$ ili Pin Point Type 31016 (PTW) komoricom volumena $0,016 \text{ cm}^3$ za mala polja, prema standardnoj proceduri⁸. Ova komorica predstavlja klinički standard za apsolutnu dozimetriju snopova koji se koriste u radioterapiji. Važno je naglasiti da se prije korištenja komorice tipa Farmer, komorice stave na 10 minuta u uređaj s izvorom stroncija Sr90 da bi se provjerio rad komorice. Navedene komorice prikazane su na slici 29.



Slika 29. : Ionizacijske komorice; Farmer (PWT) s lijeva, Pin Point Type 31016 (PWT) u sredini, te Semiflex Type 31013 (PWT) s desna

Za mjerenje elektronskog snopa koriste se planparalelne komorice tipa Advanced Marcus (PTW) i Farmer $0,6 \text{ cm}^3$ grafitna u pleksiglasu (eng. *Poly Methil Methacrylat*, PMMA) prikazane na slici 30. Obrada podataka vrši se na računalnom programu Mephysto mc^2 (PTW). Zidovi i središnja elektroda komore izgrađeni su od grafita. Komorica je uz pomoć kabla priključena na dozimetar (elektrometar) a njezin radni napon je 400 V.



Slika 30. : Advanced Marcus (PTW) komorica s lijeva, te presjek komorice Farmer grafitne u pleksiglasu (PMMA) s desna

⁸ Standardna procedura nalaže rad prema IAEA TRS 298 i TRS 483 protokolima. Pročitati više na linku: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1455_web.pdf

Da bismo mogli izračunati relativnu dozimetriju koja se mjeri kvartalno i godišnje potrebne su dvije komorice Semiflex Type 31013 (PTW) volumena $0,125 \text{ cm}^3$ (Slika 24.). Jedna komorica služi kao referentna a druga se kreće u fantomu i istovremeno mjeri dozu. Relativnom se dozimetrijom provjeravaju postotne dubinske doze (PDD) i profili polja za svaku energiju snopa u referentnim uvjetima. Iz grafova PDD-a očitavaju se ionizacije na dubinama 10 cm i 20 cm a pomoću njih se računa indeks kvalitete Q_i za svaku fotonsku energiju. Iz profila polja moguće je izračunati veličine ozračenih polja, simetriju i ravninu presjeka te polusjenu.

2.4.3. Elektrometar

Kao dozimetar koriste se elektrometri UNIDOS E (PWT) koji se koristi za mjerenje apsolutne dozimetrije, te elektrometar Tandem (PTW) koji se koristi za mjerenje relativne dozimetrije (Slika 31.). Sustav komorice i elektrometra koristi se za apsolutnu dozimetriju snopova radioterapijskih uređaja kada se mjeri apsorbirana doza. Na linearnom akceleratoru potrebno je kalibrirati monitorske jedinice (MU) u prikladnu mjernu jedinicu Gy. To se čini na način da se definira referentni snop i dubina tako da se u određenoj točki za 1 MU postigne doza od 1 cGy. Za potrebe ovoga diplomskoga rada, za referentnu vrijednost uzeli smo polje veličine $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na dubini maksimuma 1,6 cm za energiju fotonskog snopa X6 MV i 2,4 cm za energiju X10 MV. Prilikom umjeravanja udaljenost SSD iznosi 100 cm. U svrhu izbjegavanja kontaminacije elektrona koji se stvaraju u glavi aparata i smetaju fotonski snop, mjerenja se vrše u vodenom fantomu na dubini 10 cm, te se naknadno preračunava kolika je to doza na dubini maksimuma. Referentni elektronski snopovi dobivaju se elektronskim tubusom veličine $15 \times 15 \text{ cm}^2$ na udaljenosti 100 cm od izvora. Točka u kojoj se postiže 1 cGy pri 1 MU točka je na osi snopa na dubini maksimuma.



Slika 31. : Elektrometar TANDEM (PTW) s lijeva, te elektrometar UNIDOS E (PWT) s desna

Uz komorice, fantom i elektrometar dodatnu opremu predstavljaju još i barometar i termometar. Vrijednosti s barometra i termometra svakodnevno se očitavaju i unose u računalni program.

3. METODE

Dozimetrijska oprema spojena je kablovima na računala koja su u kontrolnoj sobi. U računalnim se programima mjerni podaci prikupljaju i analiziraju. Računalni program koji koristi Varian linearni akcelerator naziva se Eclipse.

3.1. ALGORITAM AAA

Eclipse softver analizira podatke koristeći dva algoritma. Prvi nosi naziv AAA (Analytical Anisotropic Algorithm), a drugi AcurosXB. AAA algoritam daje brze i točne rezultate doze za fotonske snopove čak i u regijama kompleksnih (heterogenih) tkiva. Njegov rad temelji se na novom, 3D PB (Pencil Beam) konvolucijskom - superpozicijskom algoritmu, koji zasebno modelira primarne i raspršene fotone, te elektrone raspršene uređajima za ograničavanje snopa u puno kraćem vremenu nego prije. Ovaj je algoritam razvijen u svrhu povećanja preciznosti izračuna doze, posebno u heterogenom sredstvu za razliku od prethodnog SPB (Single Pencil Beam) algoritma. Heterogenost tkiva raščlanjena je pomoću 3D PB algoritma sa 13 bočnih fotonskih zraka. Konačna raspodjela doze dobivena je superpozicijom doza iz fotonskih i elektronskih konvolucija. Detaljnije, ukupna raspodjela doze računa se kao superpozicija deponiranih doza iz primarnog i sekundarnog fotonskog izvora, te doze od elektronske kontaminacije.

Izvršavanje AAA algoritma sastoji se od dvije komponente: konfiguracijskog algoritma te algoritma izračuna stvarne doze. Konfiguracijski algoritam koristi se za određivanje temeljnih fizikalnih parametara koji se koriste za karakterizaciju fluence i spektra akceleratora, te opisivanje fundamentalnih svojstava raspršenja u vodenom fantomu.

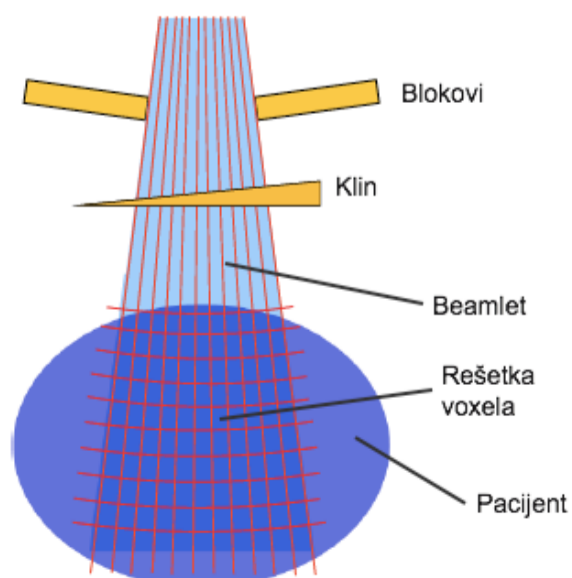
Algoritam za izračun stvarne doze izveden je iz jednostavnih mjerenja dubinske doze i profila u vodenom fantomu. Budući da je eksperimentalno određivanje svih parametara praktički nemoguće, AAA model predizračuna sve parametre koristeći Monte Carlo simulacije, koje prilagodi (*eng. fitting*) stvarnim izmjerenim kliničkim podacima za linearni akcelerator. Ovakav pristup omogućava brzo i precizno određivanje svih važnih osnovnih parametara potrebnih za izračun doze. Nakon što je dovršeno prilagođavanje (*eng. fitting*), svi se podaci spremaju za kasnije računanje stvarne doze u bolesnicima.

3.1.1. Izračun doze

Doza se dobiva iz odvojenih konvolucijskih modela za primarne fotone, raspršene sekundarne fotone i kontaminirane elektrone raspršene iz glave akceleratora. Primarni fotoni modeliraju se uporabom Monte Carlo simulacija. Sekundarni raspršeni fotoni nastali su na filteru za homogenost polja, primarnom kolimatoru i čeljustima kolimatora. Sekundarni je izvor bliže izocentru od primarnog izvora pa zbog toga proizvodi širi snop s obzirom na primarni izvor. Elektroni raspršeni iz glave akceleratora nastali su zbog Comptonovog raspršenja u glavi akceleratora (ionizacijskoj komorici, blokovima, modifikatoru snopa, filteru za homogenost polja) i zraku.

Snop se zračenja dijeli na male elemente snopa (*eng. Beamlets, β*) na koje se odnosi pojedini model konvolucije. Volumen se bolesnika tada, duž tih malih elemenata snopa - beamleta, dijeli u matricu trodimenzionalnih kalkulacijskih voxela čije su dimenzije određene veličinom odabrane kalkulacijske rešetke. (Slika 32.) Rešetka ima divergentan oblik takav da je koordinatni sistem voxela poravnat s pravcem širenja snopa. Svaki kalkulacijski voxel povezan je sa srednjom elektronskom gustoćom ρ dobivenom iz CT snimka bolesnika preko kalibracijske krivulje.

Kao što je prethodno navedeno, doza se dobiva iz pojedinog modela konvolucije za primarne fotone, raspršene fotone i kontaminirane elektrone. Modeli konvolucija računaju se za svaki mali element snopa – beamlet koji zajedno čine snop zračenja. Konačna raspodjela doze tada je jednaka superpoziciji pojedinog doprinosa deponirane energije svakog beamleta.



Slika 32. : Shematski prikaz beamleta i kalkulacijske rešetke voxela

3.1.2. Izračun doze za fotone (od primarnog i sekundarnog izvora)

Atenuacija fotonskog snopa modelira se funkcijom gustoće deponirane energije (eng. *Energy Deposition Density Function*), $I_{\beta}(z,\rho)$ gdje je z koordinata dubine, a ρ srednja elektronska gustoća. Raspršenje fotona modelirano je funkcijom kernela raspršenja (eng. *Scatter Kernel*), $K_{\beta}(x,y,z)$. Kernel definira lateralno raspršenje doze. Obje funkcije definiraju se zasebno za svaki beamlet β . Doza od primarnog i sekundarnog izvora fotona računa se na isti način. Raspodjela doze promatranog beamleta β za izvora fotona u homogenom prostoru računa se prema izrazu:

$$D_{\beta,ph}(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z}) = \Phi_{\beta} \times I_{\beta}(z,\rho) \times \iint_{(u,v) \in Area(\beta)} K_{\beta}(u-x,v-y,z;\rho) du dv$$

gdje je Φ_{β} fotonska fluenca za koju se uzima da je jednaka po cijelom presjeku beamleta β .

3.1.3. Izračun doze za elektrone nastale Comptonovim raspršenjem

Primarni fotonski snop kontaminiran je elektronima koji većinom nastaju u filteru za homogenost polja (flattening filter), ionizacijskim komoricama, čeljustima kolimatora i u zraku. Korištenjem modifikatora⁹ snopa apsorbira se većina elektrona iz otvorenog snopa ali modifikator tada postaje sekundarni izvor kontaminiranih elektrona. Raspodjela doze promatranog beamleta β za izvor elektrona dana je sljedećim izrazom:

$$D_{cont,\beta}(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z}) = \Phi_{cont,\beta} \times I_{cont,\beta}(z,\rho) \times \iint_{(u,v) \in Area(\beta)} K_{cont,\beta}(u-x,v-y,z;\rho) du dv$$

3.1.4. Superpozicija

Konačna doza $D(X,Y,Z)$ u promatranoj točki u pacijentu određuje se superpozicijom zasebnih doprinosa doza primarnih i sekundarnih fotona $D_{ph,\beta}(X,Y,Z)$, te kontaminacijskih elektrona $D_{cont,\beta}(X,Y,Z)$ svih pojedinačnih beamleta.

$$D(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z}) = \sum_{\beta} (D_{ph1,\beta}(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z}) + D_{ph2,\beta}(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z}) + D_{cont,\beta}(\tilde{X},\tilde{Y},\tilde{Z}))$$

U osnovi, većina konvolucija koje se pojavljuju u superpoziciji mogu se prikazati analitički. To je zbog toga što funkcija kernela raspršenja ima oblik Gaussove krivulje, i zato što se fotonska i elektronska fluenca, kao i gustoća deponirane energije, mogu tretirati kao jednake kroz svaki beamlet, bez nastajanja značajne pogreške u konačnoj raspodjeli doze.

Budući da doza predstavlja apsorbiranu energiju zračenja, može se reći da je ukupna apsorbirana doza tj. energija jednaka superpoziciji rezultata konvolucija, to jest jednaka je superpoziciji zasebnih doprinosa energija od svih izvora. Prethodnu rečenicu opisujemo formulom:

$$E(\tilde{x},\tilde{y},\tilde{z}) = \sum_{\beta} (E_{ph1,\beta}(\tilde{x},\tilde{y},\tilde{z}) + E_{ph2,\beta}(\tilde{x},\tilde{y},\tilde{z}) + E_{cont,\beta}(\tilde{x},\tilde{y},\tilde{z}))$$

gdje je izraz osjenčan zelenom bojom doprinos energija od primarnih fotona. Sivi izraz predstavlja energiju sekundarnih raspršenih fotona, a crveni izraz predstavlja energiju nastalu kontaminiranim elektronima.

⁹ Modifikatori snopa su filtri za homogenost polja, asimetrični kolimatori, multi - leaf kolimatori te dinamički klinovi.

Da bi se apsorbirana energija pretvorila u apsorbiranu dozu, koristi se izraz:

$$D(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = cE(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) \frac{\rho_{water}}{\rho(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})}$$

gdje c predstavlja veličinu konverzije iz J/m^3 u Gy.

3.1.5. Izračun monitorskih jedinica

Monitorske jedinice (*eng. Monitor Unit – MU*) predstavljaju mjeru za *output* linearnog akceleratora. Izračun monitorskih jedinica zasniva se na mjerenjima *output* faktora za različite veličine polja pri referentnoj geometriji i kalibracijskim izračunima za referentnu veličinu polja. Iz tablice izmjerenih *output* faktora konfiguracijski softver određuje koliki je efekt povratnog raspršenja kolimatora na monitorsku ionizacijsku komoricu prema izrazu:

$$CBSF(X,Y) = \frac{OF_{ref}}{OF(X,Y)} \cdot \frac{D'(X,Y)}{D'_{ref}}$$

gdje je $CBSF(X,Y)$ – faktor povratnog raspršenja kolimatora za otvoreno polje veličine (X,Y) , OF_{ref} – vrijednost output faktora za referentnu veličinu polja ($OF_{ref}=1$), $OF(X,Y)$ – vrijednost output faktora za veličinu polja (X,Y) , $D'(X,Y)$ – doza u referentnoj točki izračunata algoritmom AAA za veličinu polja (X,Y) i referentnu geometriju kada se zanemari efekt povratnog raspršenja na kolimatoru, te D'_{ref} – doza u referentnoj točki izračunata algoritmom AAA za referentnu veličinu polja i referentnu geometriju kada se zanemari efekt povratnog raspršenja na kolimatoru.

AAA prvo računa normaliziranu vrijednost za monitorsku jedinicu na način da jedna monitorska jedinica predstavlja jedan Gray. Algoritam AAA za otvoreno polje, polje sa fizičkim klinom, dinamičkim klinom i kompenzatorom računa monitorske jedinice u točki normalizacije preko izraza:

$$MU_{norm} = CBSF(X,Y) \cdot \left(\frac{D_{ref}}{D_{norm}(X,Y)} \right) \cdot \frac{MU_{calib}}{D_{calib}} \cdot \frac{1}{WCF(X,Y)}$$

gdje je MU_{calib} – definirana vrijednost referentne doze u monitorskim jedinicama na dubini kalibracije, D_{calib} – definirana vrijednost referentne doze u Gy na dubini kalibracije, D_{ref} - doza na referentnoj dubini pri referentnim uvjetima izračunata algoritmom AAA, $D_{norm}(X,Y)$ - doza na referentnoj dubini pri referentnim uvjetima izračunata algoritmom AAA, $WCF(X,Y)$ – korekcijski faktor klina za polje (X,Y) sa fizičkim klinom.

Izračun referentne doze $R_{ef-dose}$ sličan je izračunu monitorskih jedinica. Računa se prema izrazu:

$$R_{ef-dose} = \frac{D_{dmax}}{D_{norm}}$$

gdje je D_{dmax} doza izračunata na dubini d_{max} .

3.2. PRIPREMNA MJERENJA

Sva pripremna mjerenja u skladu su sa propisima navedenim na stranicama Državnog zavoda za radiološku i nuklearnu sigurnost (DZRNS). U ovome istraživanju koristio se *Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s izvorima ionizirajućeg zračenja* iz Narodnih novina, izdanje NN 53/2018.

Prema navedenom Pravilniku medicinski su fizičari dužni izmjeriti točno određene stavke propisane Zakonom. Budući da Varian Clinac iX zrači i elektronskim i fotonskim snopovima, potrebno je napraviti dva seta zasebnih mjerenja:

- Za fotonske snopove, za svaku energiju (X6, X6 FFF, X10 MV) obvezno je izmjeriti profile za sve veličine polja, na pet različitih dubina, dijagonalne profile za najveće polje, te postotnu dubinsku dozu za sve veličine polja. Iz podataka za profile polja vidni su i rezultati kvalitete snopa Q_i , poravnatosti, simetrije te polusjene. Iz podataka postotne dubinske doze vidni su podaci dubine maksimuma R_{100} .
- Za elektronske snopove, za svaku energiju (6, 9, 12, 15 MeV) nužno je izmjeriti postotne dubinske doze sa i bez aplikatora, te profile za sve veličine polja. Iz mjerenih podataka daju se iščitati podaci za dubine na kojoj je doza 80% i 50%, te simetrija snopa, poravnatost i polusjena.

Mjerenja se rade za otvoreno polje. U nastavku u tablici 2. prikazani su parametri i mjerne postavke za računalni program Eclipse i njegove računске algoritme AAA i Acuros XB.

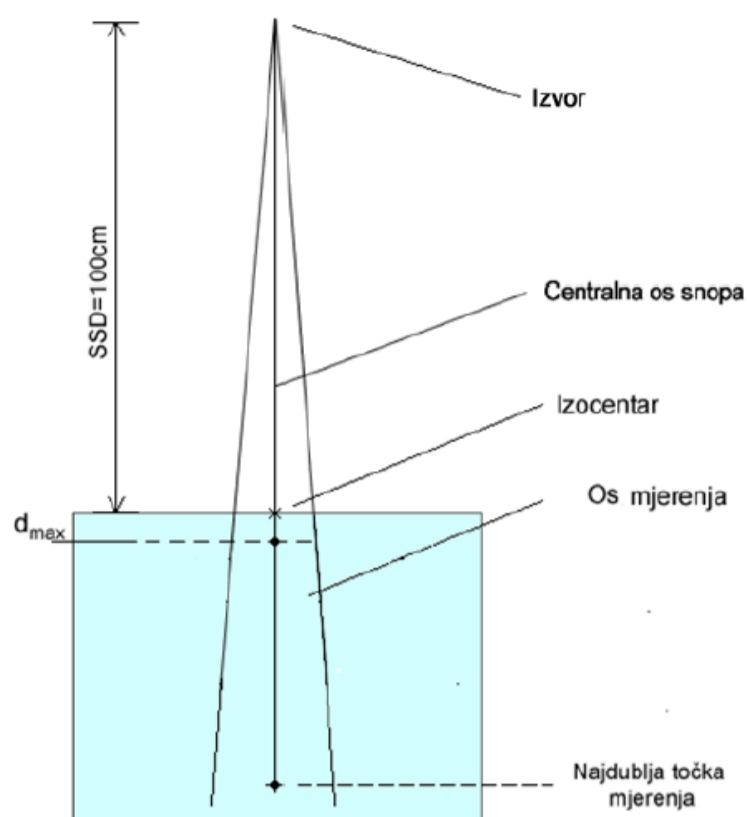
Tablica 2. : Zadani podaci za mjerenje parametara otvorenog polja

PARAMETAR	DUBINA MJERENJA	VELIČINA POLJA / cm^2
DUBINSKA DOZA	CENTRALNA OS SNOPA	2x2, 3x3, 4x4, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15 20x20, 30x30, 40x40
PROFIL SNOPA	d_{\max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm	2x2, 3x3, 4x4, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 30x30, 40x40
DIJAGONALNI PROFIL SNOPA	d_{\max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm	40x40
OUTPUT FAKTORI	$> d_{\max}(5-10 \text{ cm})$	Navedeno u tablici 3. u rezultatima mjerenja

- Također, potrebno je izmjeriti i output faktore. Za njihovo mjerenje važno je naglasiti da se za svaku energiju odabere pripadajuća dubina na kojoj se mjeri, kao što se navodi u tablici 3. koja se nalazi pod poglavljem 4. *Rezultati*.

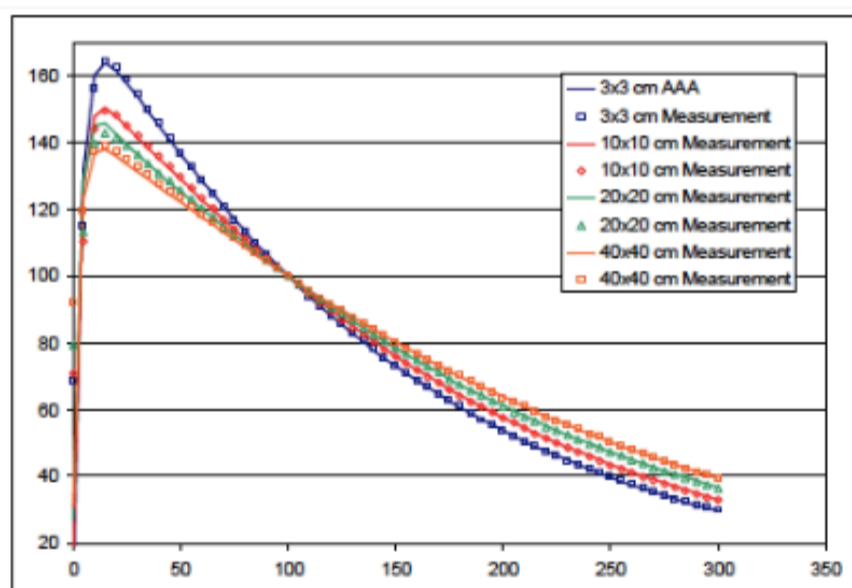
3.2.1. Mjerenje postotne dubinske doze

Postotna dubinska doza elektronskih snopova mjeri se u vodenom fantomu s planparalelnom ionizacijskom komoricom budući da njezina geometrijska svojstva omogućavaju preciznije mjerenje u buildup području s obzirom na cilindričnu komoricu. Za mjerenje fotonskih snopova koriste se cilindrične ionizacijske komorice. Mi smo koristili Marcus Advanced (PTW) planparalelnu ionizacijsku komoricu volumena $0,02\text{cm}^3$. Za polje veličine $2 \times 2 \text{ cm}^2$ do $15 \times 15 \text{ cm}^2$ korištena je cilindrična ionizacijska komorica Semiflex Type 31013 (PTW) volumena $0,125\text{cm}^3$ i Razor 001 (IBA) zbog malog volumena komorice. Za veća polja koristili smo Farmer (PTW) $0,6 \text{ cm}^3$. Geometrijske postavke za mjerenje postotne dubinske doze prikazane su slikom 33 .

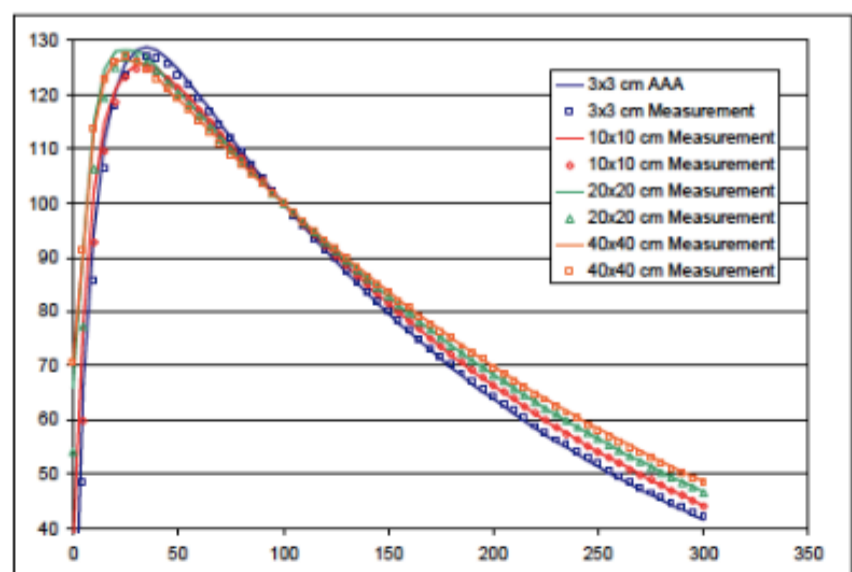


Slika 33. : Geometrijske postavke za mjerenje postotne dubinske doze

PDD se mjeri prema centralnoj osi snopa (CAX) za zadane veličine polja. Najniža točka mjerenja mora biti na istoj dubini kao što je i dubina najdubljeg izmjerenog profila. Udaljenost snopa zračenja od fantoma (SPD) treba biti između 70 i 140 cm. Nakon što se izmjere PDD za sva potrebna polja i energije, podaci se unose u konfiguracijski računalni program za planiranje radioterapije (Slika 34.).



a)



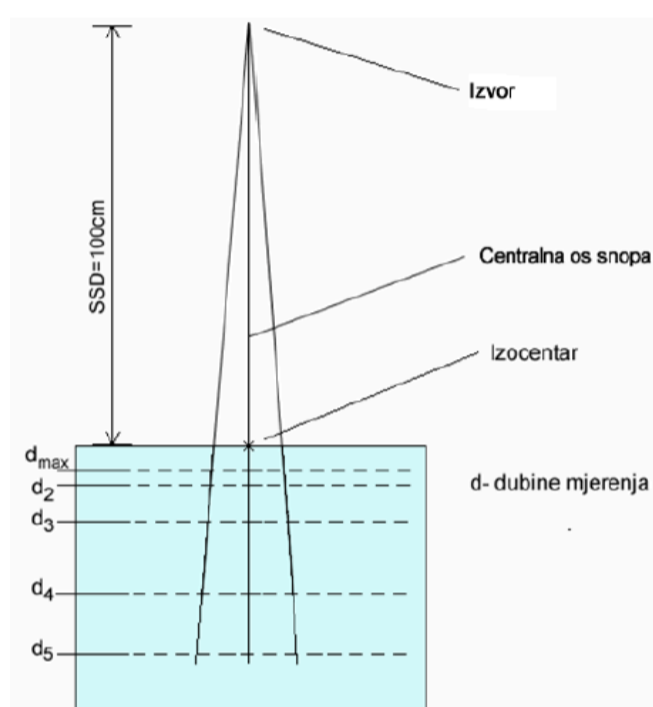
b)

Slika 34. : a) PDD za snop jakosti 6 MV, za različite veličine polja
b) PDD za snop jakosti 18 MV, za različite veličine polja

3.2.2. Mjerenje profila snopa

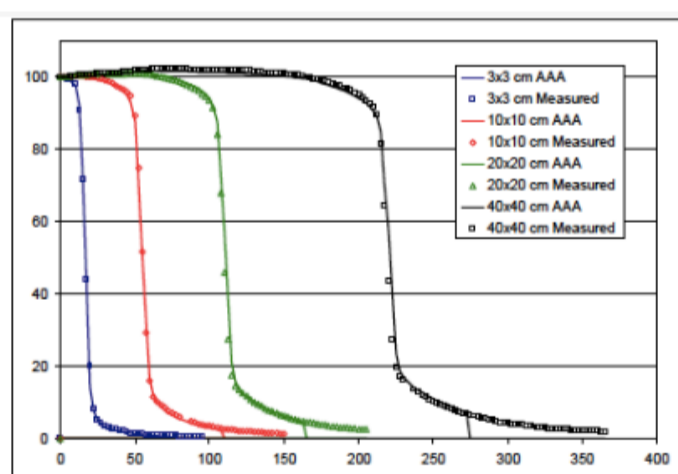
Profili snopa mjere se u vodenom fantomu na pet određenih dubina (d_{max} , 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm). Za mjerenje se koristi cilindrična ionizacijska komorica Semiflex Type 31013 (PTW) volumena 0,125 cm³. Za polje veličine 2 x 2 cm² koristila se komorica Pin Point Type 31016 (PTW), volumena 0,016 cm³ zbog bolje prostorne rezolucije. Geometrijske postavke za mjerenje profila snopa prikazane su slikom 35. Profili snopa mjere se duž x osi u dva smjera – inline i crossline. Inline smjer predstavlja smjer koji se pruža prema glavi aparata. Crossline smjer okomit je na inline smjer. Tijekom mjerenja trebaju se odabrati takve mjerne postavke da izmjereni profil snopa bude dovoljno velik u području sjene (minimalno 5 cm od 50% vrijednosti doze na profilu snopa).

Kod mjerenja dijagonalnog profila snopa otvorenog polja koristi se isti postupak, s time da se kolimator zakreće za 45° dok položaj fantoma i os mjerenja ostaje nepromijenjena. Ako fantom nije dovoljno velik, mjeri se samo poluprofil iz kojeg se naknadno u dozimetrijskom softveru dobiva potpuni dijagonalni profil snopa.

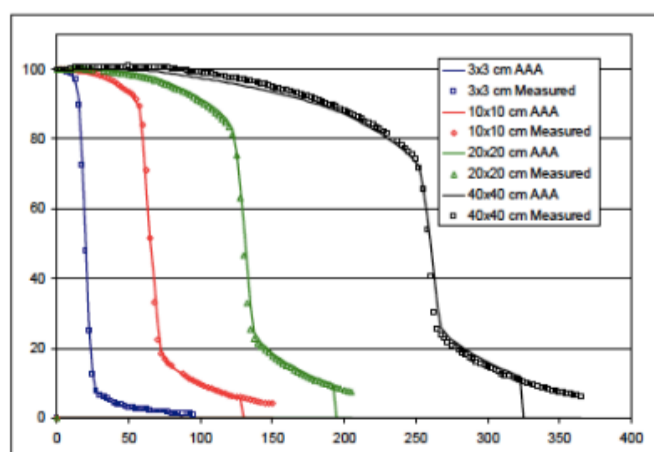


Slika 35. : Geometrijske postavke za mjerenje profila snopa

Izgled profila snopa za otvoreno polje u softveru izgledaju kao na slici 36.



a)



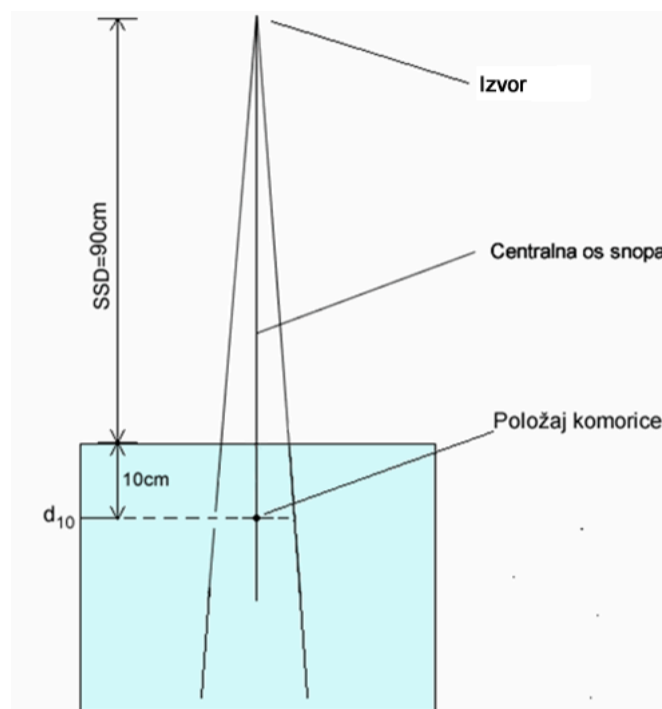
b)

Slika 36. : a) Profili snopa za različita polja na dubini 10 cm, za snop jakosti 6 MV

b) Profili snopa za različita polja na dubini 30 cm, za snop jakosti 6 MV

3.2.3. Mjerenje output faktora

Mjerenja output faktora vrši se u točki na centralnoj osi snopa, na dubini jednakoj 10 cm. Za mjerenje ovih veličina koristi se cilindrična ionizacijska komorica Semiflex Type 31013 (PTW) volumena 0.125cm³. Izračunate vrijednosti output faktora i faktora klina za sve veličine polja unose se u tablicu. Geometrijske postavke za mjerenje prikazane su slikom 37.



Slika 37. : Geometrijske postavke za mjerenje output faktora i faktora klina

3.2.4. Mjerenje apsolutne doze

Apsolutna doza računa se pomoću slijedećeg izraza:

$$D_w = N_{D,w} \cdot k_Q \cdot k_{T,P} \cdot k_{pol} \cdot k_s$$

gdje su:

$N_{D,w}$ - kalibracijski faktor komorice. Ima jedinicu Gy/C

k_Q - faktor kvalitete snopa, ovisi o energetsom spektru X zraka

$k_{T,P}$ - korekcijski faktor za tlak i temperaturu. Prilikom kalibracije komorica, napon u komorici ovisi o temperaturi zraka i tlaku. Komorica je kalibrirana pri standardnim uvjetima (temperaturi od $T_0 = 20^\circ\text{C}$ i tlaku od $P_0 = 101,325 \text{ kPa}$). Budući da se $k_{T,P}$ mijenja ovisno o uvjetima, računa se po formuli:

$$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P}$$

k_{pol} – faktor polarizacije, isključuje „lažnu dozu“ koju bi mogla očitati komorica uzrokovanu elektronima koji nisu nastali unutar komorice. Računa se po formuli:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

Gdje je M_+ pozitivni napon elektrode a M_- negativni napon elektrode. M je napon koji se koristi u mjerenju.

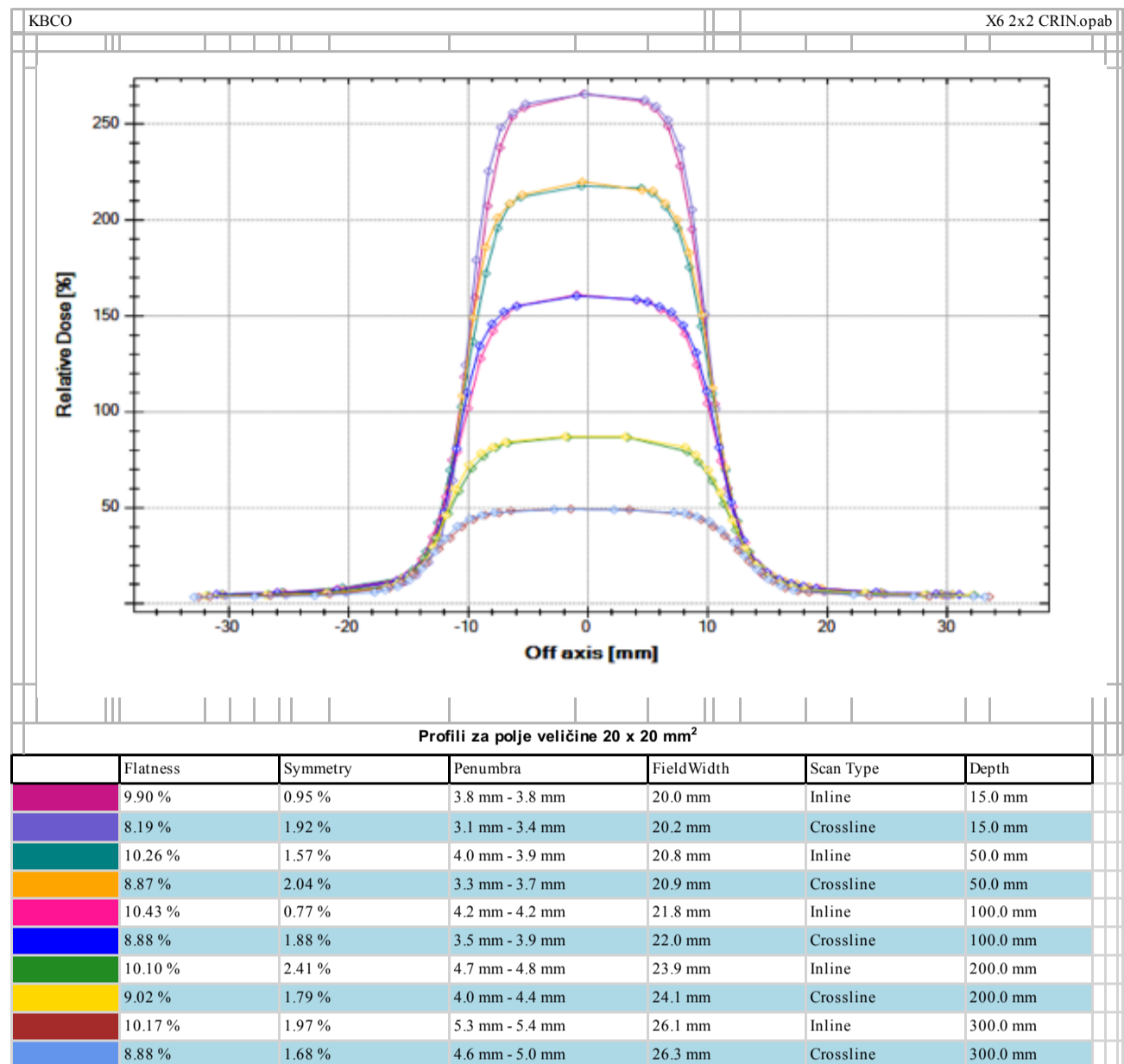
k_s – faktor rekombinacije. Nastaje zbog toga što se elektron koji je nastao ionizacijom ne stigne detektirati u komorici jer se vrati jednom od pozitivnih kationa u zraku ionizacijske komorice. Računa se pomoću jednadžbe:

$$k_{sat}(V_N) = 1 + \frac{\frac{M_N}{V_N} - 1}{\frac{M_L}{V_L} - 1}$$

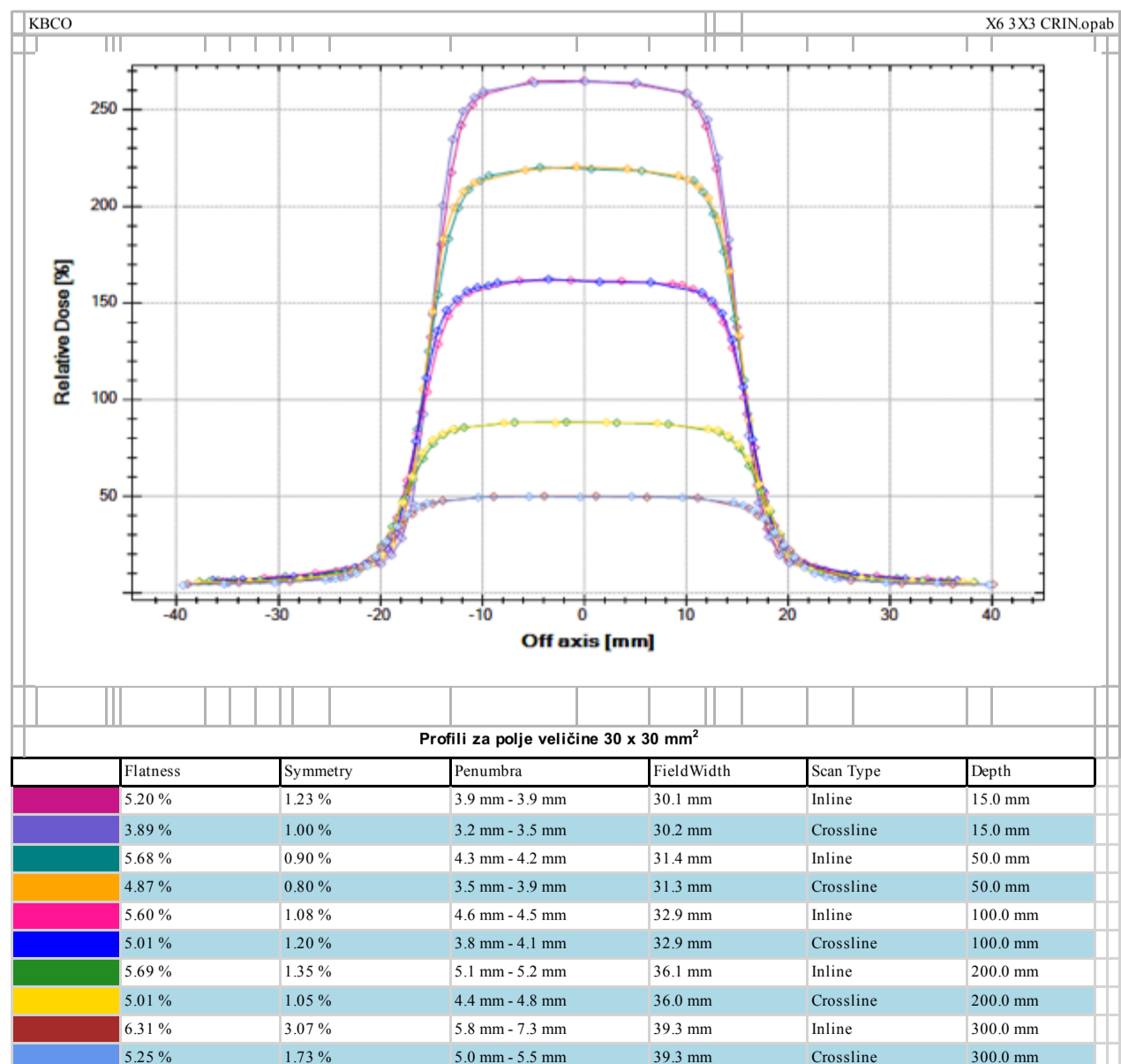
Gdje su M_N i M_L očitavanja na višem i nižem naponu, a V_N i V_L viši i niži napon. Preporuka je da razlika između višeg i nižeg napone bude 3 puta.

B) PROFILI

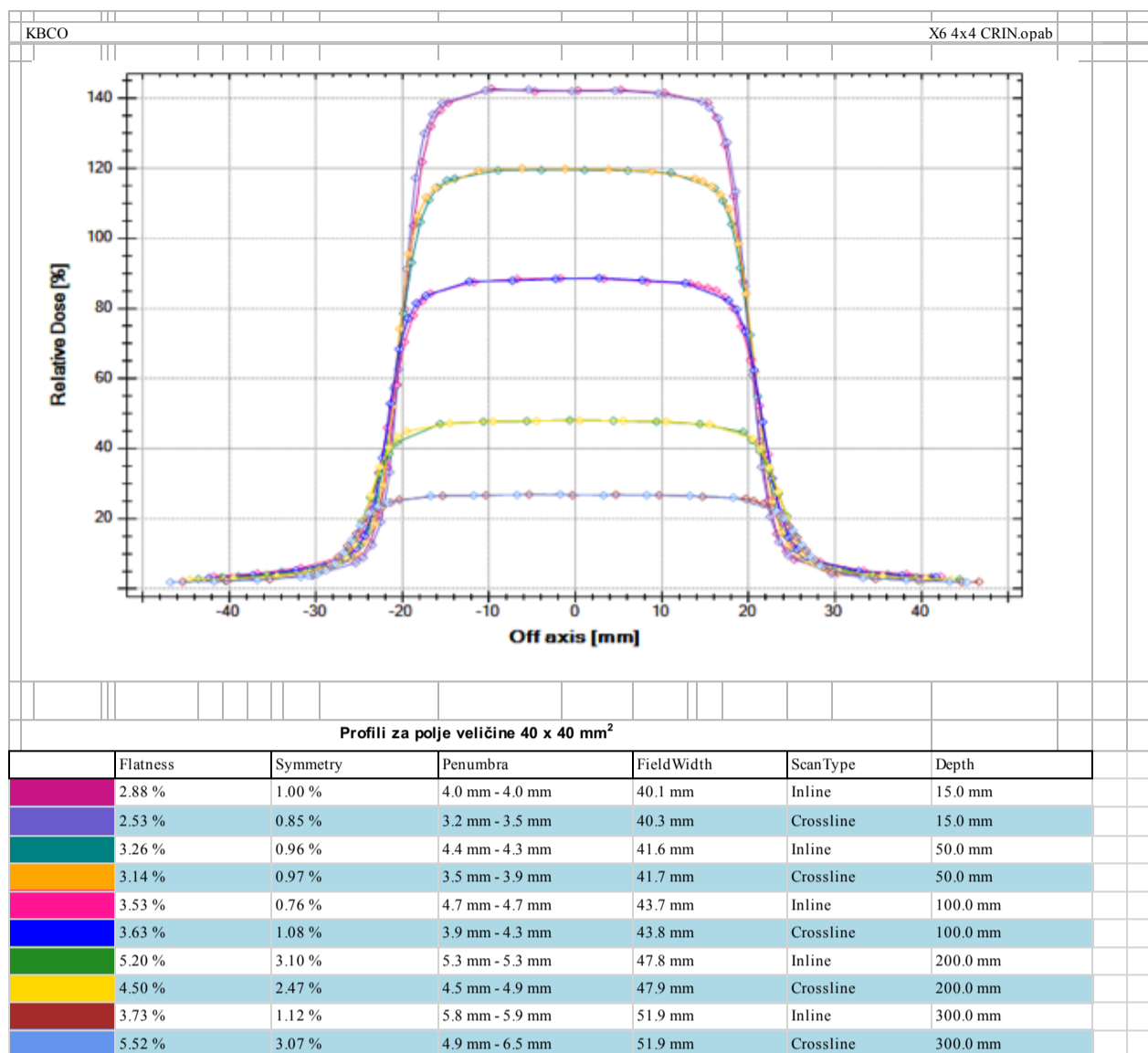
- Profili za polje veličine 2 x 2 cm²



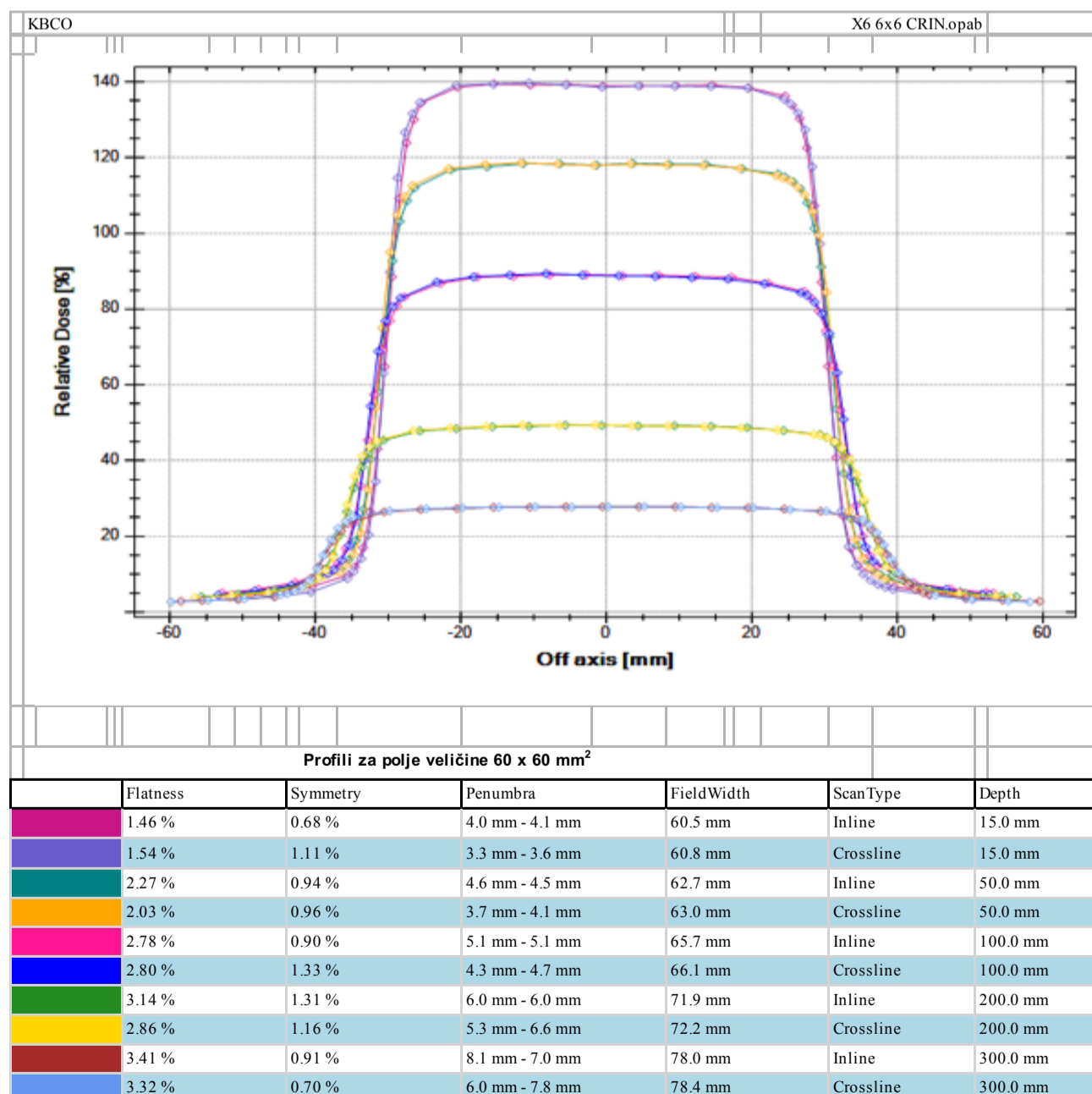
- Profili za polje veličine 3 x 3 cm²



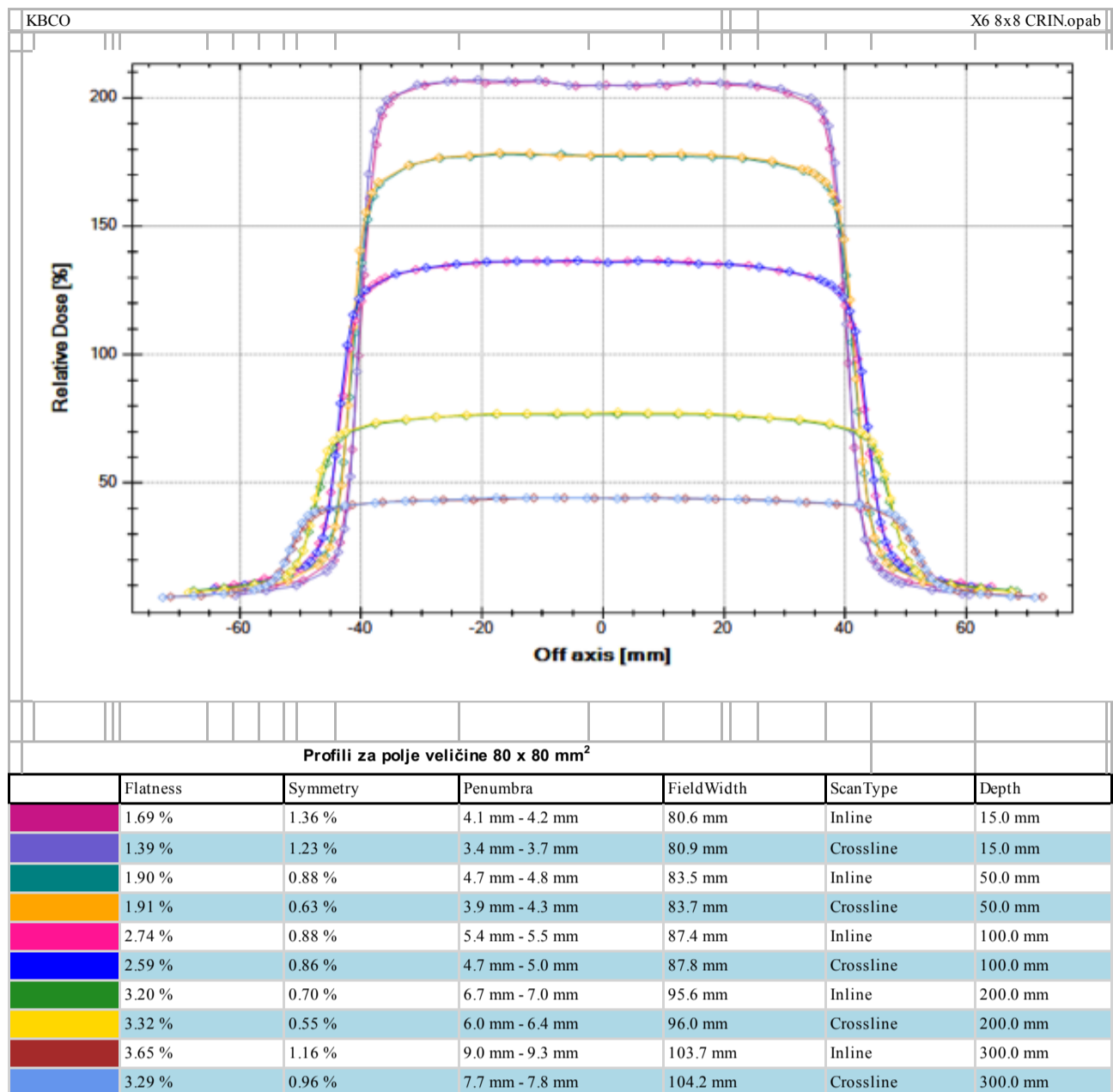
- Profili za polje veličine 4 x 4 cm²



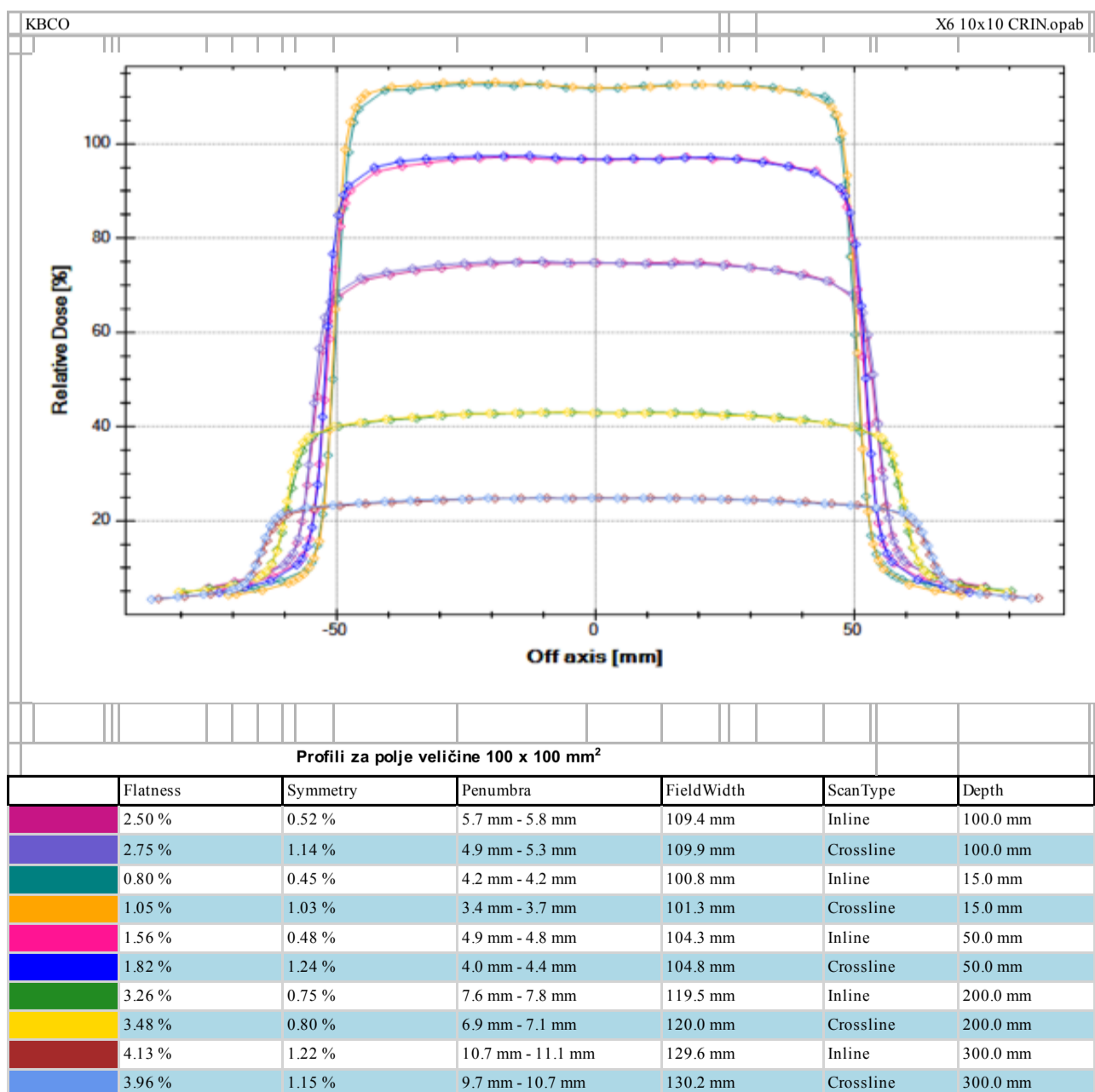
- Profili za polje veličine 6 x 6 cm²



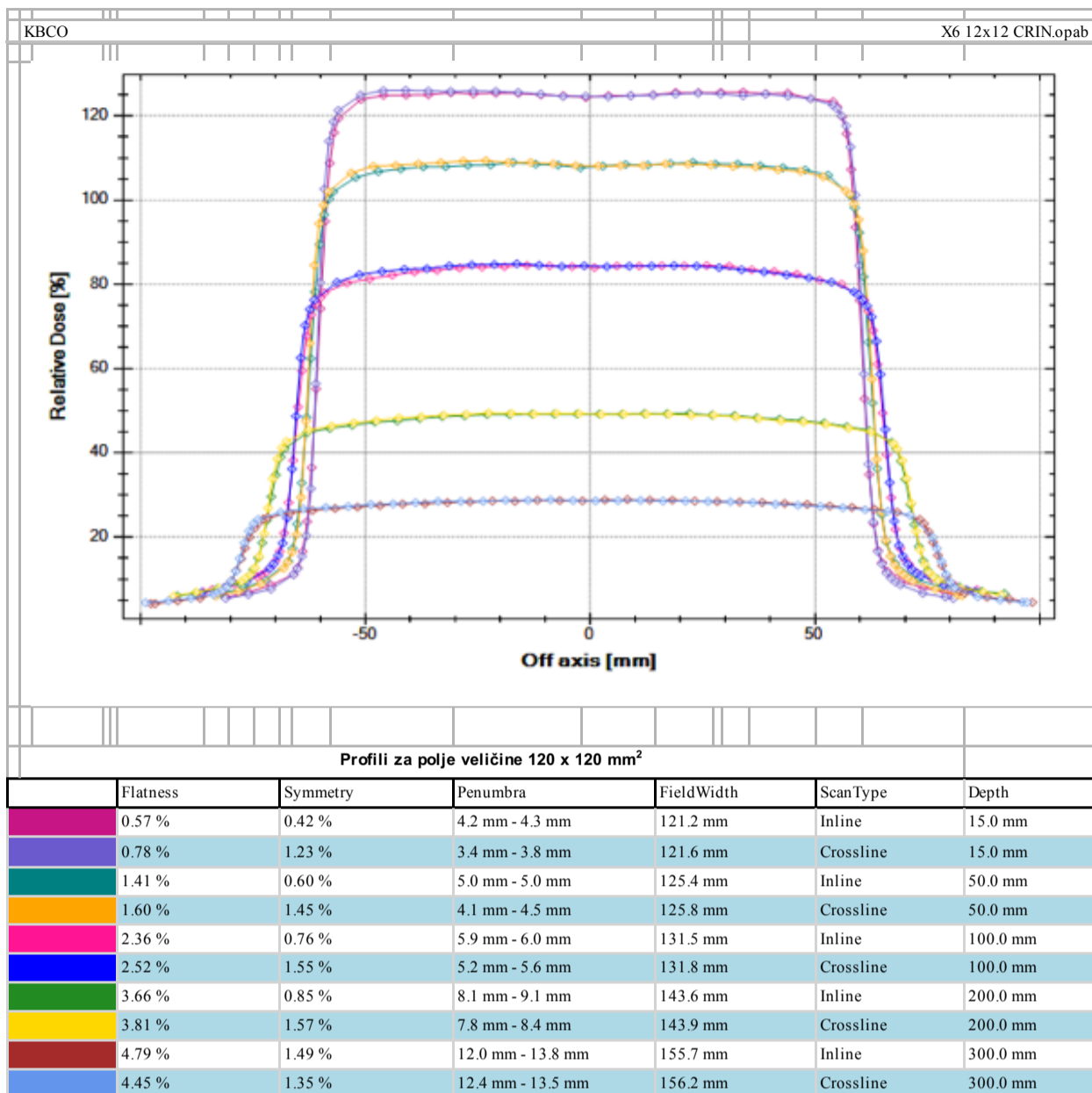
- Profili za polje veličine 8 x 8 cm²



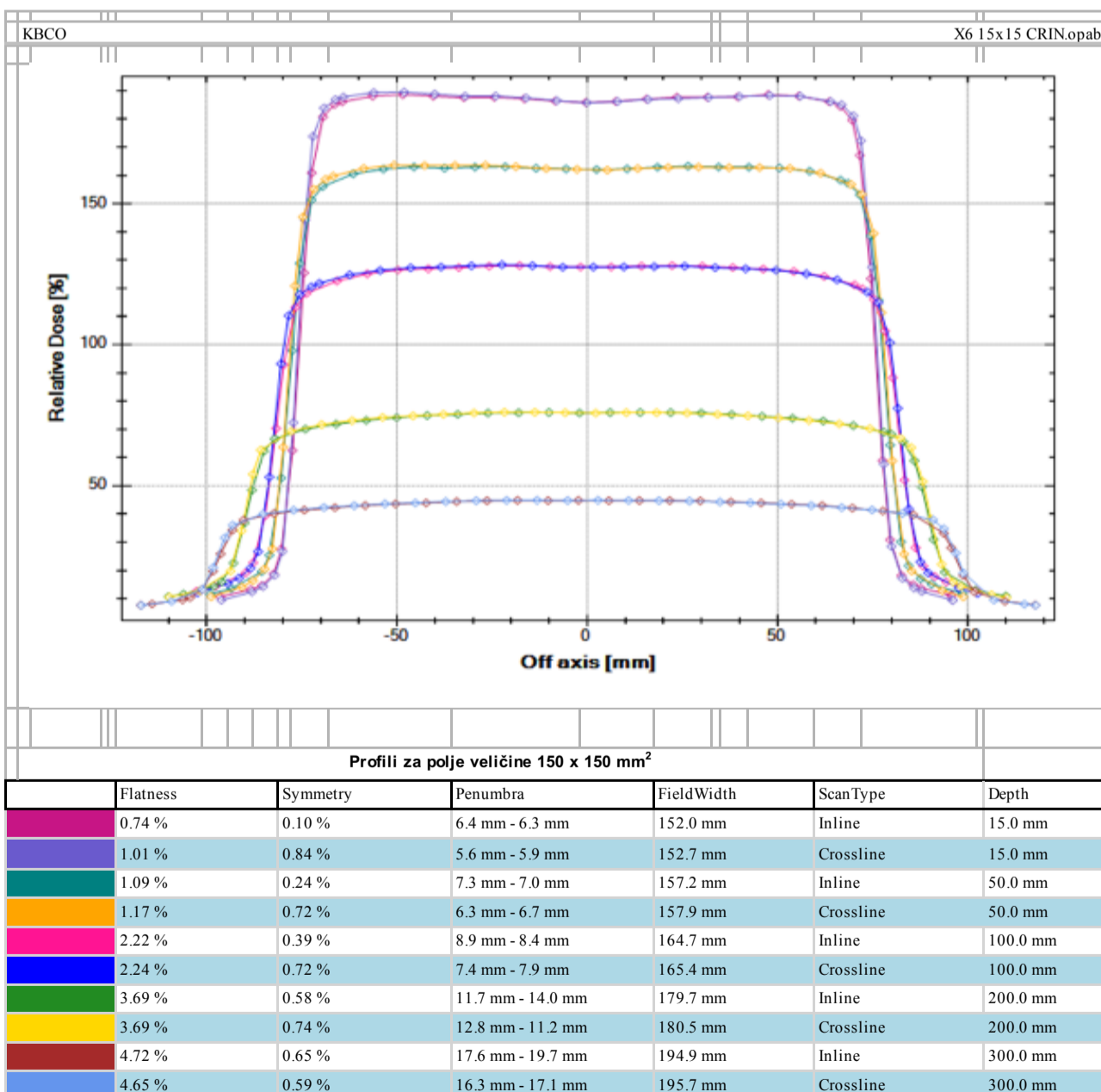
- Profili za polje veličine 10 x 10 cm²



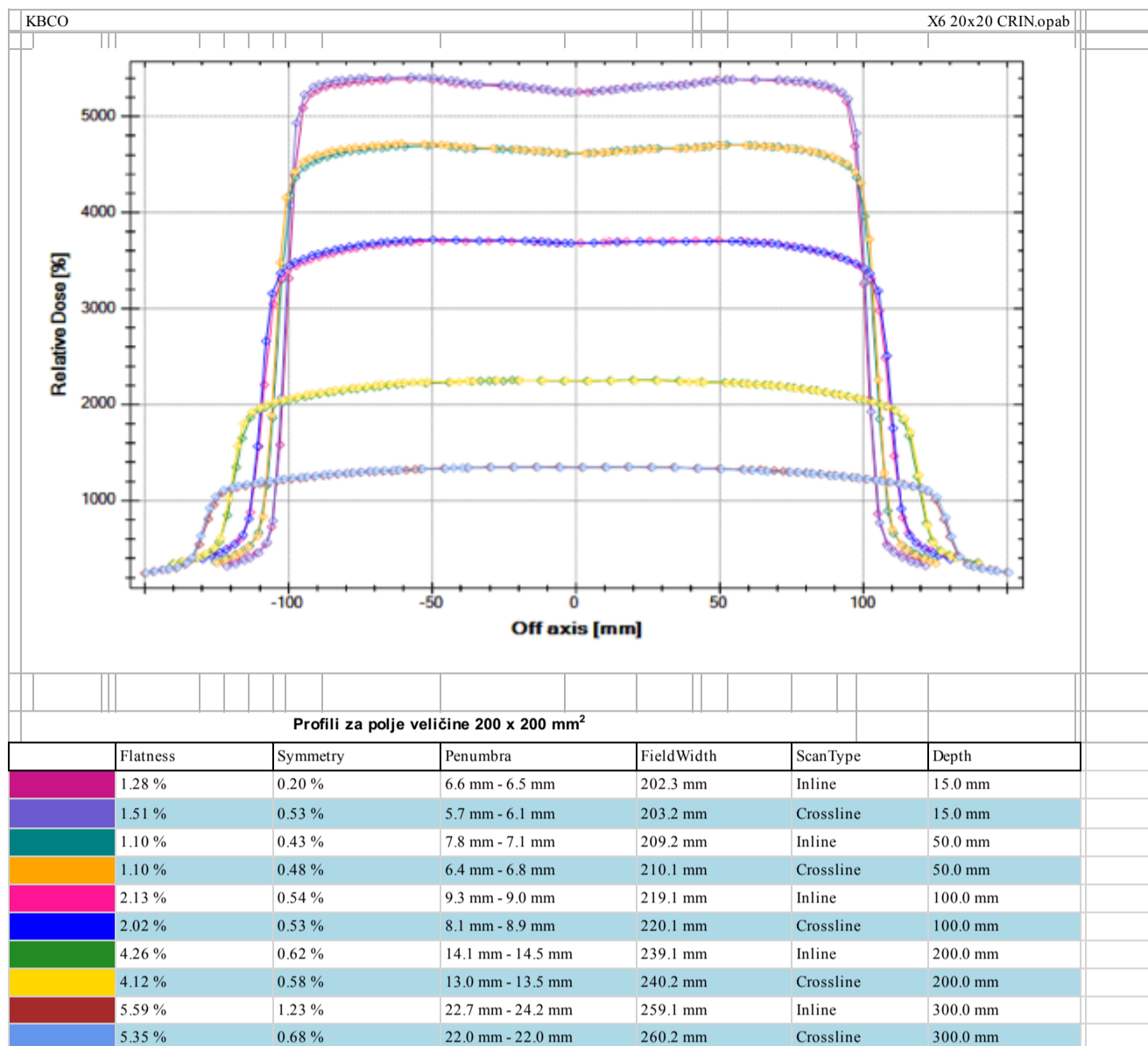
- Profili za polje veličine 12 x 12 cm²



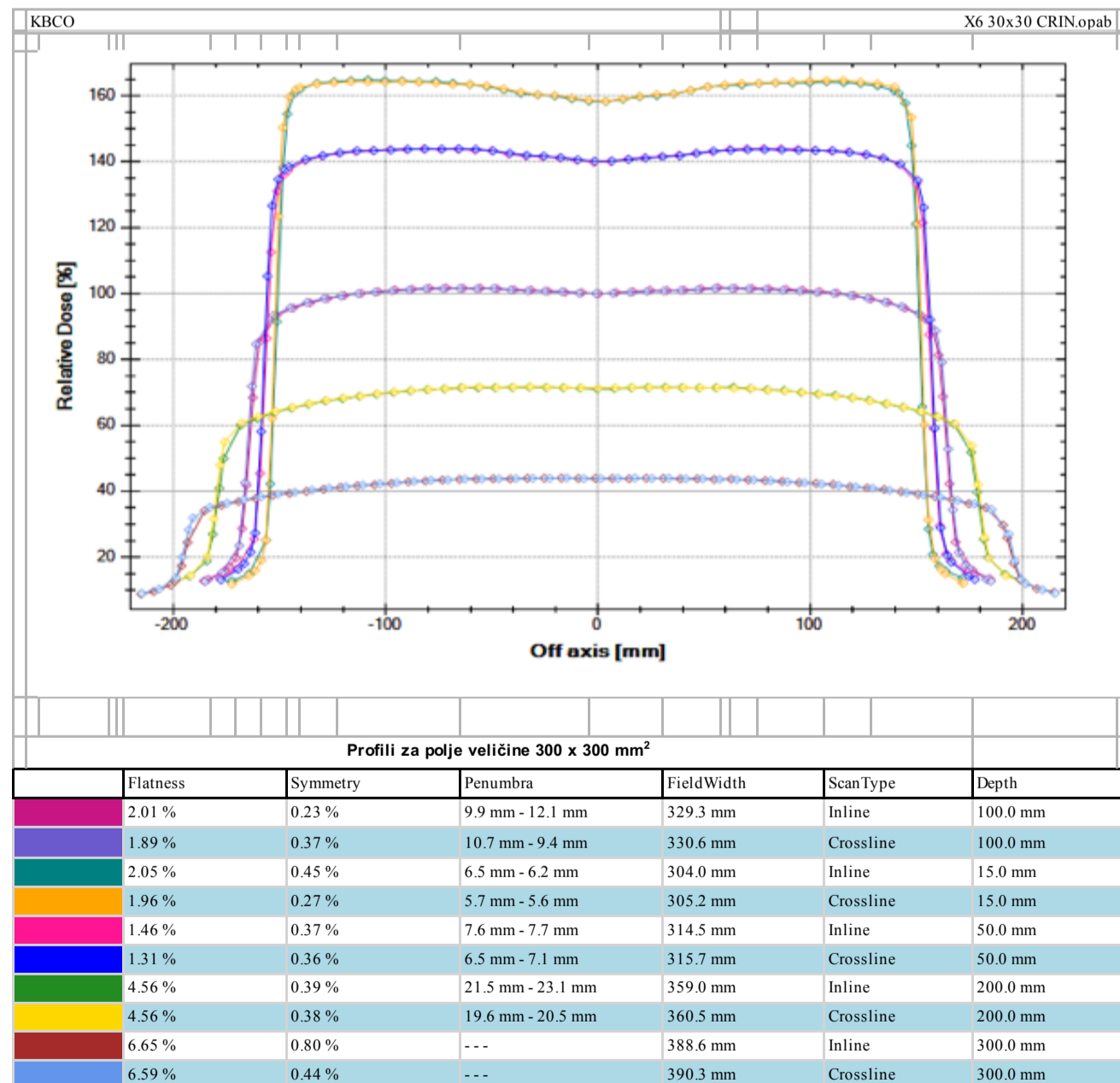
- Profili za polje veličine 15 x 15 cm²



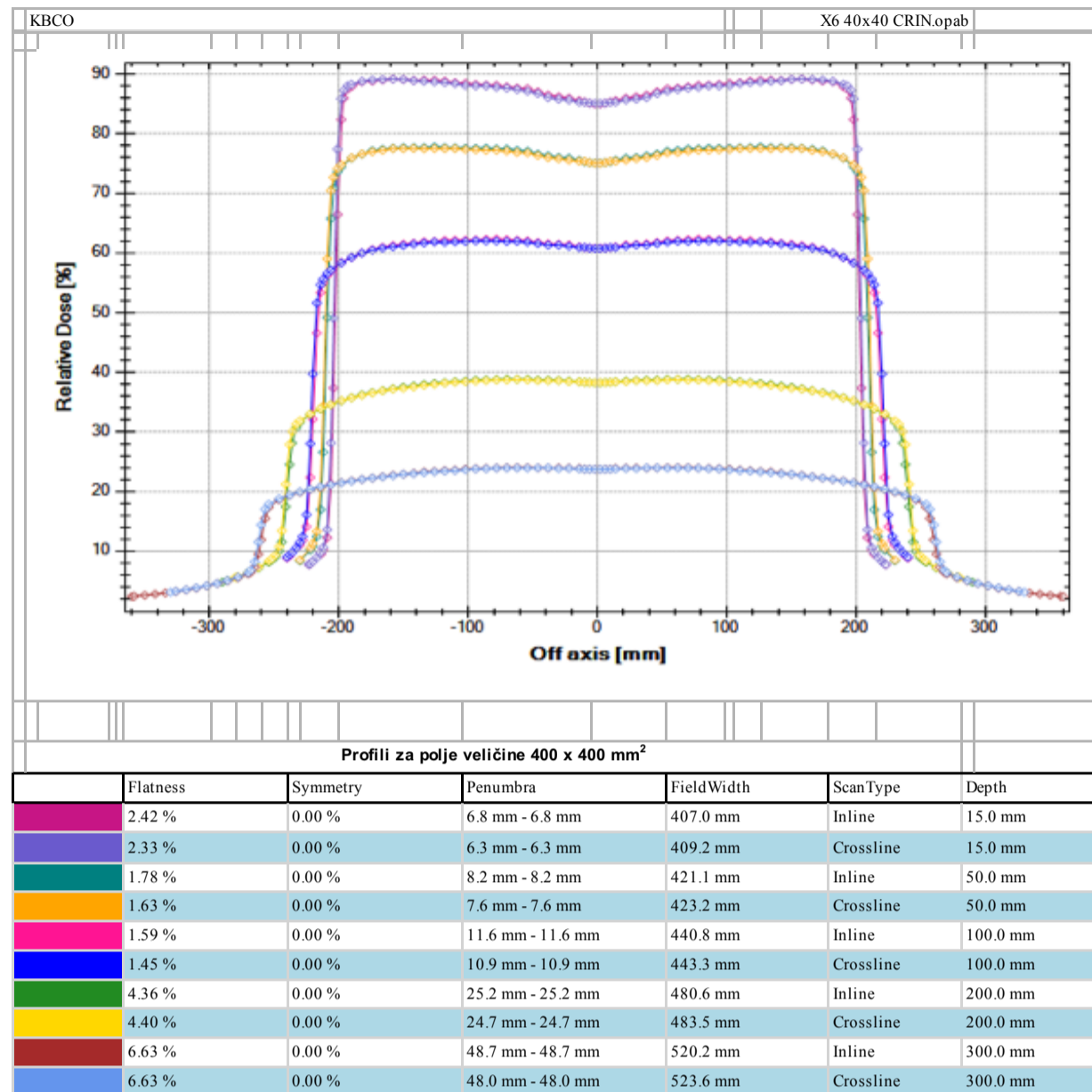
- Profili za polje veličine 20 x 20 cm²



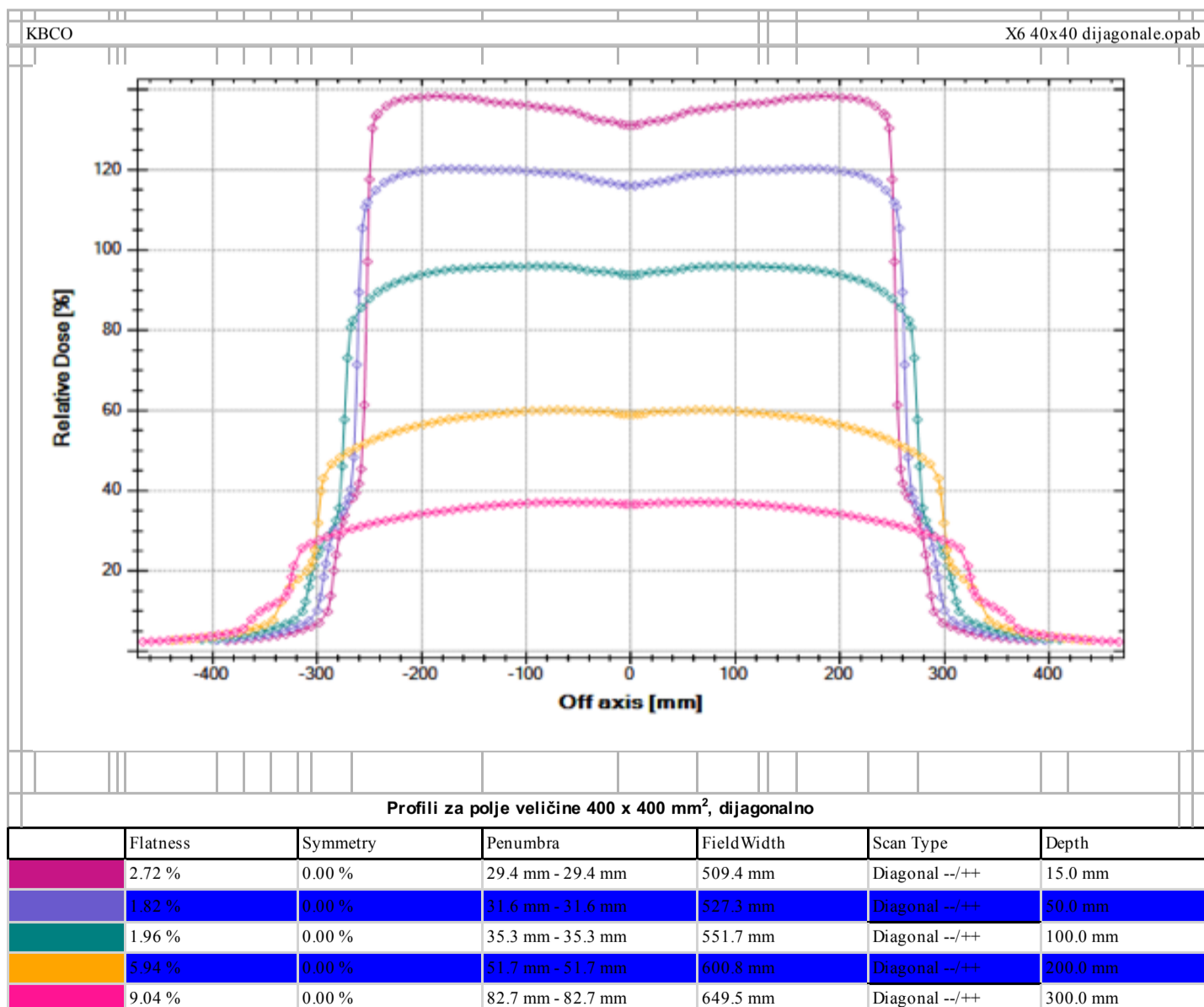
- Profili za polje veličine 30 x 30 cm²



- Profili za polje veličine 40 x 40 cm²

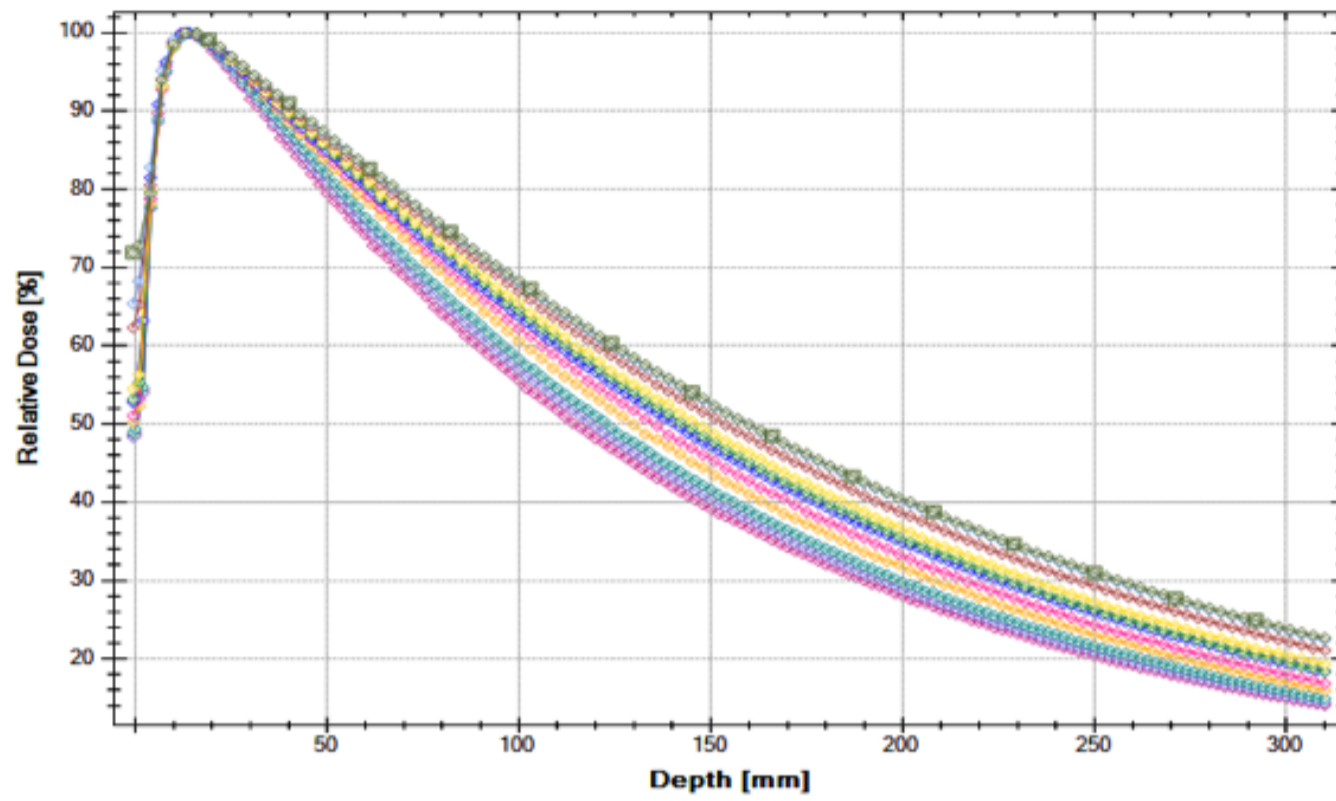


- Dijagonalni profili za polje veličine 40 x 40 cm²



4.1.2. ENERGIJA X6 FFF MV

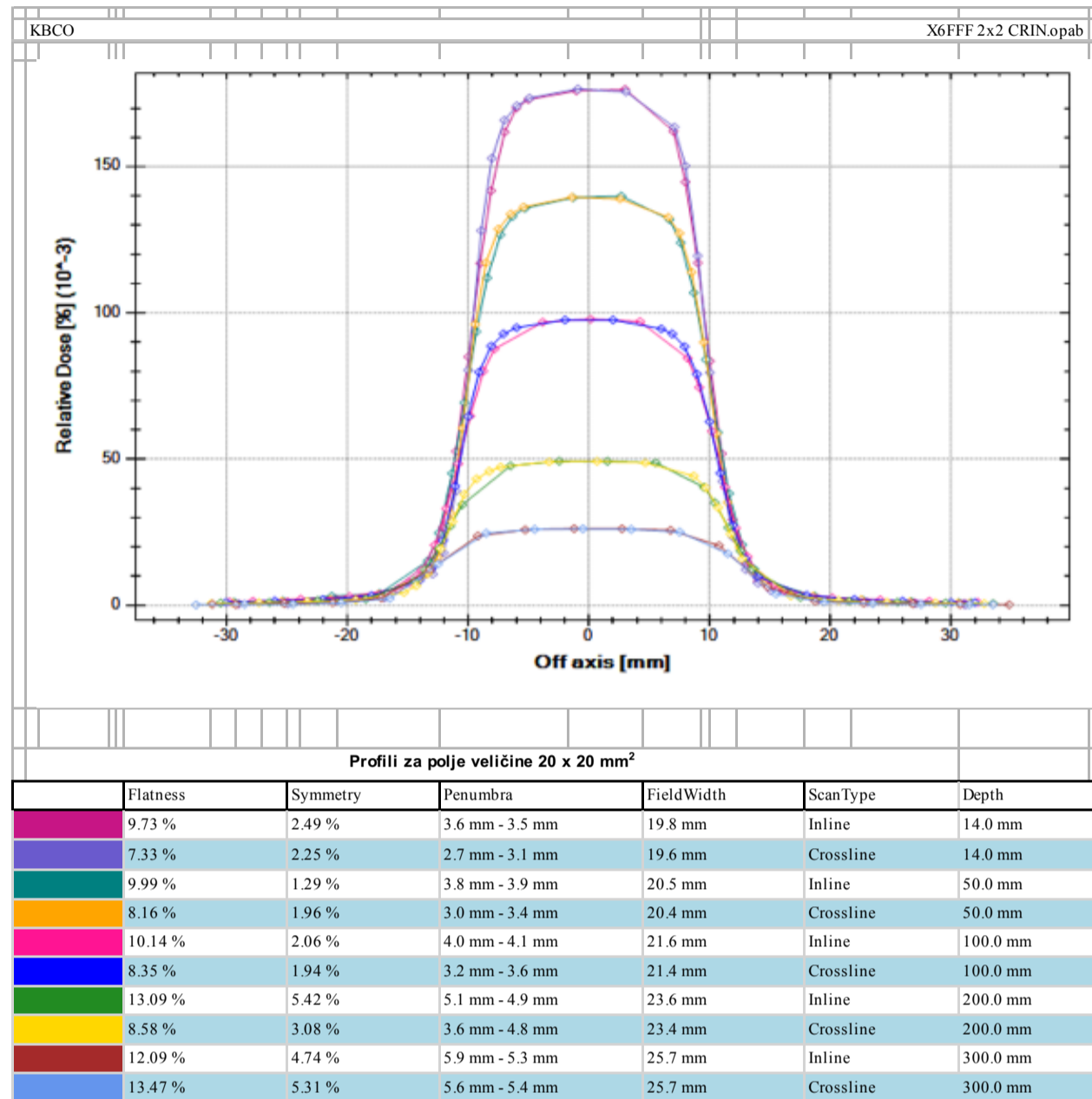
A) POSTOTNA DUBINSKA DOZA



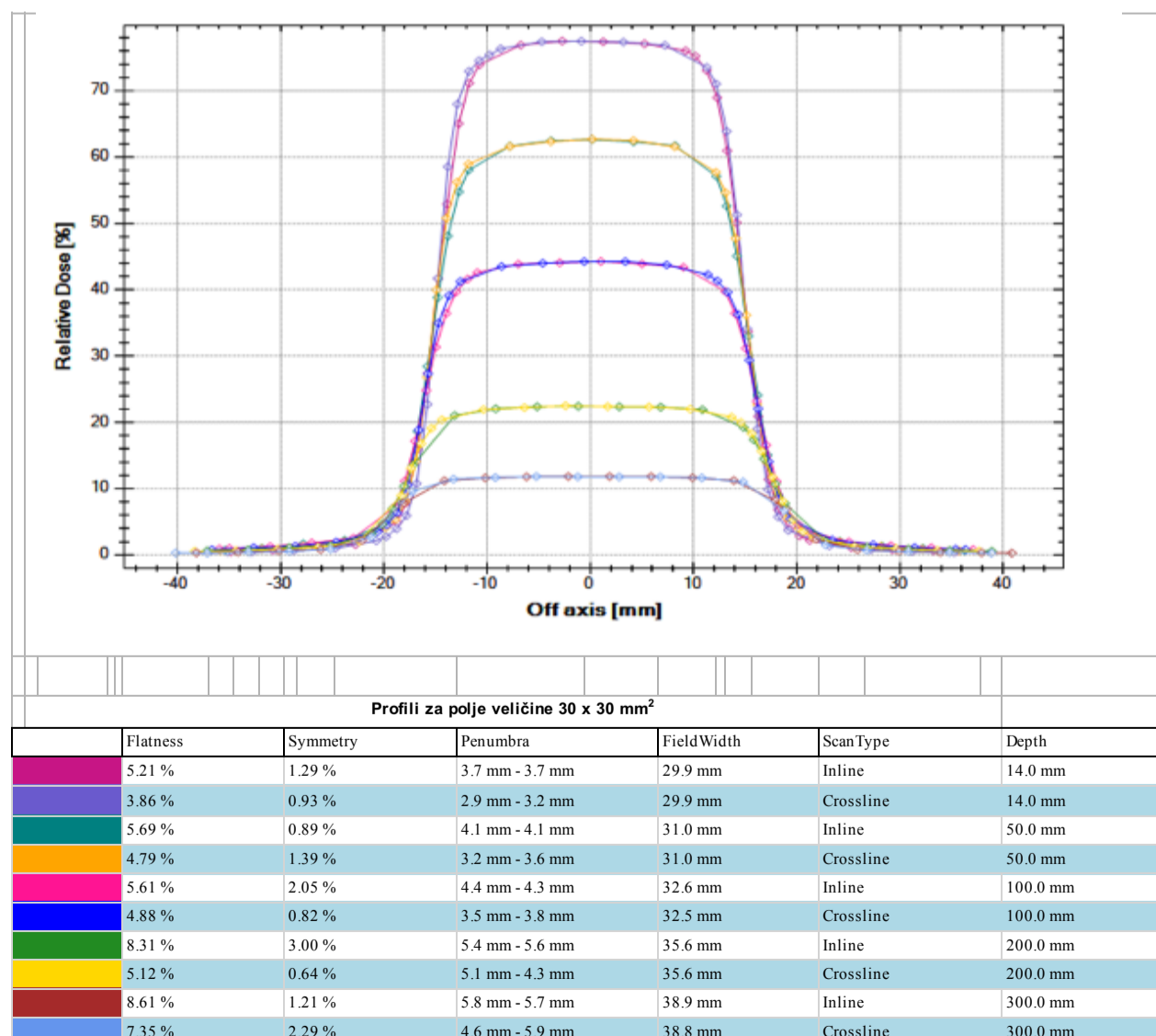
Numerical Analysis:		Photons depth analysis (current protocol: 'IAEA TRS-398')			
D100	55.61 %	56.96 %	58.30 %	60.61 %	
R100	14.0 mm	14.0 mm	14.0 mm	16.0 mm	
Qi	0.580	0.581	0.588	0.605	
Field Size (mm ²)	20 x 20	30 x 30	40 x 40	60 x 60	
D100	62.19 %	63.78 %	64.53 %	65.55 %	
R100	13.0 mm	14.0 mm	16.0 mm	13.0 mm	
Qi	0.616	0.633	0.635	0.648	
Field Size (mm ²)	80 x 80	100 x 100	120 x 120	150 x 150	
D100	66.99 %	68.13 %	68.35 %		
R100	13.0 mm	13.0 mm	13.0 mm		
Qi	0.671	0.689	0.689		
Field Size (mm ²)	200 x 200	300 x 300	400 x 400		

B) PROFILI

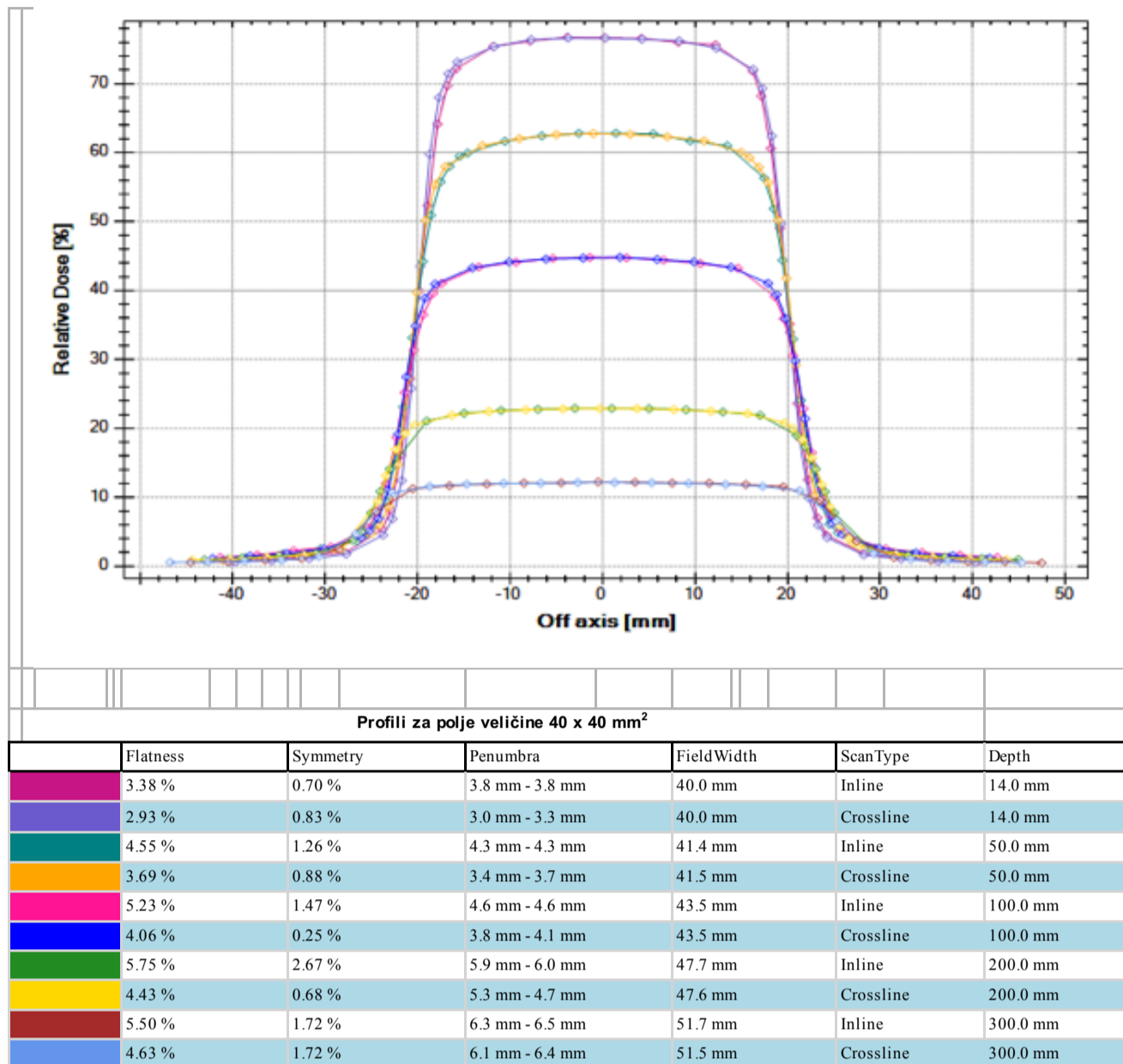
- Profili za polje veličine 2 x 2 cm²



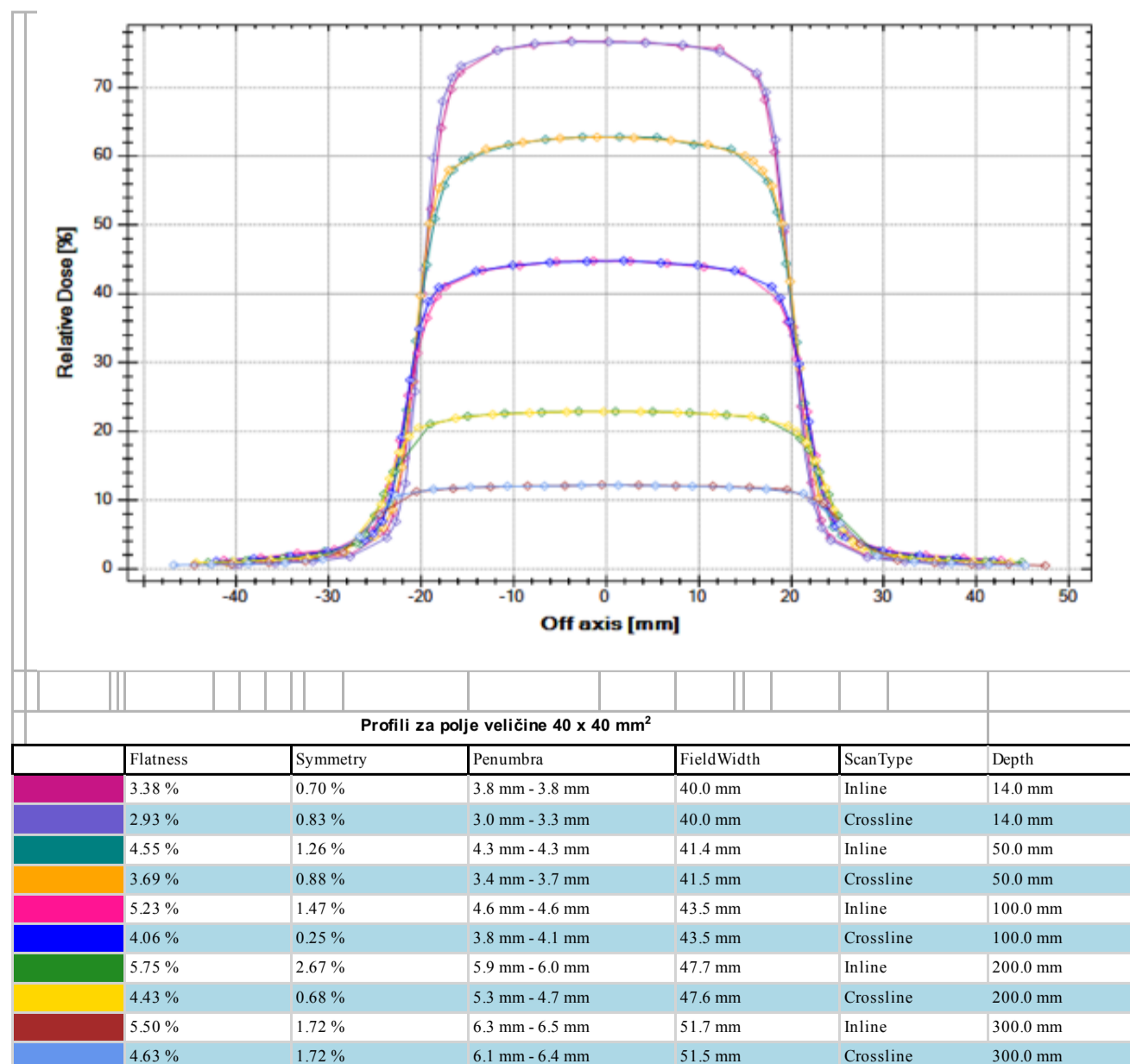
- Profili za polje veličine 3 x 3 cm²



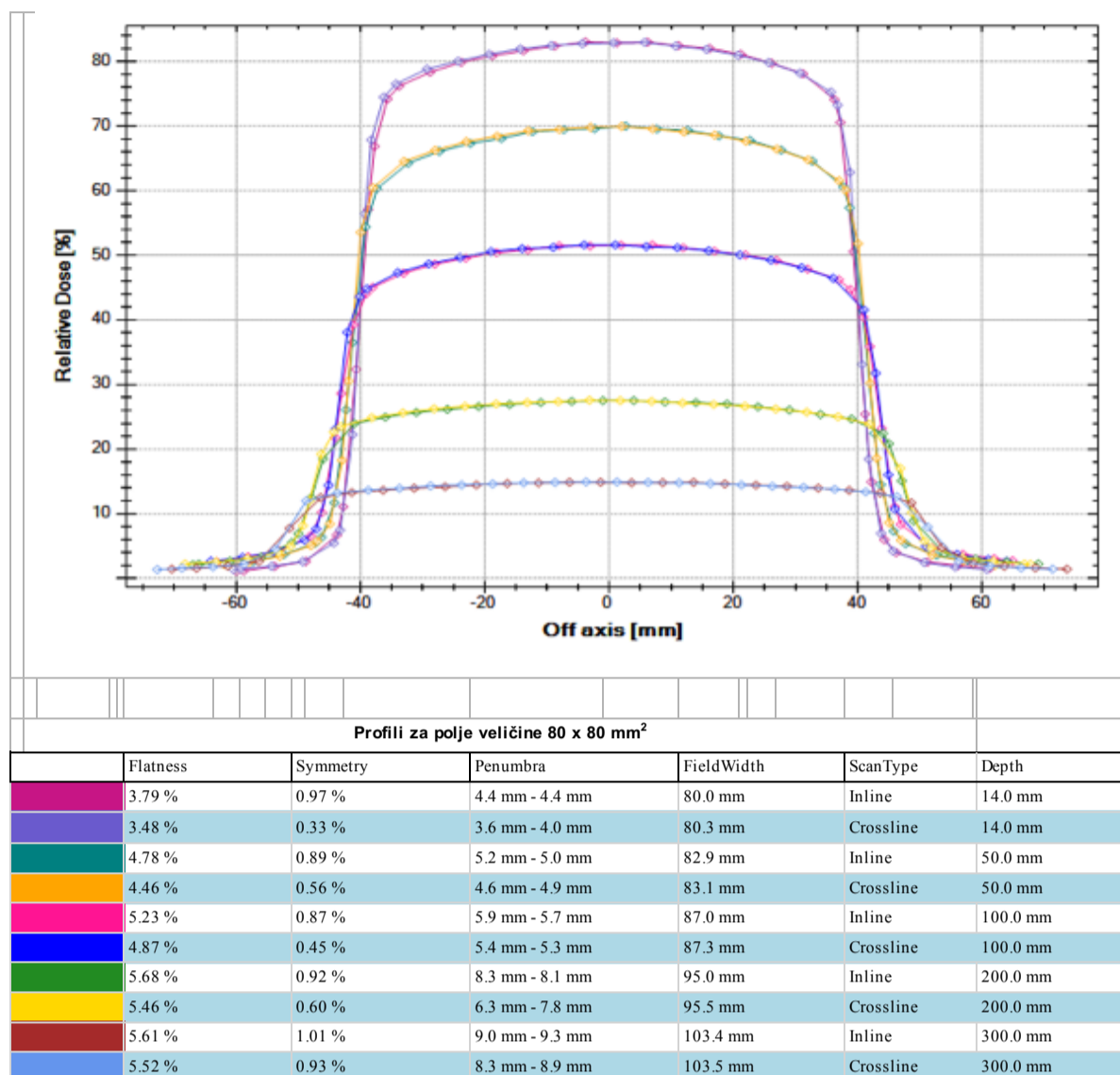
- Profili za polje veličine 4 x 4 cm²



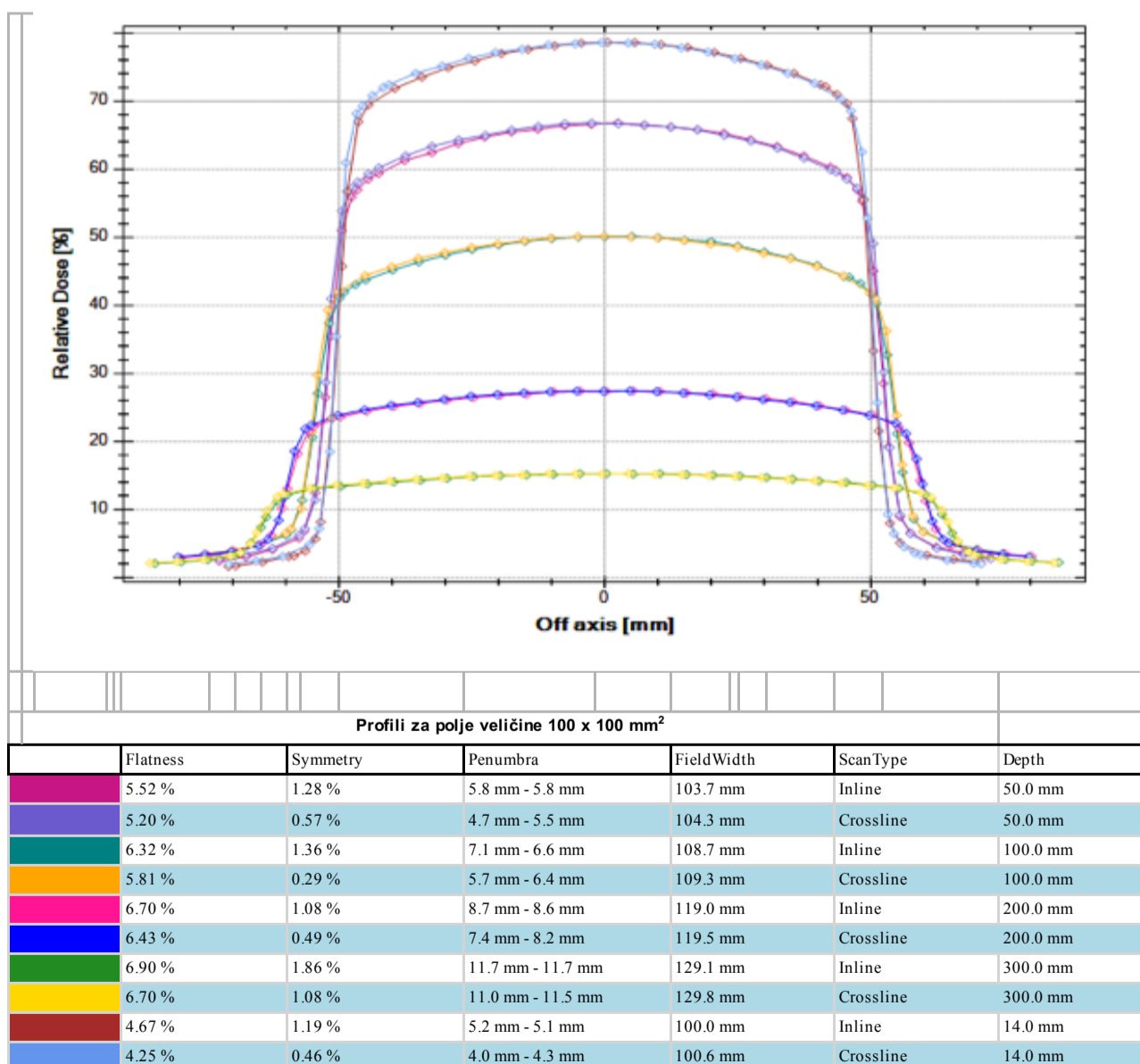
- Profili za polje veličine 6 x 6 cm²



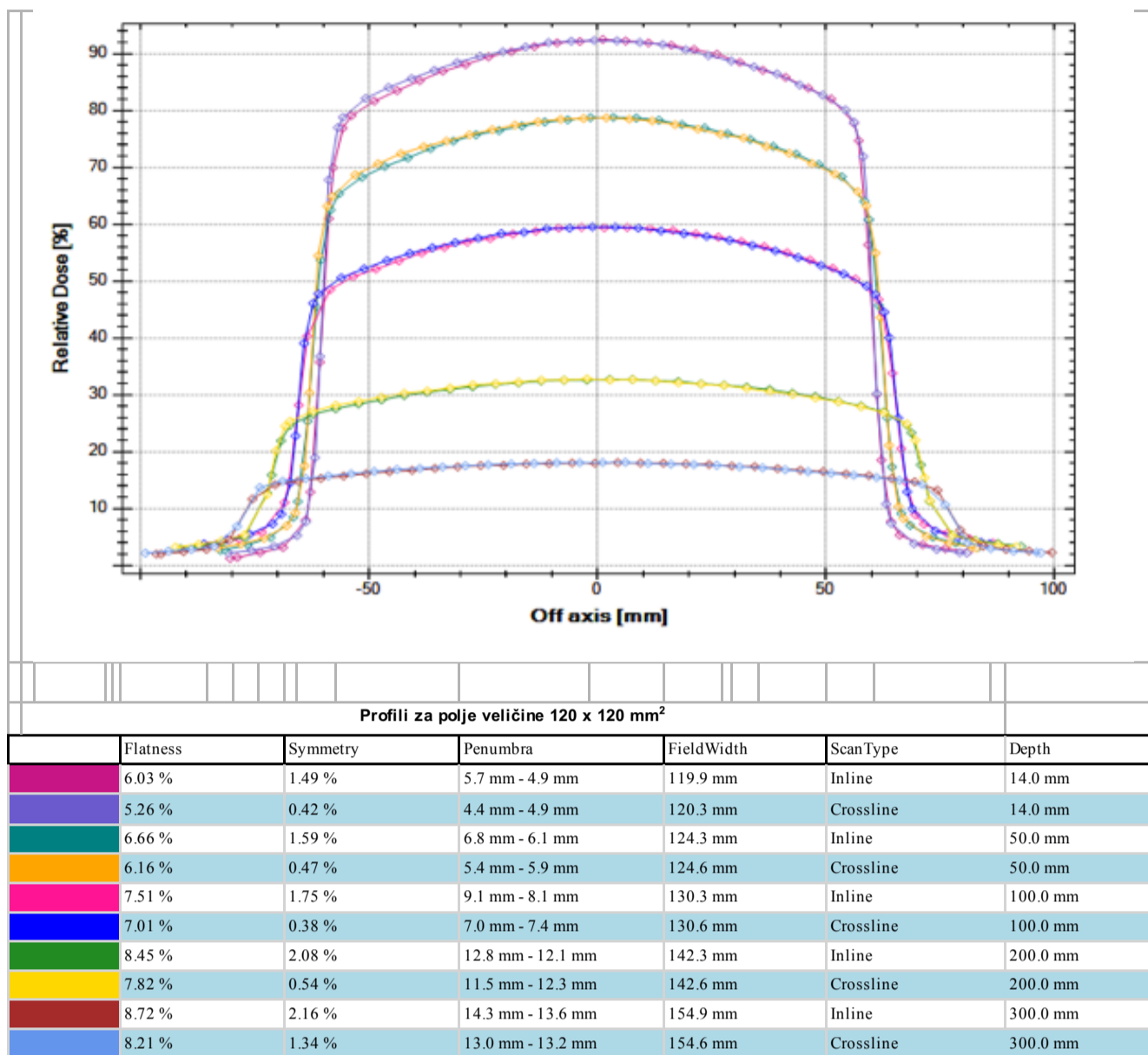
- Profili za polje veličine 8 x 8 cm²



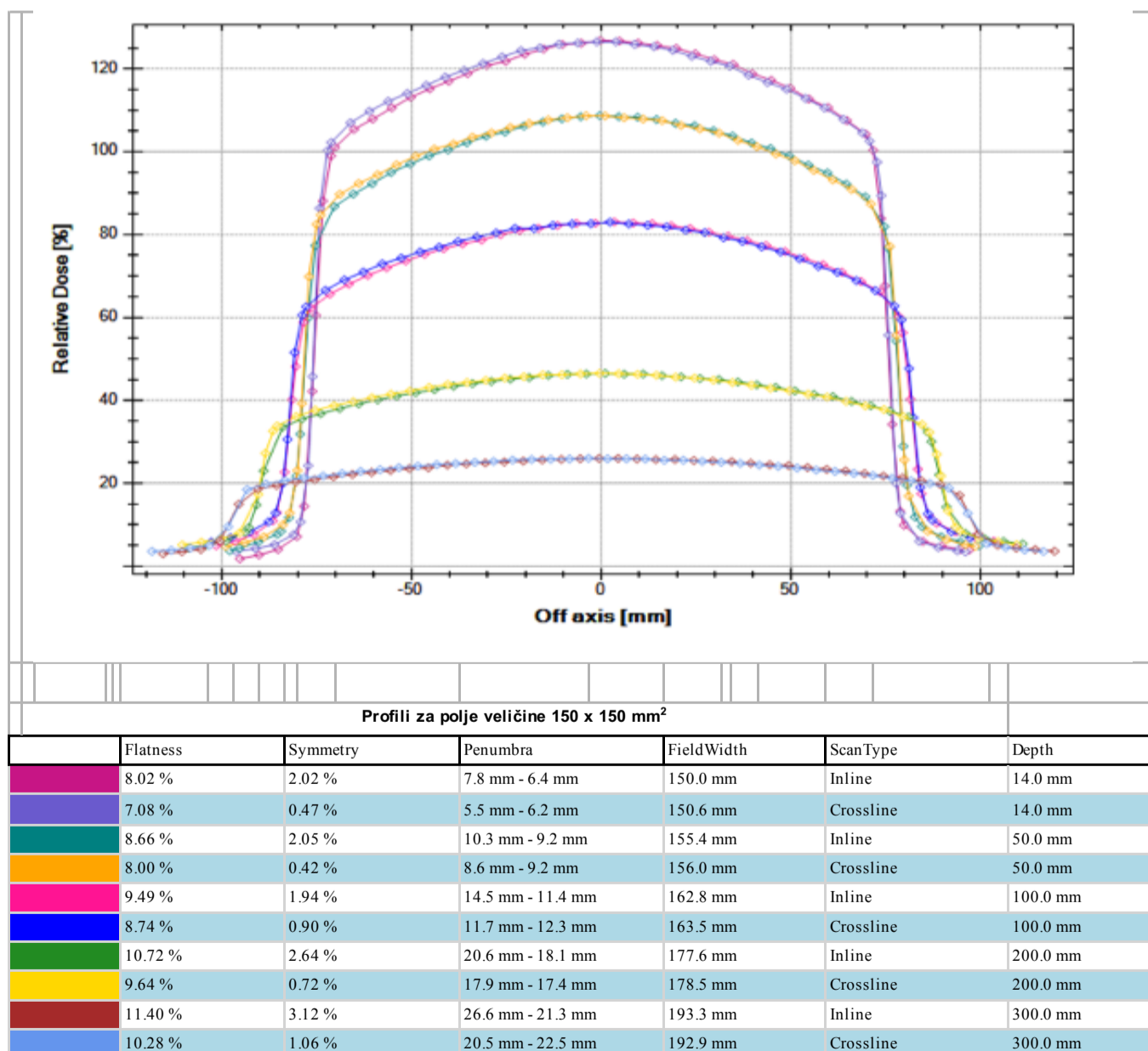
- Profili za polje veličine 10 x 10 cm²



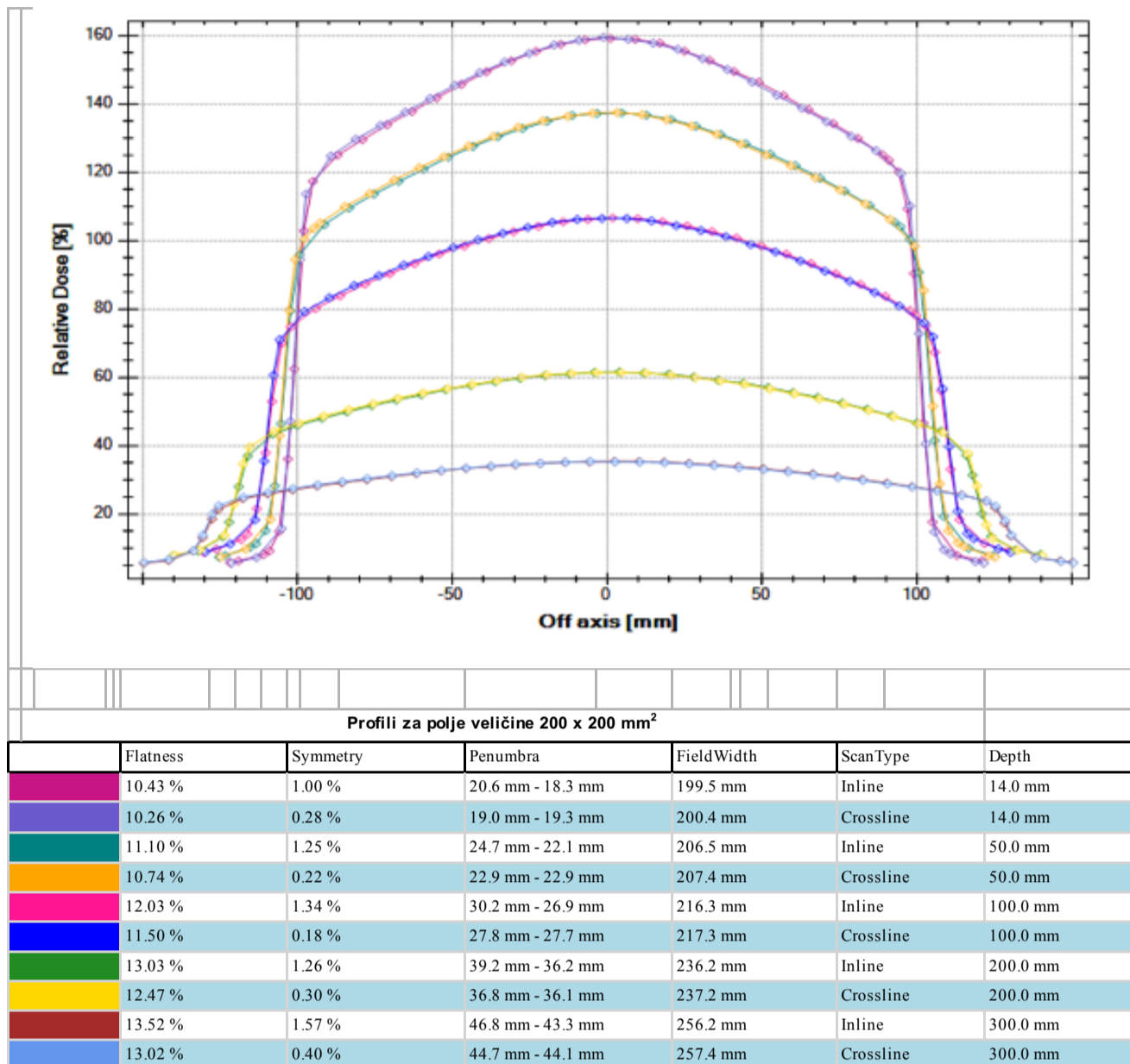
- Profili za polje veličine 12 x 12 cm²



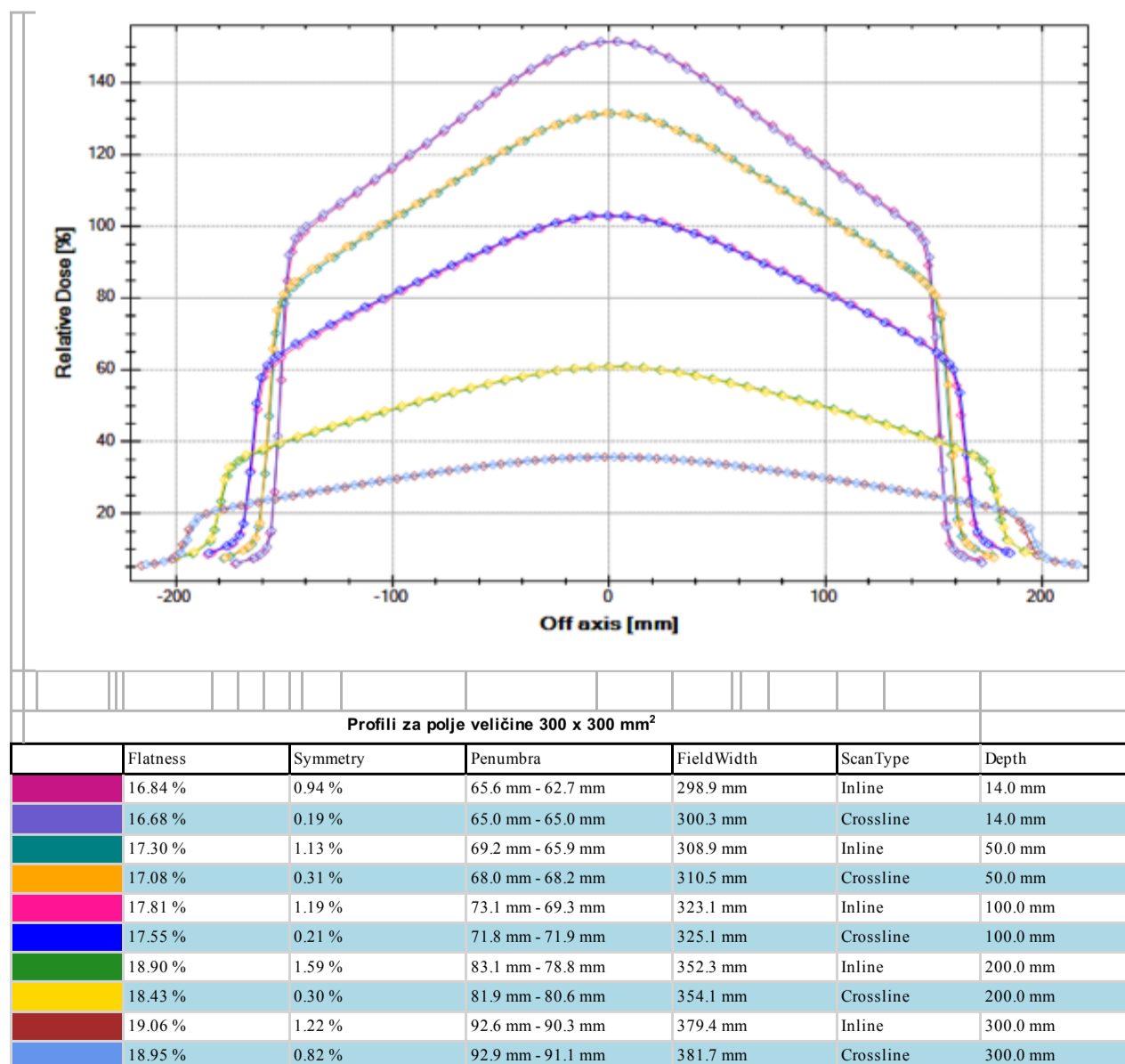
- Profili za polje veličine 15 x 15 cm²



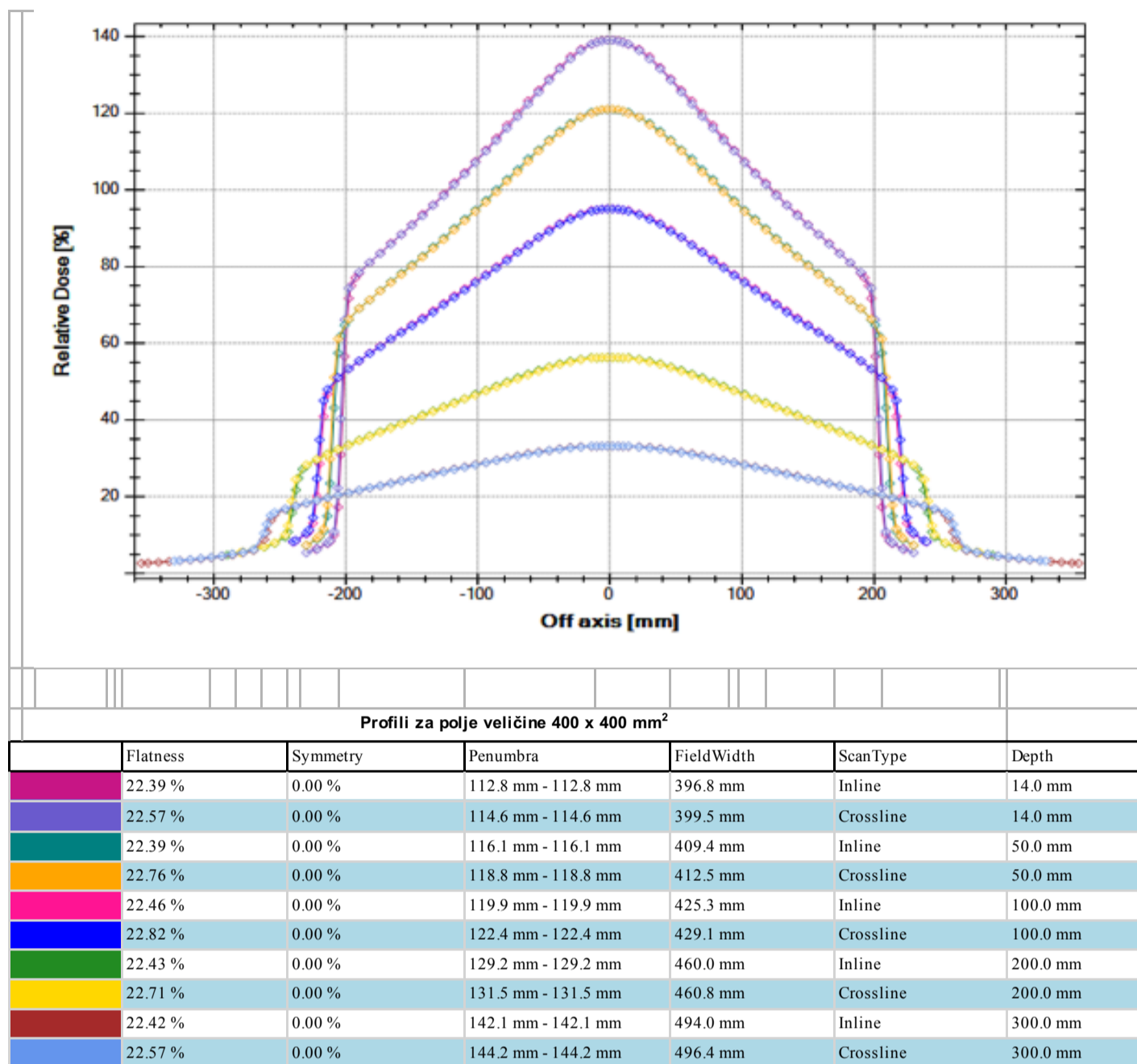
- Profili za polje veličine 20 x 20 cm²



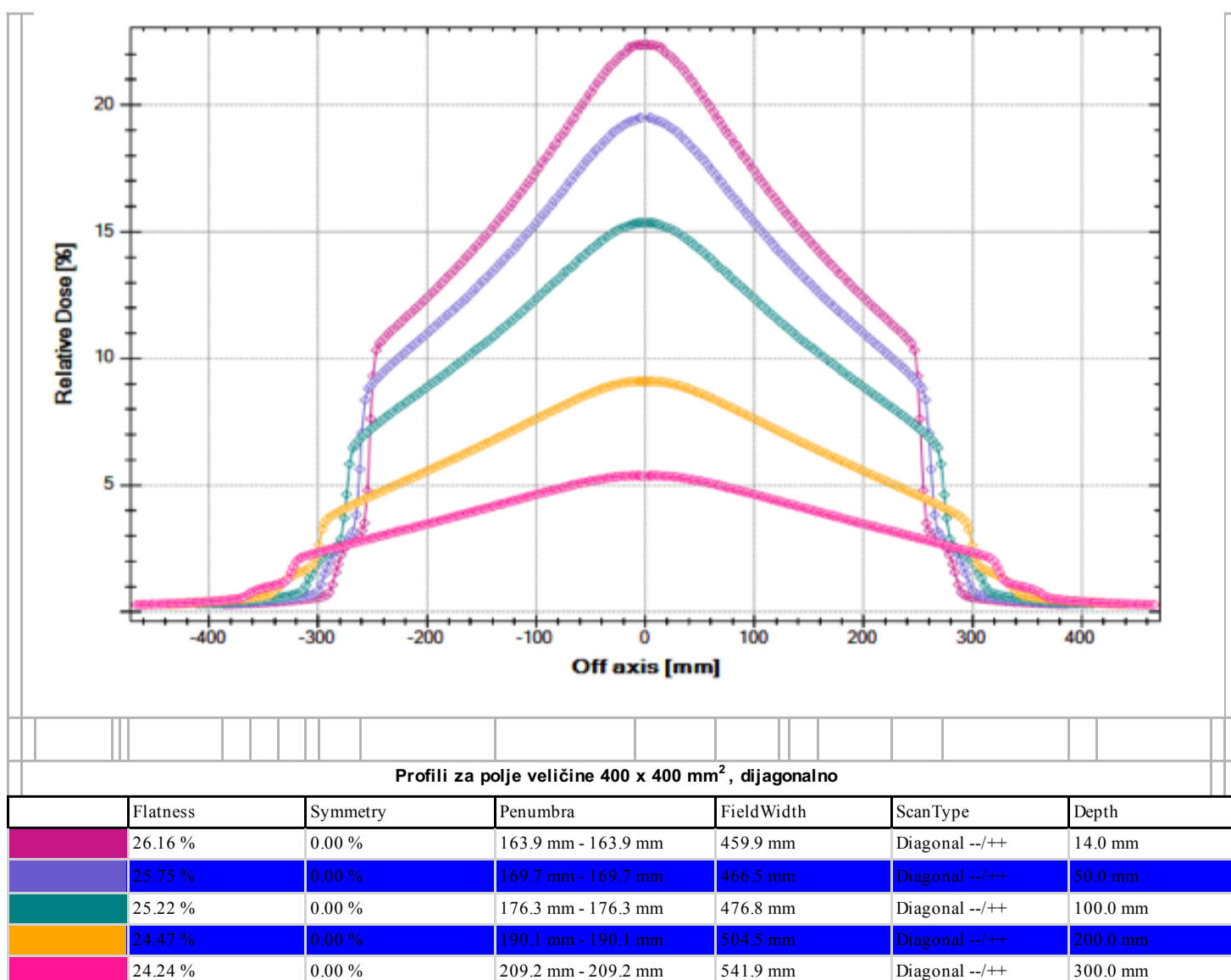
- Profili za polje veličine 30 x 30 cm²



- Profili za polje veličine 40 x 40 cm²

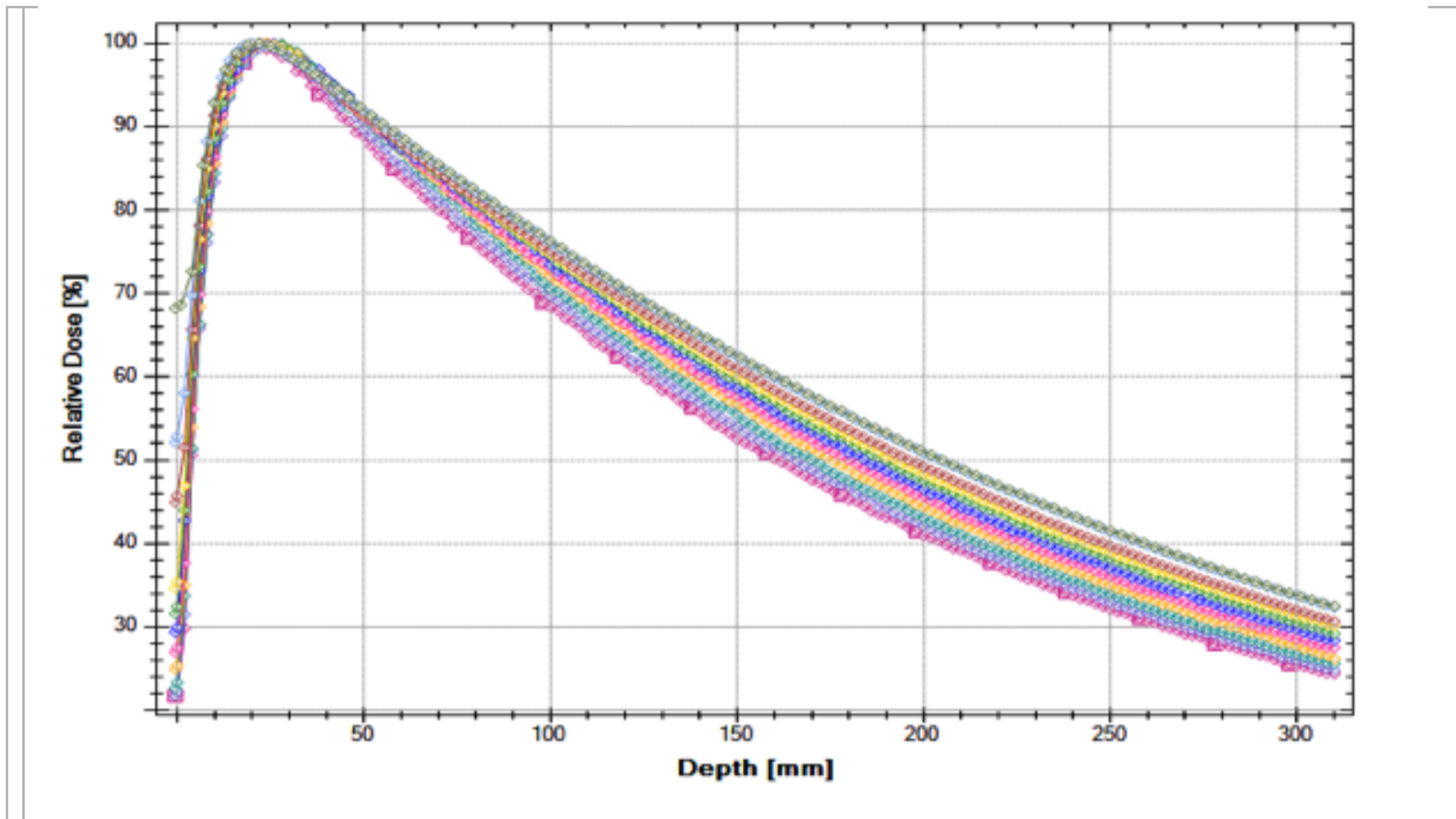


- Dijagonalni profili za polje veličine 40 x 40 cm²



4.1.3. ENERGIJA X6 10 MV

A) POSTOTNA DUBINSKA DOZA

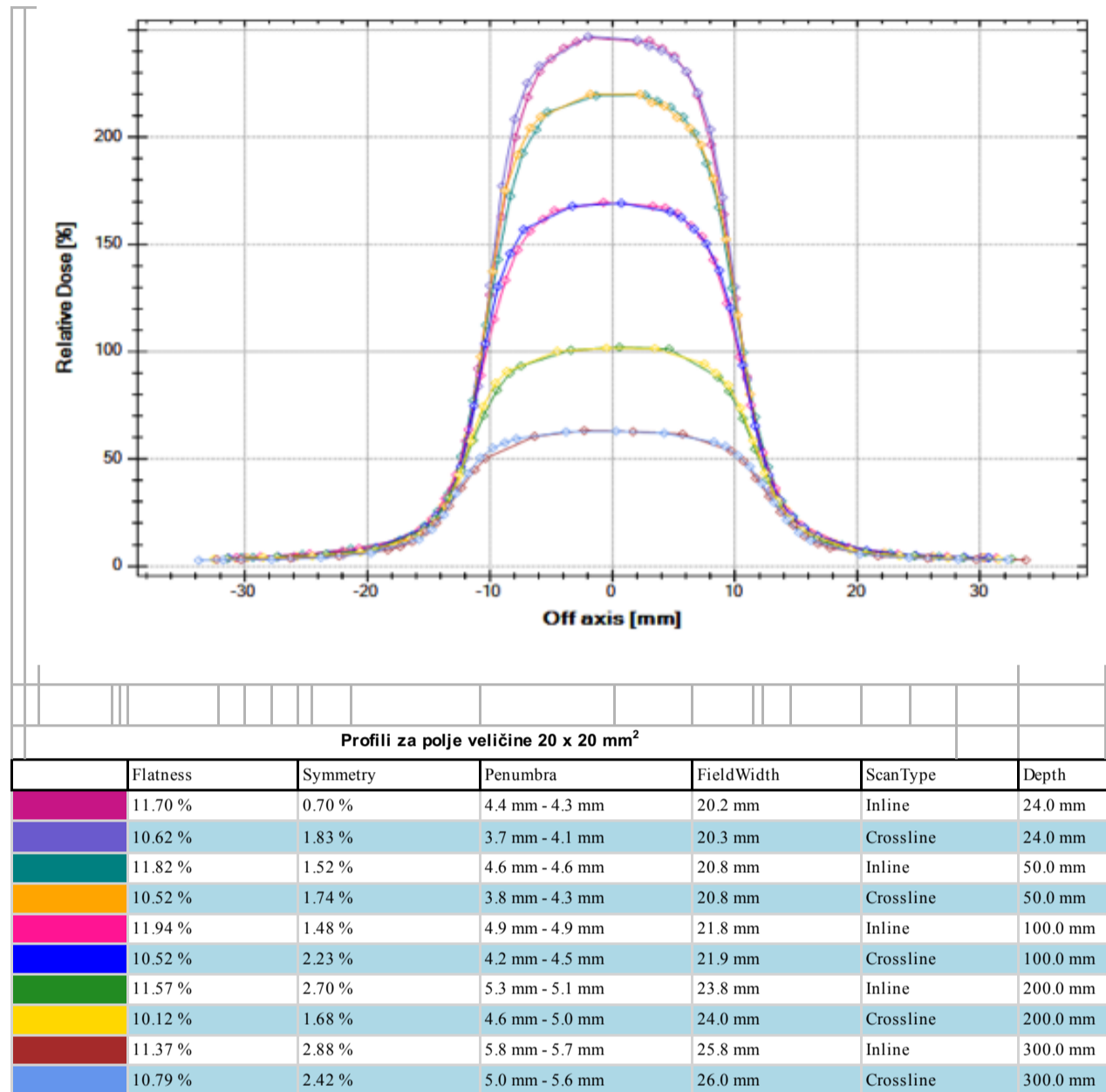


Postotna dubinska doza za energiju 10 MeV

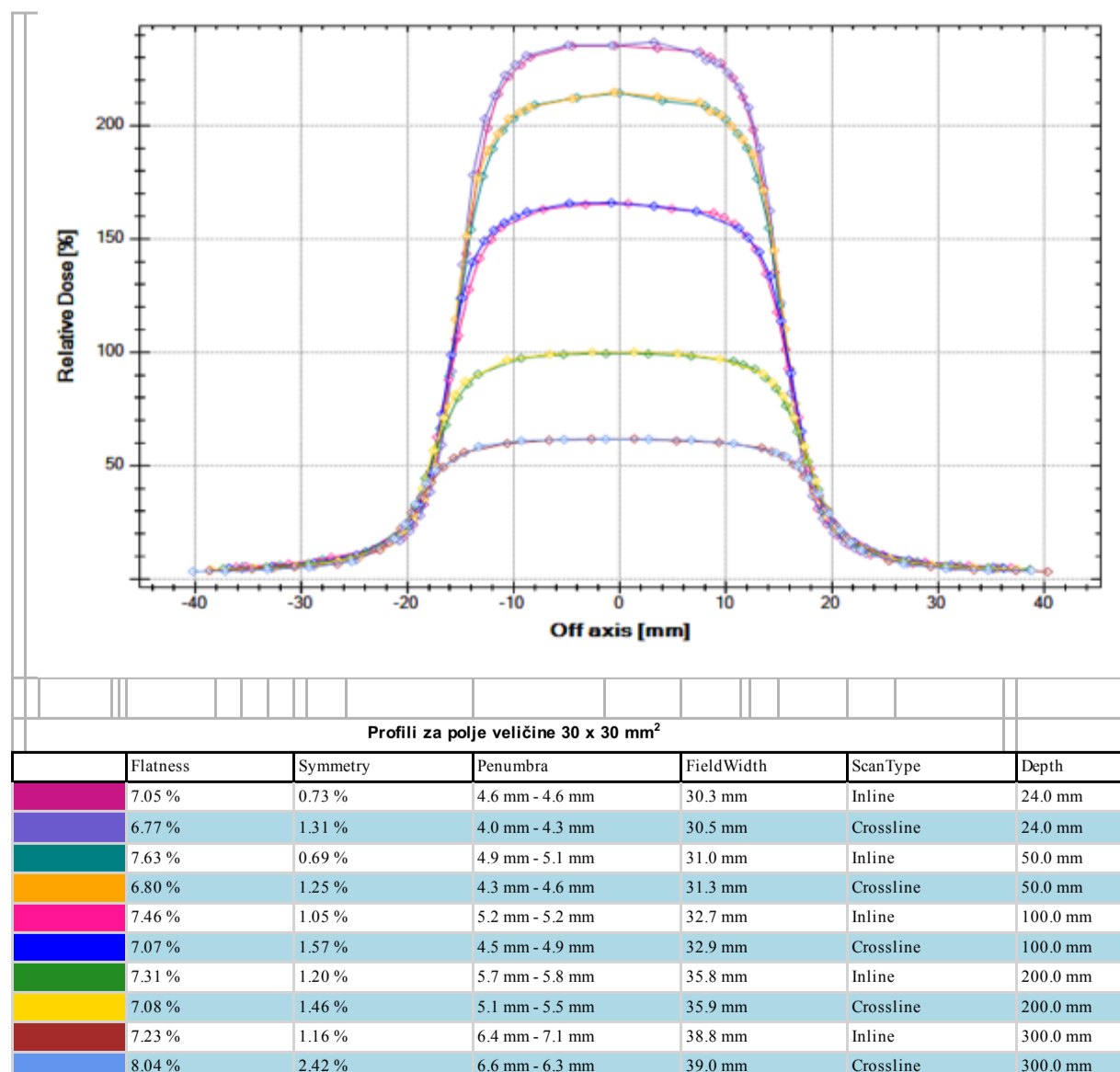
D100	68.41 %	69.67 %	70.61 %	72.08 %
R100	22.0 mm	24.0 mm	24.0 mm	24.0 mm
Qi	0.699	0.706	0.712	0.721
Field Size (mm ²)	20 x 20	30 x 30	40 x 40	60 x 60
D100	73.05 %	73.51 %	74.57 %	74.69 %
R100	24.0 mm	24.0 mm	22.0 mm	24.0 mm
Qi	0.732	0.742	0.747	0.761
Field Size (mm ²)	80 x 80	100 x 100	120 x 120	150 x 150
D100	75.06 %	76.13 %	76.32 %	
R100	22.0 mm	20.0 mm	22.0 mm	
Qi	0.770	0.786	0.787	
Field Size (mm ²)	200 x 200	300 x 300	400 x 400	

B) PROFILI

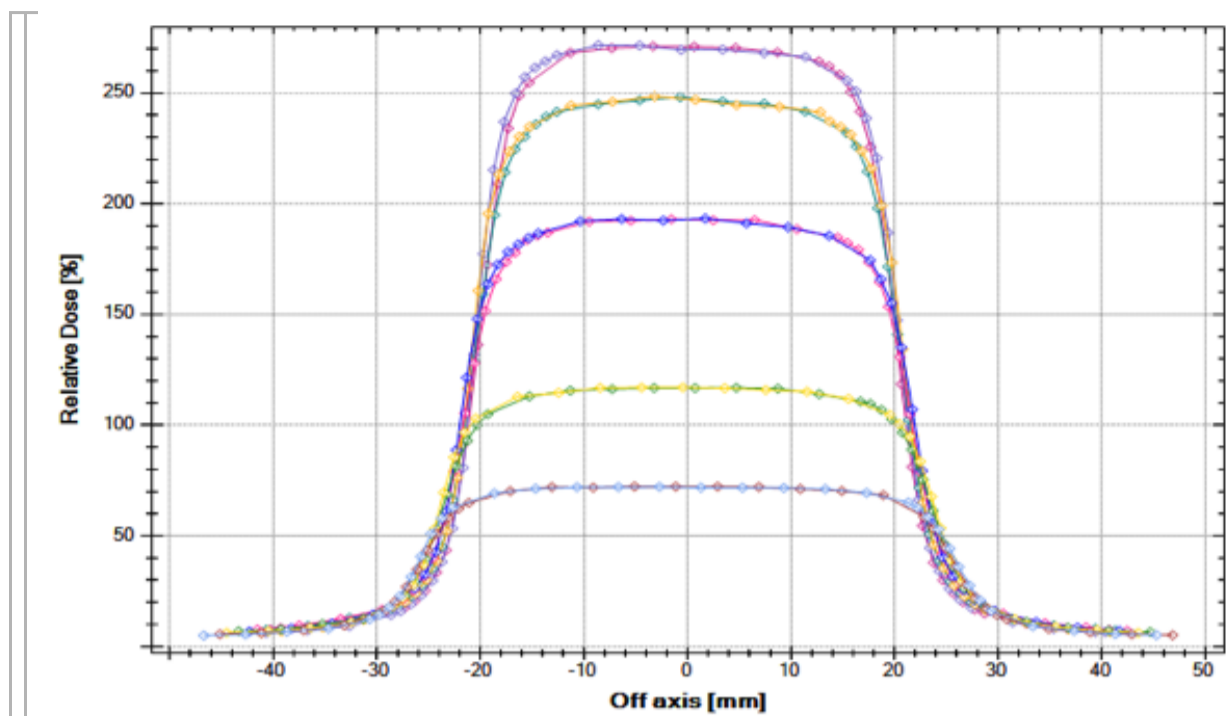
- Profili za polje veličine 2 x 2 cm²



- Profili za polje veličine 3 x 3 cm²



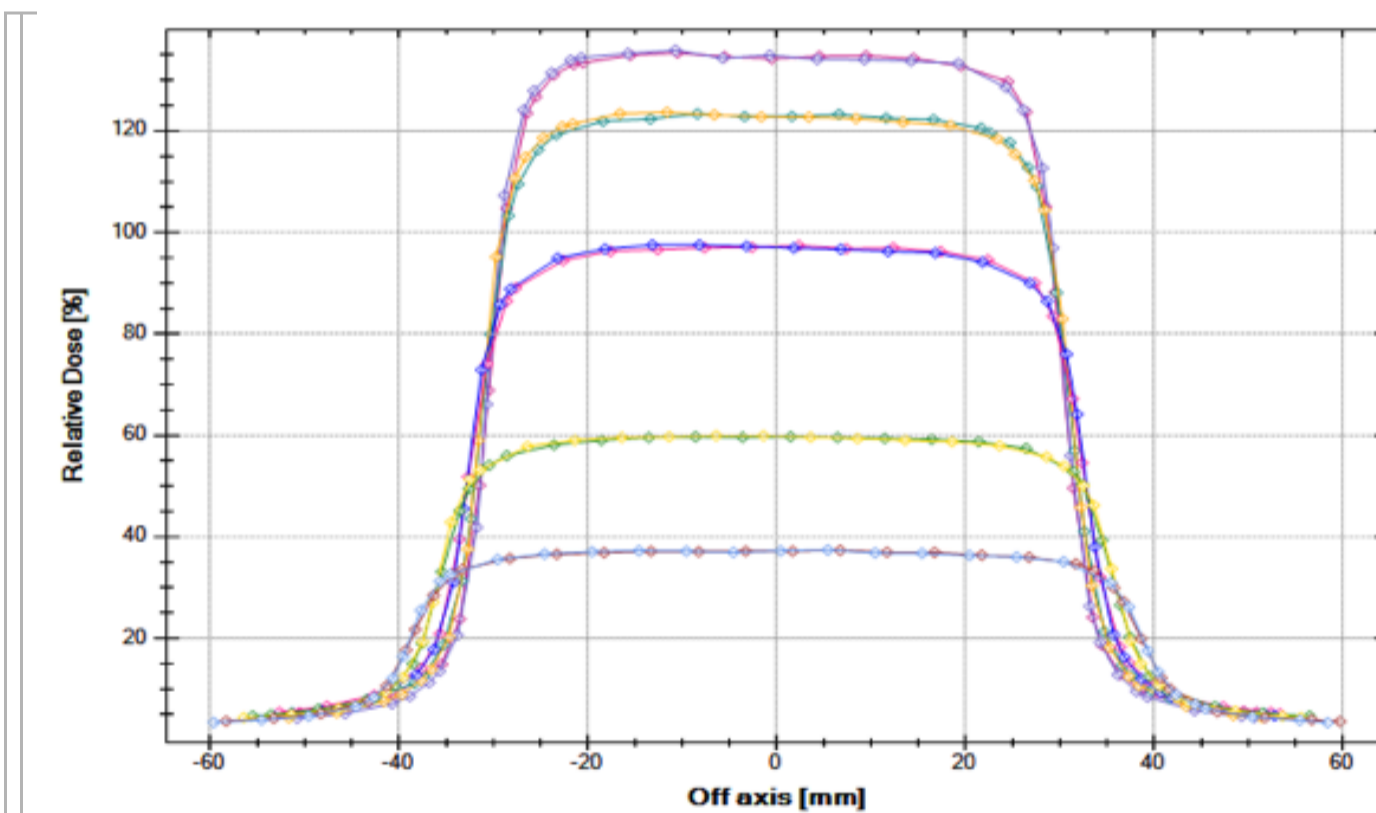
- Profili za polje veličine 4 x 4 cm²



Profili za polje veličine 40 x 40 mm²

	Flatness	Symmetry	Penumbra	FieldWidth	Scan Type	Depth
	4.80 %	1.03 %	4.8 mm - 4.7 mm	40.5 mm	Inline	24.0 mm
	4.38 %	1.57 %	4.0 mm - 4.5 mm	41.1 mm	Crossline	24.0 mm
	5.44 %	1.32 %	5.0 mm - 5.1 mm	41.6 mm	Inline	50.0 mm
	5.25 %	1.19 %	4.3 mm - 4.8 mm	42.1 mm	Crossline	50.0 mm
	5.21 %	1.25 %	5.4 mm - 5.5 mm	43.7 mm	Inline	100.0 mm
	5.15 %	1.87 %	4.9 mm - 5.1 mm	44.1 mm	Crossline	100.0 mm
	5.25 %	1.16 %	6.0 mm - 6.2 mm	47.8 mm	Inline	200.0 mm
	5.37 %	2.14 %	5.5 mm - 5.8 mm	48.3 mm	Crossline	200.0 mm
	6.22 %	2.16 %	7.1 mm - 6.8 mm	51.9 mm	Inline	300.0 mm
	4.91 %	1.72 %	6.0 mm - 6.9 mm	52.4 mm	Crossline	300.0 mm

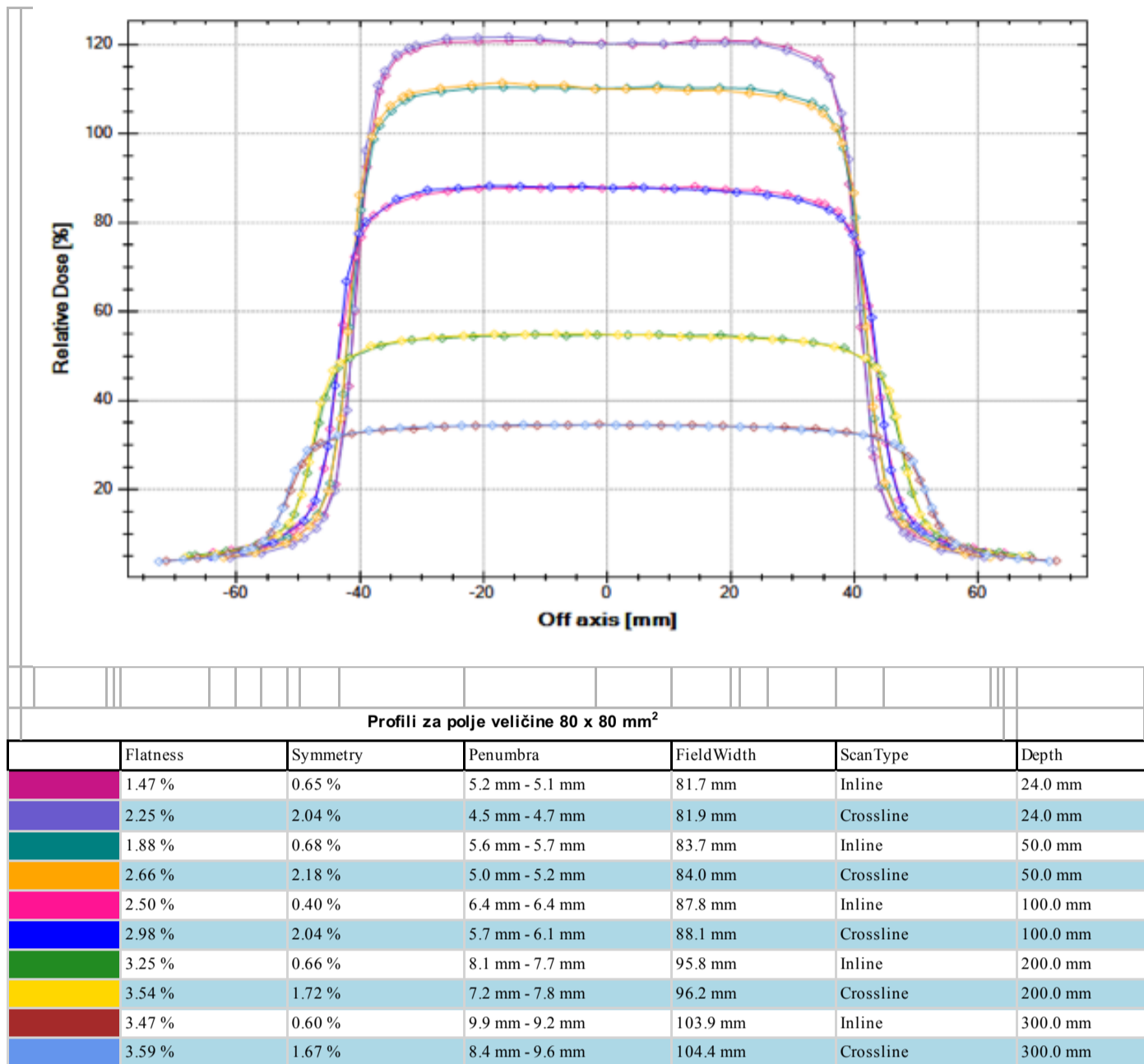
- Profili za polje veličine 6 x 6 cm²



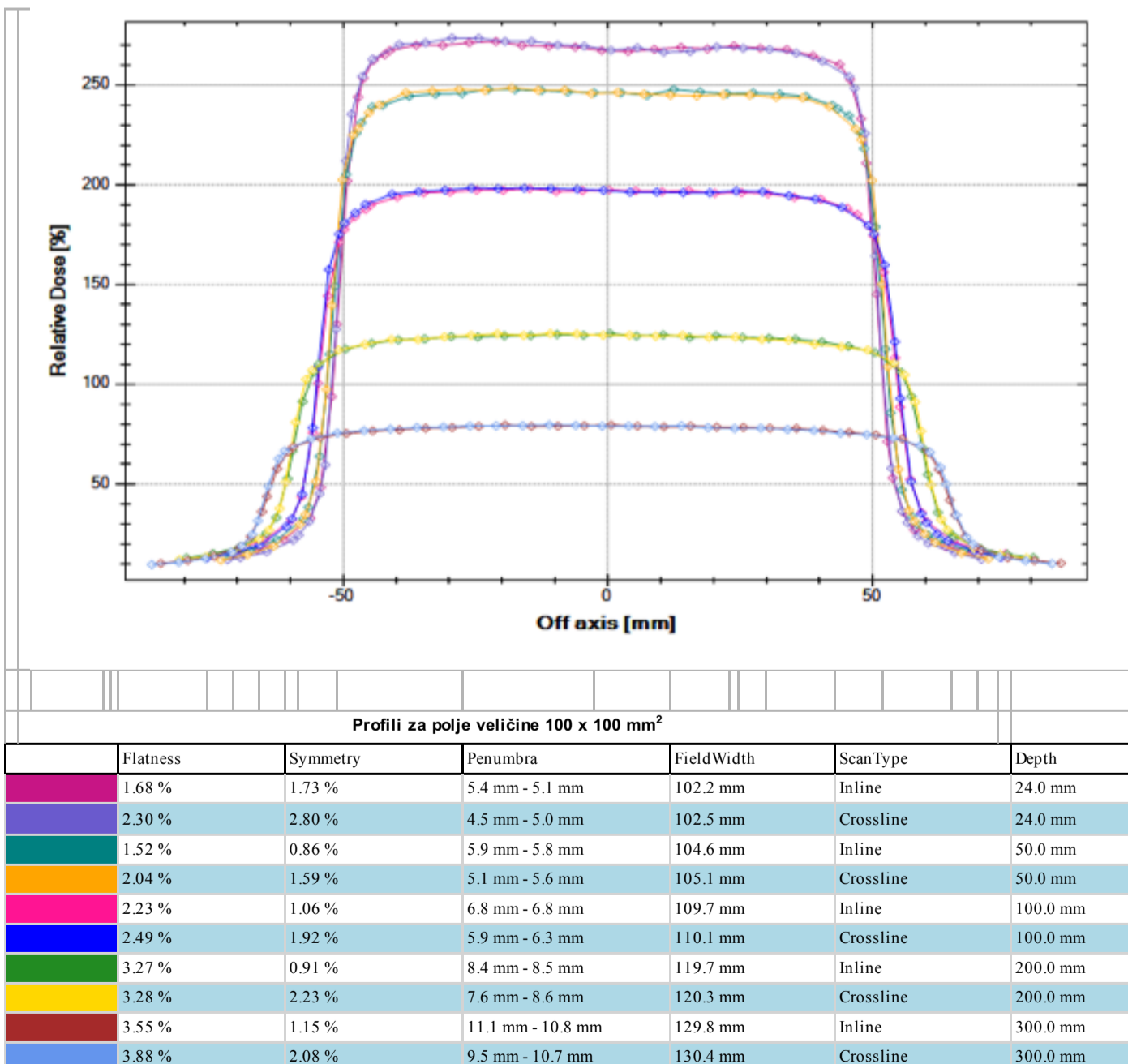
Profili za polje veličine 60 x 60 mm²

	Flatness	Symmetry	Penumbra	FieldWidth	Scan Type	Depth
	2.39 %	1.15 %	5.0 mm - 5.1 mm	61.2 mm	Inline	24.0 mm
	2.97 %	2.23 %	4.4 mm - 4.6 mm	61.3 mm	Crossline	24.0 mm
	2.83 %	0.46 %	5.6 mm - 5.7 mm	62.7 mm	Inline	50.0 mm
	3.37 %	1.89 %	4.9 mm - 5.3 mm	62.9 mm	Crossline	50.0 mm
	3.70 %	0.56 %	6.0 mm - 6.2 mm	65.8 mm	Inline	100.0 mm
	3.81 %	1.98 %	5.5 mm - 5.6 mm	65.9 mm	Crossline	100.0 mm
	3.85 %	0.88 %	6.9 mm - 7.0 mm	71.9 mm	Inline	200.0 mm
	3.81 %	1.80 %	6.4 mm - 6.8 mm	72.1 mm	Crossline	200.0 mm
	3.98 %	0.89 %	7.9 mm - 8.8 mm	78.0 mm	Inline	300.0 mm
	4.19 %	1.81 %	7.4 mm - 8.0 mm	78.2 mm	Crossline	300.0 mm

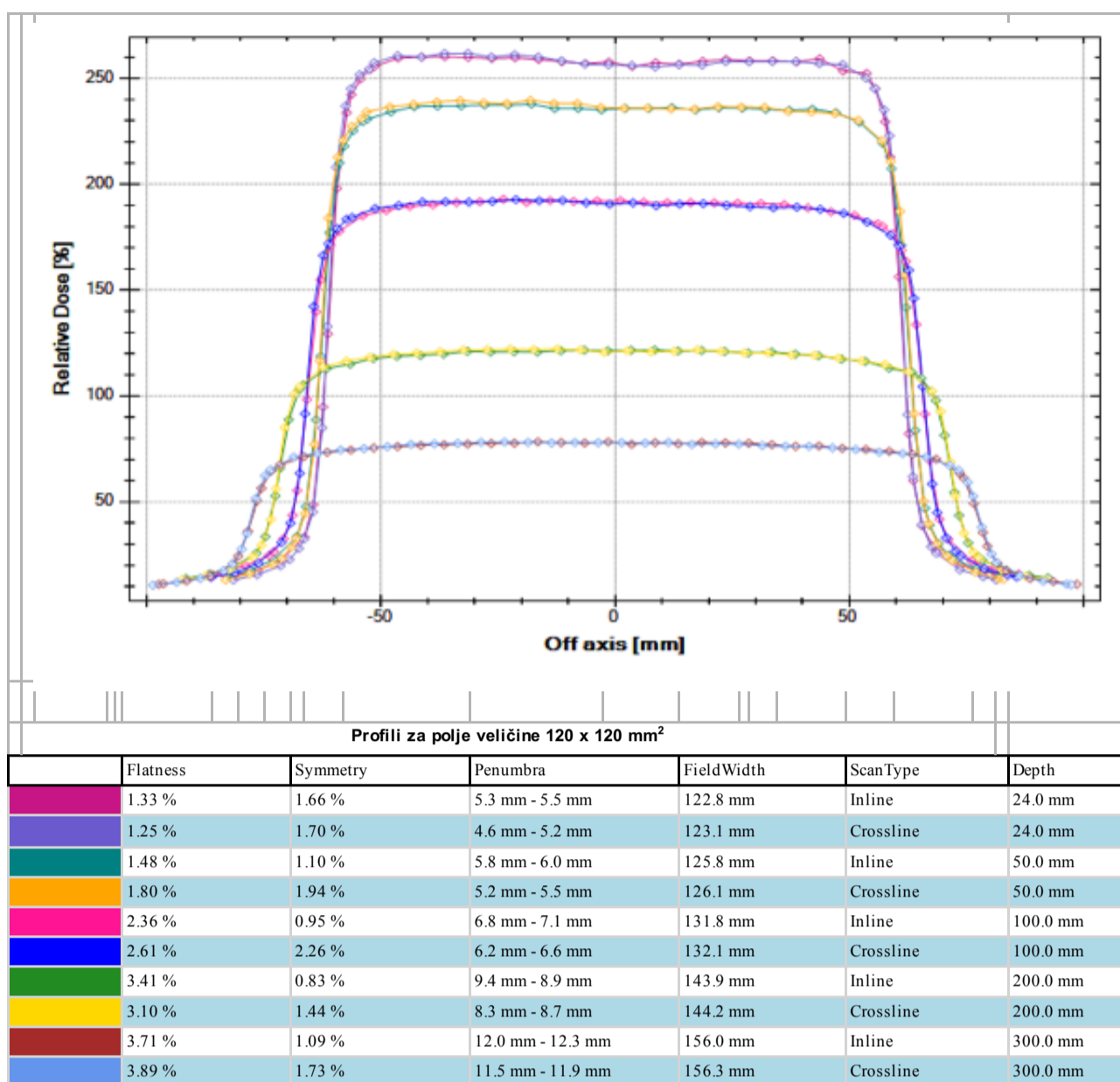
- Profili za polje veličine 8 x 8 cm²



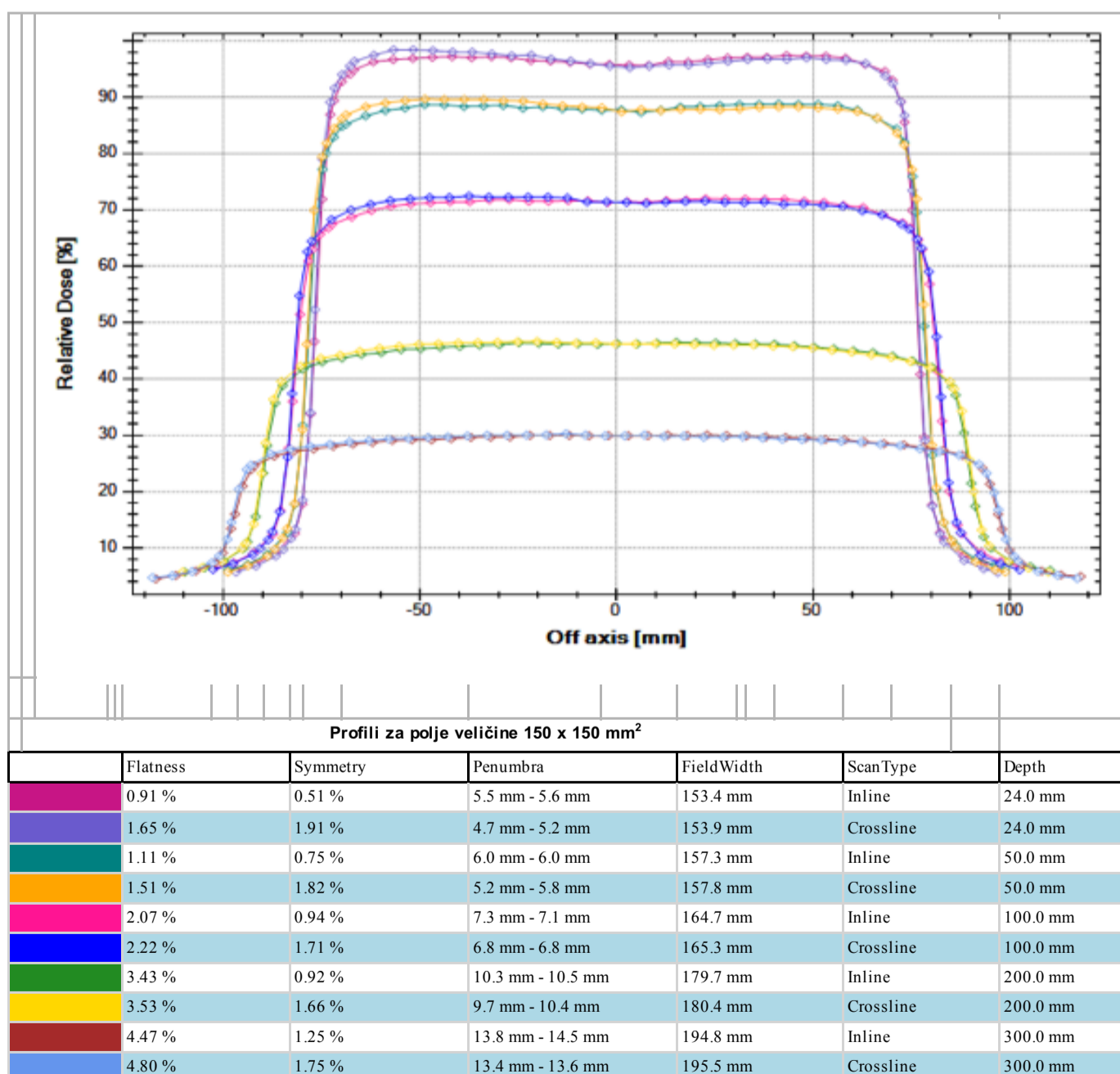
- Profili za polje veličine 10 x 10 cm²



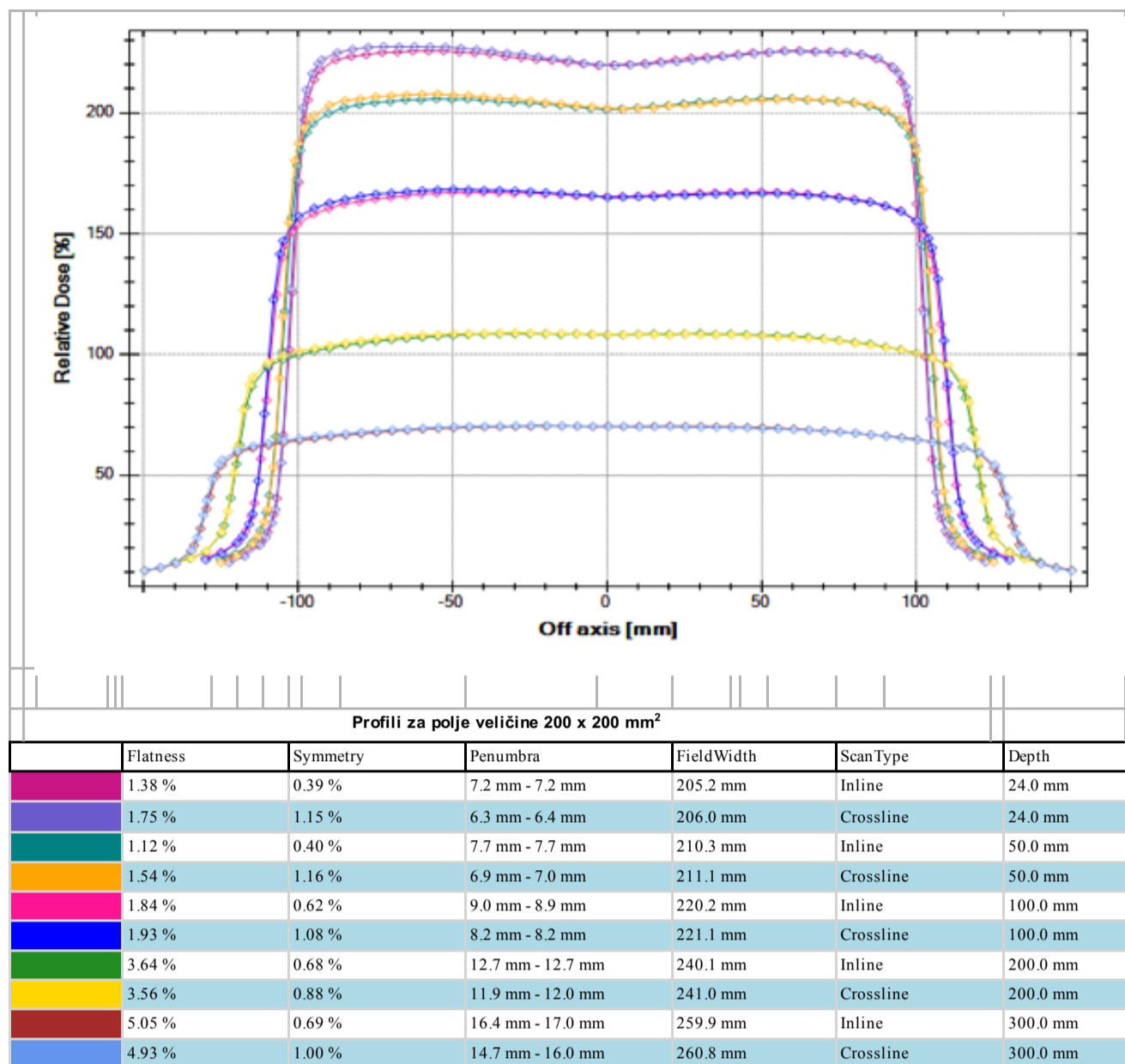
- Profili za polje veličine 12 x 12 cm²



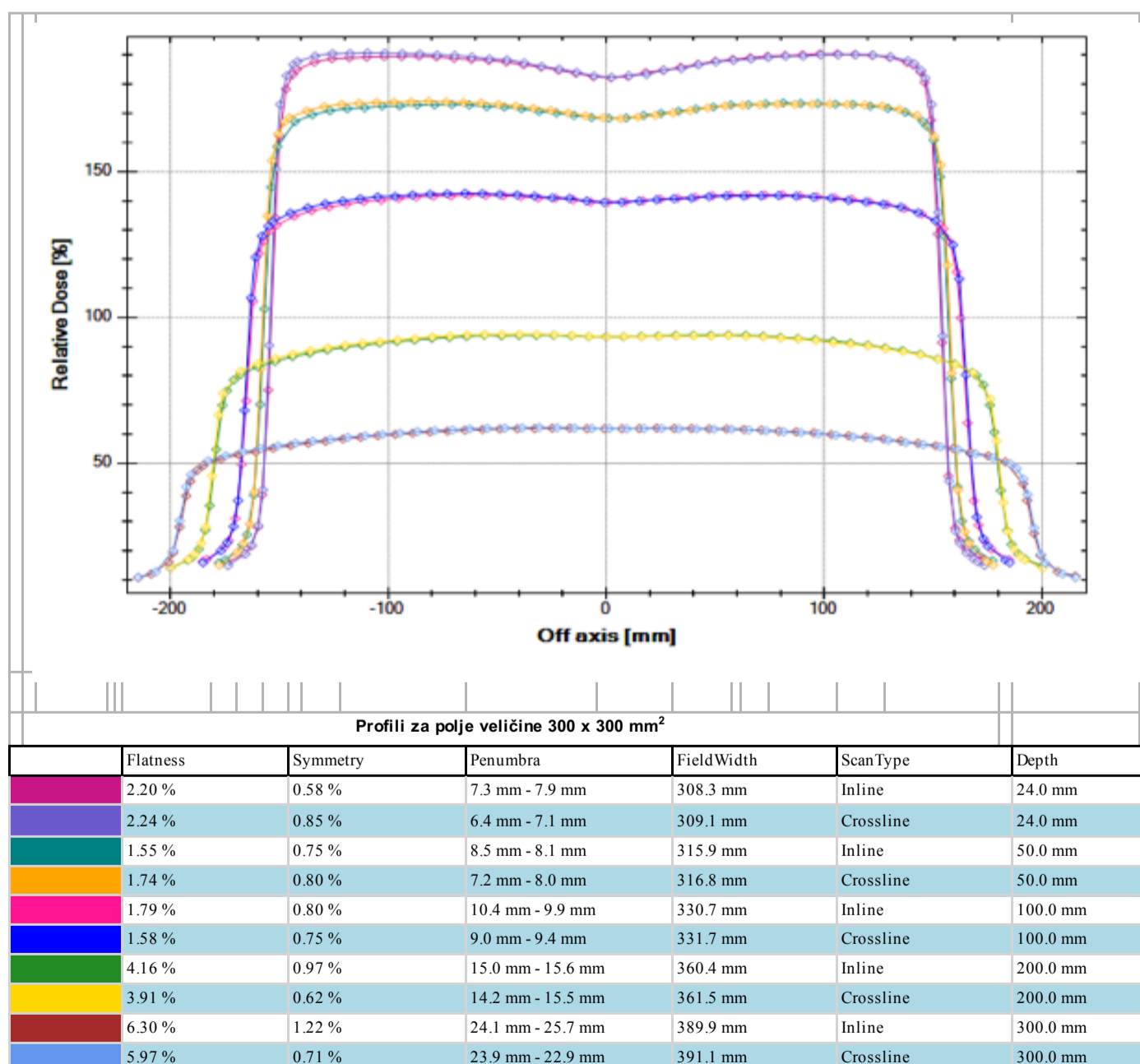
- Profili za polje veličine 15 x 15 cm²



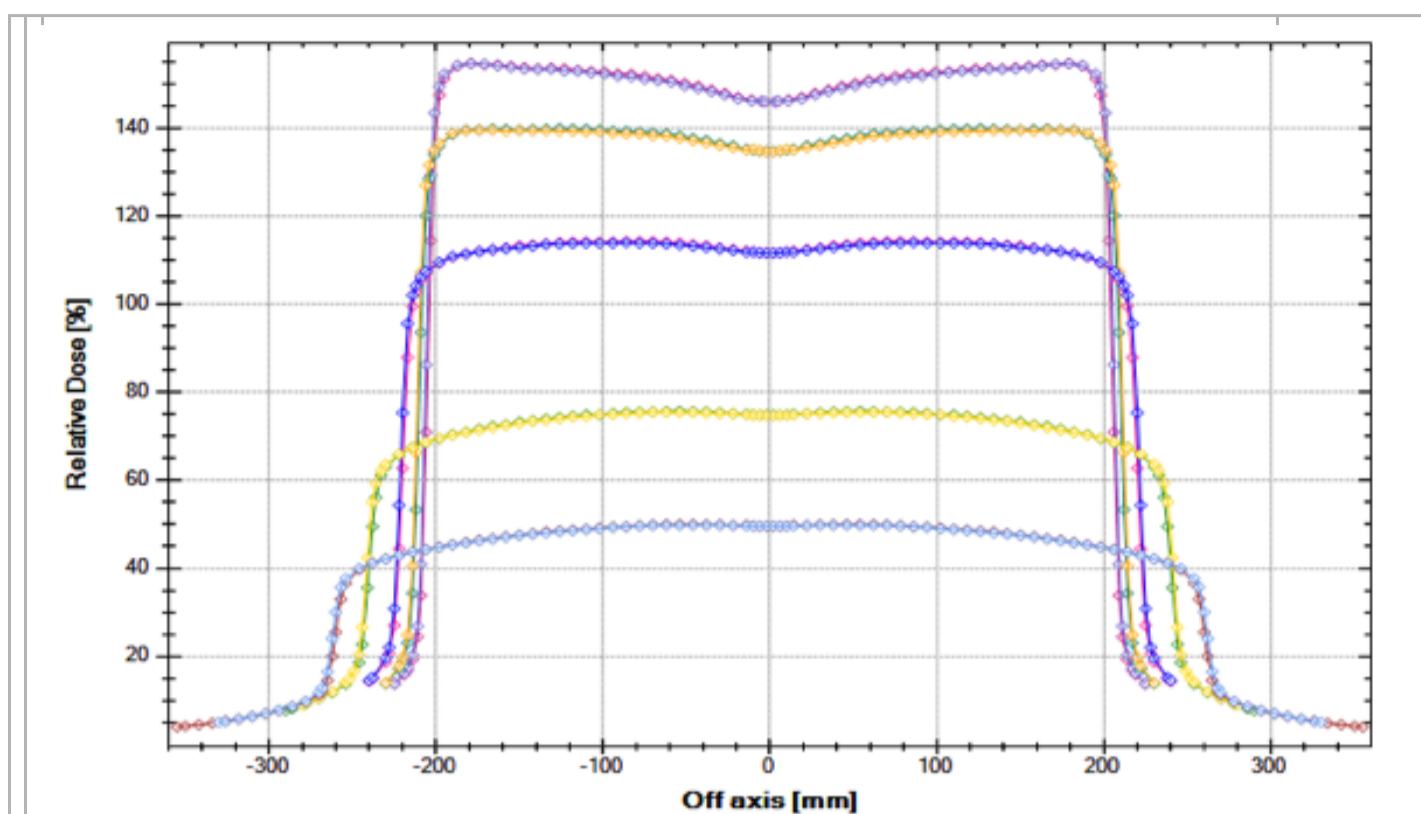
- Profili za polje veličine 20 x 20 cm²



- Profili za polje veličine 30 x 30 cm²



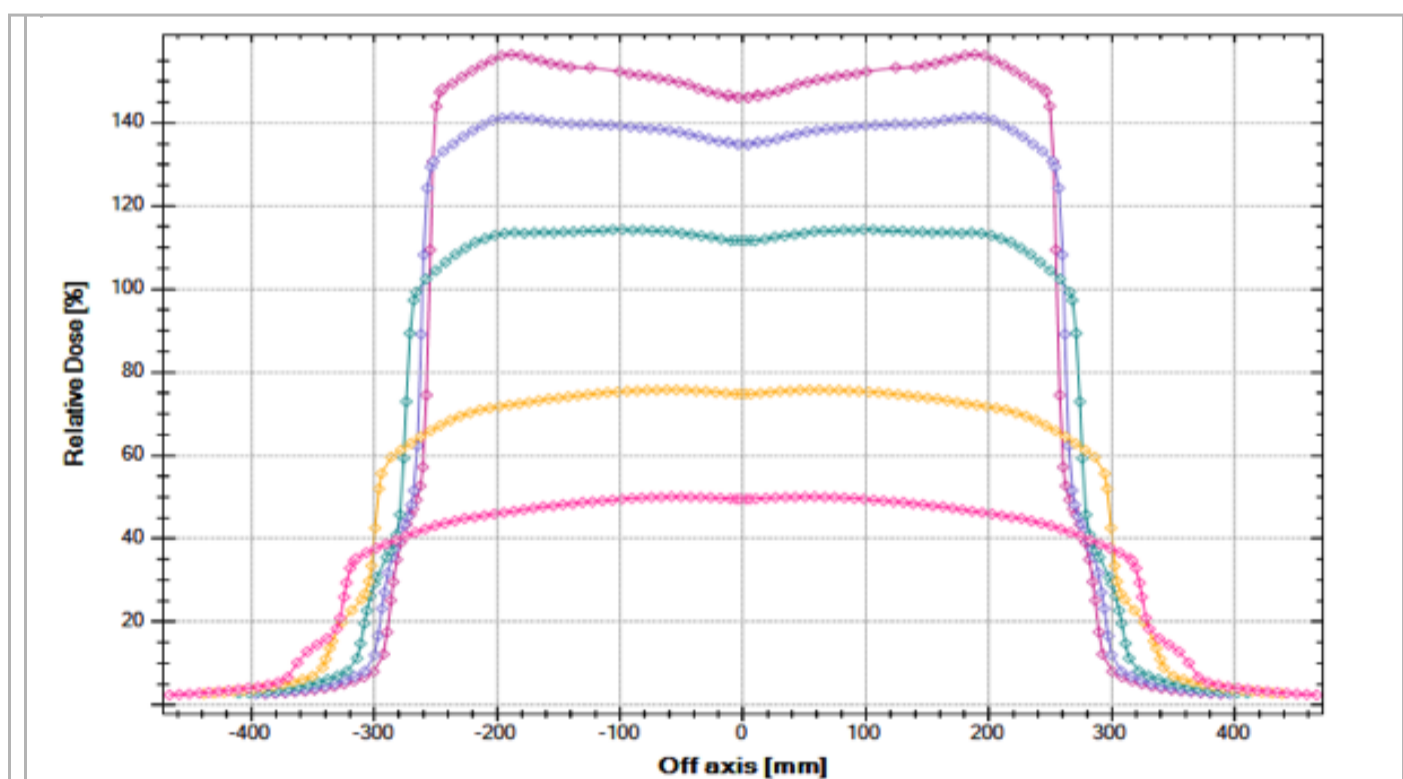
- Profili za polje veličine 40 x 40 cm²



Profili za polje veličine 400 x 400 mm²

	Flatness	Symmetry	Penumbra	FieldWidth	ScanType	Depth
	2.79 %	0.00 %	7.2 mm - 7.2 mm	411.6 mm	Inline	24.0 mm
	2.74 %	0.00 %	6.8 mm - 6.8 mm	413.7 mm	Crossline	24.0 mm
	1.89 %	0.00 %	8.5 mm - 8.5 mm	421.9 mm	Inline	50.0 mm
	1.79 %	0.00 %	7.7 mm - 7.7 mm	423.8 mm	Crossline	50.0 mm
	1.17 %	0.00 %	10.6 mm - 10.6 mm	441.6 mm	Inline	100.0 mm
	1.05 %	0.00 %	10.0 mm - 10.0 mm	443.8 mm	Crossline	100.0 mm
	3.83 %	0.00 %	18.3 mm - 18.3 mm	481.2 mm	Inline	200.0 mm
	3.80 %	0.00 %	16.4 mm - 16.4 mm	483.8 mm	Crossline	200.0 mm
	6.20 %	0.00 %	30.6 mm - 30.6 mm	520.6 mm	Inline	300.0 mm
	6.15 %	0.00 %	30.4 mm - 30.4 mm	523.7 mm	Crossline	300.0 mm

- Dijagonalni profili za polje veličine 40 x 40 cm²

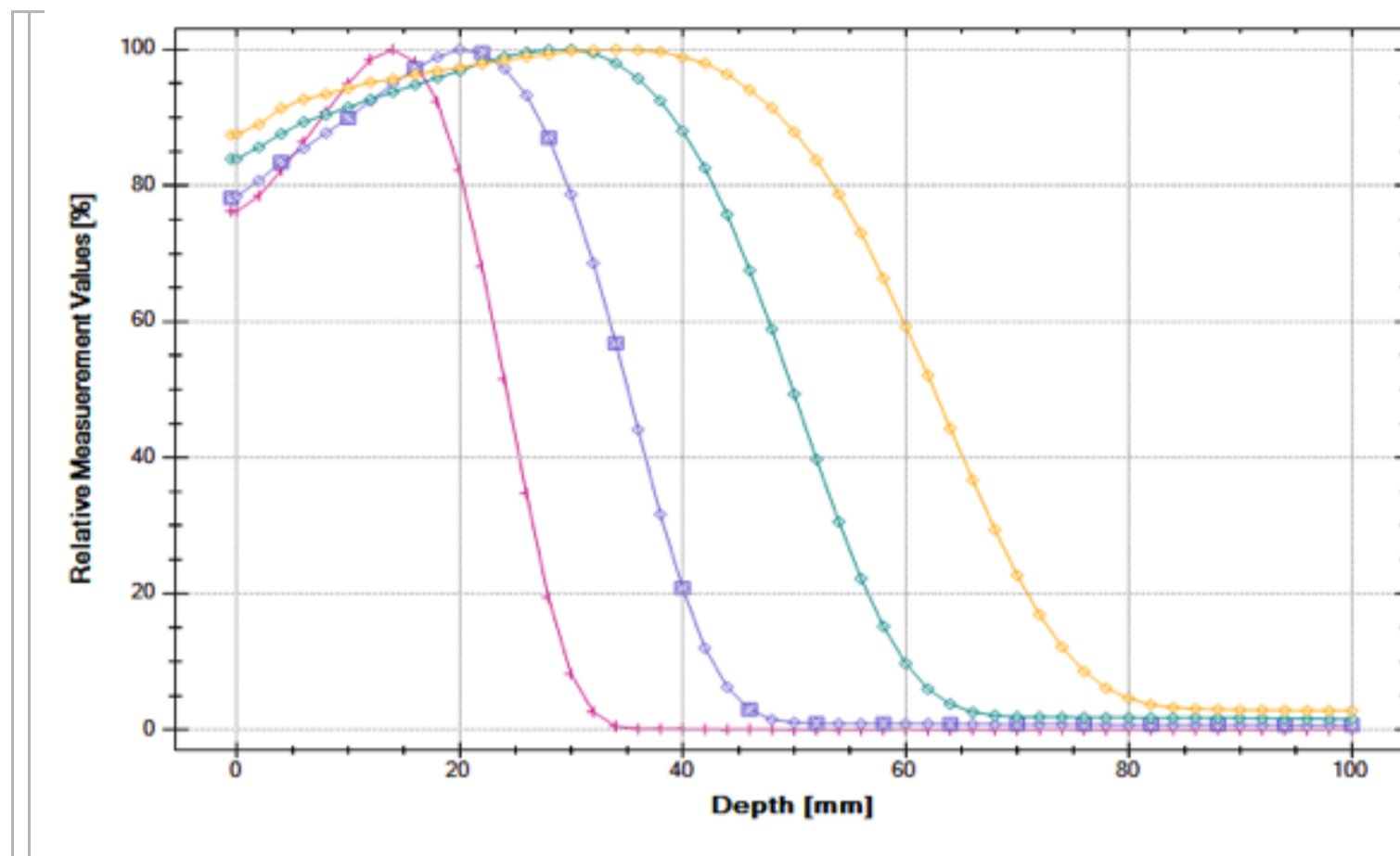


Profili za polje veličine 400 x 400 mm², dijagonalno

	Flatness	Symmetry	Penumbra	FieldWidth	ScanType	Depth
	3.42 %	0.00 %	30.9 mm - 30.9 mm	515.7 mm	Diagonal --/++	24.0 mm
	2.36 %	0.00 %	32.1 mm - 32.1 mm	528.7 mm	Diagonal --/++	50.0 mm
	1.62 %	0.00 %	35.1 mm - 35.1 mm	553.6 mm	Diagonal --/++	100.0 mm
	5.37 %	0.00 %	49.6 mm - 49.6 mm	602.1 mm	Diagonal --/++	200.0 mm
	8.64 %	0.00 %	80.2 mm - 80.2 mm	650.6 mm	Diagonal --/++	300.0 mm

4.2.ELEKTRONSKI SNOPOVI

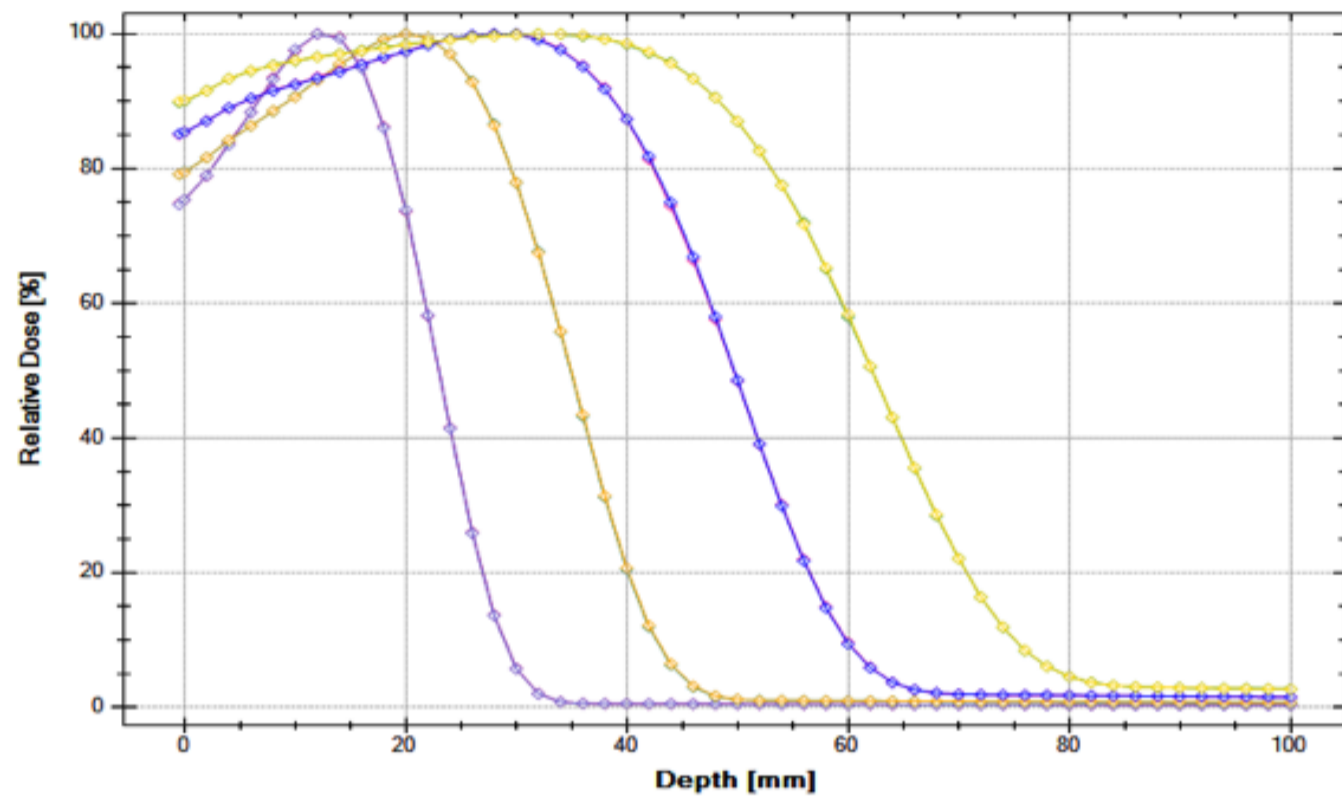
4.2.1. POSTOTNA DUBINSKA DOZA OTVORENOG POLJA ZA ENERGIJE 6, 9, 12 I 15 MeV



PDD za 4 energije				
	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
D _x	0.06 %	0.68 %	1.59 %	2.80 %
R ₁₀₀	14.0 mm	20.0 mm	30.0 mm	34.0 mm
R ₅₀	24.2 mm	35.1 mm	49.9 mm	62.5 mm
R ₈₀	20.3 mm	29.7 mm	42.7 mm	53.5 mm

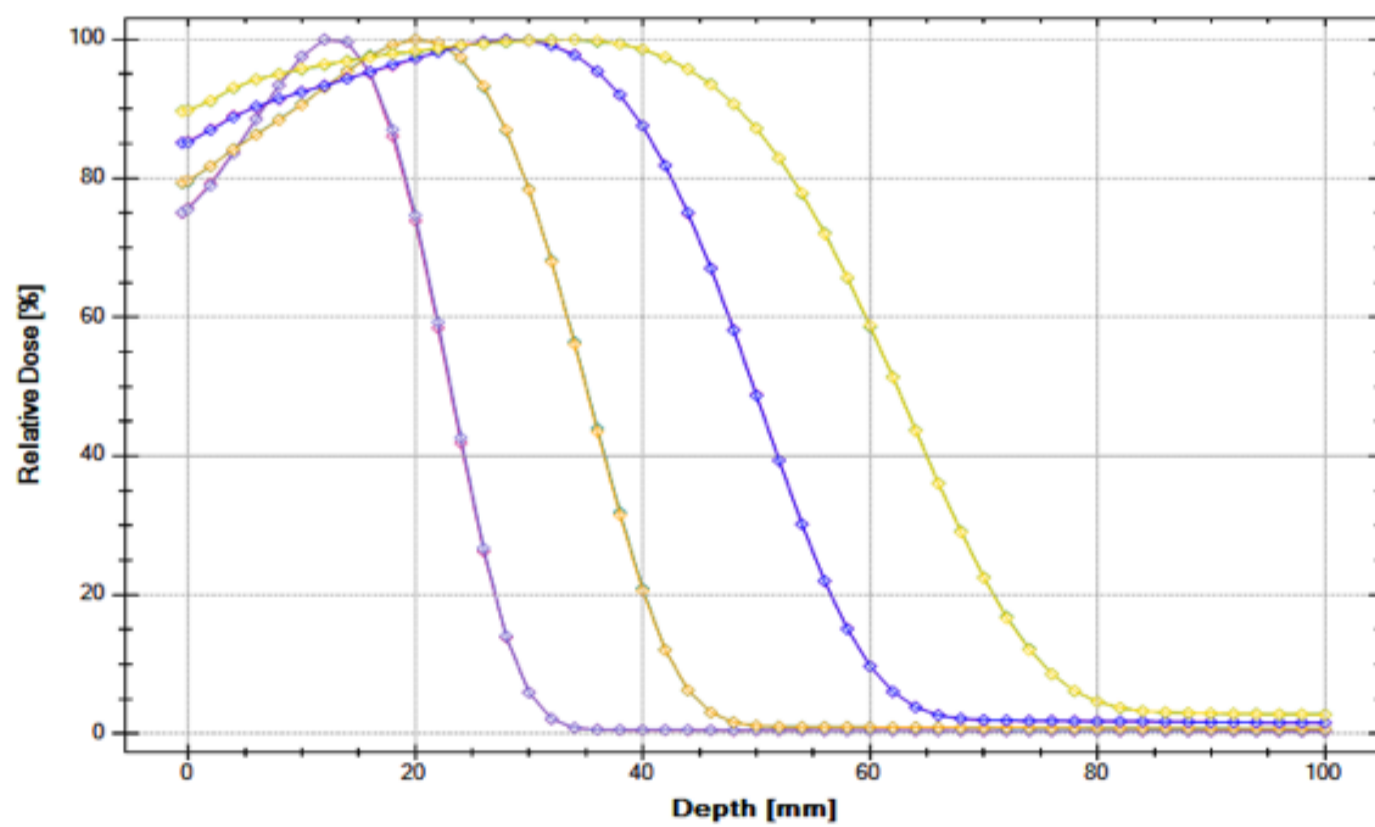
4.2.2. POSTOTNA DUBINSKA DOZA ZA ENERGIJE 6, 9, 12 I 15 MeV S APLIKATORIMA

A) APLIKATOR 10 x 10 cm²



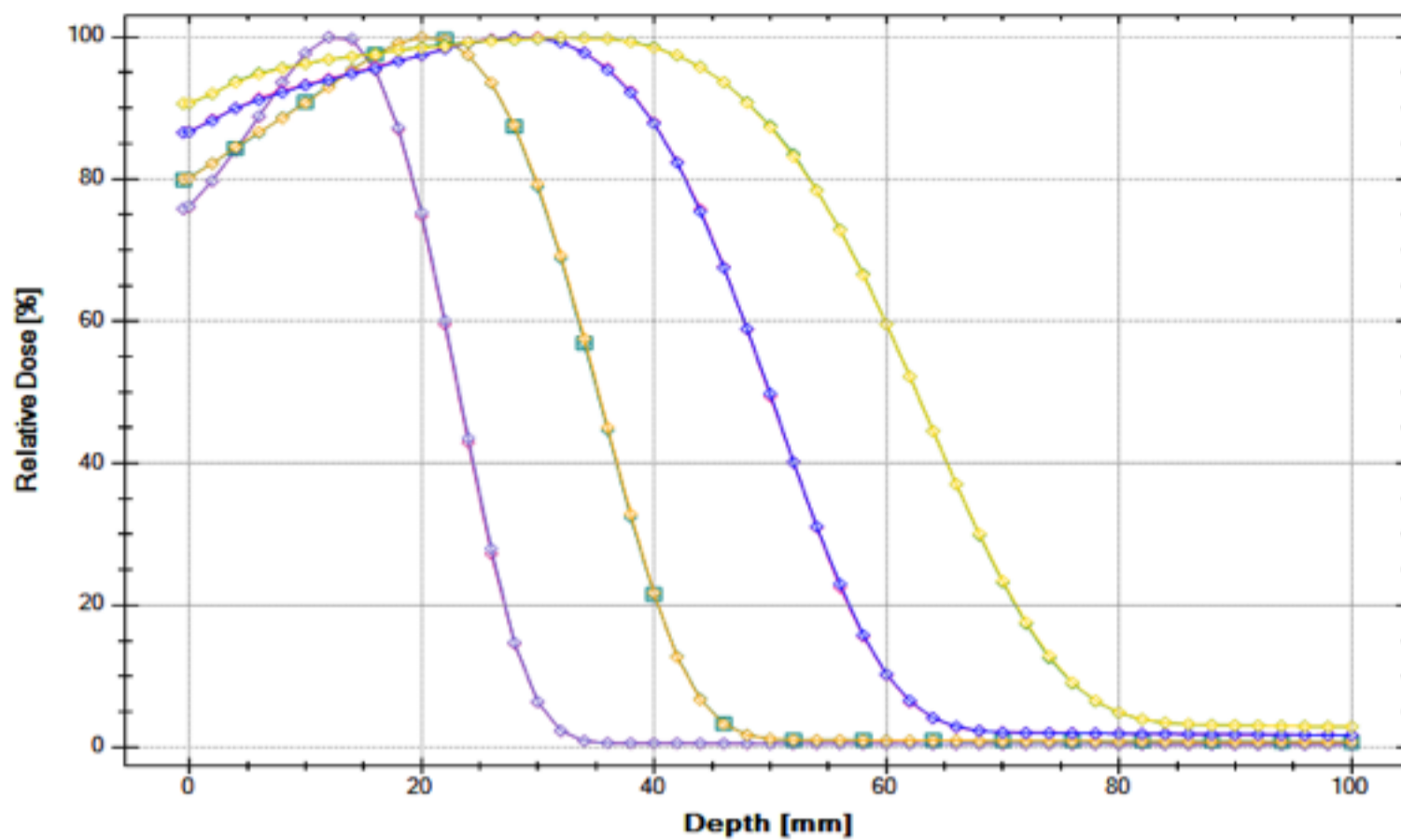
PDD za polje s aplikatorom 100 x 100 mm ²				
	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Dx	0.33 %	0.75 %	1.54 %	2.73 %
R100	12.0 mm	20.0 mm	30.0 mm	32.0 mm
R50	23.0 mm	34.9 mm	49.7 mm	62.2 mm
R80	19.0 mm	29.5 mm	42.5 mm	53.0 mm

B) APLIKATOR 15 X 15 cm²



PDD za polje s aplikatorom 150 x 150 mm ²				
	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Dx	0.35 %	0.69 %	1.60 %	2.77 %
R100	12.0 mm	20.0 mm	28.0 mm	34.0 mm
R50	23.1 mm	35.0 mm	49.7 mm	62.3 mm
R80	19.1 mm	29.6 mm	42.5 mm	53.1 mm

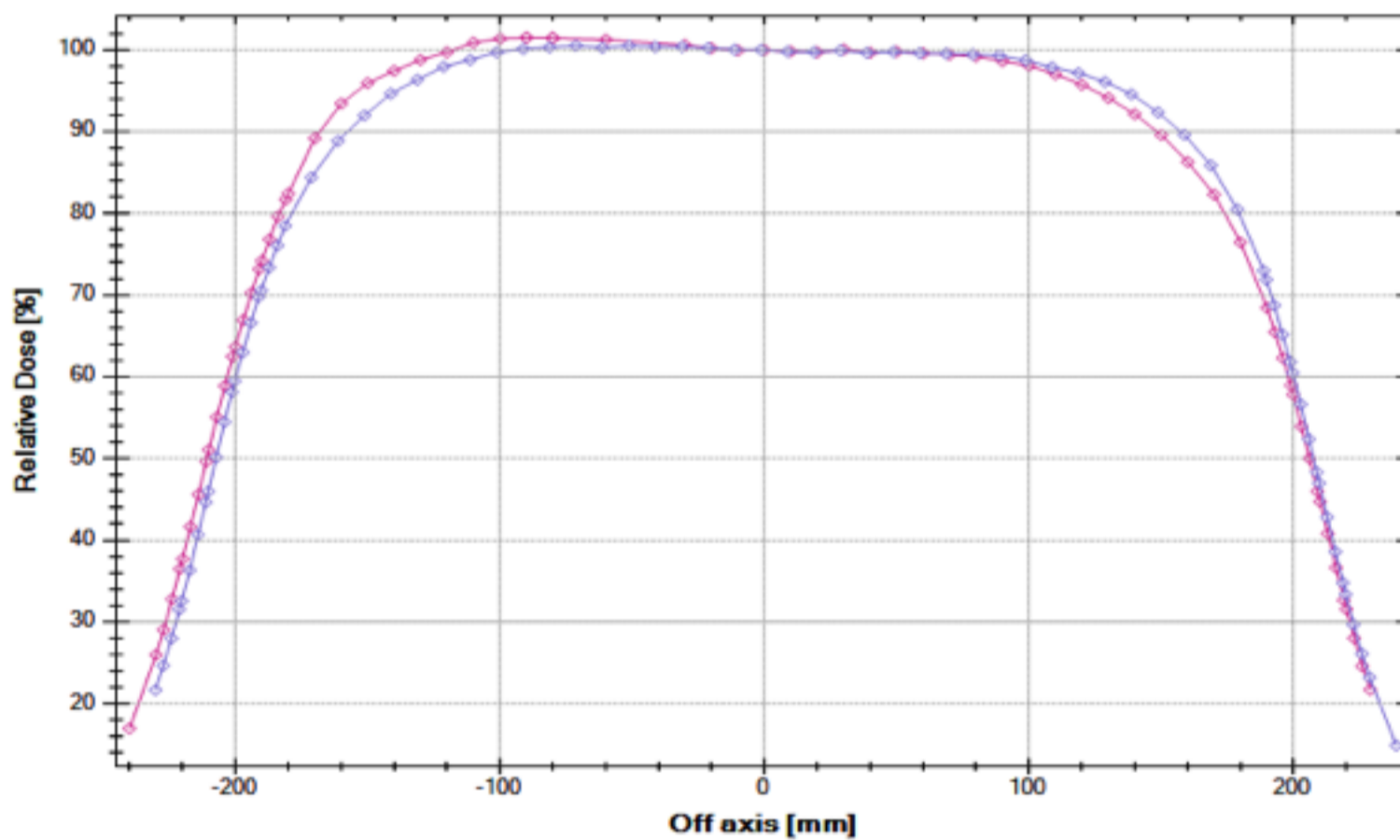
C) APLIKATOR 25 x 25 cm²



PDD za polje s aplikatorom 250 x 250 mm ²				
Dx	0.35 %	0.76 %	1.70 %	2.90 %
R100	12.0 mm	20.0 mm	28.0 mm	32.0 mm
R50	23.2 mm	35.2 mm	49.9 mm	62.6 mm
R80	19.2 mm	29.8 mm	42.6 mm	53.3 mm

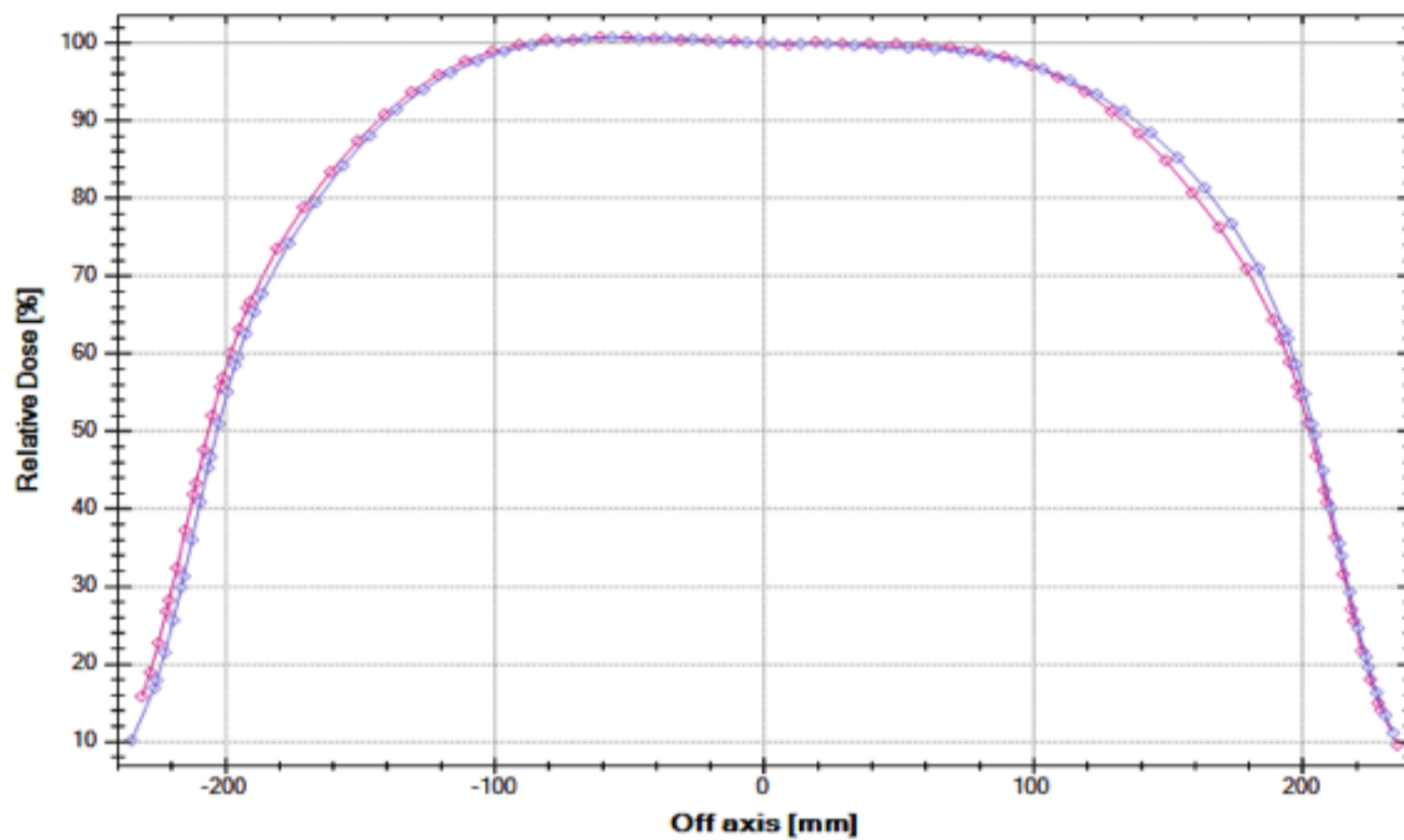
4.2.3. PROFILI ZA OTVORENO POLJE 40 x 40 cm² ZA ENERGIJE 6, 9, 12 I 15 MeV

A) PROFIL ZA 6 MeV



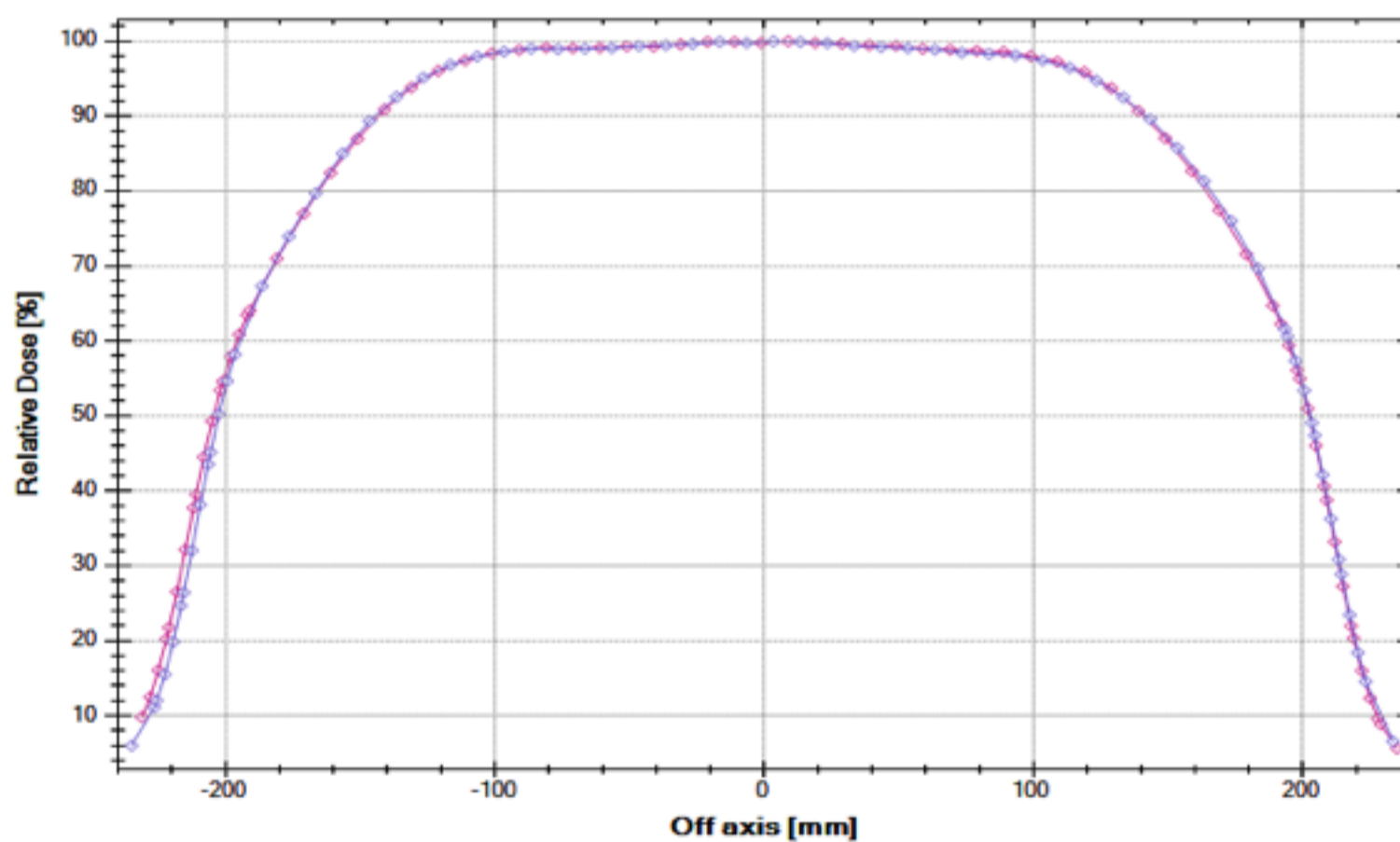
Profil za energiju jakosti 6 MeV					
	Flatness	Symmetry	FieldWidth	ScanType	Energy
	9.12 %	7.12 %	416.8 mm	Inline	6MeV
	7.33 %	1.19 %	414.9 mm	Crossline	6MeV

B) PROFIL ZA 9 MeV



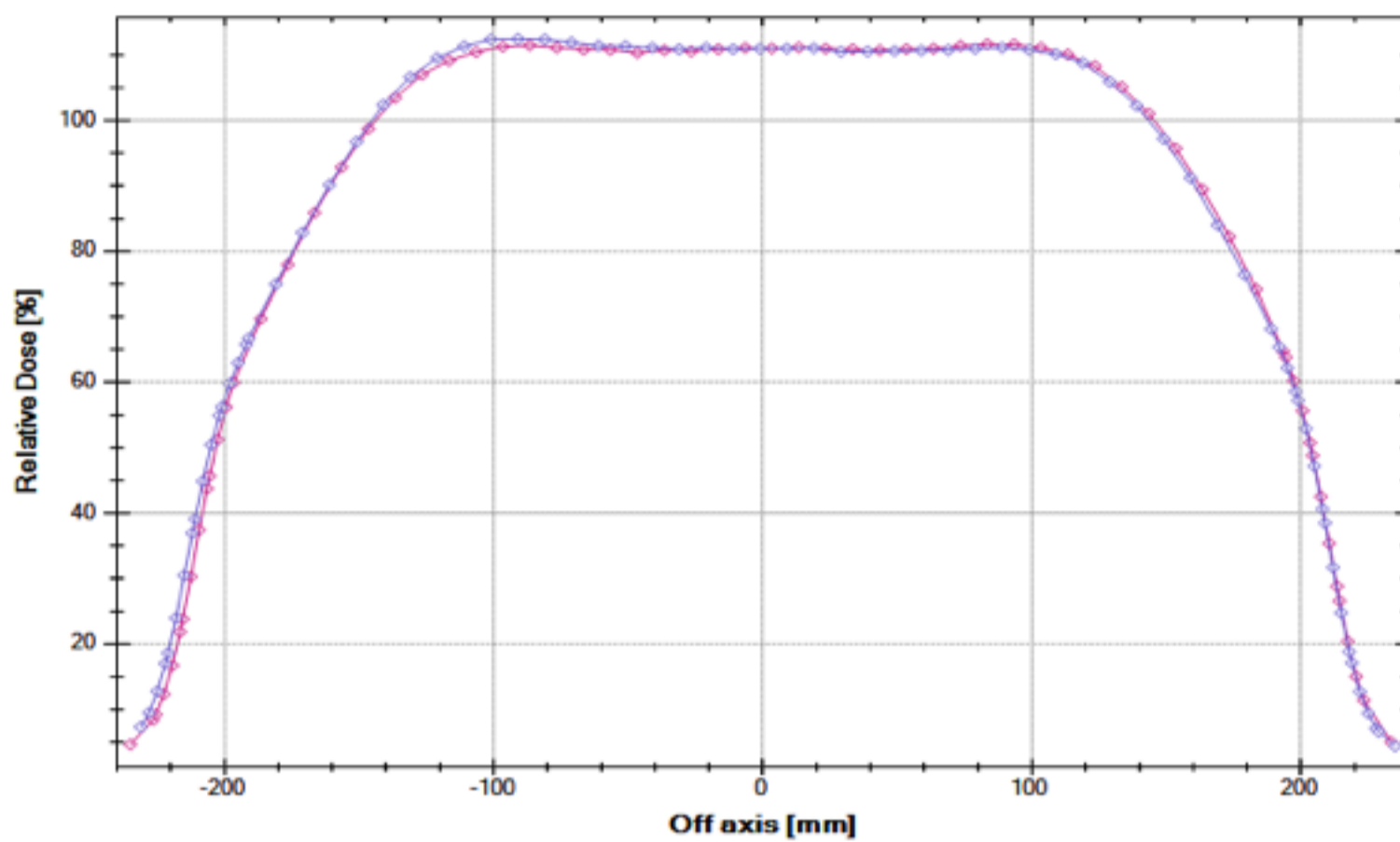
Profil za energiju jakosti 9 MeV					
	Flatness	Symmetry	FieldWidth	ScanType	Energy
	11.80 %	3.61 %	409.1 mm	Inline	9MeV
	10.62 %	1.60 %	407.3 mm	Crossline	9MeV

C) PROFIL 12 MV



Profil za energiju jakosti 12 MeV					
	Flatness	Symmetry	FieldWidth	ScanType	Energy
	10.57 %	0.93 %	407.2 mm	Inline	12MeV
	10.00 %	1.12 %	405.6 mm	Crossline	12MeV

D) PROFIL ZA 15 MeV



Profil za energiju jakosti 15 MeV					
	Flatness	Symmetry	FieldWidth	ScanType	Energy
	10.42 %	0.98 %	400.5 mm	Crossline	15MeV
	11.17 %	1.56 %	401.7 mm	Inline	15MeV

4.3. APSOLUTNA DOZA

4.3.1. FOTONSKI SNOPOVI

A) ENERGIJA X6 MV

Radiation Quality and Chamber		PTW 30013 Farmer	0.6 cm ³ waterproof
High Energy Photons	Select Chamber	Serial Number: 007269	r _{cyl} [cm]: 0,305
<small>Use cylindrical ion chamber only Reference Depth is 10 cm in water (5 cm for TPR_{20,10} < 0.7 allowed) Point of measurement is on the axis of cylindrical chambers</small>		N _{D,w} [Gy/C]: 5,378E07	
High Energy Photons			
Raw Reading:	M _{raw} [C]	1.250E-8	
Calibration Factor:	N _{D,w} [Gy/C]	5.378E07	
Air Density Correction:	k _{TP}	1.011	
Beam Quality Index:	TRP _{20,10}	1.207	
Beam Quality Correction:	k _Q	0.991	
Humidity Correction:	k _h	1.000	
Polarity Correction:	k _{pol}	1.001	
Recombination Correction:	k _S	1.001	
Electrometer Calibration Factor:	k _{elec}	1.000	
Corrected Reading (electrical Charge):	M _Q [C]	1.267E-8	
$D_{w,Q} = N_{D,w} * k_Q * M_Q$		6.750E-1	Gy Absorbed Dose to Water

B) ENERGIJA X6 FFF MV

Radiation Quality and Chamber		PTW 30013 Farmer	0.6 cm ³ waterproof
High Energy Photons	Select Chamber	Serial Number: 007269	r _{cyl} [cm]: 0,305
<small>Use cylindrical ion chamber only Reference Depth is 10 cm in water (5 cm for TPR_{20,10} < 0.7 allowed) Point of measurement is on the axis of cylindrical chambers</small>		N _{D,w} [Gy/C]: 5,378E07	
High Energy Photons			
Raw Reading:	M _{raw} [C]	1.190E-8	
Calibration Factor:	N _{D,w} [Gy/C]	5.378E07	
Air Density Correction:	k _{TP}	1.011	
Beam Quality Index:	TRP _{20,10}	1.207	
Beam Quality Correction:	k _Q	0.996	
Humidity Correction:	k _h	1.000	
Polarity Correction:	k _{pol}	1.003	
Recombination Correction:	k _S	1.002	
Electrometer Calibration Factor:	k _{elec}	1.000	
Corrected Reading (electrical Charge):	M _Q [C]	1.209E-8	
$D_{w,Q} = N_{D,w} * k_Q * M_Q$		6.478E-1	Gy Absorbed Dose to Water

C) ENERGIJA X10 MV

Radiation Quality and Chamber		PTW 30013 Farmer	0.6 cm ³ waterproof
High Energy Photons	Select Chamber	Serial Number: 007269	r _{cyl} [cm]: 0,305
<small>Use cylindrical ion chamber only Reference Depth is 10 cm in water (5 cm for TPR_{20,10} < 0.7 allowed) Point of measurement is on the axis of cylindrical chambers</small>		N _{D,W} [Gy/C]: 5,378E07	

High Energy Photons	
Raw Reading:	M _{raw} [C] 1.400E-8
Calibration Factor:	N _{D,W} [Gy/C] 5.378E07
Air Density Correction:	k _{TP} 1.011
Beam Quality Index:	TRP _{20,10} 1.207
Beam Quality Correction:	k _Q 0.980
Humidity Correction:	k _h 1.000
Polarity Correction:	k _{pol} 1.002
Recombination Correction:	k _S 1.002
Electrometer Calibration Factor:	k _{elec} 1.000
Corrected Reading (electrical Charge):	M _Q [C] 1.421E-8

D_{w,Q} = N_{D,W} * k_Q * M_Q 7.491E-1 Gy Absorbed Dose to Water

4.3.2. ELEKTRONSKI SNOPOVI

A) ENERGIJA 6 MeV

Radiation Quality and Chamber		PTW 34045 Adv. Markus	plane-parallel
High Energy Electrons	Select Chamber	Serial Number: 01082	r _{cyl} [cm]: 0,000
<small>Plane-parallel ion chamber preferred Plane-parallel chambers mandatory below 10 MeV or for R₅₀ <= 4 g/cm² Point of measurement is on the axis of cylindrical chambers</small>		N _{D,W} [Gy/C]: 1,393E09	

High Energy Electrons	
Raw Reading:	M _{raw} [C] 7.520E-10
Calibration Factor:	N _{D,W} [Gy/C] 1.393E09
Air Density Correction:	k _{TP} 1.011
Beam Quality Index:	R ₅₀ [cm] 0.000
Beam Quality Correction:	k _Q 0.938
Reference Depth:	z _{ref} [cm] -0.100
Humidity Correction:	k _h 1.000
Polarity Correction:	k _{pol} 1.012
Recombination Correction:	k _S 1.000
Electrometer Calibration Factor:	k _{elec} 1.000
Corrected Reading (electrical Charge):	M _Q [C] 7.696E-10

D_{w,Q} = N_{D,W} * k_Q * M_Q = 1.006E00 Gy Absorbed Dose to Water

B) ENERGIJA 9 MeV

Radiation Quality and Chamber		PTW 34045 Adv. Markus	plane-parallel
High Energy Electrons	Select Chamber	Serial Number: 01082	r_{cyl} [cm]: 0,000
Plane-parallel ion chamber preferred Plane-parallel chambers mandatory below 10 MeV or for $R_{50} \leq 4 \text{ g/cm}^2$ Point of measurement is on the axis of cylindrical chambers		$N_{D,W}$ [Gy/C]: 1,393E09	

High Energy Electrons	
Raw Reading:	M_{raw} [C] 7.600E-10
Calibration Factor:	$N_{D,W}$ [Gy/C] 1.393E09
Air Density Correction:	k_{TP} 1.011
Beam Quality Index:	R_{50} [cm] 0.000
Beam Quality Correction:	k_Q 0.924
Reference Depth:	z_{ref} [cm] -0.100
Humidity Correction:	k_h 1.000
Polarity Correction:	k_{pol} 1.008
Recombination Correction:	k_S 1.003
Electrometer Calibration Factor:	k_{elec} 1.000
Corrected Reading (electrical Charge):	M_Q [C] 7.770E-10

$D_{W,Q} = N_{D,W} * k_Q * M_Q = 1.000E00 \text{ Gy Absorbed Dose to Water}$

C) ENERGIJA 12 MeV

Radiation Quality and Chamber		PTW 34045 Adv. Markus	plane-parallel
High Energy Electrons	Select Chamber	Serial Number: 01082	r_{cyl} [cm]: 0,000
Plane-parallel ion chamber preferred Plane-parallel chambers mandatory below 10 MeV or for $R_{50} \leq 4 \text{ g/cm}^2$ Point of measurement is on the axis of cylindrical chambers		$N_{D,W}$ [Gy/C]: 1,393E09	

High Energy Electrons	
Raw Reading:	M_{raw} [C] 7.790E-10
Calibration Factor:	$N_{D,W}$ [Gy/C] 1.393E09
Air Density Correction:	k_{TP} 1.011
Beam Quality Index:	R_{50} [cm] 0.000
Beam Quality Correction:	k_Q 0.911
Reference Depth:	z_{ref} [cm] -0.100
Humidity Correction:	k_h 1.000
Polarity Correction:	k_{pol} 1.005
Recombination Correction:	k_S 1.002
Electrometer Calibration Factor:	k_{elec} 1.000
Corrected Reading (electrical Charge):	M_Q [C] 7.933E-10

$D_{W,Q} = N_{D,W} * k_Q * M_Q = 1.007E00 \text{ Gy Absorbed Dose to Water}$

D) ENERGIJA 15 MeV

Radiation Quality and Chamber		PTW 34045 Adv. Markus	plane-parallel
High Energy Electrons	Select Chamber	Serial Number: 01082	r_{cyl} [cm]: 0,000
Plane-parallel ion chamber preferred Plane-parallel chambers mandatory below 10 MeV or for $R_{50} \leq 4$ g/cm ² Point of measurement is on the axis of cylindrical chambers		$N_{D,W}$ [Gy/C]: 1,393E09	

High Energy Electrons	
Raw Reading:	M_{raw} [C] 7.900E-10
Calibration Factor:	$N_{D,W}$ [Gy/C] 1.393E09
Air Density Correction:	k_{TP} 1.011
Beam Quality Index:	R_{50} [cm] 0.000
Beam Quality Correction:	k_Q 0.903
Reference Depth:	z_{ref} [cm] -0.100
Humidity Correction:	k_h 1.000
Polarity Correction:	k_{pol} 1.002
Recombination Correction:	k_S 1.002
Electrometer Calibration Factor:	k_{elec} 1.000
Corrected Reading (electrical Charge):	M_Q [C] 8.021E-10

IAEA 398

$$D_{W,Q} = N_{D,W} * k_Q * M_Q = 1.009E00 \text{ Gy Absorbed Dose to Water}$$

5. ZAKLJUČAK

Kako bi se radioterapije uspješno provela, važno je precizno odrediti, isplanirati i predati apsorbiranu dozu točno određenom anatomskom području od interesa. Okolna područja za to vrijeme trebaju primiti što manju moguću dozu. Za ostvarivanje tog cilja potreban je dobro organiziran timski rad liječnika, medicinskih fizičara i inženjera medicinske radiologije. Osnovni preduvjet za uspješnu radioterapiju je kontrola kvalitete i ispravnost radioterapijske opreme. Kako bi bili sigurni u ispravnost opreme, medicinski fizičari rade dnevna, kvartalna i godišnja mjerenja.

Prilikom instalacije novog medicinskog linearnog akceleratora u prostorije KBCO-a potrebno je bilo izvršiti prihvatna mjerenja. U ovome radu pokazano je koja su sva dozimetrijska mjerenja provedena u svrhu pripreme za kliničku uporabu linearnog akceleratora. U tu svrhu korištena je dozimetrijska oprema marke PTW i IBA koja uključuje vodene fantome, planparalelne i cilindrične ionizacijske komorice te elektrometre.

Prihvatna mjerenja napravljena su za fotonske i elektronske snopove. Iz dobivenih rezultata modelirati će se snopovi novoinstaliranog linearnog akceleratora u računalnom programu koji se koristi za planiranje radioterapije. Dobiveni rezultati su usporedivi s rezultatima sličnih linearnih akceleratora iz drugih država Europske unije.

6. LITERATURA

1. Greene D. , Williams P. C., *Linear Accelerators for Radiation Therapy*. Bristol: Institute of Physics. 1997.
2. Cherry P., Duxbury A. M., *Practical radiotherapy: physics and equipment*. 2nd ed. Oxford: Wiley-Blackwell. 2009.
3. Podgorsak E. B., *Radiation oncology physics*. Vienna: International Atomic Energy Agency. 2005.
4. Gino den Ridder, *C-series Clinac® High Energy Beam Delivery System*. Palo Alto: Varian Medical Systems. 2009.
5. Bill Kirckness, *C-series Clinac® Accelerator System Basic*. Palo Alto: Varian Medical Systems. 2009.
6. IAEA (International Atomic Energy Agency) Technical Report Series 430 Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. IAEA, Vienna, 2005.
7. Croatian Medical and Biological Engineering Society: Medical Physics Division. Priručnik za kontrolu kvalitete linearnog akceleratora (Linear Accelerator Quality Control Handbook, in Croatian)
8. *Eclipse Algorithms Reference Guide (Eclipse ver.11.0)*. Palo Alto: Varian Medical Systems. 2009.
9. Sievinen J., Ulmer W., Kaissl W., *AAA photon dose calculation in Eclipse*. Palo Alto: Varian Medical Systems. 2005.
10. Van Eschet A. et al, *Testing of the AAA photon dose calculation*. Medical Physics 33. 2006.
11. Hrvatski sabor. Zakon o radiološkoj i nuklearnoj sigurnosti. NN 28/2010.
12. IAEA International atomic energy agency. *Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems*. IAEA-TECDOC-1583. Vienna: IAEA. 2008.
13. Kent A. Gifford et al. *Verification of the accuracy of a photon dose-calculation algorithm*. Journal of Applied Clinical Medical Physics. Vol 3. 2002.
14. Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics. *Quality control of treatment planning system for teletherapy*. Recommendation No 7. 1999. URL: www.sgsmp.ch (13.08.2018.)
15. Chan, K. W. K. *Lateral electron disequilibrium in radiation therapy*. 2002. URL: <https://researchdirect.westernsydney.edu.au/islandora/object/uws%3A53> (13.08.2018.)
16. Strydom W., Parker W., Olivares M. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, CHAPTER 8.: ELECTRON BEAMS: PHYSICAL AND CLINICAL ASPECTS
17. Shinohara E., Whaley T., *Radiation Therapy: Which type is right for me?* 2018. URL: <https://www.oncolink.org/cancer-treatment/radiation/introduction-to-radiation-therapy/radiation-therapy-which-type-is-right-for-me> (13.08.2018.)
18. Dirgayussa E. G., Yani S., Fahdillah Rhani M., Haryanto F. *Commissioning of a Varian Clinac iX 6 MV photon beam using Monte Carlo simulation*. 2015. URL: <https://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.4930650> (16.07.2018.)
19. Daryoush Sheikh-Bagheri, Rogers D. W. O. *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code*. 2002. URL: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.1445413> (15.07.2018.)
20. Khan, F.M., *The Physics of Radiation Therapy*, Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, USA, 1994.
21. Vrtar, M., *Temeljni principi dozimetrije*, Prirodoslovni matematički fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Zagreb 1999.
22. Johns, H.E., Cunningham J.R., *The Physics of Radiology*, 4th ed., Charles C. Thomas, Springfield, Illinois, USA, 1983.
23. Surić Mihić, M. et. al. 2013. *Koncept osobne dozimetrije i osnovne fizikalne veličine u osobnoj dozimetriji*, HDKBR INFO Magazin, Vol.3 No.4. 13 - 23.
24. Attix, F.H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & Sons, New York, USA, 1986.
25. Švabić M, Jurković S, Faj D, Kasabašić M, Smilović Radojčić Đ, Ivković A. Practices of Radiotherapy Equipment Quality Control in Radiotherapy Centres in Croatia. Coll Antropol. 2008;32(2):217–9

7. ŽIVOTOPIS

Iva Ivanišić rođena je 24. rujna 1993. u Osijeku. Pohađa osnovnu školu „Hrvatski sokol“ u Podravskim Podgajcima te nakon toga upisuje srednju školu, Opću gimnaziju u Valpovu. Završetkom gimnazije upisuje Preddiplomski studij fizike na Odjelu za fiziku u Osijeku te počinje živjeti u Osijeku. Nakon tri godine stječe naziv prvostupnice fizike te nastavlja školovanje upisavši Sveučilišni diplomski studij fizike i informatike na Odjelu za fiziku u Osijeku. U budućnosti svoju karijeru želi graditi u području medicinske fizike te svojim radom doprinijeti napretku znanosti.