

Dozimetrija snopova X-zraka visokih energija radiokromskim filmom

Sabljak, Sara

Master's thesis / Diplomski rad

2024

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Rijeka / Sveučilište u Rijeci**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:194:033371>

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

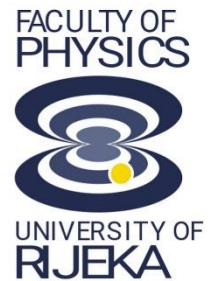
Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-13**



Repository / Repozitorij:

[Repository of the University of Rijeka, Faculty of Physics - PHYRI Repository](#)





SVEUČILIŠTE U RIJECI
FAKULTET ZA FIZIKU
DIPLOMSKI STUDIJ FIZIKA

SARA SABLJAK

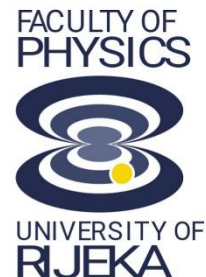
**DOZIMETRIJA SNOPOVA X-ZRAKA
VISOKIH ENERGIJA RADIOKROMSKIM
FILMOM**

DIPLOMSKI RAD

Mentor: doc. dr. sc. Darko Mekterović

Komentor: doc. dr. sc. Đeni Smilović Radojčić

Rijeka, 2024.



UNIVERSITY OF RIJEKA

FACULTY OF PHYSICS

MASTER'S DEGREE

SARA SABLJAK

**DOSIMETRY OF HIGH-ENERGY X-RAY
BEAMS USING RADIOCHROMIC FILM**

MASTER'S DEGREE THESIS

Supervisor: Darko Mekterović, PhD

Co-Supervisor: Đeni Smilović Radojčić, PhD

Rijeka, 2024.

ZAHVALA

Najviše se želim zahvaliti svojoj komentorici doc. dr. sc. Đeni Smilović Radojčić na velikom trudu, uloženom vremenu, susretljivosti, strpljenju i pomoći tijekom izrade ovog diplomskog rada.

Želim se zahvaliti mentoru doc. dr. sc. Darku Mekteroviću na iskazanom interesu za mentoriranje ovog diplomskog rada te za svo preneseno znanje tijekom studija.

Hvala izv. prof. dr. sc. Slavenu Jurkoviću i Zavodu za medicinsku fiziku i zaštitu od zračenja Kliničkog Bolničkog Centra u Rijeci za osmišljavanje ove teme i realizaciju ovog diplomskog rada.

Veliko hvala mojim roditeljima na bezuvjetnoj ljubavi i neizmjernoj podršci. Hvala vam na svemu što ste mi pružili tijekom mog studija.

Hvala od srca svim mojim prijateljima koji su uvijek tu za mene i kolegama koji su mi uljepšali studentske dane.

SAŽETAK

Snopovi X-zraka visokih energija proizvedeni linearnim akceleratorima elektrona koriste se u radijacijskoj onkologiji. Predaja apsorbirane doze u svrhu liječenja onkoloških bolesnika se izvodi na temelju izračunatih (Monte Carlo simulacija) i optimiziranih raspodjela apsorbirane doze. Točan izračun apsorbirane doze jedan je od osnovnih preduvjeta učinkovite radioterapije, a točnost predane izračunate apsorbirane doze se provjerava dozimetrijom. Postoje različite dozimetrijske metode ovisno o tome određuje li se apsorbirana doza u točki ili mjerimo dvodimenzionalnu raspodjelu apsorbirane doze. Za određivanje apsorbirane doze u točki kao zlatni standard detektora koriste se ionizacijske komore, dok se mjerenja raspodjele doze snopova X-zraka visokih energija većinom izvode dvodimenzionalnim detektorima koji su sastavljeni od ionizacijskih komora ili poluvodičkih detektora malog volumena poredanih u matricu. Dvodimenzionalne raspodjele apsorbirane doze mogu biti određivane i radiokromskom filmskom dozimetrijom. Ranije se koristila dozimetrija radiografskim filmom, a danas je u uporabi radiokromski film. Zbog odlične prostorne razlučivosti radiokromskog filma, za dozimetriju visoko moduliranih snopova X-zraka visokih energija danas se preporučuje dozimetrija radiokromskim filmom. Osim izuzetne prostorne razlučivosti, radiokromski film je po gustoći ekvivalentan vodi te je gotovo neovisan o energiji snopa X-zraka i o brzini predaje apsorbirane doze. Dodatne pogodnosti su njegova fleksibilnost, mogućnost rezanja, oblikovanja i postavljanja u vodu, te dobivanje slike bez kemijske obrade (što je bio slučaj s radiografskim filmom). S druge strane, dozimetrija radiokromskim filmom osjetljiva je zbog svih preduvjeta koje treba zadovoljiti prilikom naknadne obrade filma kako bi se dobili podaci o apsorbiranoj dozi visoke točnosti. U diplomskom radu su prikazani metodologija i rezultati dozimetrijskog vrednovanja radiokromskim filmom koristeći radiokromski film GAFCHROMIC EBT3 (Ashland LLC, USA). Filmovi su ozračeni snopom X-zraka visokih energija proizvedenih linearnim akceleratorom elektrona Siemens Oncor Expression nominalnog akceleracijskog potencijala 6 MV.

Kao nadopuna dozimetrijskog vrednovanja radiokromskim filmom provedena su i mjerenja dvodimenzionalnim detektorima OCTAVIUS Detector 1500 (PTW Freiburg, Germany) i I'mRT MatriXX (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany). U sklopu ovog diplomskog rada proučeni su fizikalni principi koji se koriste u dozimetriji i primjenjeni su u izvođenju eksperimenta te provedbe analize rezultata mjerenja.

SUMMARY

Introduction

High energy X-ray beams produced by linear electron accelerators are used in radiation oncology. Medical procedures are performed based on advanced calculations (Monte Carlo simulation) and optimization of absorbed dose distributions. Accurate calculation of the absorbed dose to be delivered to the patient is key requirement for the effectiveness of radiotherapy treatment, and its accuracy is verified through dosimetry. There are different dosimetry methods depending on whether we determine the absorbed dose at a point or the two-dimensional distribution of absorbed dose. For determining the absorbed dose at a point, calibrated ionization chambers are commonly used as the standard. On the other hand, measurements of the absorbed dose distribution of high energy X-ray beams are performed using two-dimensional detectors composed of an array of small volume ionization chambers (semiconductor detectors). Two-dimensional distributions of absorbed dose can also be determined using radiochromic film. Moreover, radiochromic film (RCF) is the detector of choice for dosimetry of highly modulated X-ray beams when requirement on high spatial resolution is very important. Also, RCF is irreplaceable for measurements under unconventional measuring geometries where conventional measuring devices cannot be readily used. Film dosimetry of absorbed dose distribution outperforms other techniques due to its excellent spatial resolution, near water equivalence, weak energy, dose rate and angular independency, flexibility, waterproofness, cutting capability, and no chemical processing required to obtain an image. On the other hand, RCF dosimetry is delicate due to prerequisite of systematic post-processing of the film to obtain absorbed dose data of high accuracy. The aim of this study is to perform a two-dimensional dosimetric evaluation using the radiochromic film.

Materials and Methods

In this study a GAFCHROMIC EBT3 (Ashland LLC, USA) radiochromic film was used as the detector of choice for measurement of absorbed dose distributions. In addition, the ionization chamber arrays MatriXX (IBA Dosimetry, Germany) and PTW Octavius 1500 (PTW, Germany) were used. Measurements were performed in homogeneous phantoms, IBA MultiCube and PTW OCTAVIUS 4D Phantom. Films and detectors were irradiated with high-energy X-ray beams generated by linear electron accelerator Siemens OncoRay Expression (Healthcare, Germany), with a nominal acceleration voltage of 6 MV, for 4 non-clinical and 12 clinical dose distribution cases and the calibration curve of the radiochromic film was experimentally determined. For an absolute verification of absorbed dose, the films were scanned and analyzed 72 hours after irradiation. Epson Expression 10000 XL (Seiko Epson Corporation, Japan) scanner was used to scan the films. Several sources of uncertainty contribute to the overall uncertainty of the film-scanner system. To reduce the uncertainties RCF from the same batch are used and scanned before and after irradiation, the scanner is warmed up for 45 minutes before readings, five empty scans were taken to stabilize the lamp before acquisitions, and after that, irradiated films were scanned and the first scan was discarded. Each film was scanned in the centre of the scanner with the same orientation to achieve better uniformity of scanner response. The films were scanned in transmission mode to achieve better scanning stability. A calibration curve was required to convert the optical density of the film to absorbed dose. Calibration curves were designed for dose ranges from 0.5 Gy to 6 Gy. To create the calibration curve, RCF stripes were used, with one stripe left unexposed for film background determination. The web application Radiochromic.com (Radiochromic SL, Spain) was used to process and analyse the RCF data. In RCF dosimetry, several sources of uncertainties must be considered. They can be divided into several groups related to: radiation beam (calibration, uniformity...), radiochromic films (uniformity, orientation, position relative to the beam...), scanner characteristics (stability, reproducibility, temperature...), film-scanner system, and film processing such as calibration and lateral correction. The method of choice for the verification of absorbed

dose distributions was the gamma method, using a global normalization of absolute dose with a tolerance limit $\geq 95\%$ and an action limit $\geq 90\%$ of a gamma passing rate, with 3%/2 mm and 2%/2mm dose difference/distance to agreement and 10% dose threshold. The gamma passing rate was determined between the absorbed dose distribution calculated with the Elekta Monaco treatment planning system (Elekta, Crawley. UK) and the absorbed dose distribution obtained with the RCF. Furthermore, the gamma results obtained with the film were compared with those obtained with the dosimetry systems PTW Octavius 4D (OCTAVIUS detector 1500, modular cylindrical phantom, VeriSoft software) and IBA Matrixx (MatriXX 2D detector, MultiCube phantom, OmniPro I'mRT+ software). Since the distribution of gamma passing rate does not follow a normal distribution, the results were analysed using the Kruskal-Wallis ANOVA statistical test, where a value of $p < 0.05$ was considered statistically significant (TIBCO Statistica, TIBCO Software Inc).

Results and Discussion

As a part of determination of the calibration curve, Radiochromic.com provides the mean error of the calibration, which calculates the difference between the film doses after applying the calibration to the Regions Of Interest pixels and the reference doses. In our study, the mean error was 1.7%, which is within the acceptable limits of 1–2.5%. The film and the 2D array detectors are in the same position during measurements in the MultiCube and OCTAVIUS 4D Modular phantom, respectively. Therefore, the measured data is compared for the tolerance criteria of 3%/2 mm and 2%/2mm. Besides higher resolution of the RCF the results of gamma passing rates based on film measurements were lower than those obtained with ionization chamber arrays, especially for the stringent criterion. The reason may be the algorithms used for analysis of the data acquired by ionization chamber arrays. Nevertheless, the median values of all set-ups are higher than the recommended passing rate and neither is below the action level.

The comparison of the gamma passing rates for different measurement system showed that there is a statistically significant difference between RCF dosimetry and the corresponding ionization chamber array dosimetry systems, with p-values of $p = 0.0127$ (Film Octavius 4D vs Octavius 1500) and $p = 0.0023$ (Film MultiCube vs Matrixx). Each dosimetry system has advantages and disadvantages, making it suitable for different types of measurements and measurement conditions. Proper procedures for handling films and scanners in combination with Radiochromic.com as software for film analysis can provide the required accuracy of RCF dosimetry. The major disadvantage of film dosimetry over the ionization chamber/diodes arrays is measurement uncertainty and the time required for film processing and the analysis process, but it should be used at least for the commissioning of any new system or process. In this way, advantages of the RCF can be used to establish limitation of the systems commonly used for absorbed dose distribution verification.

SADRŽAJ

1. UVOD	4
2. TEORIJA	6
2.1. Linearni akcelerator	6
2.1.1. Konfiguracija linearnog akceleratora	6
2.1.2. Princip rada linearnog akceleratora i oblikovanje snopa X- zraka	7
2.2. Filmska dozimetrija	9
2.2.1. Temeljne veličine u opisu međudjelovanja ionizirajućeg zračenja i materije	9
2.2.2. Mjerenje apsorbirane doze	11
2.2.2.1. Mjerenje apsorbirane doze u točki	11
2.2.2.2. Mjerenje apsorbirane doze u ravnini	12
2.2.3. Mjerenje apsorbirane doze filmom	13
2.3. Gama metoda	15
3. MATERIJALI I METODE	19

3.1. Linearni akcelerator elektrona Siemens Oncor Expression	19
3.2. Sustav za radiokromsku filmsku dozimetriju	20
3.2.1. Radiokromski film GAFCHROMIC EBT3	20
3.2.2. Skener Epson Expression 10000 XL	23
3.2.3. Programski paket Radiochromic.com	26
3.3. Kalibracijska krivulja	26
3.4. Sustav za dvodimenzionalno dozimetrijsko vrednovanje PTW	
OCTAVIUS 4D	29
3.4.1. Dvodimenzionalni detektor OCTAVIUS 1500.....	29
3.4.2. OCTAVIUS 4D Modular Fantom	30
3.4.3. VERISOFT	32
3.5. Sustav za dvodimenzionalno dozimetrijsko vrednovanje IBA	
I'mRT MatriXX	33
3.5.1. Dvodimenzionalni detektor I'mRT MatriXX.....	33
3.5.2. Fantom IBA MultiCube.....	34
3.5.3. IBA OmniPro I'mRT	35

4. REZULTATI	36
4.1. Dozimetrija radiokromskim filmom GAFCHROMIC EBT3	36
4.2. Mjerenje detektorom OCTAVIUS 1500 i I'mRT MatriXX	42
4.3. Usporedba rezultata dobivenih radiokromskim filmom i dozimetrijskim sustavom PTW Octavius 4D i IBA MatriXX.....	45
5. DISKUSIJA.....	50
6. ZAKLJUČAK.....	51
7. POPIS LITERATURE.....	54
8. DODATAK.....	57

1. UVOD

Primjena ionizirajućeg zračenja u medicini uvelike je doprinijela napretku slikovne dijagnostike i radijacijske onkologije. Radijacijska onkologija je grana medicine koja u liječenju onkoloških bolesnika koristi snopove ionizirajućeg zračenja, najčešće snopove X-zraka visokih energija ili elektrona proizvedene linearnim akceleratorima elektrona. Ima dva jednakovrijedna cilja: predati zahtjevanu apsorbiranu dozu određenom području od interesa, uz uvjet da predana apsorbirana doza na okolno zdravo tkivo, bude što je moguće manja. Radijacijska onkologija je složen proces koji se sastoji od velikog broja koraka. To uključuje dobivanje slikovnih informacija o anatomiji pacijenta, određivanje volumena od interesa, izračunavanje i optimizaciju apsorbirane doze zračenja, dozimetrijsko vrednovanje raspodjele apsorbirane doze, provjeru položaja pacijenta te izvođenje terapije zračenjem na linearnom akceleratoru elektrona. Terapija se provodi prema izračunatoj i optimiziranoj raspodjeli apsorbirane doze koju određuje medicinski fizičar na temelju informacija o anatomskom području ocrtanih ciljnih volumena i zdravog tkiva u okolini ciljnog volumena sukladno definiranim doznim ograničenjima. Točno izračunata apsorbirana doza je preduvjet učinkovite radioterapije, a njezina preciznost potvrđuje se dozimetrijom. Postoje različite metode dozimetrije, ovisno o tome želi li se odrediti apsorbirana doza u točki ili dvodimenzionalna raspodjela apsorbirane doze. Za točno utvrđivanje apsorbirane doze u točki koriste se ionizacijske komore različitih aktivnih volumena. S druge strane, za određivanje dvodimenzionalne raspodjele apsorbirane doze snopovima X-zraka visokih energija, koriste se dvodimenzionalni detektori sastavljeni od matrice ionizacijskih komora malog volumena ili poluvodičkih detektora te radiografski/radiokromski film. Film je vrsta dvodimenzionalnog detektora kojemu se pri izloženosti i apsorpciji ionizirajućeg zračenja mijenjaju optička svojstva. Radiokromski film pruža veći raspon primjene i lakše rukovanje u usporedbi s ranije korištenim radiografskim flimovima. Njihova iznimno visoka prostorna razlučivost čini ih pogodnima za dozimetriju visoko moduliranih snopova. Dozimetrija radiokromskim flimovima temelji se na analizi optičke gustoće ozračenog filma.

Kao veza između optičke gustoće i apsorbirane doze služi kalibracijska krivulja. Prvi korak dozimetrije radiokromskim filmom je njeno eksperimentalno određivanje. Nakon toga moguće je određivanje apsorbirane doze očitanjem promjene optičke gustoće, odnosno propusnosti (transmitivnosti) radiokromskog filma.

Za potrebe ovog rada provedeno je opsežno eksperimentalno vrednovanje raspodjela apsorbirane doze predane snopom X-zraka visokih energija proizvedenog linarnim akceleratorom elektrona Siemens Oncor Expression nominalnog akcelerijskog potencijala 6 MV radiokromskom dozimetrijom. Provedeno je ispitivanje komponenti sustava za analizu i kreirana je kalibracijska krivulja. Vrednovanje jednostavnih (geometrijskih) i visoko moduliranih (kliničkih) raspodjela apsorbirane doze vršeno je usporedbom s raspodjelama apsorbirane doze koje su izračunate koristeći Monte Carlo simulaciju, ugrađenu unutar sustava za izračun i optimizaciju raspodjele apsorbirane doze Monaco (Elekta, Crawley, UK). Dodatno su podaci dobiveni radiokromskom dozimetrijom uspoređeni s onima dobivenim koristeći dva sustava za dvodimenzionalnu dozimetriju s detektorima OCTAVIUS Detector 1500 (PTW Freiburg, Germany) i I'mRT MatriXX (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany).

2. TEORIJA

2.1. Linearni akcelerator

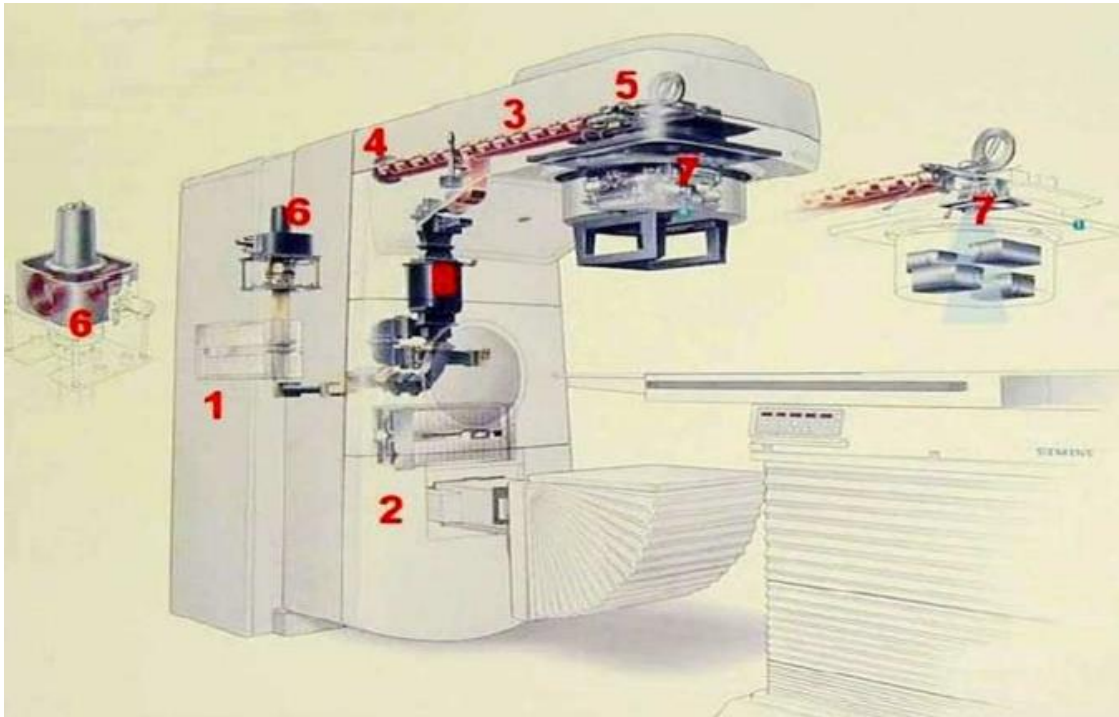
Linearni akcelerator elektrona je uređaj kojim se pravocrtno ubrzavaju elektroni u svrhu proizvodnje X-zraka visokih energija putem zakočnog zračenja.

2.1.1. Konfiguracija linearnog akceleratora

Osnovne komponente linearnog akceleratora za proizvodnju i oblikovanje snopa X-zraka visokih energija su (Slika 2.1.):

- 1) Stacionarna struktura (*engl. Stationary structure*) - fiksirana i najteža komponenta u kojoj se nalaze ostale stacionarne komponente. Pričvršćena je na temelj u prostoriji u kojoj se nalazi sustav linearnog akceleratora (SLA).
- 2) Pomično postolje (*engl. Gantry*) - pokretni dio SLA koji ima mogućnost rotacije oko terapijskog stola za $\pm 180^\circ$. Uloga pomičnog postolja je omogućiti pacijentu predaju apsorbirane doze iz raznih kuteva.
- 3) Ubrzavajući valovod (*engl. Accelerating waveguide*) - struktura koja se nalazi unutar stativa i služi za ubrzavanje snopova elektrona.
- 4) Elektronski top (*engl. Electron gun*) - termoemisijom proizvodi slobodne elektrone koji bivaju ubrzavani u valovodu, a kontroliran je injektorom.
- 5) Magneti za zakretanje snopa (*engl. Bending magnets*) - zakreću putanju elektrona i fokusiraju elektronski snop prema meti pomoću magnetnog polja.
- 6) Radio frekventni (RF) generator izmjeničnog napona s modulatorom (klistron ili magnetron) - omogućuje generiranje i kontrolu visokofrekventnog RF signala ključnog za ubrzanje elektrona i postizanje visokih energija.
- 7) Sustav za oblikovanje i kolimaciju snopa - čine ga primarni i sekundarni kolimatori te filter za izravnavanje snopa (*engl. Flattening filter*). Višelamelarni dio sekundarnog kolimatora služi za oblikovanje snopa X-zraka prema obliku ciljnog volumena. Izgrađen je od materijala koji atenuira dio snopa te se može pomicati i podešavati kako bi se precizno oblikovao izlazni snop X-zraka visokih energija.

Dozimetrijske komore smještene su iza sekundarnog kolimatora. Opremljene su sensorima koji reagiraju na prolaz X-zraka kroz komoru i generiraju električne signale proporcionalne apsorbiranoj dozi zračenja.



Slika 2.1. Linearni akcelerator elektrona i njegove osnovne komponente.

2.1.2. Princip rada linearnog akceleratora i oblikovanje snopa

X- zraka

Linearni akcelerator koristi električno polje za ubrzavanje elektrona. Unutar vakuumske cijevi na samom početku nalazi se izvor elektrona, elektronski top, kojeg čini zagrijana katoda koja izbacuje elektrone termalnom emisijom. Emitirani elektroni fokusirani su u uski snop nakon čega ulaze u valovod u kojem se pravocrtno ubrzavaju. Ubrzavajući valovod je metalna struktura koja sadrži niz cilindričnih struktura (*engl. Traveling wave structure*) koje su povezane na visokofrekventni generator izmjeničnog napona, a između kojih se nalaze diskovi (*engl. Standing wave structure*), sa kružnim šupljinama u središtu, postavljeni na jednakim udaljenostima duž cijele vakuumske cijevi.

U valovod ulaze elektroni koje je potrebno ubrzati prema meti. Elektroni se ubrzavaju postepeno, a to se postiže uporabom cilindričnih struktura. U prostoru između dvije cilindrične strukture radio frekventno (RF) polje jednako nuli. Dok se elektron giba između dvije strukture, faza u sljedećoj strukturi se promijeni što dovodi do toga da se elektron koji dolazi u drugu komoru ponovo ubrza. Dakle, iza svake cilindrične strukture povećava se napon, a time i brzina elektrona. Duljina valovoda može varirati između 30 cm i 150 cm ovisno o željenoj konačnoj kinetičkoj energiji elektrona. Nastali snop ubrzanih elektrona visokih energija potrebno je zakrenuti prema meti, a to se postiže promjenjivim magnetskim poljem kojim im se mijenja putanju za 90° ili 270° što omogućuje direktan udarac elektrona u metu izgrađenu od materijala visokog atomskog broja. Važna funkcija magneta za savijanje je i eliminacija elektrona nižih energija od potrebne. Pri sudaru elektrona s metom, zakočnim zračenjem nastaje kontinuirani spektar snopa X- zraaka čija maksimalna energija odgovara maksimalnoj kinetičkoj energiji elektrona. Sustav za oblikovanje i kolimaciju snopa X-zraaka se sastoji od primarnog kolimatora koji definira maksimalno polje konusnog snopa, filtera za izravnavanje (*engl. Flattening filters*), te sekundarnog kolimatora koji oblikuje polje maksimalnih dimenzija do $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Sekundarni kolimator čine dvije gornje (*engl. Upper jaws*) i dvije donje (*engl. Lower jaws*) neovisne čeljusti od kojih je donji par obično sastavljen od lamela. Taj dio naziva se višelamelarni kolimator (*engl. Multileaf colimator*), izgrađen od uskih lamela i krajnje oblikuje izlazni snop X-zraaka visokih energija. Između filtera za poravnavanje i sekundarnog kolimatora ugrađene su transmisijske ionizacijske komore koje služe za mjerenje apsorbirane doze. Najčešće se koriste izolirane (*engl. Sealed*) komore kako bi se osiguralo da na njihovu funkciju ne utječu vanjski tlak i temperatura, te kako bi se njihov utjecaj na snopove X-zraaka sveo na najmanju mjeru. Radi sigurnosti linearni akcelerator najčešće sadrži dvije zasebne ionizacijske komore s neovisnim izvorima napajanja i elektrometrima. Ako se dogodi da primarna ionizacijska komora zakaže tijekom zračenja, sekundarna će komora nakon dodatne provjere apsorbirane doze prekinuti zračenje ako je razlika veća od dozvoljene.

2.2. Filmska dozimetrija

2.2.1. Temeljne veličine u opisu međudjelovanja ionizirajućeg zračenja i materije

Temeljne veličine koje opisuju međudjelovanje ionizirajućeg zračenja i materije su:

- Kerma
- Brzina kerme
- Ekspozicija
- Apsorbirana doza
- Brzina apsorbirane doze

KERMA K

Kinetička energija oslobođena u mediju (*engl. Kinetic Energy Released in Matter, KERMA*) opisuje prvi korak gubitka energije. Predstavlja zbroj kinetičkih energija svih nabijenih čestica koja je prenesena posredstvom fotona visokih energija u jediničnu masu materije dm :

$$K_m = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Mjerna jedinica je *gray (Gy)*.

Za fotone visokih energija KERMA sa se može izraziti umnoškom fluence energije i masenog koeficijenta prijenosa energije:

$$K_m = \psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$$

Gdje je ψ fluenca energije snopa X-zraka, a $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$ maseni koeficijent prijenosa energije.

Brzina KERMA-e

Brzinu kerme definiramo kao promjenu kerme u jedinici vremena:

$$\dot{K}_m = \frac{dK_m}{dt}$$

Mjerna jedinica je *gray u sekundi (Gy/s)*.

Ekspozicija X

Ekspozicija X (*engl. Exposure*) je povijesno najstarija dozimetrijska veličina, a opisuje sposobnost fotona visoke energije da ioniziraju zrak:

$$X = \frac{dQ}{dm_{air}}$$

Gdje dQ predstavlja apsolutnu vrijednost ukupnog naboja iona istog predznaka stvorenih u zraku kada su sve nabijene čestice generirane fotonima potpuno zaustavljene u zraku, a dm_{air} predstavlja masu zraka.

Mjerna jedinica za ekspoziciju je *kulon po kilogramu (C/kg)*.

Apsorbirana doza D

Energija predana ionizirajućim zračenjem volumenu V i mase m definirana je izrazom:

$$E = (R_{in})_n - (R_{out})_n + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \Sigma Q$$

$(R_{in})_n$ – energija nenabijenih čestica koje ulaze u volumen V

$(R_{out})_n$ – energija nenabijenih čestica koje izlaze iz volumena V

$(R_{in})_c$ – energija nabijenih čestica koje ulaze u volumen V

$(R_{out})_c$ – energija nabijenih čestica koje izlaze iz volumena V

ΣQ – energija dobivena iz mase mirovanja unutar volumena V

Apsorbirana doza D u nekoj točki u volumenu V definirana je kao energija E apsorbirana u jedinici mase:

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Mjerna jedinica apsorbirane doze je *Gy*.

Da bi se odredila apsorbirana doza u točki potrebno je poznavati količinu energije dE predane vrlo malom (infinitesimalnom) volumenu mase dm , odnosno njezin granični slučaj kada $dm \rightarrow 0$.

Brzina apsorbirane doze

Definira se kao promjena apsorbirane doze u jedinici vremena:

$$\dot{D}_m = \frac{dD}{dt}$$

Mjerna jedinica brzine apsorbirane doze je Gy/s.

2.2.2. Mjerenje apsorbirane doze

Točno izračunata apsorbirana doza osnovni je preduvjet učinkovite terapije zračenjem. Što znači da bi predana apsorbirana doza trebala biti jednaka onoj određenoj pomoću računalnih algoritama unutar sustava za izračun i optimizaciju raspodjele apsorbirane doze (*engl. Treatment planning system, TPS*). Da bi smo bili sigurni da se izračunata i predana raspodjela apsorbirane doze razlikuju za što manji iznos, računalni algoritmi i sustav linearnog akceleratora trebaju biti dozimetrijski vrednovani. Prilikom izvođenja mjerenja treba odabrati odgovarajuću dozimetrijsku metodu i opremu. Neki od detektora koji se koriste za određivanje apsorbirane doze su: ionizacijske komore, poluvodički detektori, dvodimenzionalni detektori s ionizacijskim komorama/diodama, radiografski i radiokromski filmovi. Detektori za mjerenje apsorbirane doze koriste se u kombinaciji s pripadajućim fantomima. Fantom je naziv za materijale koji se koriste za izvođenje mjerenja apsorbirane doze, a neke njegove karakteristike su slične ljudskom tkivu.

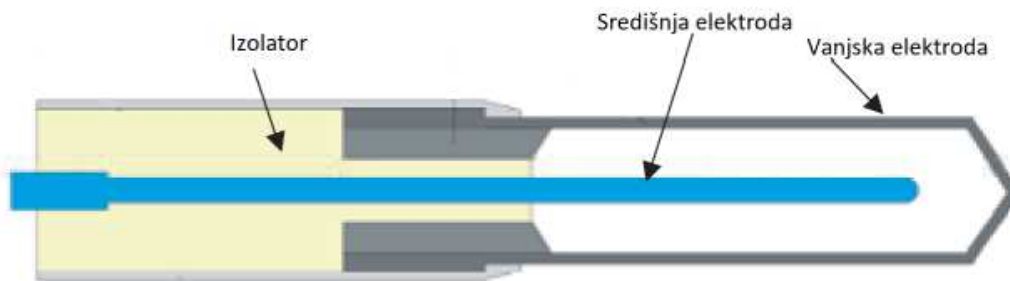
Potrebno je da apsorpcija i raspršenje snopova X-zraka budu kao u tkivu, a to znači da efektivni atomski ¹broj, elektronska gustoća (broj elektrona po gramu mase) i masena gustoća trebaju biti vrlo slični. Ovisno jesu li fantomi izrađeni samo od jednog sredstva ili više njih različitih mogu se podijeliti na: homogene i nehomogene. Nehomogeni fantomi mogu biti semi-antropomorfni i antropomorfni.

2.2.2.1. Mjerenje apsorbirane doze u točki

Ionizacijske komore najčešće se koriste za mjerenje količine naboja, odnosno određivanje apsorbirane doze u snopovima X-zraka visokih energija u točki. Cilindrične ionizacijske

¹ Efektivni atomski broj predstavlja naboj kojim jezgra djeluje na elektron koji se nalazi u valentnoj ljusci, a razlikuje se od stvarnog naboja jezgre zbog zasjenjenja do kojeg dolazi zbog elektrona u unutarnjim ljuskama.

komore (Slika 2.2.) predstavljaju standard za mjerenje apsorbirane doze. Njihova prednost je jednolika prostorna razlučivost te zbog svog oblika ne pokazuju kutnu ovisnost. Glavni dio cilindrične ionizacijske komore je cilindar ispunjen zrakom koji može biti različitih mjernih volumena, a u njemu se nalazi centralna elektroda koja skuplja električni naboj stvoren ionizacijom zraka. Ionizacijske komore tipa Farmer zbog stabilnog, energetski neovisnog odaziva i velikog efektivnog mjernog volumena predstavljaju standard za mjerenje apsorbirane doze snopova X-zraka visokih energija. Mjerenja ionizacijskim komorama većinom se provode u fantomima ispunjenim vodom.



Slika 2.2. Shematski prikaz ionizacijske komore tipa Farmer.

Apsorbirana doza u mjernom volumenu komore D_{air} proporcionalna je prikupljenom naboju Q što možemo zapisati izrazom:

$$D = \frac{Q}{m_{air}} \left(\frac{W_{air}}{e} \right)$$

m_{air} – masa zraka u mjernom volumenu

$\left(\frac{W_{air}}{e} \right)$ – srednja energija potrebna za stvaranje jednog ionskog para

2.2.2.2. Mjerenje apsorbirane doze u ravnini

Dvodimenzionalna dozimetrija odnosi se na metodu mjerenja i vrednovanja raspodjele doze zračenja u ravnini. Ona se obično izvodi koristeći filmove (radiografski ili radiokromski film) ili detektore koji se sastoje od matrice ionizacijskih komora ili dioda.

Pogodna je za vrednovanje individualnih doznih raspodjela pacijenata ili kao dio postupka kontrole kvalitete u radioterapiji. Sustavi za dvodimenzionalno vrednovanje sastoje se od detektora, fantoma u koji se detektor postavi i programskog paketa kojim se izmjerene raspodjele apsorbirane doze analiziraju. Za analizu izmjerene i izračunate raspodjele doze koristi se gama metoda. 2D detektori sastoje se od ionizacijskih komora ili poluvodičkih detektora malog mjernog volumena koje čine 2D mrežu (matricu). Ovakvi dvodimenzionalni detektori imaju prostornu razlučivost koja odgovara udaljenosti između centara susjednih ionizacijskih komora ili dioda. Prednost ovakvih dvodimenzionalnih detektora je ta što je raspodjela doze dostupna u realnom vremenu. Glavni im je nedostatak relativno mala prostorna razlučivost, pogotovo u usporedbi s filmom, osim toga ne mogu biti postavljeni u vodu i nisu fleksibilni. Koncept dvodimenzionalnog detektora podrazumijeva integraciju podataka u jednoj ravnini, ali u praksi je to ograničeno brojem izmjerenih točaka, tj. brojem detektora u toj ravnini, time je određena prostorna razlučivost.

2.2.3. Mjerenje apsorbirane doze filmom

Filmska dozimetrija je metoda mjerenja i vrednovanja raspodjele apsorbirane doze ionizirajućeg zračenja u ravnini korištenjem filma.

Film je dvodimenzionalni detektor kojem se pri izloženosti zračenju mijenja optička gustoća ²(*engl. Optical Density, OD*) što uzrokuje zatamnjenja filma. Zatamnjenje filma raste s povećanjem apsorbirane doze, film je tamniji (veće optičke gustoće) što je primljena apsorbirana doza ionizirajućeg zračenja veća. Optičku gustoću filma definiramo kao:

$$OD = \log\left(\frac{I_0}{I_f}\right)$$

I_0 – Intenzitet upadne svjetlosti

I_f – Intenzitet transmitirane svjetlosti kroz film

² Mjera promjene transmitivnosti filma

Zbog vrlo visoke prostorne razlučivosti filma, za dozimetriju moduliranih snopova se preporučuje upravo filmska dozimetrija. Osim izuzetne prostorne razlučivosti, radiokromski film je po svojoj gustoći ekvivalentan vodi te je gotovo neovisan o energiji snopa X-zraka i o brzini predaje apsorbirane doze. Dodatne pogodnosti su njegova fleksibilnost, mogućnost rezanja, oblikovanja i postavljanja u vodu, te dobivanja prikaza raspodjele apsorbirane doze bez kemijske obrade nakon ozračivanja. Koristi se za mjerenje raspodjela apsorbirane doze u naprednim radioterapijskim tehnikama koje karakteriziraju veliki gradijenti apsorbirane. Prvi filmovi bili su radiografski, dok su danas gotovo potpuno zamijenjeni radiokromskim filmom. *Radiografski film* je izgrađen od tanke plastične baze prekrivene emulzijom koja je osjetljiva na zračenje – aktivna tvar koja se sastoji od soli srebra i halogenih elemenata. Izloženost filma ionizirajućem zračenju uzrokuje kemijsku reakciju izlučivanja elementarnog srebra iz kristala. Kristali soli koji su kemijski reagirali sa ionizirajućim zračenjem prilikom razvijanja reduciraju se u elementarno srebro koje je crne boje pa to uzrokuje zacrnenje filma.

Tako nastaje nevidljiva (latentna) slika koju je zatim potrebno kemijski obraditi (razvijanje, fiksiranje, ispiranje) da bi postala vidljiva. *Radiokromski film* se sastoji od aktivnog sloja koji se nalazi između dva zaštitna prozirna sloja poliesterskog supstrata. Pod utjecajem ionizirajućeg zračenja u aktivnom sloju dolazi do polimerizacije³ i promjene optičke gustoće (zatamnjenje) filma. Film je tamniji što je apsorbirana doza veća. Specifično za ovaj film je da ima efektivni atomski broj Z_{eff} ekvivalentan vodi pa je pogodan za mjerenje apsorbirane doze. Za razliku od radiografskih filmova, radiokromski film ne zahtjeva kemijsku obradu već je samorazvijajući. Nakon izloženosti ionizirajućem zračenju, potrebno je sačekati najmanje 24 sata kako bi polimerizacija u filmu bila završena. Za njihovo skeniranje potreban je profesionalni skener visoke rezolucije s mogućnošću rada u reflektiranom i transparentnom modu (*engl. Flatbed scanner*).

³ Polimerizacija je kemijski proces u kojemu se velik broj monomera povezuje kovalentnim vezama u polimere. Dugački lanac nastao spajanjem monomera naziva se polimer.

Iz vrijednosti piksela skeniranog filma koristeći kalibracijsku krivulju i programski paket za analizu radiokromskih filmova izračuna se apsorbirana doza. U dozimetriji radiokromskim filmom potrebno je uzeti u obzir nekoliko izvora mjerne nesigurnosti. Možemo ih podijeliti na nesigurnost koje su uzrokovane: snopom X-zraka visokih energija (pogreške pri kalibraciji, nejednolikost snopa, razlike u odazivu linearnog akceleratora), radiokromskim filmom (prašina, ogrebotine, orijentacija pri ozračivanju i skeniranju, razvoj potamnjenja filma s vremenom nakon ozračivanja, varijacije unutar istog paketa (*engl. batch*) filma) i skenerom (stabilnost, temperatura).

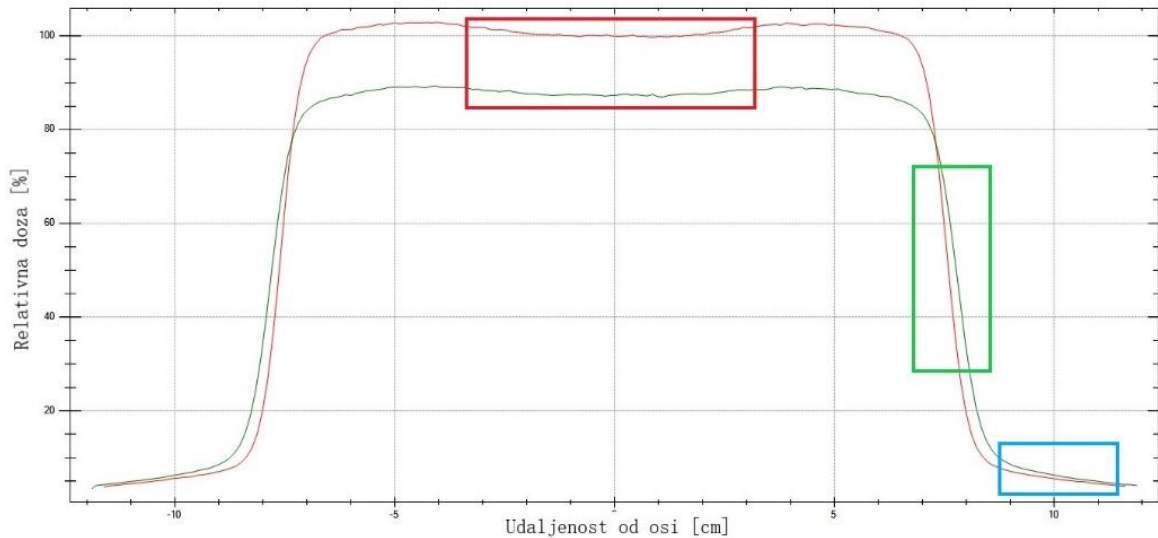
2.3. Gama metoda

Vrednovanje izračunate raspodjele apsorbirane doze obično se provodi usporedbom s izmjerenom raspodjelom doze. Izračunata raspodjela apsorbirane doze se vrednuje (*engl. Evaluated*) dok se uspoređuje s izmjerenom raspodjelom koja se uzima kao referentna (*engl. Reference*). Najčešće korištena metoda usporedbe spomenutih raspodjela naziva se gama metoda te objedinjuje istovremenu provjeru razlike u iznosu apsorbirane doze (*engl. Dose-difference, DD*) i prostorne komponente (*engl. Distance-to-agreement, DTA*) po točkama uspoređivanih raspodjela apsorbirane doze.

Osim vrednovanja izračunate raspodjele pomoću izmjerene, mogu se uspoređivati i dvije izmjerene raspodjele ili dvije izračunate raspodjele apsorbirane doze.

- Kriterij definiran razlikom u apsorbiranoj dozi (*engl. Dose difference criterion, DD criterion*) je kriterij prihvatljivosti odstupanja vrijednosti apsorbirane doze u točkama smještenim na istim pozicijama u izračunatoj i izmjerenoj raspodjeli doze. Kriterij razlike u dozi primjenjuje se u području malog gradijenta doze (Slika 2.3.).
- Kriterij prostorne komponente (*engl. Distance-to-agreement criterion, DTA criterion*) predstavlja maksimalnu prihvatljivu vrijednost udaljenosti provjeravane točke do najbliže točke koja ima istu vrijednost apsorbirane doze, a koristi se u području velikog gradijenta doze (Slika 2.3.).

Za matematičku formulaciju gama metode potrebno je uvesti koncept hiperprostora. Hiperprostor je višedimenzionalni prostor koji se sastoji od točaka čije tri koordinate čine prostorne koordinate i jedna koordinata koja predstavlja apsorbiranu dozu.



Slika 2.3. Shematski prikaz dva profila snopa X-zraka izmjerena na dubinama 1.5 cm i 5 cm u vodenom fantomu. Crvenom bojom je označeno područje malog doznog gradijenta i velike apsorbirane doze (područje unutar polja zračenja), zelenom bojom područje velikog doznog gradijenta (područje ruba polja zračenja), a plavom bojom označeno je područje malog doznog gradijenta i male apsorbirane doze (područje izvan primarnog snopa X-zraka).

Gama indeks (γ), ključna je veličina u ovoj metodi, a predstavlja minimalnu višedimenzionalnu udaljenost u reskaliranom hiperprostoru između točke u izračunatoj raspodjeli doze u kojoj želimo izračunati vrijednost gama indeksa i odgovarajuće točke u izmjerenoj raspodjeli. Računa se za svaku pojedinu točku izračunate raspodjele. Neka je D_e vrijednost doze u vrednovanoj raspodjeli s položajem \vec{r}_e , a D_r vrijednost doze u referentnoj raspodjeli na položaju \vec{r}_r . Udaljenost u hiperprostoru između gore navedenih položaja u referentnoj i izračunatoj raspodjeli možemo napisati pomoću izraza:

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}}$$

Gdje je:

$$r(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = |\vec{r}_e - \vec{r}_r| \text{ i } \delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r)$$

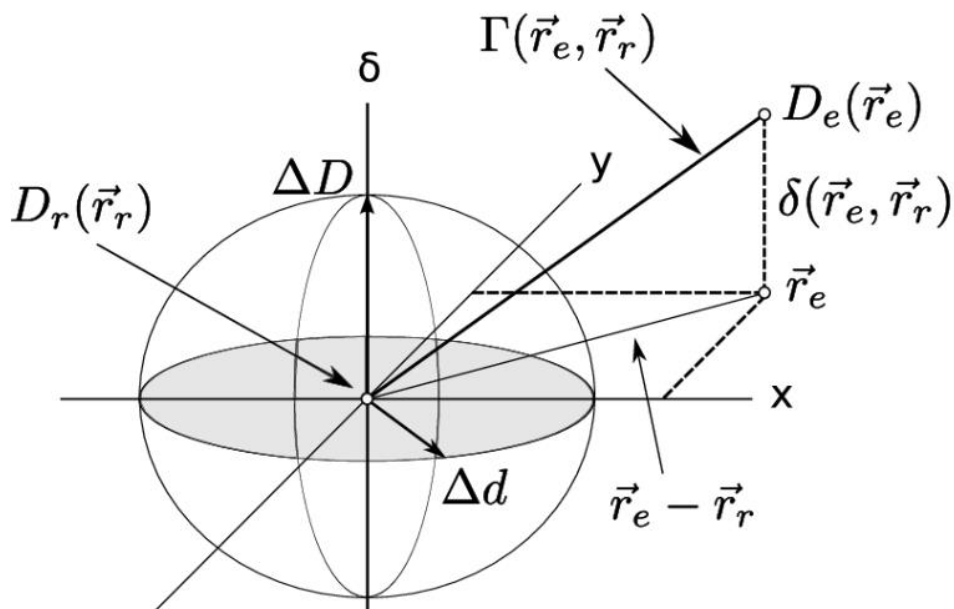
U hiperprostoru je cjelokupni kriterij prihvatljivosti reprezentiran elipsoidom čije su poluosi određene pojedinačnim (DTA i DD) kriterijima prihvatljivosti (Δd , ΔD) i može se opisati formulom:

$$\sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} = 1$$

U središtu elisoida (Slika 2.4.) nalazi se točka provjeravane raspodjele doze u kojoj računamo γ indeks korištenjem izraza:

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min(\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)), \forall(\vec{r}_e)$$

Na temelju vrijednosti γ indeksa može se odrediti zadovoljava li provjeravana raspodjela doze zadani kriterij prihvatljivosti.



Slika 2.4. Geometrijski prikaz kombiniranog (DD i DTA) kriterija prihvatljivosti za 2D raspodjelu doze.

Ako je $\gamma(\vec{r}_r) \leq 1$ u točki izmjerene raspodjele na položaju \vec{r}_r , točka izračunate raspodjele doze zadovoljava kriterij te se slaže, do na postavljenu granicu prihvatljivosti, s točkom u izmjerenoj raspodjeli doze. Kada je $\gamma(\vec{r}_r) > 1$ točka izračunate raspodjele doze ne zadovoljava kriterij. Prolaznost γ indeksa (*engl. Gamma passing rate*) definira se kao mjera podudarnosti između izmjerene i izračunate raspodjele doze, a predstavlja omjer broja točaka u raspodjeli γ indeksa koje zadovoljavaju kriterij i ukupnog broja točaka u γ raspodjeli za koje je γ indeks definiran. Kriterij prihvatljivosti (*engl. Tolerance level*) koji γ indeks treba zadovoljiti predstavlja granice unutar kojih se smatra da se referentna i provjeravana raspodjela apsorbirane doze dovoljno dobro slažu, tj. Sustav je podložan samo slučajnimh pogreškama, a rezultati izvan kriterija prihvatljivosti ukazuju na to da se sustav mora dodatno provjeriti. Od 2018. godine, međunarodno preporučeni kriterij prihvatljivosti iznosi 3%/2mm, zamjenjujući prethodni kriterij prihvatljivosti od 3%/3mm. Stroži kriterij od 2%/2mm koristi se kako bi se lakše uočile pogreške. Kriterij djelovanja (*engl. Action level*) definira dopuštenu razinu odstupanja kvalitativnih mjera bez rizika za pacijenta. Kriterij prihvatljivosti γ indeksa je 95%, odnosno 95% provjerenih točaka mora zadovoljiti kriterij razlike u dozi i kriterij prostorne komponente kako bi provjeravana raspodjela doze zadovoljila kriterij prihvatljivosti, dok je kriterij djelovanja 90%.

3. MATERIJALI I METODE

Eksperimentalni dio rada odrađen je na Zavodu za medicinsku fiziku i zaštitu od zračenja Kliničkog Bolničkog Centra u Rijeci (KBC Rijeka), a korišten je linearni akcelerator elektrona Siemens Oncor Expression (6 MV snop X-zraka) koji se koristi u Klinici za tumore. Od dozimetrijske opreme za mjerenje apsorbirane doze X-zraka visokih energija kao glavni detektor korišten je radiokromski film GAFCHROMIC EBT3 (Ashland LLC, USA) te su korišteni dvodimenzionalni detektori s ionizacijskim komorama: MatriXX I,mRT (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) i OCTAVIUS Detector 1500 (PTW Freiburg, Germany). Mjerenja su provedena korištenjem homogenih fantoma: IBA MultiCube i OCTAVIUS 4D Modular Phantom. Za skeniranje filmova korišten je Epson Expression 10000 XL (Seiko Epson Corporation, Japan) skener, a za obradu podataka dobivenih radiokromskim filmom i detektorima korišteni su programski paketi: Radiochromic.com, VERISOFT i IBA OmniPro I'mRT.

3.1. Linearni akcelerator elektrona Siemens Oncor Expression

Za ovo istraživanje vršena su mjerenja raspodjele apsorbirane doze snopa X- zraka visokih energija nominalnog akceleracijskog potencijala 6 MV nastalog ubrzavanjem elektrona u linearnom akceleratoru Siemens Oncor Expression (Slika 3.1.1.).



Slika 3.1.1. Linearni akcelerator Siemens Oncor Expression (KBC Rijeka).

Uređaj je opremljen višelamelnim kolimatorom s osamdeset pari lamela (Slika 3.1.2.).

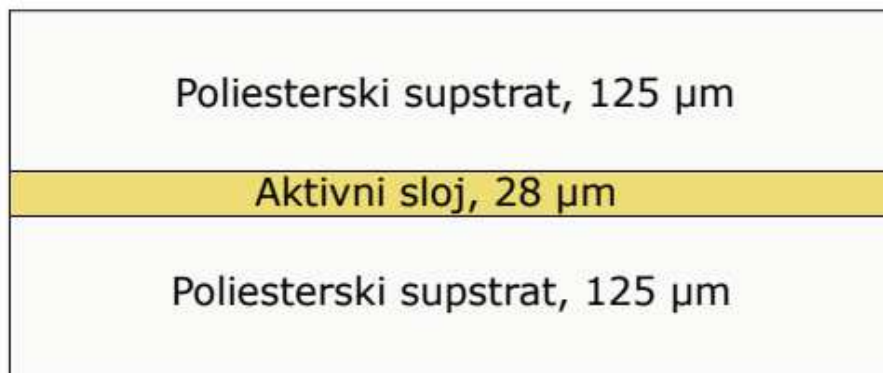


Slika 3.1.2. Višelamelni kolimator

3.2. Sustav za radiokromsku filmsku dozimetriju

3.2.1. Radiokromski film GAFCHROMIC EBT3

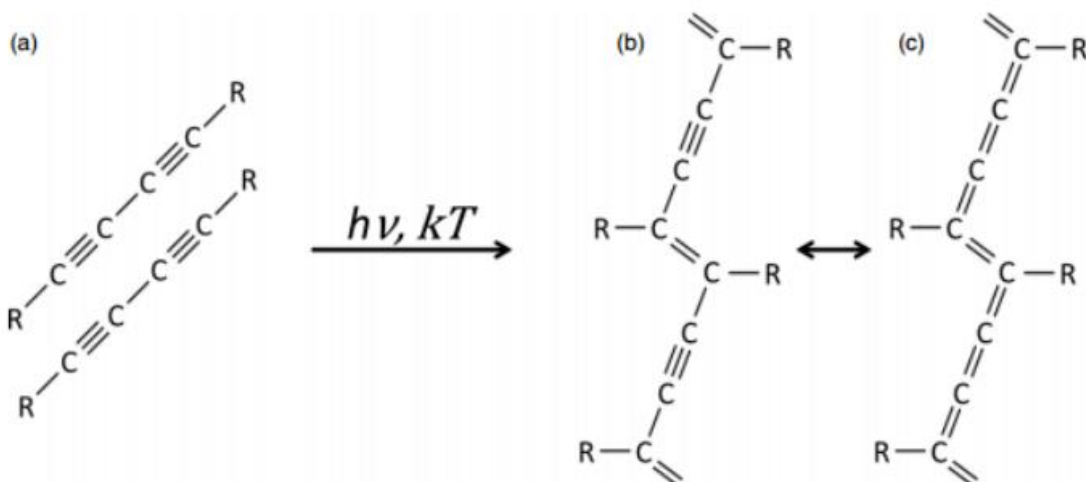
GAFCHROMIC EBT3 je samorazvijajući film dizajniran za mjerenje apsorbirane doze ionizirajućeg zračenja. Film se sastoji od aktivnog sloja debljine 28 μm koji se nalazi između dva zaštitna prozirna sloja poliesterskog supstrata debljine 125 μm (Slika 3.2.).



Slika 3.2. Poprečni presjek radiokromskog filma GAFCHROMIC EBT3.

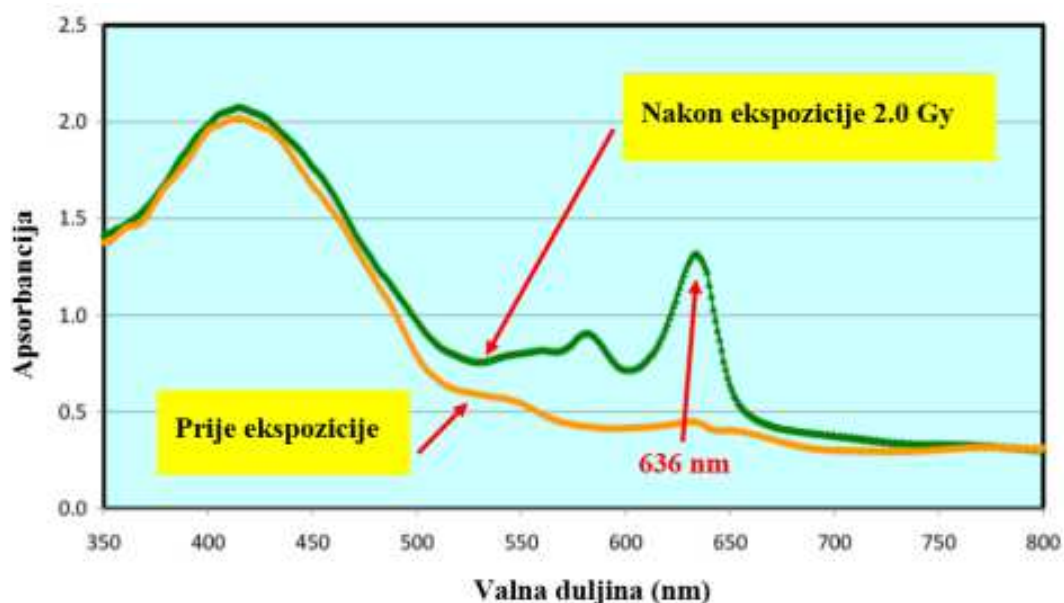
Aktivni sloj sadrži aktivnu komponentu - diacetilne monomerne jedinice. Kada se film izloži ionizirajućem zračenju u aktivnom sloju pokreće se proces polimerizacije

(Slika 3.3.) što dovodi do promjene optičke gustoće filma u vidljivom djelu spektra, odnosno zatamnjena filma. Kako se apsorbirana doza povećava, duljina nastalog polimernog lanca također raste, a s druge strane se brzina polimerizacije smanjuje. Nakon određenog vremena (najmanje 48 h) polimerizacija se dovoljno smanji da se može govoriti o zasićenju polimerizacije.



Slika 3.3. Shematski prikaz polimerizacije monomernih lanaca u aktivnom sloju filma GAFCHROMIC EBT3. Slika (a) prikazuje dva zasebna monomerska lanca dok slike (b) i (c) prikazuju polimere nastale međusobnim vezivanjem dva monomera kovalentnim vezama.

Odziv radiokromskog detektora zasniva se na promjeni optičke gustoće filma u vidljivom dijelu spektra. U aktivni sloj dodaje se žuta boja kako bi utjecaj UV zračenja i vidljive svjetlosti na polimerizaciju u aktivnom sloju bio minimalan. Žuta boja ima apsorpcijski maksimum u plavom dijelu vidljivog spektra pa očitavanje u plavom kanalu daje informaciju o uniformnosti aktivnog sloja. Najveći odziv aktivnog sloja EBT3 filma nalazi se u crvenom dijelu spektra na valnoj duljini od $\lambda = 636 \text{ nm}$, a vidljiv je i apsorpcijski maksimum na valnoj duljini od $\lambda = 585 \text{ nm}$ što odgovara zelenom dijelu spektra. Odziv radiokromskog filma EBT3 prije i nakon izlaganja dozi od 2 Gy prikazan je na Slici 3.4. Najveća razlika optičke gustoće primjećuje se u crvenom dijelu spektra. Raspon valnih duljina u crvenom dijelu spektra je između 620 nm i 750 nm .



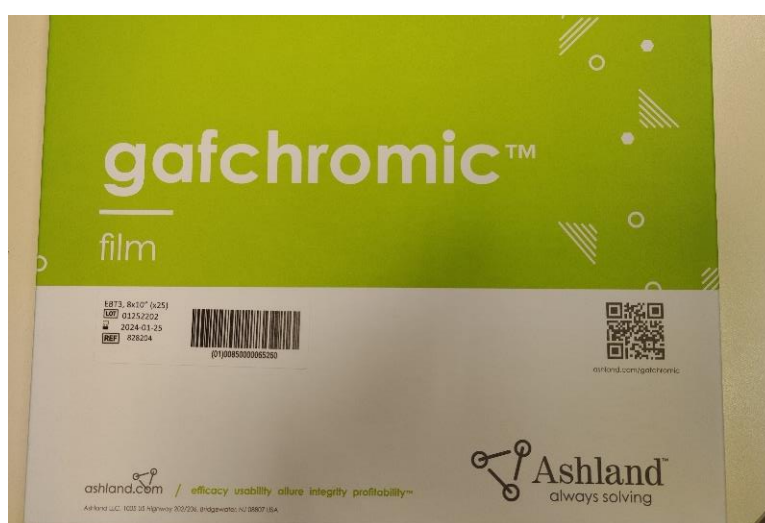
Slika 3.4. Odaziv radiokromskog filma EBT3 prije i nakon izlaganja dozi od 2 Gy. Najveća razlika optičke gustoće nalazi se u crvenom dijelu spektra.

Neke od osnovnih karakteristika radiokromskog filma EBT3 su: velika prostorna razlučivost, relativna neovisnost odziva o energiji upadnog zračenja i brzini doze te ekvivalentnost tkivu. U tablici 3.1. prikazane su osnovne karakteristike radiokromskog filma GAFCHROMIC EBT3.

Dinamički raspon doza	0,1 - 20 Gy
Ovisnost o energiji	< 5% promjene u net optičkoj gustoći pri zračenju sa snopovima energije od 100 keV i 18 MeV
Ovisnost o brzini doze	< 5% promjene u net optičkoj gustoći za dozu od 10 Gy pri brzinama od 3,4 Gy/min i 0,034 Gy/min
Neuniformnost	< $\pm 3\%$
Efektivni atomski broj	cijeli film: 6,71, aktivni sloj: 7,46

Tablica 3.1. Osnovne karakteristike filma GAFCHROMIC EBT3.

Radiokromski film potrebno je držati u suhom i tamnom okruženju. Nužno je pažljivo rukovati njime, izbjegavajući dodirivanje bez rukavica. Za potrebe eksperimenta korišten je radiokromski film GAFCHROMIC EBT3 (Ashland LLC, USA) (Slika 3.5.) dimenzija 20,3 x 25,4 cm² koji dolazi u pakiranju u kojem se nalazi 25 listova filma. Pripremljena su i označena (svaki film ima svoju oznaku, napravljenu markerom, za potrebe eksperimenta) 33 lista radiokromskog filma, jedan od njih korišten je za kalibraciju, dok su ostala 32 filma ozračena karakterističnim raspodjelama apsorbirane doze. Svi korišteni radiokromski filmovi su bili iz istog pakiranja sa serijskim brojem 01252202.



Slika 3.5. Pakiranje radiokromskog filma GAFCHROMIC EBT3 korištenog u radu (KBC Rijeka).

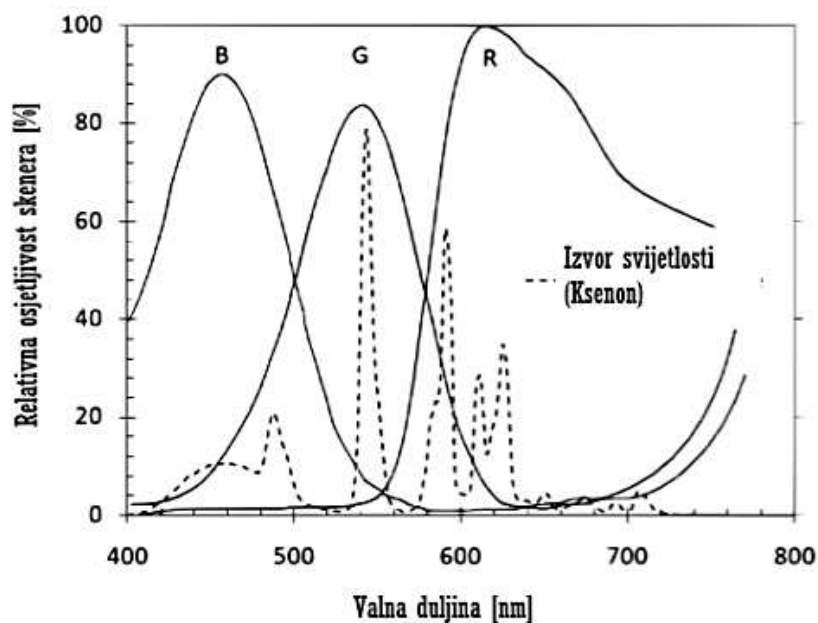
3.2.2. Skener Epson Expression 10000 XL

Epson Expression 10000 XL (Slika 3.6.) je profesionalni skener visoke rezolucije s mogućnošću rada u reflektiranom i transparentnom modu. Pruža visoku kvalitetu skeniranja, širok raspon funkcionalnosti i mogućnost rada s materijalima različitih debljina (uključujući i radiokromski film). Izvor svjetlosti u skeneru je ksenonova lampa hladne katode, a detektor je poluvodičkog tipa CCD (*engl. Charge-coupled device*) koji omogućava skeniranje u tri kanala boje: R, G i B (plava, zelena i crvena) s dubinom od 16 bita po kanalu. Na slici 3.7. prikazane su emisijske linije i spektralna osjetljivost skenera. Uz Epson Expression 10000 XL skener korišten je programski paket EPSON

Scan pomoću kojega su pohranjene skenirane slike. U eksperimentalnom dijelu rada skener je korišten u transparentnom modu s isključenom opcijom korekcije boje za skeniranje praznih i ozračenih radiokromskih filmova radi njihove pohrane, daljnje obrade i analize.

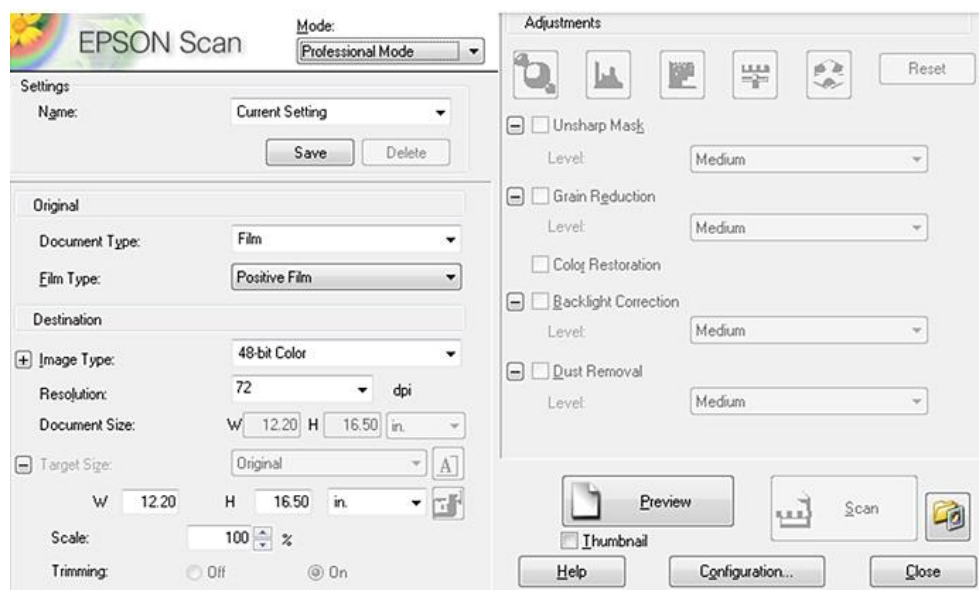


Slika 3.6. Epson Expression 10000 XL skener (KBC Rijeka).

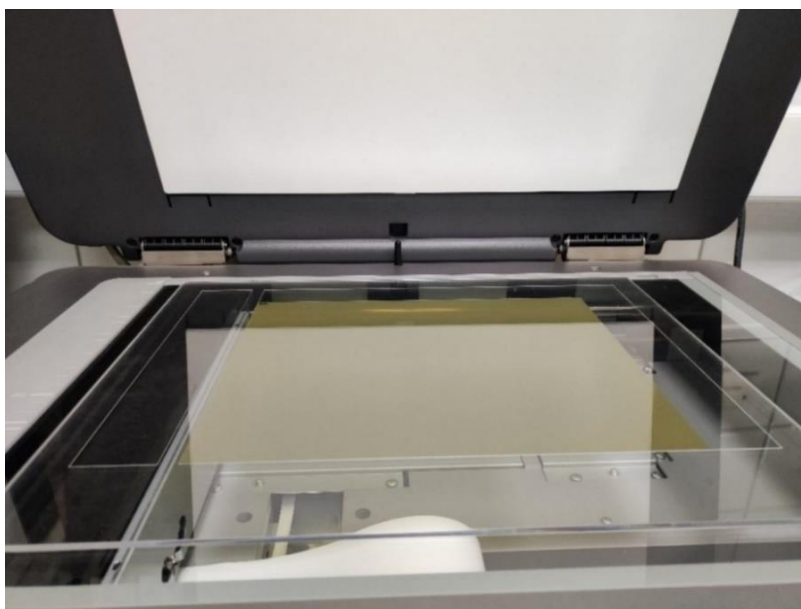


Slika 3.7. Emisijski spektar ksenonove lampe u skeneru Epson Expression 10000XL. Na slici je prikazan graf relativne spektralne osjetljivosti skenera u ovisnosti o valnoj duljini za tri kanala boje (R-crveni kanal, G-zeleni kanal, B-plavi kanal).

Prije samog postupka skeniranja, skener je ranije uključen kako bi bio u optimalnoj radnoj temperaturi (30-35 minuta). Da bi se osigurala stabilnost svjetlosnog izvora unutar skenera, izvršeno je 5 praznih skeniranja nakon što je skener zagrijan. Prije samog skeniranja određeno je područje skeniranja, postavljen je tip slike na 48-bitni RGB (*engl. Red Green Blue*) (16 bita po kanalu) i isključeni su alati za poboljšanje slika unutar programskog paketa EPSON Scan (Slika 3.8). Tijekom skeniranja, orijentacija filma bila je uvijek ista (u eksperimentu je korištena pejzažna orijentacija filma). Dodatno je film centriran unutar skenera pomoću okvira (Slika 3.9.) od prozirnog termoplastičnog polimera (*engl. Polymethyl methacrylate, PMMA*) koji se često koristi kao zamjena za staklo. Kako bi se izbjeglo uvijanje filma pri skeniranju, film mora biti u savršenom kontaktu s površinom skenera pa je na njega postavljena PMMA ploča debljine 3 mm (Slika 3.9.). Položaj ploče za kompresiju također je konzistentan pri svakom skeniranju. Svi filmovi su skenirani prije ozračivanja. Nakon ozračenja filmova čekalo se 72 sata kako bi polimerizacija bila završena i tada su skenirani ozračeni filmovi. Izvelo se pet ponovljenih skeniranja i odbačeno je prvo skeniranje za svaki film.



Slika 3.8. Postavke skeniranja radiokromskog filma u programu EPSON Scan.



Slika 3.9. Orijentacija i položaj radiokromskog filma unutar PMMA okvira u skeneru Epson Expression 10000 XL. Okvir i radiokromski film prekriveni su PMMA pločom za kompresiju.

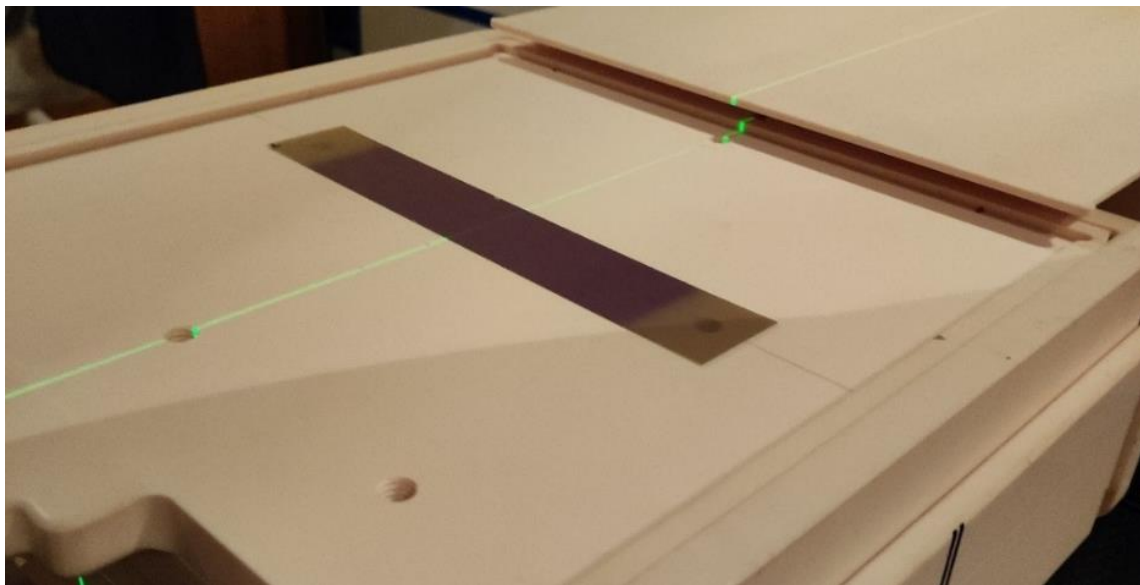
3.2.3. Programski paket Radiochromic.com

Web program radiochromic.com (Radiochromic SL, Spain) koristi se za izradu kalibracijske krivulje, obradu podataka i analizu ozračenih radiokromskih filmova te vrednovanje gama metodom u svrhu usporedbe izračunate i izmjerene raspodjele apsorbirane doze radiokromskim filmom.

3.3. Kalibracijska krivulja

Kako bi se zacrtnjenje radiokromskog filma moglo povezati s apsorbiranom dozom nužno je odrediti kalibracijsku krivulju. Kalibracija vrijedi za sve filmove istog serijskog broja, što znači da svaka serija filmova mora biti barem jednom kalibrirana, a budući da se filmovi polimeriziraju tijekom vremena, preporučuje se povremeno ponavljati kalibraciju za istu seriju filmova. Važno je napomenuti da odgovor filma ovisi o uvjetima prostora u kojem se provode mjerenje i analiza, kao što su vlažnost i temperatura, stoga je najbolje odrediti kalibracijsku krivulju i mjerenje filmom istovremeno kako bi se postigli točni rezultati. Za određivanje kalibracijske krivulje jedan film je izrezan na 7 jednakih

dijelova, a prije rezanja, kalibracijski film skeniran je u cijelosti. Prilikom rezanja, filmovi se nesmiju savijati pa je korišten rezač za filmove. Održavanjem stalnog pritiska oštrice na slojeve filma sprječava se pojava nehomogene debljine ili odvajanja aktivnog sloja filma. Izrezane dijelove, osim jednog, ozračili smo s određenom apsorbiranom dozom. U ovom radu, kalibracijska krivulja izrađena je na temelju šest točaka za apsorbiranu dozu (0,5 Gy, 1,5 Gy, 2 Gy, 2.5 Gy, 3.5 Gy, 6 Gy). Najveća vrijednost odabrana je tako da bude veća od najveće vrijednosti izračunate apsorbirane doze u raspodjelama 5 Gy, a vrijednosti oko 2 Gy odgovaraju apsorbiranoj dozi kod kliničkih raspodjela apsorbirane doze. Odabrano je isključivo šest točaka jer se toliko dijelova može skenirati odjednom, uz jedan neozračen dio. Prije generiranja kalibracijske krivulje, apsorbirana doza provjeravana je pomoću ionizacijske komore tipa Farmer (PTW, Freiburg GmbH, Njemačka). Dijelove kalibracijskog filma postavili smo unutar IBA MultiCube fantoma kao što je prikazano na slici 3.10. Nakon ozračenja, svi dijelovi filma skenirani su istovremeno koristeći okvir za kalibraciju, tako da dulja strana svakog izrezanog dijela bude postavljena paralelno s lampom skenera.



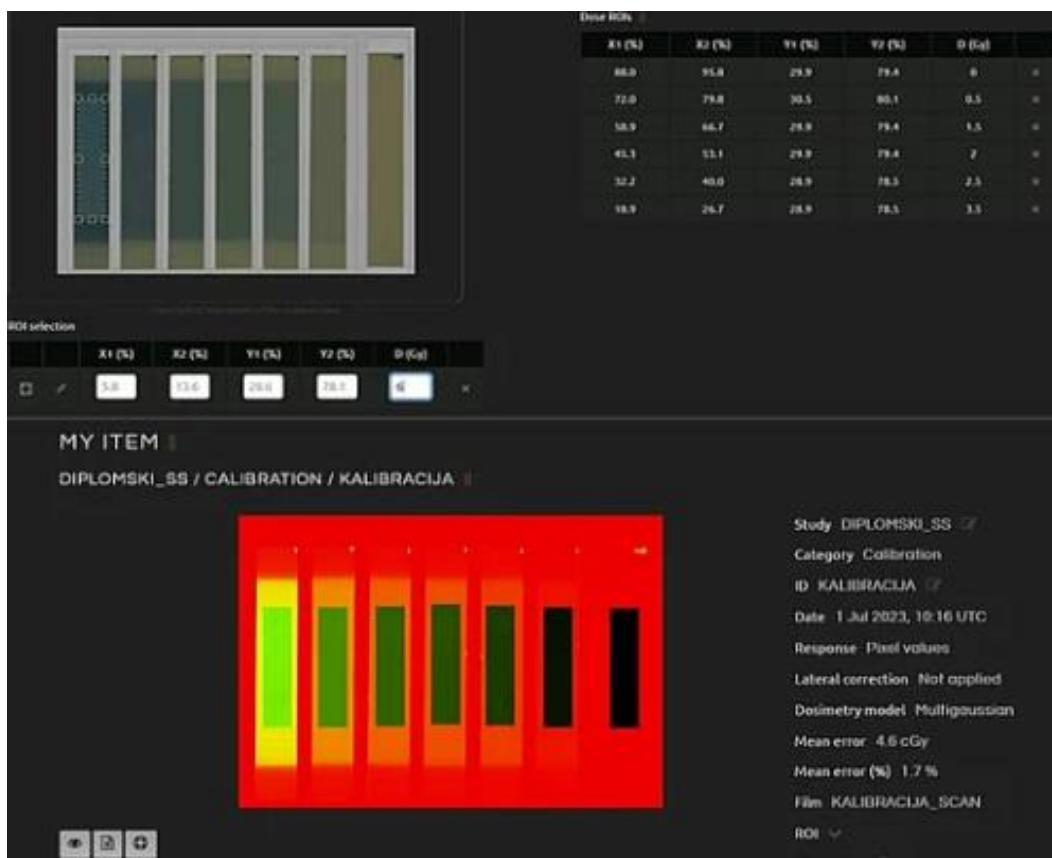
Slika 3.10. Pozicija dijelova kalibracijskog filma unutar IBA MultiCube fantoma. Na ovaj način ozračeno je svih šest, za kalibraciju potrebnih dijelova.

Slike koje smo dobili skeniranjem ozračenih dijelova (Slika 3.11.) učitane su u program Radiochromic.com, gdje je i određena kalibracijska krivulja kako bi se zatamnjenje (optička gustoća) filma povezalo sa apsorbiranom dozom.



Slika 3.11. Skenirani fregmenti kalibracijskog filma korištenog za kalibracijsku krivulju. Dijelovi filma su ozračeni s apsorbiranom dozom od 6 Gy, 3,5 Gy, 2,5 Gy, 2 Gy, 1,5 Gy i 0,5 Gy, dok je jedan dio bio neozračen.

Prilikom izrade kalibracijske krivulje, u programskom paketu Radiochromic.com može se odrediti prosječna pogreška kalibracije, koja predstavlja razliku između apsorbirane doze filma nakon primjene kalibracije na piksele područja interesa (*engl. Regions Of Interest, ROI*) i referentne doze. U našem istraživanju, prosječna pogreška iznosila je 1,7%, a preporučene vrijednosti su od 1–2,5%. Rezultati kalibracije u programu Radiochromic.com prikazani su na slici 3.12. Kako su svi korišteni filmovi istog serijskog broja (dolaze iz istog pakiranja) te kako su ozračeni u sličnim uvjetima (temperatura i vlažnost zraka) dobivena kalibracijska krivulja primijenjena je na svim ozračenim filmovima.



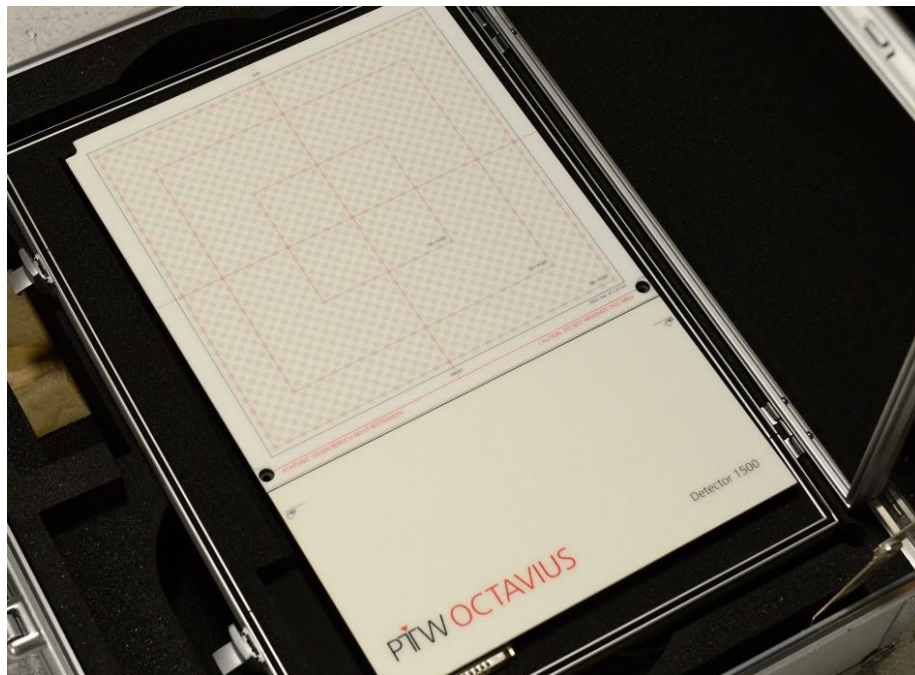
Slika 3.12. Rezultati izrade kalibracijske krivulje za pretvorbu optičke gustoće filma u raspodjelu apsorbirane doze u programu Radiochromic.com.

3.4. Sustav za dvodimenzionalno dozimetrijsko vrednovanje PTW OCTAVIUS 4D

3.4.1. Dvodimenzionalni detektor OCTAVIUS 1500

Dvodimenzionalni detektor OCTAVIUS 1500 (PTW, Freiburg, Germany) dimenzija $30 \times 47 \times 2.2 \text{ cm}^3$ sadrži 1405 ionizacijskih komora postavljenih u matricu dimenzije $27 \times 27 \text{ cm}^2$ (Slika 3.13.). Ionizacijske komore nalaze se između dva sloja polistirena – vodi ekvivalentnog materijala. Dimenzija svake ionizacijske komore je $0,44 \times 0,44 \times 0,30 \text{ cm}^3$ a udaljenost između centara susjednih komora iznosi 7,07 mm. Detektor je kalibriran u PTW dozimetrijskom laboratoriju. Za snop X-zraka (6 MV) koji je korišten u ovom istraživanju prije uporabe određen je kalibracijski faktor.

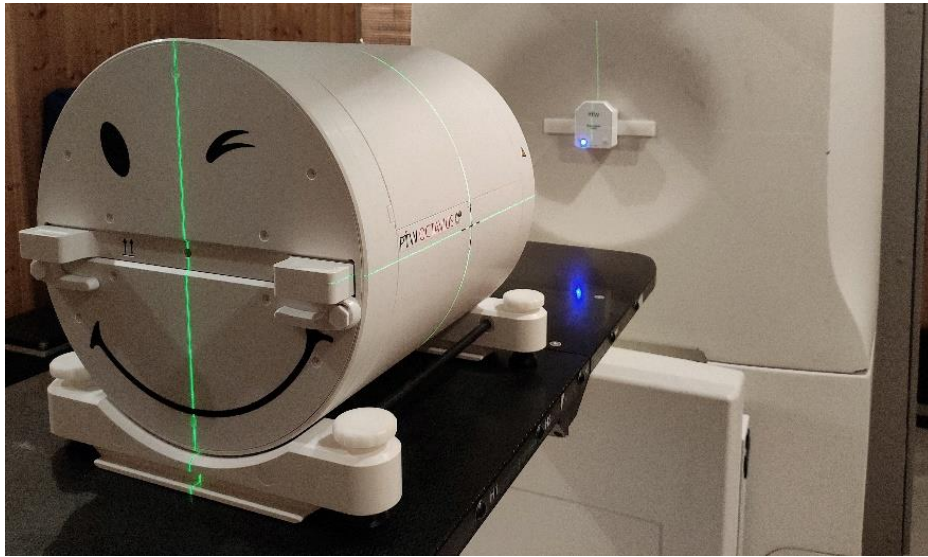
Faktor se određuje koristeći apsorbiranu dozu izmjerenu kalibriranom ionizacijskom komorom tipa Farmer (Slika 2.2) u OCTAVIUS 4D modularnom fantomu u ravnini gdje se smješta detektor OCTAVIUS 1500.



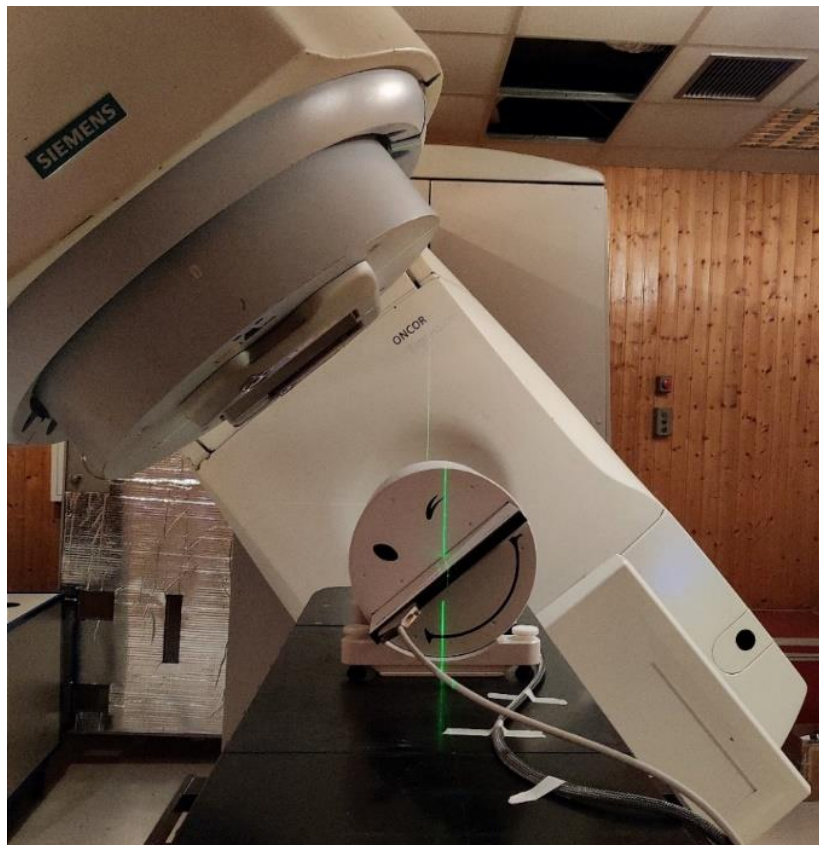
Slika 3.13. Dvodimenzionalni detektor OCTAVIUS 1500 (KBC Rijeka).

3.4.2. OCTAVIUS 4D Modular Fantom

OCTAVIUS 4D Modular Phantom (Slika 3.14.1.) cilindrični je fantom promjera 32 cm i duljine 34,3 cm. Izrađen je od polistirena gustoće $1,05 \text{ g/cm}^3$. Omogućuje mjerenje u rasponu kutova od $\pm 360^\circ$ oko uzdužne osi fantoma (Slika 3.14b.). Rotaciju dijela fantoma u kojem se nalazi detektor s rotacijom pomičnog postolja linearnog akceleratora povezuje inklinometar (*engl. Inclinator T43035*), pomagalo za mjerenje kutnog nagiba. Inklinometar se postavi na akcelerator i bežično povezuje OCTAVIUS 4D Modular Phantom sa linearnim akceleratorom. Ravnina mjerenja (detektora) na taj način uvijek je okomita na središnju os snopa X-zraka. Na slici 3.14.2. prikazani su OCTAVIUS 4D fantom i linearni akcelerator zakrenuti za kut od 315° .



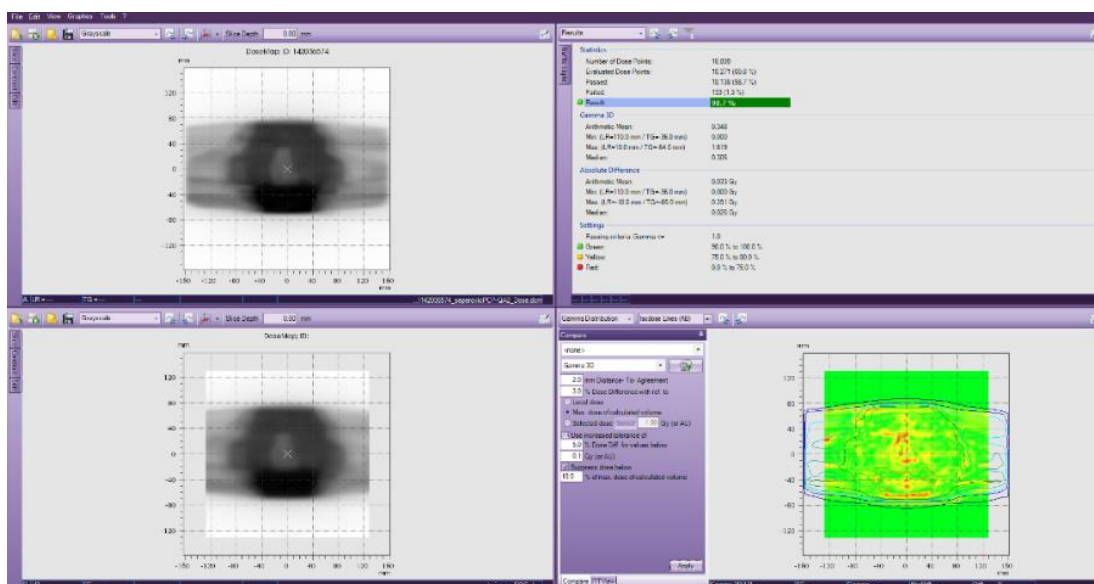
Slika 3.14.1. Modularni fantom OCTAVIUS 4D (KBC Rijeka).



Slika 3.14.1. Modularni fantom OCTAVIUS 4D i linearni akcelerator pod kutem od 315° s obzirom na uzdužnu os fantoma (vertikalna zelena laserska linija).

3.4.3. VERISOFT

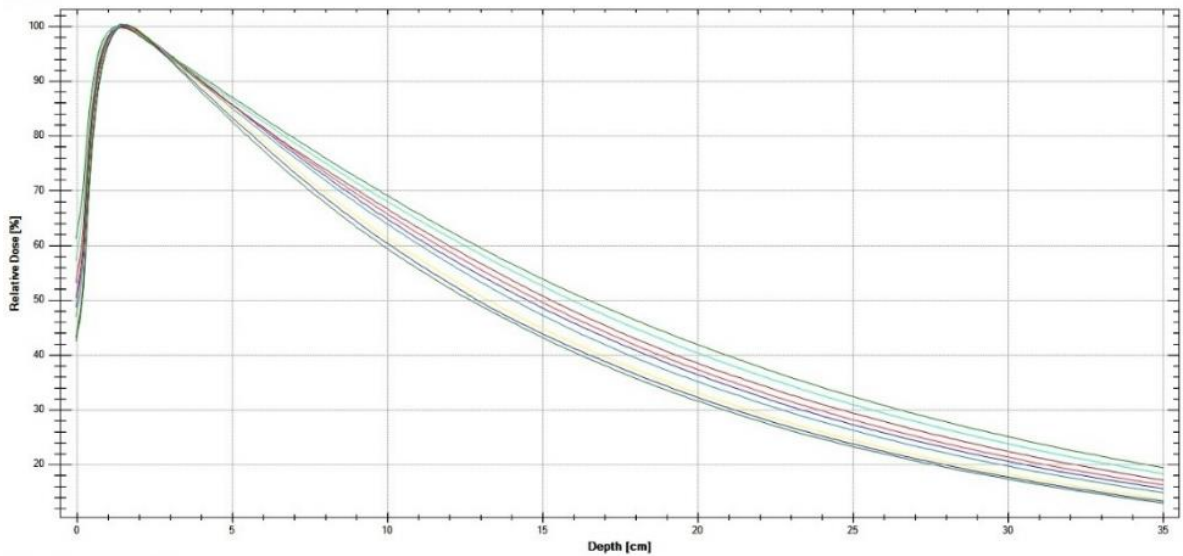
Za obradu podataka dobivenih detektorom OCTAVIUS 1500 uz OCTAVIUS 4D Modular Phantom, korišten je programski paket VERISOFT (*engl. Verification Software*) (Slika 3.15.). Nakon završetka mjerenja VERISOFT-om je moguća rekonstrukcija apsorbirane doze u dvodimenzionalnu (2D) ili volumnu (3D) raspodjelu radi usporedbe s izračunatom raspodjelom doze. Za potrebe ovog istraživanja dvodimenzionalne raspodjele doze dobivene na temelju mjerenja uspoređene su s izračunatim raspodjelama doze. Mjerena raspodjela apsorbirane doze u ravnini uzeta je kao referentna raspodjela, a izračunata raspodjela apsorbirane doze koristeći sustav za izračun i optimizaciju Monaco je vrednovana. Podaci su analizirani koristeći sljedeće parametre: normiranjena najveću dozu, donja granica provjeravane doze: 10% od maksimalne doze.



Slika 3.15. Analiza i rezultati gama metode u programskom paketu VERISOFT - usporedba izmjerene raspodjele apsorbirane doze s izračunatom raspodjelom apsorbirane doze za kliničku raspodjelu.

Za svaki kut rotacije snopa, detektor mjeri dvodimenzionalnu raspodjelu doze u ravnini koja je okomita na upadni snop X-zraka visokih energija. Konačna raspodjela doze rezultat je doprinosa izmjerenih podataka za svaki kut rotacije. Rekonstrukcijski algoritam temelji se na izmjerenim podacima, kalibracijskom faktoru i krivuljama

postotne dubine doze (*engl. Percent depth dose, PDD*) za različite veličine polja provjeravanog snopa X-zraka (Slika 3.16.) koje su korištene za pripremu sustava za uporabu (*engl. Commissioning*).

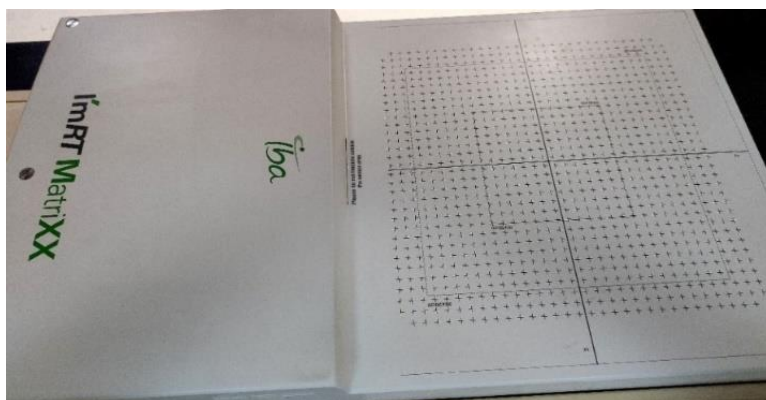


Slika 3.16. Krivulje postotne dubine doze za različite veličine polja provjeravanog snopa X-zraka unutar programskog paketa VERISOFT.

3.5. Sustav za dvodimenzionalno dozimetrijsko vrednovanje IBA I'mRT MatriXX

3.5.1. Dvodimenzionalni detektor I'mRT MatriXX

Dvodimenzionalni detektor I'mRT MatriXX (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) sastavljen je od 1020 ionizacijskih komora malog volumena postavljenih u 32×32 matricu (Slika 3.17.). Svaka ionizacijska komora ima volumen od 0,08 cm³, visinu od 5 mm i promjer od 4,5 mm, a udaljenost između centara susjednih ionizacijskih komora iznosi 7,619 mm. Radni napon je 500 ± 30 V. Aktivno područje mjerenja detektora je 24,4×24,4 cm². Ispred komora nalazi se 3,6 mm vodi ekvivalentnog materijala.



Slika 3.17. Dvodimenzionalni detektor I'mRT MatriXX (KBC Rijeka).

Detektor I'mRT MatriXX se koristi s homogenim fantomom IBA MultiCube (Slika 3.18). Za korištenje snop X-zraka prije uporabe detektora određen je kalibracijski faktor. Faktor se određuje koristeći apsorbiranu dozu određenu na temelju mjerenja ionizacijskom komorom tipa Farmer (Slika 2.2) u vodenom fantomu. Ionizacijska komora se postavi na istoj efektivnoj dubini na kojoj se nalazi 2D detektor unutar MultiCube fantoma.

3.5.2. Fantom IBA MultiCube

MultiCube je homogeni fantom dimenzija $31,4 \times 34 \times 22 \text{ cm}^3$ (Slika 3.18.), izgrađen od materijala gustoće $1,03 \text{ g/cm}^3$.

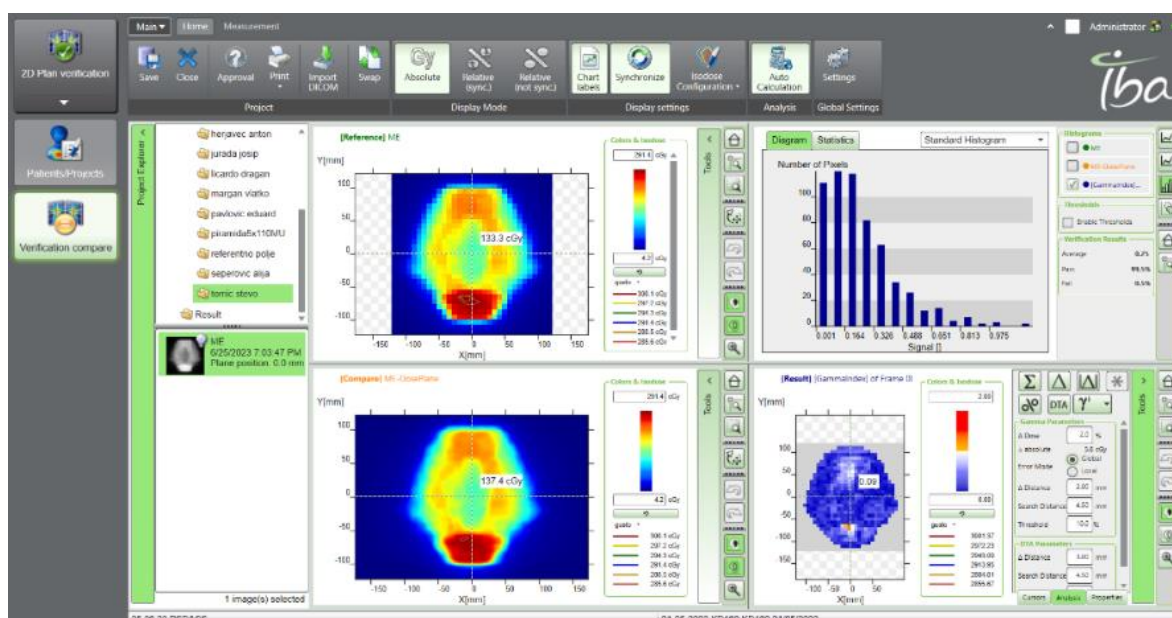


Slika 3.18. Dvodimenzionalni detektor I'mRT MatriXX unutar fantoma IBA MultiCube (KBC Rijeka).

Fantom je konstruiran u više dijelova što omogućuje mjerenje pomoću radiokromskog filma i dvodimenzionalnog detektora IBA I'mRT MatriXX. Materijal koji je korišten za izradu fantoma (engl. Plastic Water) osigurava točnost mjerenja od 0,5% u odnosu na mjerenja u vodi za snopove X-zraka visokih energija u rasponu od 150 keV do 100 MeV.

3.5.3. IBA OmniPro I'mRT

Za obradu izmjerenih podataka dobivenih 2D detektorom I'mRT MatriXX te za usporedbu izračunate i izmjerene raspodjele doze i provedbu gama analize korišten je programski paket IBA OmniPro I'mRT (Slika 3.19.). Mjerena raspodjela apsorbirane doze u ravnini uzeta je kao referentna raspodjela, a izračunata raspodjela apsorbirane doze koristeći sustav za izračun i optimizaciju Monaco je vrednovana. Podaci su analizirani koristeći sljedeće parametre: na najveću dozu, područje traženja ekvivalentne doze: 4,5 mm, donja granica provjeravane doze: 10% od maksimalne doze.

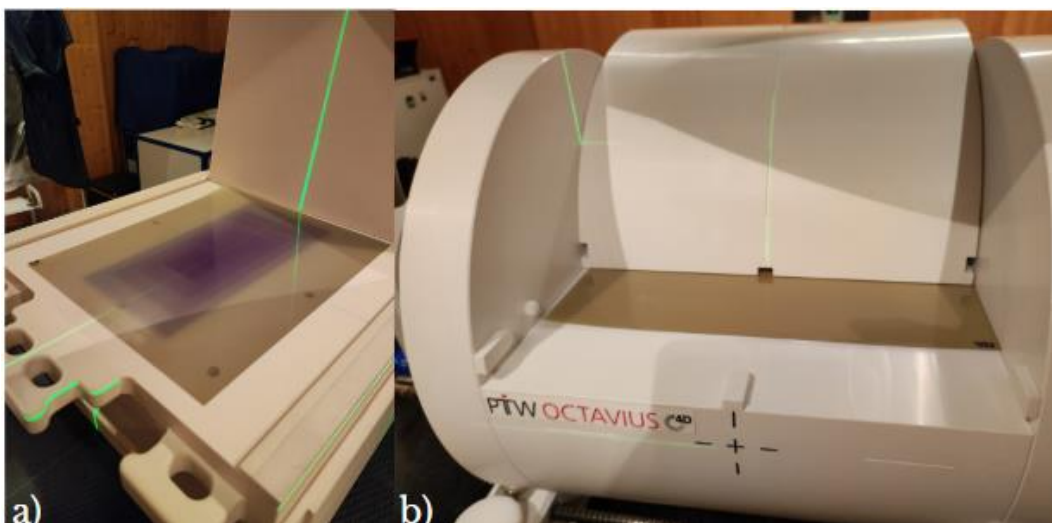


Slika 3.19. Provedba i rezultat gama metode u programskom paketu IBA OmniPro I'mRT - usporedba izmjerene raspodjele apsorbirane doze s izračunatom raspodjelom apsorbirane doze za jednu kliničku raspodjelu iz istraživanja.

4. REZULTATI

4.1. Dozimetrija radiokromskim filmom GAFCHROMIC EBT3

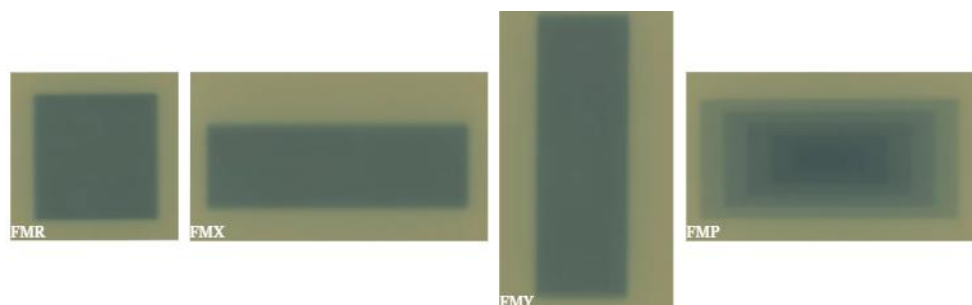
Filmovi korišteni u eksperimentu ozračeni su 6 MV snopom X-zraka proizvedenim linearnim akceleratorom Siemens Oncor Expression. Mjerenje je provedeno koristeći IBA MultiCube fantom (Slika 4.1a) i OCTAVIUS 4D Modulari fantom (Slika 4.1b). Filmovi unutar IBA MultiCube fantoma ozračeni su sa ukupno 16 distribucija doze: 3 uniformne distribucije doze: referentno polje ($15 \times 15 \text{ cm}^2$) (R) i dva polja pravokutnog oblika ($7 \times 22 \text{ cm}^2$, $22 \times 7 \text{ cm}^2$) (X, Y), višestruki piramidalni oblik kreiran pomoću 5 polja različitih veličina ($2 \times 6 \text{ cm}^2$, $4 \times 10 \text{ cm}^2$, $6 \times 14 \text{ cm}^2$, $8 \times 18 \text{ cm}^2$, $10 \times 22 \text{ cm}^2$) (P) te 12 kliničkih raspodjela doze (označene s A, B, C, D, E, F, G, H, I, J, K, L).



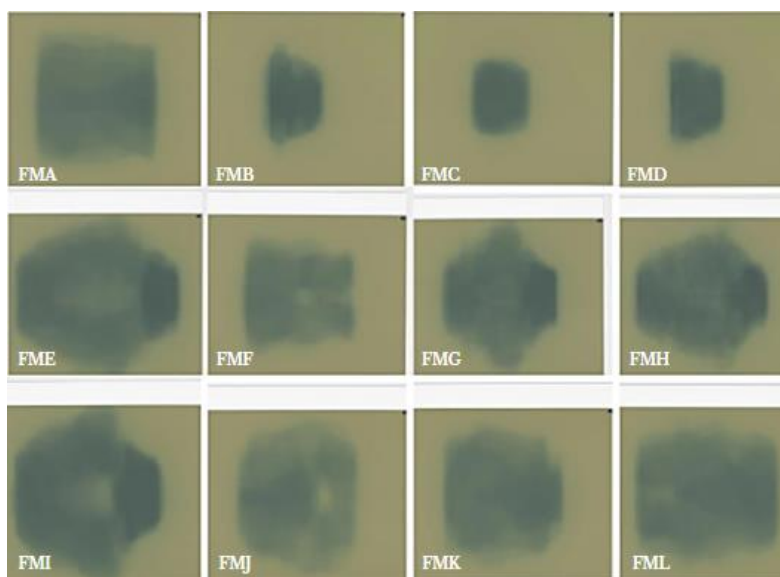
Slika 4.1. Radiokromski film GAFCHROMIC EBT³ unutar fantoma IBA MultiCube (a) i unutar OCTAVIUS 4D modularnog fantoma (b).

Filmovi unutar OCTAVIUS 4D modularnog fantoma ozračeni su sa istim uniformnim raspodjelama doze (R, X, Y), istim višestrukim piramidalnim oblikom polja (P) te sa 11 kliničkih raspodjela doze (označenih s A, B, C, D, E, F, G, H, I, K, L), istih kao za filmove unutar IBA MultiCube fantoma samo s jednom raspodjelom manje (razlog je mehaničko

oštećenje filma). Ozračeni skenirani radiokromski filmovi prikazani su na slici 4.2. za jednolike raspodjele apsorbirane doze i na slici 4.3. za 12 kliničkih raspodjela doze unutar IBA MultiCube fantoma.



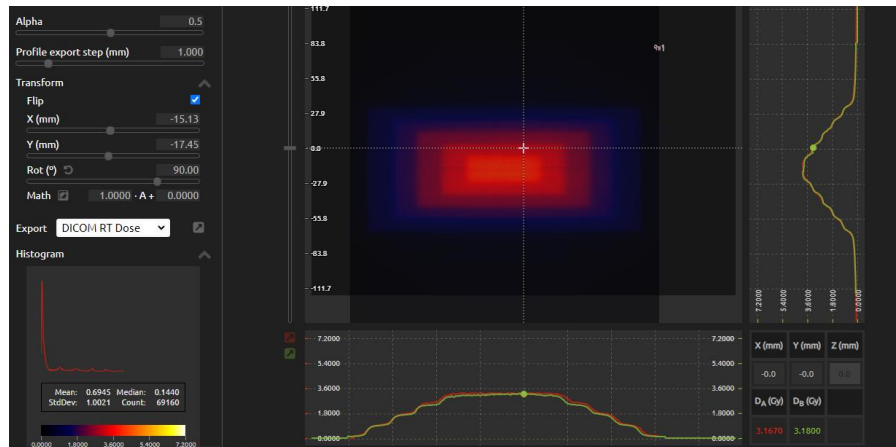
Slika 4.2. Skenirani radiokromski filmovi za 4 geometrijske raspodjele apsorbirane doze: 3 jednolike raspodjele doze (FMR-referentno polje, FMX i FMY-pravokutna polja) i višestruki piramidalni oblik polja (FMP-piramida) unutar IBA MultiCube fantoma.



Slika 4.3. Skenirani radiokromski filmovi za 12 kliničkih raspodjela apsorbirane doze unutar IBA MultiCube fantoma.

Izmjerene raspodjele apsorbirane doze uspoređene su s izračunatim raspodjelama apsorbirane doze dobivenim sustavom za izračun i optimizaciju raspodjela apsorbirane Elekta Monaco (Ver. 5.11.03, Elekta, Crawley, UK). Metoda korištena za usporedbu

izmjerene i izračunate raspodjele apsorbirane doze je gamma analiza. Usporedba je provedena u programu Radiochromic.com (Slika 4.4.). Analiza je provedena koristeći dva kriterija prihvatljivosti 3%/2mm i 2%/2mm. To znači granicu tolerancije od 2 mm za razliku u udaljenosti dvije točke koje imaju istu vrijednost apsorbirane doze i 3% (2%) granicu tolerancije za razliku u dozi.



Slika 4.4. Usporedba izmjerene raspodjele apsorbirane doze s izračunatom raspodjelom apsorbirane doze u programu Radiochromic.com. za geometrijsku raspodjelu apsorbirane doze višestrukog piramidalnog oblika. Na slici je prikazano dobro preklapanje profila za izmjerenu (zeleno) i izračunatu (crveno) apsorbiranu dozu. Vodoravni profili prikazuju poklapanje na osi apscisa, a okomiti profili pokazuju poklapanje na osi ordinata.

Podaci su analizirani koristeći sljedeće parametre: normiranje na najveću dozu, područje traženja apsorbirane doze: 4,5 mm, donja granica provjeravane doze 10% od maksimalne doze. Donja granica doze predstavlja vrijednost apsorbirane doze ispod koje se doza ne uzima u obzir prilikom izračuna gamma indeksa. To znači da će samo apsorbirane doze veće od 10% od maksimalne doze biti uzeta u obzir prilikom izračuna gamma indeksa. Prilikom analize svake raspodjele apsorbirane doze određena je i njena vrijednost u izocentru⁴.

⁴ Izocentar - točka u kojoj se sijeku os rotacije tri komponente linearnog akceleratora (pomično postolje, kolimator i terapijski stol) i osi snopa X-zraka visokih energija.

Rezultati gamma analize prikazani su u tablicama 4.1 i 4.2. U tablici 4.1. prikazani su rezultati analize filmova ozračenih u IBA MultiCube fantomu. Za kriterij prihvatljivosti 3%/2mm, 14 raspodjela (87,50% rezultata) ima gama indeksa veći ili jednak 95% i time zadovoljavaju kriterij prihvatljivosti, za 2 raspodjele (12,50% rezultata) gama indeks iznosi 100%, a samo 1 raspodjela (6,25% rezultata) ima gama indeks manji od 95% i time ne zadovoljava kriterij prihvatljivosti. Sve analizirane raspodjele apsorbirane doze za kriterij prihvatljivosti 3%/2mm imaju prolaznost gama indeksa veću od 90%, što je unutar područja djelovanja. Kad je primjenjen stroži kriterij prihvatljivosti 2%/2mm, 6 raspodjela (37,50% rezultata) zadovoljava kriterij prihvatljivosti s gama indeksom većim ili jednakim 95%, a 10 raspodjela (62,50% rezultata) ne zadovoljava kriterij prihvatljivosti. Medijan svih vrijednosti razlike apsorbirane doze u izocentru između izračunate i izmjerene raspodjele apsorbirane doze za filmove u IBA MultiCube fantomu iznosi 1,75 cGy. 25. percentil je -2,4 cGy, a 75. percentil je 3,8. Rezultati analize filmova koji su ozračeni u OCTAVIUS 4D fantomu prikazani su u tablici 4.2. Za kriterij prihvatljivosti 3%/2mm pola dobivenih rezultata (50,00%) zadovoljava kriterij prihvatljivosti s gama indeksom većim ili jednakim 95% dok druga polovica (50,00%) rezultata ne zadovoljava kriterij prihvatljivosti. Sve analizirane raspodjele apsorbirane doze za kriterij prihvatljivosti 3%/2mm imaju prolaznost gama indeksa veću od 90%, što je unutar područja djelovanja. Za stroži kriterij prihvatljivosti 2%/2mm svih 15 raspodjela (100% rezultata) ima gama indeks manji od 95% što ne zadovoljava dani kriterij prihvatljivosti. Medijan svih vrijednosti razlike apsorbirane doze u izocentru između izračunate i izmjerene raspodjele apsorbirane doze za filmove ozračene u OCTAVIUS 4D fantomu iznosi 7,7 cGy. 25. percentil je 3,5 cGy, a 75. percentil je 11,1 cGy.

Tablica 4.1. Rezultati gamma indeksa za kriterije tolerancije 3%/2mm i 2%/2mm za 4 geometrijske i 12 kliničkih raspodjela doze za filmove ozračene u IBA MultiCube fantomu. U zadnja dva stupca prikazan je iznos apsorbirane doze u izocentru za izmjerenu i izračunatu raspodjelu doze te njihova razlika.

FILM (IBA MultiCube fantom)	GAMMA INDEKS ZA KRITERIJ 3%/2mm	GAMMA INDEX ZA KRITERIJ 2%/2mm	APSORBIRANA DOZA U IZOCENTRU [cGy] (IZMJERENA/IZRAČUNATA)	RAZLIKA U DOZI U IZOCENTRU (D) [cGy]
FMR	98,6%	95,2%	228,0/241,2	-13,2
FMX	98,3%	93,9%	220,0/223,2	-3,2
FMY	97,9%	92,6%	226,0/228,1	-2,1
FMP	98,0%	92,8%	318,0/316,7	1,3
FMA	95%	90,3%	172,0/176,2	-4,2
FMB	90,3%	84,3%	259,0/261,4	-2,4
FMC	98,2%	95,1%	226,0/226,5	-0,5
FMD	99,2%	94,3%	250,0/248,7	1,3
FME	97,7%	94,3%	138,0/137,5	0,5
FMF	99,8%	99,1%	85,0/83,3	1,7
FMG	93,2%	91,8%	196,0/182,9	13,1
FMH	98,6%	97,4%	182,0/168,8	13,2
FMI	90,6%	82,7%	134,0/132,2	1,8
FMJ	100%	82,7%	177,0/173,2	3,8
FMK	100%	99,4%	183,0/180,1	2,9
FML	99,9%	99,6%	185,0/184,9	0,1

Tablica 4.2. Rezultati gamma indeksa za kriterije tolerancije 3%/2mm i 2%/2mm za 4 geometrijske i 12 kliničkih raspodjela za filmove ozračene u OCTAVIUS 4D fantomu. U zadnja dva stupca prikazan je iznos apsorbirane doze u izocentru za izmjerenu i izračunatu raspodjelu doze te njihova razlika.

FILM (OCTAVIUS 4D fantom)	GAMMA INDEKS ZA KRITERIJ 3%/2mm	GAMMA INDEKS ZA KRITERIJ 2%/2mm	APSORBIRANA DOZA U IZOCENTRU [cGy] (IZMJERENA/IZRAČUNATA)	RAZLIKA U DOZI U IZOCENTRU (D) [cGy]
FOR	95,8%	91,9%	220,0/229,7	9,7
FOX	95,3%	91,4%	199,0/204,2	5,2
FOY	95,6%	90,9%	212,0/215,3	3,3
FOP	92,8%	90,3%	236,0/248,1	12,1
FOA	98,2%	94,7%	145,0/150,4	5,4
FOB	94,0%	91,1%	249,0/241,3	7,7
FOC	96,3%	90,8%	195,0/198,5	3,5
FOD	97,4%	92,2%	225,0/236,5	11,5
FOE	95,0%	91,9%	141,0/161,3	20,3
FOF	92,3%	90,2%	88,0/85,7	2,3
FOG	94,2%	91,6%	167,0/171,6	4,6
FOH	93,9%	90,3%	177,0/182,9	5,9
FOI	91,9%	90,7%	115,0/118,7	3,7
FOK	95,8%	90,9%	159,0/162,7	3,7
FOL	94,2%	90,3%	150,0/161,1	11,1

4.2. Mjerenje detektorom OCTAVIUS 1500 i I'mRT

MatriXX

Mjerenje dvodimenzionalnim detektorima I'mRT MatriXX i OCTAVIUS 1500 provedena su unutar njihovih pripadajućih fantoma IBA MultiCube i OCTAVIUS 4D. Ozračeni su istim raspodjelama apsorbirane doze kao i filmovi u istoj eksperimentalnoj postavi. Provedena je analiza usporedbe izmjerene i izračunate apsorbirane doze gama metodom za sve raspodjele doze (IBA OmniPro I'mRT i VERISOFT). Analiza je provedena korištenjem kriterija tolerancije 3%/2mm i strožeg kriterija 2%/2mm. Očitana je doza u izocentru za izmjerenu i izračunatu raspodjelu apsorbirane doze te je izračunata njihova razlika. U tablici 4.3. prikazani su rezultati dobiveni mjerenjem detektorom OCTAVIUS 1500. Za kriterij 3%/2mm svih 15 raspodjela (100% rezultata) zadovoljava kriterij prihvatljivosti, a za 2 raspodjele (13,33% rezultata) gama indeks iznosi maksimalnih 100%. Kod strožeg kriterija prihvatljivosti 2%/2mm 7 raspodjela (46,67% rezultata) zadovoljava, dok 8 raspodjela (53,33% rezultata) ne zadovoljava dani kriterij prihvatljivosti. Medijan svih vrijednosti razlike apsorbirane doze u izocentru između izračunate i izmjerene raspodjele apsorbirane doze za OCTAVIUS 4D detektor iznosi 4,9 cGy. 25. percentil je 3,4 cGy, a 75. percentil je 6,9 cGy. Rezultati dobiveni detektorom I'mRT MatriXX prikazani su u tablici 4.4. iz koje se može vidjeti da svih 16 raspodjela (100% rezultata) zadovoljava kriterij prihvatljivosti 3%/2mm te da za 13 raspodjela gama indeks iznosi 100%. Za stroži kriterij prihvatljivosti 2%/2mm 13 raspodjela (81,25% rezultata) zadovoljava, a 3 raspodjele (18,75%) ne zadovoljavaju dani kriterij prihvatljivosti. Medijan svih vrijednosti razlike apsorbirane doze u izocentru između izračunate i izmjerene raspodjele apsorbirane doze za I'mRT MatriXX detektor iznosi 2,6 cGy. 25. percentil je 1,2 cGy, a 75. percentil je 4,1 cGy. Sve analizirane raspodjele apsorbirane doze za kriterij prihvatljivosti 3%/2mm kod oba detektora su unutar područja djelovanja (prolaznost gama indeksa veća je od 90%).

Tablica 4.3. Rezultati gamma indeksa za OCTAVIUS 4D detektor za kriterij 3%/2mm i 2%/2mm. U zadnja dva stupca prikazane su vrijednosti apsorbirane doze u izocentru za izmjerenu i izračunatu raspodjelu doze te njihova razlika.

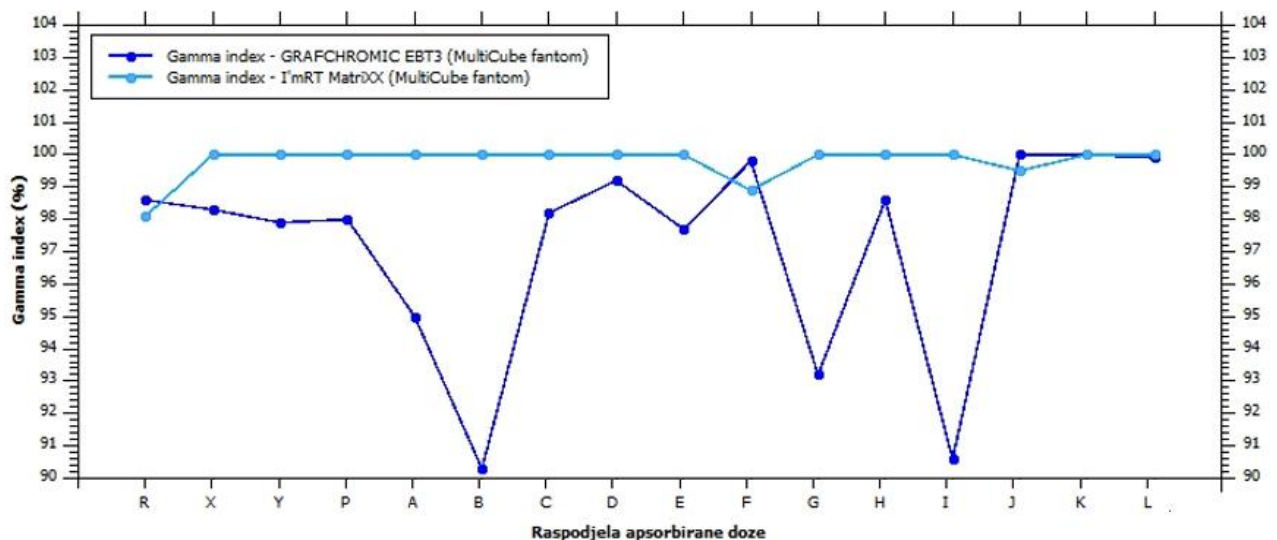
OCTAVIUS 1500 DETEKTOR	GAMMA INDEKS ZA KRITERIJ 3%/2mm	GAMMA INDEKS ZA KRITERIJ 2%/2mm	APSORBIRANA DOZA U IZOCENTRU [cGy] (IZMJERENA/IZRAČUNATA)	RAZLIKA U DOZI U IZOCENTRU (D) [cGy]
OR	100%	100%	203,6/206,6	3
OX	99,8%	98,5%	185,5/190,0	4,5
OY	99,7%	99,5%	191,0/194,4	3,4
OP	100%	100%	326,6/333,5	6,9
OA	99,3%	94,0%	146,7/151,3	4,6
OB	95,9%	90,4%	213,1/223,6	10,5
OC	99,4%	95,1%	185,4/191,4	6
OD	99,5%	96,1%	204,4/213,3	8,9
OE	98,9%	94,6%	118,3/123,6	5,3
OF	97,5%	93,5%	71,2/79,3	8,1
OG	98,7%	94,3%	154,0/160,9	6,9
OH	96,8%	91,5%	143,7/154,6	10,9
OI	99,0%	95,3%	114,8/117,8	3
OK	96,3%	91,4%	150,5/156,2	5,7
OL	94,9%	90,6%	155,1/160,0	4,9

Tablica 4.4. Rezultati gamma indeksa za I'mRT MatriXX detektor za kriterij 3%/2mm i 2%/2mm. U zadnja dva stupca prikazane su vrijednosti apsorbirane doze u izocentru za izmjerenu i izračunatu raspodjelu doze te njihova razlika.

I'MRT MATRIX DETEKTOR	GAMMA INDEKS ZA KRITERIJ 3%/2mm	GAMMA INDEKS ZA KRITERIJ 2%/2mm	APSORBIRANA DOZA U IZOCENTRU [cGy] (IZMJERENA/IZRAČUNATA)	RAZLIKA U DOZI U IZOCENTRU (D) [cGy]
MR	98,1%	89,3%	238,1/240,4	2,3
MX	100%	99,3%	222,5/224,7	2,2
MY	100%	99,3%	227,6/230,6	3
MP	100%	98,8%	393,9/391,1	2,8
MA	100%	100%	177,4/176,2	1,2
MB	100%	100%	265,1/261,0	4,1
MC	100%	100%	227,4/226,5	0,9
MD	100%	100%	251,4/248,8	2,6
ME	100%	99,5%	137,2/137,2	0
MF	98,9%	94,6%	82,3/81,9	0,4
MG	100%	99,3%	174,4/178,9	4,5
MH	100%	96,3%	173,9/167,9	6
MI	100%	100%	142,6/134,6	8
MJ	99,5%	99,3%	157,7/173,2	15,5
MK	100%	99,7%	173,3/180,1	6,8
ML	100%	98,7%	185,0/184,4	0,6

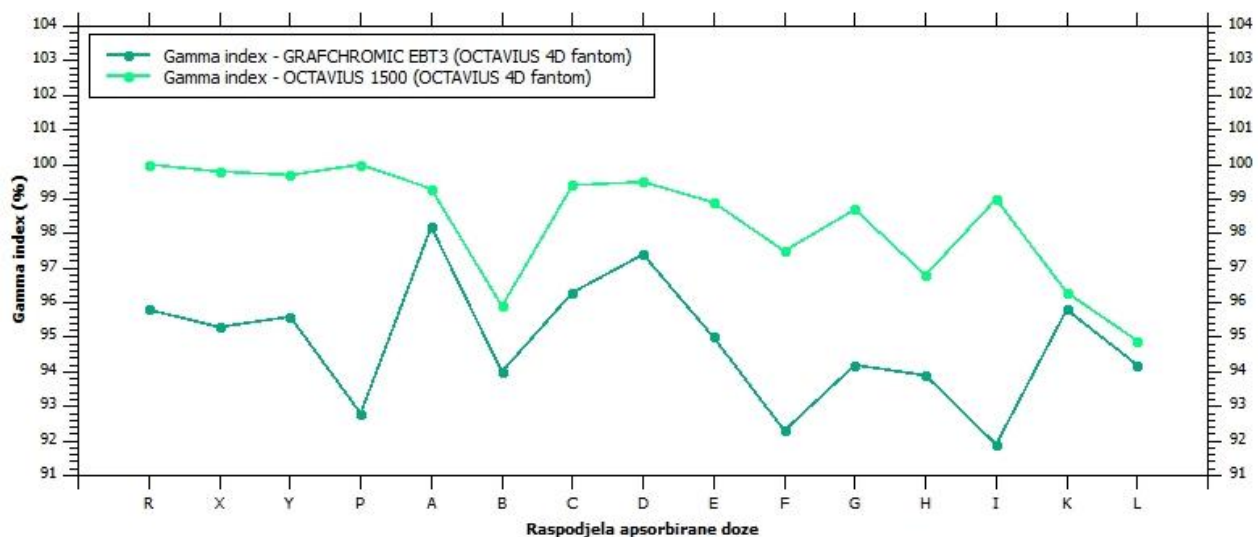
4.3. Usporedba rezultata dobivenih radiokromskim filmom i dozimetrijskim sustavom PTW Octavius 4D i IBA MatriXX

Budući da su mjerenja radiokromskim filmom i dvodimenzionalnim detektorima OCTAVIUS 1500 i I^mRT MatriXX provedena u istoj eksperimentalnoj postavi u IBA MultiCube i OCTAVIUS 4D fantoma, rezultati gama indeksa dobiveni filmom uspoređeni su s onima dobivenima pomoću dozimetrijskih sustava PTW Octavius 4D i IBA MatriXX za kriterij 3%/2mm. Na slici 4.5. prikazani su rezultati gama indeksa dobivenih mjerenjem radiokromskim filmom u IBA MultiCube fantomu i rezultati dobiveni pomoću detektora I^mRT MatriXX.



Slika 4.5. Grafički prikaz rezultata gama indeksa, dobivene radiokromskim filmom u MultiCube fantomu (tamno plava linija) i rezultate dobivene I^mRT MatriXX detektorom (svijetlo plava linija).

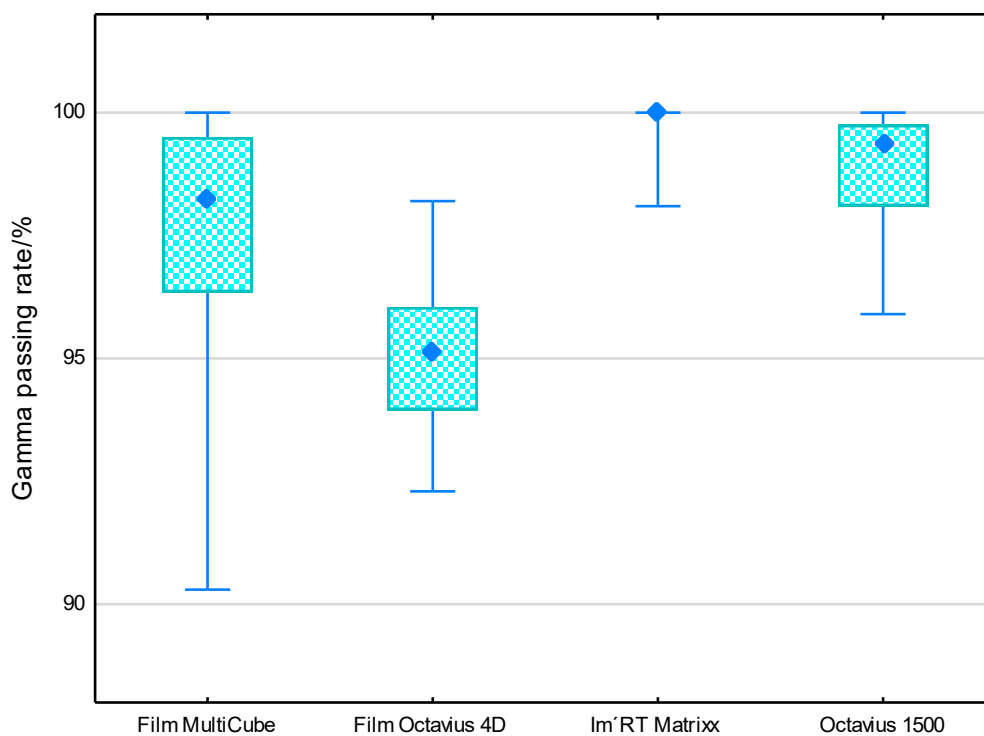
Na slici 4.6. su prikazane usporedbe rezultata prolaznosti gama indeksa dobivenih u OCTAVIUS 4D fantomu radiokromskim filmom i detektorom OCTAVIUS 1500.



Slika 4.6. Grafički prikaz rezultata dobivenih radiokromskim filmom u OCTAVIUS 4D fantomu (tamno zelena linija) i rezultata dobivenih OCTAVIUS 1500 detektorom (svijetlo zelena linija).

Grafički prikazi ukazuju na to da su rezultati prolaznosti gama indeksa, temeljeni na mjerenjima filmom, manji u usporedbi s onima dobivenima 2D detektorima OCTAVIUS 1500 i I^mRT MatriXX. Kod jednog dijela raspodjela vrijednosti gama indeksa se prate, ali kod nekoliko raspodjela je vrijednost gama indeksa dobivena radiokromskim filmom puno manja nego vrijednosti dobivene detektorima matrice ionizacijskih komora. Međusobno su uspoređeni i rezultati dobiveni radiokromskim filmom u OCTAVIUS 4D i IBA MultiCube fantomu te su uspoređeni rezultati dobiveni detektorima. Izračunate su vrijednosti medijana (centralna vrijednost stope prolaznosti gama indeksa), interkvartilni raspon i p-vrijednosti za četiri različita eksperimentalna postava za sve analizirane raspodjele apsorbirane doze uz primjenu kriterija tolerancije od 3%/2 mm. Rezultati su prikazani u tablici 4.5. Budući da raspodjela prolaznosti gama indeksa ne slijedi normalnu raspodjelu, rezultati su analizirani korištenjem statističkog testa Kruskal-Wallis ANOVA (TIBCO Statistica ver. 14.1.0.25, TIBCO Software Inc), pri čemu se vrijednost $p < 0,05$ smatra statistički značajnom.

Statistički značajna razlika utvrđena je kod usporedbe rezultata dobivenih RCF dozimetrijom u OCTAVIUS 4D fantomu sa rezultatima dobivenim detektorom OCTAVIUS 1500 ($p=0,01273$) i kod usporedbe rezultata dobivenih RCF dozimetrijom unutar IBA MultiCube fantoma sa rezultatima dobivenim I^mRT MatriXX detektorom ($p=0,0231$). Na slici 4.7. prikazana je statistička analiza gama indeksa „box and whisker“ grafom za sva četiri eksperimentalna postava za kriterij tolerancije 3%/2mm. Unutarnji kvadrat predstavlja vrijednost medijana, a donja i gornja granica označavaju 25. odnosno 75. percentil. Linije predstavljaju najveće i najmanje određene vrijednosti gama indeksa.

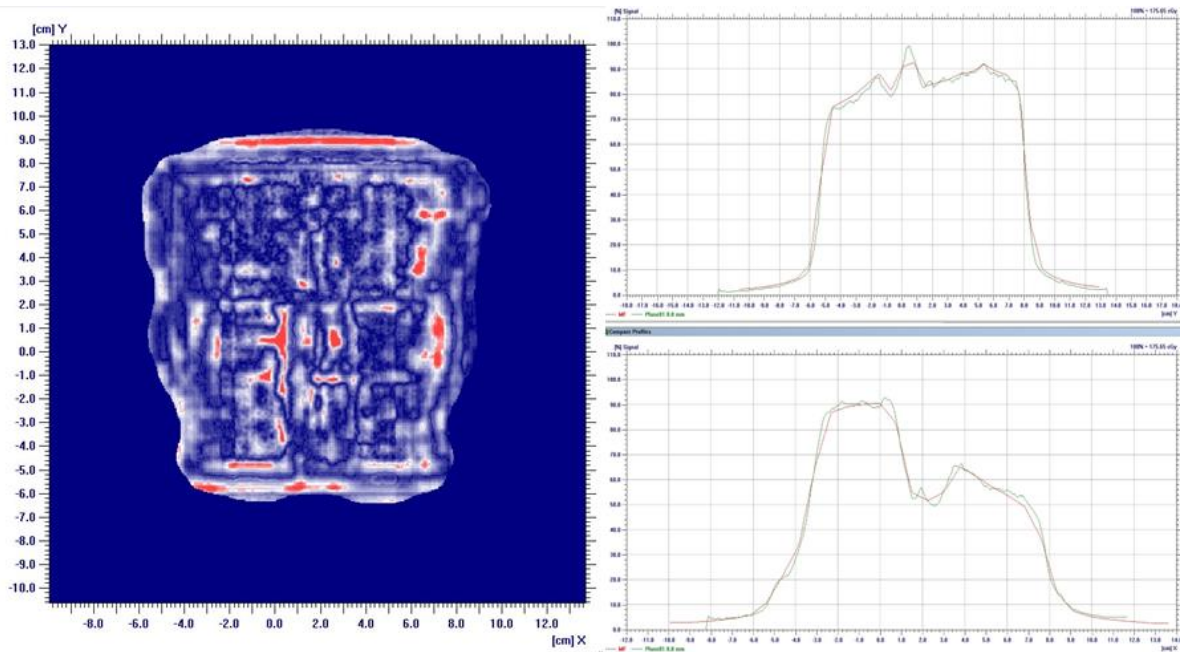


Slika 4.7. „Box and whisker“ graf statističke analize gama indeksa za četiri eksperimentalna postava korištena u istraživanju za kriterij tolerancije 3%/2 mm.

Tablica 4.5. Tablica medijana vrijednosti gama indeksa, odgovarajućeg interkvartilnog raspona i p-vrijednosti za četiri različita postava analiziranih raspodjela apsorbirane doze uz primjenu kriterija tolerancije 3 %/2 mm, a p-vrijednost označene crvenom bojom predstavljaju statistički značajne razlike.

	Film (MultiCube fantom)	Film (Octavius 4D fantom)	Matrixx (MultiCube fantom)	Octavius 1500 (Octavius 4D fantom)
Vrijednost medijana [%]	98,25	95,15	100	99,35
Interkvartilni raspon [%]	3,15	2,1	0,01	1,65
	Film Octavius 4D vs Octavius 1500	Film (MultiCube) vs Matrixx	Film (Octavius 4D) vs Film MultiCube	Matrixx vs Octavius 1500
p-vrijednosti	0,01273	0,00231	0,2079	0,20709

Slika 4.8. prikazuje analizu gama indeksa jedne kliničke raspodjele apsorbirane doze i usporedbu profila za podatke dobivene filmom u MultiCube fantomu i I'mRT MatriXX detektorom uz kriterij tolerancije 3%/2 mm. Crvena područja predstavljaju analizirane točke koje nisu zadovoljile kriterij prihvatljivosti, dok su u plavo obojana područja gdje se nalaze točke koje zadovoljavaju dani kriterij prihvatljivosti. Veća odstupanja između profila (desni dio slike 4.13.) poklapaju se s crvenim područjima.



Slika 4.8. Usporedba izmjerenih podataka dobivenih pomoću filma u MultiCube fantomu i I'mRT MatriXX detektora: analiza gama indeksa za kriterije tolerancije 3%/2 mm (lijevo), usporedba profila (desno). Zelena linija predstavlja profil u x-smjeru dobiven filmom, a crvena linija profil dobiven detektorom.

5. DISKUSIJA

U ovom istraživanju provjeravane su izračunate raspodjele apsorbirane doze na način da su uspoređene s izmjerenim raspodjelama apsorbirane doze dobivenim koristeći dva različita dvodimenzionalna detektora (Octavius 1500 i I'mRT MatriXX) i radiokromski film (GAFCHROMIC EBT3). Provjeravane su jednolike (geometrijske) i jakosno modulirane (kliničke) raspodjele apsorbirane doze. Rezultati dobiveni gamma analizom pokazuju da su vrijednosti gamma indeksa kod sva tri mjerna sustava unutar međunarodno preporučenih kriterija prihvatljivosti (3%/2mm, $\gamma \geq 95\%$). Svi dobiveni rezultati gamma indeksa su unutar područja djelovanja (3%/2mm, $\gamma \geq 90\%$). Ako usporedimo dobivene rezultate između tri korištena mjerna sustava vidi se da su vrijednosti gamma indeksa, za oba provjeravana kriterija prihvatljivosti 3%/2mm i 2%/2mm, dobiveni radiokromskom dozimetrijom najmanji, a oni dobiveni I'mRT MatriXX detektorom najveći. To je posebno izraženo kod strožeg kriterija prihvatljivosti 2%/2mm. Statističkom analizom utvrđena je statistički značajna razlika kad uspoređujemo rezultate dobivene radiokromskom dozimetrijom i detektorima ionizacijskij komora (Tablica 4.5.). Sva tri korištena mjerna sustava imaju različite prostorne rezolucije. Radiokromski film GAFCHROMIC EBT3 ima najbolju, a detektor I'mRT MatriXX najlošiju prostornu rezoluciju. To je mogući razlog statistički značajne razlike između rezultata prolaznosti gamma indeksa. Radiokromski film zbog bolje prostorne razlučivosti bolje detektira razlike u doznim raspodjelama. Drugi vjerojatni razlog su algoritmi različitih karakteristika korišteni za analizu razlike između izračunatih i izmjerenih raspodjela apsorbirane doze unutar mjernih sustava.

6. ZAKLJUČAK

U radijacijskoj onkologiji koriste se snopovi X-zraka visokih energija proizvedenih linearnim akceleratorom elektrona. Cilj radijacijske onkologije jest točno predati propisanu apsorbiranu dozu određenom anatomskom području, istovremeno minimalizirajući izloženost zdravog tkiva primljenoj dozi zračenja. Točno izračunata apsorbirana doza predstavlja temeljni preduvjet za učinkovitost radioterapije, a za provjeru njezine točnosti koristi se različite dozimetrijske metode. Određuje se ili apsorbirana doza u točki ili dvodimenzionalna (volumna) raspodjela apsorbirane doze. Određivanje apsorbirane doze u točki provodi se korištenjem ionizacijskih komora dok se za utvrđivanje dvodimenzionalne raspodjele apsorbirane doze koriste dvodimenzionalni detektori i/ili radiokromski film. Dozimetrija radiokromskim filmom je zbog vrlo visoke prostorne razlučivosti filma, metoda izbora za dozimetriju moduliranih snopova. Osim izuzetne prostorne razlučivosti, radiokromski film je po nekim svojim svojstvima ekvivalentan vodi te je gotovo neovisan o energiji snopa X-zraka koji se vrednuje i o brzini predaje apsorbirane doze, fleksibilan je, može se oblikovati i postavljati u vodu, te se slika dobije bez kemijske obrade nakon zračenja. Koristi se za mjerenje složenih raspodjela apsorbirane doze (npr. onih koje karakteriziraju veliki gradijenti doze) u naprednim radioterapijskim tehnikama i za mjerenja u nekonvencionalnim mjernim geometrijama. Za potrebe ovog diplomskog rada provedeno je dvodimenzionalno dozimetrijsko vrednovanje, radiokromskim filmom GAFCHROMIC EBT3, snopa X-zraka visokih energija proizvedenog linearnim akceleratorom elektrona Siemens Oncor Expression nominalnog akceleracijskog potencijala 6 MV. Analizirane su sve hardverske komponente sustava te je izrađena kalibracijska krivulja kako bi se zacrtnjenje radiokromskog filma moglo povezati sa apsorbiranom dozom. Izračunata je prosječna pogreška kalibracije u iznosu od 1,7%, što je unutar preporučenog intervala (1–2,5%). Mjerenja su provedena koristeći IBA MultiCube fantom i OCTAVIUS 4D modulari fantom. Filmovi unutar IBA MultiCube fantoma su ozračeni sa 16 raspodjela doze: 3 uniformne raspodjele doze (referentno polje,

dva polja pravokutnog oblika, višestruki piramidalni oblik) te 12 kliničkih raspodjela doze. Filmovi unutar OCTAVIUS 4D modularnog fantoma ozračeni su sa istim raspodjelama doze samo sa jednom kliničkom raspodjelom doze manje. Metodom gama analize, izmjerene raspodjele apsorbirane doze uspoređene su s izračunatim raspodjelama apsorbirane doze dobivenim sustavom za izračun i optimizaciju raspodjela apsorbirane doze Monaco. Analiza je provedena uz dva kriterija prihvatljivosti, 3%/2mm koji je i preporučen prema međunarodnim smjernicama, i stroži kriterij prihvatljivosti 2%/2mm. Rezultati analize filmova ozračenih u IBA MultiCube fantomu za kriterij prihvatljivosti 3%/2mm pokazuju da 93,8% rezultata zadovoljava kriterij prihvatljivosti, dok uz stroži kriterij prihvatljivosti 2%/2mm to čini samo 37,50% rezultata. Za filmove ozračene unutar OCTAVIUS 4D fantoma za kriterij prihvatljivosti 3%/2mm 50% zadovoljava zadani kriterij. Međutim, za stroži kriterij 2%/2mm, niti jedan rezultat ne ispunjava kriterij prihvatljivosti. Sve analizirane raspodjele doze imaju prolaznost gama indeksa veću od 90%, što je unutar područja djelovanja. Dodatno, u diplomskom radu podaci dobiveni radiokromskom dozimetrijom uspoređeni su s onima dobivenim koristeći dva sustava za dvodimenzionalnu dozimetrijom s detektorima OCTAVIUS Detector 1500 i I'mRT MatriXX, a usporedba ukazuje na značajnu statističku razliku. Međusobno su uspoređeni rezultati dobiveni radiokromskim filmom u OCTAVIUS 4D i IBA MultiCube fantomu, a nakon toga su uspoređeni rezultati dobiveni detektorima. Uočeno je da postoji statistički značajna razlika u vrijednosti gama indeksa kod usporedbe prolaznosti dobivene radiokromskim filmom i onih dobivenim detektorima matrice ionizacijskih komora. Vrijednosti gama indeksa uvijek su manji radiokromskom dozimetrijom. Svaki dozimetrijski sustav ima svoje prednosti i nedostatke, što ga čini pogodnim za različite vrste mjerenja i uvjete mjerenja. Pravilne procedure za rukovanje radiokromskim filmom i skenerom u kombinaciji sa softverom za analizu filmova Radiochromic.com, mogu pružiti potrebnu točnost dozimetrije radiokromskim filmom (RCF). Najveći nedostatak dozimetrije radiokromskim filmom u odnosu na dozimetrijom dvodimenzionalnim detektorima sa ionizacijskim komorama/diodama je vrijeme potrebno za obradu filma i osjetljivi proces skeniranja i analize filmova, no preporučuje se uporaba filmske

dozimetrije barem prilikom uvođenja svake nove tehnike u kliničku uporabu. Na taj način se prednosti filmske dozimetrije mogu iskoristiti kako bi se utvrdila ograničenja sustava koja se često koriste za određivanje raspodjele apsorbirane doze.

7. POPIS LITERATURE

Knjige:

- [1] Battum L. *Film dosimetry past and future*. Amsterdam. 2017.
- [2] IBA Dosimetry GmbH. OmniPro I'mRT System. *User Guide*. Shwarzenbruck. 2011.
- [3] International Atomic Energy Agency. *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Vienna. 2000.
- [4] International Atomic Energy Agency. *Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: Testing for typical external beam treatment techniques*. Vienna. 2008.
- [5] Lewis D.F. *Radiochromic Film*. Wayne, USA. 2010.
- [6] Podgorsak E.B. *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. Vienna. 2005.
- [7] Smilović Radojčić Đ. *Usporedba algoritama za izračun raspodjele doze u radioterapiji i nova metoda verifikacije Monte Carlo algoritama u nehomogenostima*. Zagreb. 2018. (doktorska disertacija)
- [8] Ursi G. *Kalibracija radiokromskih filmova za dozimetriju kliničkih fotonskih snopova*. Zagreb. 2022. (diplomski rad)
- [9] Vrtar M. *Temeljni principi dozimetrije*. Zagreb. 1999.

Članci:

- [10] Depuydt T., Van Esch A., Huyskens D.P. *A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation*. *Radiology and Oncology*. 2002. 62(3):309-19.

- [11] Hodapp N. *Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT)*. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). 2010.
- [12] Low D.A. *Gamma Dose Distribution Evaluation Tool*. Journal of Physics. 2010.
- [13] Low D.A., Moran J.M., Dempsey J.F. et al. *Dosimetry tools and techniques for IMRT*. Medical Physics. 2011. 38(3): 1313-38.
- [14] Méndez I., Rovira-Escutia J.J., Casar B. *A protocol for accurate radiochromic film dosimetry using Radiochromic.com*. Radiology and Oncology. 2021. 10;55(3):369-378.
- [15] Méndez I., Šljivić Ž., Hudej R., et al. *Grid patterns, spatial inter-scan variations and scanning reading repeatability in radiochromic film dosimetry*. Medical Physics. 2016. 32:1072–81.
- [16] Miften M., Olch A., Mihailidis D., et al. *Tolerance Limits and Methodologies for IMRT Measurement-Based Verification QA*. Medical Physics. 2018. 45:e53–e83
- [17] Matić L. *Analiza prolaznosti gama indeksa u ocjeni kvalitete planova zračenja volumno moduliranom lučnom terapijom*. Zagreb. 2023.
- [18] Obajdin N., Smilović Radojčić Đ., Jurković S., et al. *Impact of stringent tolerance criteria on verification of absorbed dose distributions and evaluation through inhomogeneous media*. Nuclear Technology & Radiation Protection. 2022.
- [19] Sathiyar S., Ravikumar M., Varatharaj C. et al. *Dosimetric study of 2D ion chamber array matrix for the modern radiotherapy treatment*

verification. Journal of Applied Clinical Medical Physics (JACMP). 2010.

- [20] Shalek R.J. *Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures*. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). 1977. 4: 461.
- [21] Smilović Radojčić Đ., Rajlić D., Casar B. et al. *Evaluation of two-dimensional dose distributions for pre-treatment patient-specific IMRT dosimetry*. Radiology and Oncology. 2018. 52(3): 346–352.

Web izvori:

- [22] http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf
- [23] <https://www.elsesolutions.com/wp-content/uploads/2015/07/MatriXX-Evolution-System.pdf>
- [24] <https://www.ptwdosimetry.com/en/>
- [25] <https://journals.plos.org/plosone/article/file?type=printable&id=10.1371/journal.pone.0233562>

8. DODATAK

Dosimetry of High-Energy X-ray Beams Using Radiochromic Film

Sara Sabljak¹, Đeni Smilović Radojčić^{2,3}, Slaven Jurković^{2,3}

¹ *Faculty of Physics, University of Rijeka, Rijeka, Croatia (master's degree student)*

² *Medical Physics Department, University Hospital Rijeka, Rijeka, Croatia*

³ *Department of Medical Physics and Biophysics, Faculty of Medicine, University of Rijeka, Rijeka, Croatia*

Introduction

Accurate calculation of the absorbed dose to be delivered to the patient is key requirement for the effectiveness of radiotherapy treatment. Therefore, a comprehensive evaluation of the calculated absorbed dose should be performed on. Detector arrays of ionization chambers or diodes are usually used to determine the two-dimensional absorbed dose distributions and provide data for evaluation of calculated absorbed dose distribution. Moreover, radiochromic film (RCF) is the detector of choice for dosimetry of highly modulated X-ray beams when requirement on high spatial resolution is very important [1]. Also, RCF is irreplaceable for measurements under unconventional measuring geometries where conventional measuring devices cannot be readily used. Film absorbed dose distribution dosimetry outperforms other techniques due to its excellent spatial resolution, near water equivalence, weak energy, dose rate and angular independency, flexibility, waterproofness, cutting capability, and no chemical processing required to obtain an *image*. On the other hand, RCF dosimetry is delicate due to prerequisite of systematic post-processing of the film to obtain absorbed dose data of high accuracy. The aim of this study is to perform an absorbed dose distribution determination with RCF and to compare the results with those obtained with array detectors as part of a master thesis.

Materials and Methods

In this study, a 6MV X-ray beam (Siemens Oncor Expression, Healtheneers, Germany) was used. A GAFCHROMIC EBT3 radiochromic film was used as the main detector for measuring absorbed dose distributions. In addition, the ionization chamber arrays MatriXX (IBA Dosimetry, Germany) and PTW Octavius 1500 (PTW, Germany) were used (Figure 1.). Measurements were performed in homogeneous phantoms, IBA MultiCube and PTW OCTAVIUS 4D Phantom.

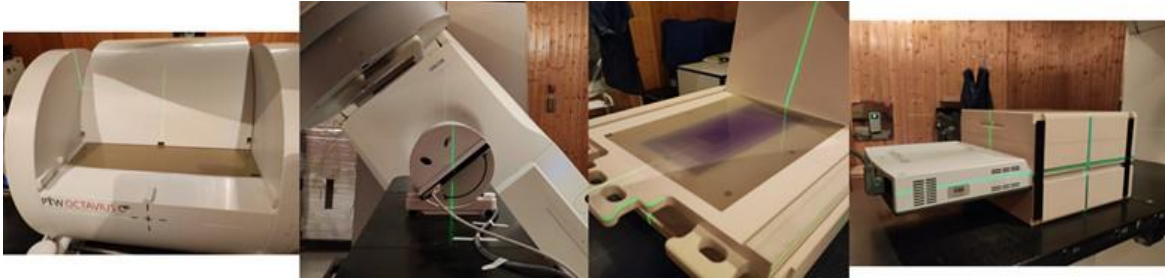


Figure 1. Experimental setup of the GAFCHROMIC EBT3 film with PTW Octavius modular phantom and MultiCube phantom and two-dimensional detectors OCTAVIUS 1500 and MatriXX with corresponding phantom.

Epson Expression 10000 XL (Seiko Epson Corporation, Japan) scanner was used to scan the films. Several sources of uncertainty contribute to the overall uncertainty of the film-scanner system. To reduce the uncertainties RCF from the same batch are used and scanned before and after irradiation, the scanner is warmed up for 45 minutes before readings, five empty scans were taken to stabilize the lamp before acquisitions, each reading is repeated five times, and the first scan was discarded [2]. Each film was scanned in the centre of the scanner with the same orientation to achieve better uniformity of scanner response. The films were scanned in transmission mode to achieve better scanning stability. After irradiation, films were left for 72 hours to allow the polymerization to stabilize before scanning.

A calibration curve was required to convert the optical density of the film to absorbed dose. Calibration curves were designed for dose ranges from 0.5 Gy to 6 Gy. To create the calibration curve, RCF stripes were used, with one stripe left unexposed for film background determination (Figure 2.). Radiochromic.com software (Radiochromic SL, Spain) was used to process and analyse the RCF data [3].

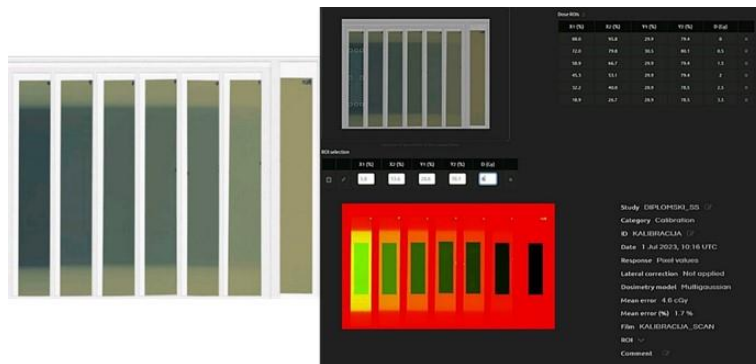


Figure 2. Steps required to create a calibration curve for conversion of the optical density of film images to absorbed dose distributions in Radiochromic.com software.

In RCF dosimetry, several sources of uncertainties must be considered. They can be divided into several groups related to: radiation beam (calibration, uniformity...), radiochromic films (uniformity, orientation, position relative to the beam...), scanner characteristics (stability, reproducibility, temperature...), film-scanner system, and film processing such as calibration and lateral correction [1, 3].

The method of choice for the verification of absorbed dose distributions was the gamma method, using a global normalization of absolute dose with a tolerance limit $\geq 95\%$ and an action limit $\geq 90\%$ of a gamma passing rate, with 3%/2 mm dose difference/distance to agreement and 10% dose threshold [4]. The gamma passing rate was determined between the absorbed dose distribution calculated with the Elekta Monaco treatment planning system (Elekta, UK) and the absorbed dose distribution obtained with the RCF.

Furthermore, the gamma results obtained with the film were compared with those acquired with the dosimetry systems PTW Octavius 4D (OCTAVIUS detector 1500, modular cylindrical phantom, VeriSoft software) and IBA Matrixx (MatriXX 2D detector, MultiCube phantom, OmniPro I'mRT+ software). A total of 16 dose distributions were evaluated, 3 uniform dose distributions (reference field and two rectangular fields), multiple pyramid shape fields, and 12 clinical absorbed dose distributions.

Since the distribution of gamma passing rate does not follow a normal distribution, the results were analysed using the Kruskal-Wallis ANOVA statistical test, where a value of $p < 0.05$ was considered statistically significant (TIBCO Statistica, TIBCO Software Inc).

Results

As a part of determination of the calibration curve, Radiochromic.com provides the mean error of the calibration, which calculates the difference between the film doses after applying the calibration to the Regions Of Interest pixels and the reference doses. In our study, the mean error was 1.7%, which is within the acceptable limits of 1–2.5% [3].

Since the film and the Matrixx array are in the same position in the MultiCube phantom, the measurement data could be compared, and it was found that the median values are 95.9% with an interquartile range of 3.38% when we use the tolerance criteria of 3%/2 mm [4]. The compared measurement data of a one clinical dose distribution are shown in Figure 4.

The comparison of gamma passing rate for all analysed dose distributions for four different setups (Figure 1.) using the same tolerance criteria is shown in Table 1. and Figure 3. Besides higher resolution of the RCF the results of gamma passing rates based

on film measurements were lower than those obtained with ionization chamber arrays. The reason may be the algorithms used for analysis of the data acquired by ionization chamber arrays. Nevertheless, the median values of all set-ups are higher than the recommended passing rate and neither is below the action level [4] (Figure 3.). The higher resolution of the RCF compared to the ionization chamber array is clearly visible in Figure 4, and therefore the RCF can better detect even a small errors.

Table 1. Summary of median values of gamma passing rates, respective interquartile range, and p - values for four different set-ups for all analyzed dose distributions when 3 %/2 mm tolerance criteria are applied, and p-value in bold indicate statistically significant differences.

	Film in MultiCube phantom	Film in Octavius 4D phantom	Matrixx in MultiCube phantom	Octavius 1500 in Octavius 4D phantom
Median value/%	98.25	95.15	100	99.35
Interquartile range/%	3.15	2.1	0.01	1.65
	Film Octavius 4D vs Octavius 1500	Film MultiCube vs Matrixx	Film Octavius 4D vs Film MultiCube	Matrixx vs Octavius 1500
p-values	0.01273	0.00231	0.2079	0.20709

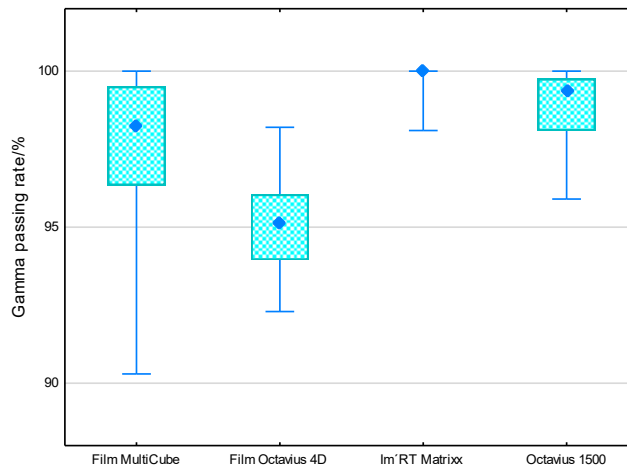


Figure 3. Box and whisker plot of gamma passing rate for 3%/2 mm tolerance criteria, for the four set-ups. The inner square represents the median value, the lower and upper boundaries indicate the 25th and 75th percentiles, respectively. Whiskers (lines) are drawn from the ends of the box to the largest and smallest observed values.

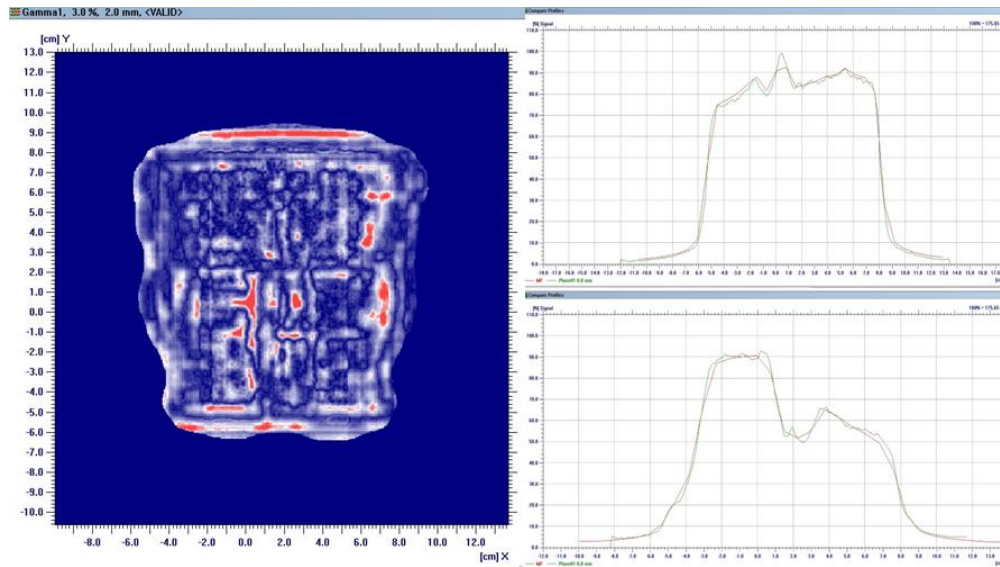


Figure 4. Comparison of measured data obtain by film and Matrixx array: analysis of gamma passing rates with 3%/2mm tolerance criteria (left), comparison of profiles (right), where the green line represents the film and the red line the array profile.

Discussion

The statistical difference between gamma passing rates for different measurement system showed that there is a statistically significant difference between RCF dosimetry and the corresponding ionization chamber array dosimetry systems, with p-values of $p = 0.0127$ (Film Octavius 4D vs Octavius 1500) and $p = 0.0023$ (Film MultiCube vs Matrixx) (Figure 3.).

Each dosimetry system has advantages and disadvantages, making it suitable for different types of measurements and measurement conditions. Proper procedures for handling films and scanners in combination with Radiochromic.com as software for film analysis can provide the required accuracy of RCF dosimetry. The major disadvantage of film dosimetry over the ionization chamber/diodes arrays is the time required for film processing and the analysis process, but it should be used at least for the commissioning of any new system or process. In this way, advantages of the RCF can be used to establish limitation of the systems commonly used for absorbed dose distribution verification.

Reference

1. Niroomand-Rad A, Blackwell C.R, Coursey B.M, et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55. *Med. Phys.* 1998, 25, 2093–2115.
2. Méndez I, Šljivić Ž, Hudej R, et al. Grid patterns, spatial inter-scan variations and scanning reading repeatability in radiochromic film dosimetry. *Phys Med.* 2016;32:1072–81.
3. Méndez I, Rovira-Escutia JJ, Casar B. A protocol for accurate radiochromic film dosimetry using Radiochromic.com. *Radiol Oncol.* 2021 Aug 10;55(3):369-378.
4. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys.* 2018;45:e53–e83.

Objavljeno za 11th AAMPM CONFERENCE PROCEEDINGS. Novi Sad: Faculty of Science, University of Novi Sad, Serbia, 2023. str. 195-19.