

# Dozimetrijske kontrole kvalitete i protokoli kod stereotaksijske radioterapije linearnim akceleratorom

---

Carev, Ante

Undergraduate thesis / Završni rad

2024

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:176:915512>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-17**

Repository / Repozitorij:



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
SVEUČILIŠTE U SPLITU

[Repository of the University Department for Health Studies, University of Split](#)



UNIVERSITY OF SPLIT



SVEUČILIŠTE U SPLITU  
Podružnica  
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA  
SVEUČILIŠNI PRIJEDIPLOMSKI STUDIJ  
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Ante Carev**

**DOZIMETRIJSKE KONTROLE KVALITETE I  
PROTOKOLI KOD STEREOTAKSIJSKE RADIOTERAPIJE  
LINEARNIM AKCELERATOROM**

**Završni rad**

Split, 2024.

SVEUČILIŠTE U SPLITU  
Podružnica  
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA  
SVEUČILIŠNI PRIJEDIPLOMSKI STUDIJ  
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

**Ante Carev**

**DOZIMETRIJSKE KONTROLE KVALITETE I  
PROTOKOLI KOD STEREOTAKSIJSKE RADIOTERAPIJE  
LINEARNIM AKCELERATOROM  
DOSIMETRIC QUALITY CONTROL AND PROTOCOLS IN  
STEREOTAXIC RADIOTERAPY WITH LINEAR  
ACCELERATOR**

**Završni rad / Bachelor's Thesis**

Mentor:

**Darijo Hrepić, prof. fizike, predavač**

Split, 2024.

## TEMELJNA DOKUMENTACIJSKA KARTICA

ZAVRŠNI RAD

Sveučilište u Splitu  
Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
Sveučilišni prijediplomski studij radiološka tehnologija

**Znanstveno područje:** biomedicina i zdravstvo  
**Znanstveno polje:** kliničke medicinske znanosti

**Mentor:** Darijo Hrepić, prof. fizike, predavač

### **DOZIMETRIJSKE KONTROLE KVALITETE I PROTOKOLI KOD STEREOTAKSIJSKE RADIOTERAPIJE LINEARNIM AKCELERATOROM** Ante Carev, 0346012690

#### **SAŽETAK**

Stereotaksijska radioterapija linearnim akceleratorom zahtijeva stroge dozimetrijske kontrole kvalitete za osiguranje preciznosti i sigurnosti tretmana. Ključni protokoli uključuju kalibraciju dozimetara i korištenje naprednih softverskih alata za točno mjerenje doze zračenja. Kontrole kvalitete moraju se pratiti i dokumentirati, a osoblje mora biti adekvatno obučeno. Kontrole kvalitete uključuju mehaničke, sigurnosne i dozimetrijske testove te testove sustava za planiranje terapije, koji se provode s različitom učestalošću (dnevno, tjedno, mjesečno, godišnje) kao i testovi plana zračenja koji također spadaju u testove sustava za planiranje.

Stereotaksijska radioterapija zahtijeva visoku preciznost i napredne postupke osiguranja kvalitete, koristeći mala polja zračenja za visoko fokusirane doze. Implementacija ovih tehnika zahtijeva specijaliziranu opremu i stroge postupke osiguranja kvalitete. Stereotaksijska radioterapija se preporučuje za liječenje malignih i benignih tumora te povremeno za neurološke, funkcionalne i vaskularne poremećaje. Ova tehnika uključuje stereotaksijsku radiokirurgiju za intrakranijalne tumore s jednom frakcijom, frakcioniranu stereotaksijsku radioterapiju za intrakranijalne tumore s više frakcija i stereotaksijsku radioterapiju tijela za ekstrakranijalne tumore. Stereotaksijska radioterapija koristi precizno ciljano zračenje s visokim dozama kako bi se postiglo lokalno izlječenje uz minimalne nuspojave.

Kvaliteta stereotaksijske radioterapije osigurava se upotrebom stereotaksijskih okvira tijela za precizno pozicioniranje pacijenta te testovima poput Winston-Lutz testa, generičkih fantoma, sustava okvira tijela i sustava bez okvira, dok su dozimetrijske provjere ključne za osiguranje ispravne doze zračenja.

Na kraju, učinkovita dozimetrijska kontrola kvalitete i primjena standardiziranih protokola ključni su za uspješnu primjenu stereotaksijske radioterapije linearnim akceleratorom. Ovi procesi osiguravaju visoku preciznost i sigurnost tretmana, optimizirajući ishode za pacijente i minimizirajući nuspojave. Kroz kontinuirano praćenje i unapređenje ovih kontrola i protokola moguće je održati visoke standarde u liječenju raka i drugih bolesti putem stereotaksijske radioterapije.

**Ključne riječi:** doza zračenja; kontrola kvalitete; radioterapija; stereotaksija,

**Rad sadrži:** 32 stranice, 3 slike, 0 tablica

**Jezik izvornika:** hrvatski

## BASIC DOCUMENTATION CARD

BACHELOR THESIS

**University of Split**  
**University Department for Health Studies**  
**University undergraduate study of radiological technology**

**Scientific area:** biomedicine and health care  
**Scientific field:** clinical medical sciences

**Supervisor:** Darijo Hrepić

### **DOSIMETRIC QUALITY CONTROL AND PROTOCOLS IN STEREOTAXIC RADIOTHERAPY WITH LINEAR ACCELERATOR**

Ante Carev, 0346012690

#### **SUMMARY**

Stereotaxic radiotherapy with a linear accelerator requires strict dosimetric quality controls to ensure the precision and safety of the treatment. Key protocols include dosimeter calibration and the use of advanced software tools to accurately measure radiation dose. Quality controls must be monitored and documented and staff must be adequately trained. Quality controls include mechanical, safety and dosimetric tests and tests of therapy planning systems, which are carried out with different frequency (daily, weekly, monthly, yearly) as well as radiation plan tests that also belong to the tests of the planning system.

Stereotaxic radiotherapy requires high precision and advanced quality assurance procedures, using small radiation fields for highly focused doses. The implementation of these techniques requires specialized equipment and strict quality assurance procedures. Stereotaxic radiotherapy is recommended for the treatment of malignant and benign tumors and occasionally for neurological, functional and vascular disorders. This technique involves stereotaxic radiosurgery for intracranial tumors with a single fraction, fractional stereotaxic radiotherapy for multi-fraction intracranial tumors and stereotaxic radiotherapy of the body for extracranial tumors. Stereotaxic radiotherapy uses precise targeted high-dose radiation to achieve local healing with minimal side effects.

The quality of stereotaxic radiotherapy is ensured by using stereotaxic body frames for precise positioning of the patient and tests such as the Winston-Lutz test, generic phantoms, body frame systems and frameless systems, while dosimetric checks are crucial for ensuring the correct dose of radiation.

Finally, effective dosimetric quality control and the application of standardized protocols are key to the successful application of stereotaxic radiotherapy with a linear accelerator. These processes ensure high precision and safety of treatments, optimizing outcomes for patients and minimizing side effects. Through continuous monitoring and improvement of these controls and protocols, it is possible to maintain high standards in the treatment of cancer and other diseases through stereotaxic radiotherapy.

**Keywords:** radiation dose; quality control; radiotherapy; stereotaxis

**Thesis contains:** 32 pages, 3 pictures, 0 tables

**Original in:** Croatian

# 1. SADRŽAJ

<b>1. SADRŽAJ.....</b>	<b>III</b>
<b>1. UVOD .....</b>	<b>1</b>
1.1. DOZIMETRIJSKA OPREMA U RADIOTERAPIJI .....	1
1.1.1. Relativna dozimetrija .....	1
1.1.2. Apsolutna dozimetrija .....	2
1.1.3. In vivo dozimetrija .....	2
1.2. RADIOTERAPIJA .....	2
1.3. KONTROLA KVALITETE I PROTOKOLI U RADIOTERAPIJI .....	3
1.4. STEREOTAKSIJSKA RADIOTERAPIJA .....	5
1.5. LINEARNI AKCELERATOR .....	7
1.5.1. Osnovni dijelovi linearnog akceleratora i njihova funkcija .....	7
1.5.2. Stvaranje x-zraka.....	8
1.5.3. Terapijski snop x-zraka .....	10
1.5.4. Terapijski snop elektrona .....	10
<b>2. CILJ RADA .....</b>	<b>12</b>
<b>3. RASPRAVA .....</b>	<b>13</b>
3.1. OSIGURANJE KVALITETE STEREOTAKSIJSKE TJELESNE RADIOTERAPIJE .	13
3.1.1. Specifična mjerenja osiguranja kvalitete.....	14
3.1.1.1 Winston-Lutz test.....	14
3.1.1.2 Generički fantom.....	16
3.1.1.3 Sustav okvira tijela.....	16
3.1.1.4 Sustav bez okvira .....	17
3.1.1.5 QA softver za registraciju .....	17
3.1.1.6 Završna provjera .....	18
3.1.1.7 Dozimetrijske provjere plana zračenja .....	19
3.1.2. Elementi sigurnosti i kvalitete u stereotaksijskoj radioterapiji .....	19
3.1.2.1 Kadrovska razmatranja.....	20

3.1.2.2	Tehnička razmatranja .....	20
3.1.2.3	Prihvatanje i puštanje u rad SRS/SBRT-a (engl. Customer Acceptance Test) .....	22
3.2.	OSOBLJE ODGOVORNO ZA KONTROLU KVALITETE .....	22
3.2.1.	Radijacijski onkolozi.....	23
3.2.2.	Stručnjaci za medicinsku fiziku .....	23
3.2.3.	Dozimetristi.....	24
3.2.4.	Radioterapijski tehnolozi .....	25
3.3.	ULOGA RADIOTERAPIJSKOG TEHNOLOGA KOD STEREOTAKSIJSKE RADIOTERAPIJE.....	25
<b>4.</b>	<b>ZAKLJUČAK.....</b>	<b>27</b>
<b>5.</b>	<b>LITERATURA .....</b>	<b>28</b>
<b>6.</b>	<b>ŽIVOTOPIS.....</b>	<b>32</b>

# 1. UVOD

U stereotaksijskoj radioterapiji linearnim akceleratorom dozimetrijske kontrole kvalitete su jako važna stavka kako bi se osigurala preciznost i sigurnost u provođenju radioterapije. Određeni protokoli koji se koriste kod stereotaksijske radioterapije linearnim akceleratorom uključuju točnost doze zračenja primjenjujući kalibrirane dozimetre i sofisticirane softverske alate. Dozimetri se moraju pravilno kalibrirati kako bi se doza koju pacijent primi tijekom pretrage mogla točno izmjeriti. Osim geometrijskih provjera, postoje i pozicijske promjene uređaja, ali se one rade uz pomoć određenih fantoma koji služe isključivo tim provjerama. Kako bi se održala visoka razina radioterapijske kvalitete važno je da se sve provjere i kontrole prate i dokumentiraju u slučaju bilo kakvog problema. Za sve to su odgovorne određene osobe koje moraju proći obuku o primjeni dozimetrijskih protokola i pravilnom korištenju opreme. Da bi se osiguralo adekvatno liječenje pacijenta dozimetrijske kontrole moraju biti kvalitetne jer su one temelj za sigurnu i efikasnu primjenu stereotaksijske radioterapije linearnim akceleratorom.

## 1.1. DOZIMETRIJSKA OPREMA U RADIOTERAPIJI

Kako u svim područjima radiologije, tako i u radioterapiji dozimetrija je jedna od vrlo bitnih stavki kada se govori o optimalnoj isporuci doze pacijentu. U radioterapiji se ona dijeli na:

- relativnu dozimetriju
- apsolutnu dozimetriju
- in vivo dozimetriju

### 1.1.1. Relativna dozimetrija

Kada se govori o relativnoj dozimetriji tada se misli na snimanje dozimetrijskih



karakteristika terapijskih snopova prije nego se teleradioterapijski uređaji puste u kliničku praksu. Svaka karakteristika radioterapijskog snopa u različitom uređaju se može razlikovati pa se zato svaka karakteristika snima u računalnom sustavu za planiranje radioterapije. Pomoću opreme za relativnu dozimetriju se periodično kontrolira karakteristika terapijskih snopova, a ona se sastoji od tandem dozimetra, elektrometra, vodenog fantoma i računalnog sustava za prikupljanje i analizu dozimetrijskih karakteristika terapijskih snopova [1].

### **1.1.2. Apsolutna dozimetrija**

Apsolutna dozimetrija služi za kontroliranje apsorbirane doze koja se isporuči pacijentu. Svaki terapijski uređaj ima svoj vlastiti dozimetrijski sustav koji vrlo precizno kontrolira kolika se doza isporučila pacijentu. Ponekad je neophodno uređaj priključiti na vanjski dozimetrijski sustav za apsolutnu dozimetriju, provjeriti preciznost te dozimetrije na uređaju i po potrebi je korigirati. To se radi pomoću opreme za apsolutnu dozimetriju koja se sastoji od elektrometra, fantoma i ionizacijske komorice [1].

### **1.1.3. In vivo dozimetrija**

Što se tiče in vivo dozimetrije, to je bilo koja mjera koja je provedena tijekom terapije koja može omogućiti procjenu stvarne apsorbirane doze. Njen cilj je utvrditi ima li razlike između planirane i izmjerene doze i je li ta razlika, ako postoji, unutar razine koja se tolerira. Rezultati kod in vivo dozimetrije su dostupni tijekom provođenja liječenja tako da ukoliko postoji greška liječenje se može na vrijeme zaustaviti [2].

## **1.2. RADIOTERAPIJA**

Radioterapija je liječenje bolesnog tkiva visokoenergijskim zračenjem s maksimalnom zaštitom okolnog zdravog tkiva. Najčešće se koristi zračenje x-

fotonima,  $\gamma$ -fotonima i visokoenergijskim elektronima, iako se mogu koristiti i druge visokoenergijske čestice. Prema terapijskom cilju, radioterapija se dijeli na kurativnu i palijativnu. Kurativna radioterapija ima za cilj izliječiti pacijenta radikalnim dozama zračenja i može biti neoadjuvantna, primarna ili adjuvantna. Adjuvantna radioterapija je lokalno liječenje zloćudne bolesti koje se primjenjuje nakon kirurškog, često u kombinaciji s kemoterapijom. Primarna radioterapija se koristi kada kirurško uklanjanje tumora nije moguće, dok se neoadjuvantna primjenjuje kod lokalno uznapredovalih bolesti kako bi se smanjio stupanj proširenosti prije operacije. Palijativna radioterapija ima za cilj sprječavanje pojave simptoma poput boli ili smanjenje intenziteta postojećih simptoma [3].

Radioterapija se također može podijeliti i na teleradioterapiju i brahiradioterapiju. U teleradioterapiji, energija se prenosi na tijelo pacijenta iz izvora zračenja izvan tijela, dok se u brahiradioterapiji radioaktivni materijal ili izvor zračenja postavlja na ili u tijelo pacijenta. Radioterapija vanjskog snopa, poznata i kao teleradioterapija provodi se pomoću linearnog akceleratora i danas znatno rjeđe, kobalnog uređaja. Tijekom tretmana, pacijent sjedi ili leži na stolu, dok se vanjski izvor ionizirajućeg zračenja usmjerava na određeni dio tijela. Najčešće korišteni izvori za ovu vrstu radioterapije su x-zrake i elektronski snopovi. Megavoltne x-zrake (1 do 25 MeV) koriste se za liječenje duboko smještenih tumora, dok se superficijalne (35 do 60 keV) i ortovoltne (200 do 500 keV) x-zrake koriste za tretiranje tumora kože i površinskih struktura. Također se radi na eksperimentalnim programima koji uključuju snopove težih čestica, osobito protona. Prednost ove terapije težim česticama je u manjoj predaji energije zdravom tkivu koje okružuje tumor [4].

### **1.3. KONTROLA KVALITETE I PROTOKOLI U RADIOTERAPIJI**

Kontrola kvalitete u radioterapiji propisana je u pravilniku o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s električnim uređajima koji proizvode ionizirajuće zračenje (Narodne Novine 53/18 i 6/22) dok protokole i

priručnike donose osobe imenovane Programom osiguranja kvalitete na razini ustanove i sastavnih jedinica ustanove. U radioterapiji protokoli osiguranja kvalitete (QA) se mogu podijeliti po parametrima i po učestalosti. Po parametrima ih dijelimo na mehaničke testove, sigurnosne testove, dozimetrijske testove, testove kvalitete slike i testove sustava za planiranje radioterapije, a po učestalosti mogu biti dnevni, tjedni, mjesečni, kvartalni te godišnji. Kod linearnog akceleratora mehanički testovi su: provjera sukladnosti lasera, provjera veličine svjetlosnog snopa, provjera optičkog pokazivača udaljenosti gdje se usklađuju optički i mehanički pokazivač, geometrijske provjere pomaka stola te geometrijske provjere rotacije kolimatora i stativa. Što se tiče mehaničkih ili geometrijskih provjera radijacijskog snopa tu spadaju provjera radijacijskog izocentra rotacijom kolimatora, kongruencija (podudarnost) svjetlosnog i radijacijskog snopa, provjera rotacijskog izocentra pomakom stola, provjera rotacijskog izocentra rotacijom stativa dok se od opreme koristi film za verifikaciju terapijskih snopova i x-lite oprema za geometrijsku verifikaciju radioterapijskih snopova.

Kada se govori o dozimetrijskim testovima tu se primarno misli na dozimetrijske testove linearnog akceleratora. Provodi se doza u referentnoj točki odnosno snopovi se kalibriraju tako da za polje 10x10cm<sup>2</sup> na SSD-u (*engl. Source to Surface Distance*) od 100 cm jedna monitorska jedinica iznosi 1 cGy na dubini maksimuma doze za pojedini snop u vodi i u referentnim uvjetima. Te se provjere izvode pomoću različitih dozimetara, vodenih fantoma za kalibraciju u vodi, komorica za fotonske snopove i sustava za analizu snopova. Svaki linearni akcelerator u sebi sadrži CBCT (*engl. Cone Beam Computed Tomography*) koji služi za precizno pozicioniranje pacijenata na terapijskom stolu stoga se provode i provjere CBCT sustava. Kod provjere kontrasta, analize i rezolucije one se rade pomoću TOR fantoma, dok se kod provjere analize uniformnosti, 3D kontrasta i 3D rezolucije rade pomoću Chapthana fantoma. Kada se radi analiza razlike izocentra megavoltnog i kilovoltnog sustava linearnog akceleratora koristi se Ball-bearing fantom.

Prije nego što se krene provoditi radioterapija se računalno simulira. Prihvatljiv kompjuterski izodozni plan se eksportira u sustav za provođenje radioterapije pa je

zato potrebno dozimetrijski uskladiti doze računalno simuliranog plana i stvarne doze koje daje linearni akcelerator. Taj se plan provjerava u fantomu komoricom ili elektroničkim dozimetrijskim sustavom.

Sigurnosni testovi se provode u sedam koraka, to jest sadrže sedam provjera od kojih svaka mora ispravno funkcionirati da bi uređaj bio valjan i da bi se moglo početi s radom. Te provjere su: provjera sigurnosnih prekidača, provjera audio/video sustava, provjera funkcija MV on/off na upravljačkoj konzoli, provjera funkcija kV on/off na upravljačkoj konzoli, provjera rada svjetlosne signalizacije, prekid ekspozicije otvaranjem vrata i provjera ispravnosti „touchguard“ prstena. Osim tih testova provode se još i testovi plana zračenja iz sustava za planiranje radioterapije [5].

#### **1.4. STEREOTAKSIJSKA RADIOTERAPIJA**

Stereotaksijska radioterapija (SRT) je postupak koji zahtjeva visoku preciznost, a izvodi se u više koraka. Prvo liječnici postavljaju indikaciju za navedenim liječenjem, uglavnom nakon rasprave na multidisciplinarnom timu, rade izbor morfoloških i funkcionalnih metoda snimanja za identifikaciju i razgraničenje tumorskih volumena i organa u riziku. Nakon njih fizičari rade na planiranju liječenja pomoću naprednijih softvera i naprednijih postupaka osiguranja kvalitete nego što je to potrebno za konvencionalnu radioterapiju [6]. Zbog svih navedenih razloga se očekuje da osoblje koje provodi radioterapiju visokokvalitetno osposobljeno [7].

SRT kao i SBRT (*Stereotaksijska tjelesna radioterapija prema engl. Stereotactic Body Radiation Therapy*) koriste mala polja promjera manjeg od 10 mm kako bi se uspjela postići željena, visoko fokusirana i modulirano raspodijeljena doza. Kako se kod SRT-a i SBRT-a koriste male dimenzije polja, za mjerenje podataka o dozimetriji je potreban dozimetar s prostornom rezolucijom od 1 mm jer se jedino tako mogu izmjeriti neki parametri kao što su ukupni faktor raspršenja (SF), tkivo-maksimalni omjer (TMR) ili omjer izvan osi (OAR). Čak i sa stereotaksijskim detektorima, detaljna korekcija doza može imati odstupanja od 10 posto kada se mjere vrlo mala polja (promjera ispod 10

mm). S obzirom da se SRT i SBRT razlikuju po nekim parametrima za razliku od ostalih radioterapijskih tehnika, prije nego se implementira SRT ili SBRT program, klinika mora odrediti koji će sustav koristiti te razviti QA postupke koje će tome odgovarati. Ti sustavi obično imaju specijaliziranu opremu kao što su lokalizacijski sustavi, imobilizacije te ugrađeni sustavi snimanja koji se uvijek ne nalaze u klinici, dok je u drugim slučajevima cijeli sustav specijaliziran za SRT/SBRT (npr. Cyberknife) [8, 9]. Na sljedećoj slici (slika 1) se može vidjeti razlika tipičnih karakteristika između 3D/IMRT radioterapije i SRT-a/SBRT-a.

Characteristic	3D/IMRT	SBRT
Dose / Fraction	1.8 – 3 Gy	6 – 30 Gy
# Fractions	10 – 30	1-5
Target definition	CTV / PTV (gross disease + clinical extension): tumor may not have a sharp boundary.	GTV / CTV / ITV/ PTV (well-defined tumors: GTV=CTV)
Margin	Centimeters	Millimeters
Physics / dosimetry monitoring	Indirect	Direct
Required setup accuracy	TG40, TG142	TG40, TG142
Primary imaging modalities used for treatment planning	CT	Multi-modality: CT/MR/PET-CT
Redundancy in geometric verification	No	Yes
Maintenance of high spatial targeting accuracy for the entire treatment	Moderately enforced (moderate patient position control and monitoring)	Strictly enforced (sufficient immobilization and high frequency position monitoring through integrated image guidance)
Need for respiratory motion management	Moderate – must be at least considered	Highest
Staff training	Highest	Highest + special SBRT training
Technology implementation	Highest	Highest
Radiobiological understanding	Moderately well understood	Poorly understood
Interaction with systemic therapies	Yes	Yes

Slika.1 Razlika karakteristika između 3D/IMRT radioterapije i SRT/SBRT

Izvor: [https://www.researchgate.net/profile/Wensha-](https://www.researchgate.net/profile/Wensha-Yang/publication/230912934/figure/tbl1/AS:1055278539743232@1628609418042/Comparison-of-typical-characteristics-of-3D-IMRT-radiotherapy-and-SBRT.png)

[Yang/publication/230912934/figure/tbl1/AS:1055278539743232@1628609418042/Comparison-of-typical-characteristics-of-3D-IMRT-radiotherapy-and-SBRT.png](https://www.researchgate.net/profile/Wensha-Yang/publication/230912934/figure/tbl1/AS:1055278539743232@1628609418042/Comparison-of-typical-characteristics-of-3D-IMRT-radiotherapy-and-SBRT.png)

## 1.5. LINEARNI AKCELERATOR

Linearni akcelerator je najvažniji radioterapijski uređaj zbog velikog izbora terapijskih mogućnosti (slika 2). S obzirom da je sposoban proizvesti elektronsko i x-zračenje različitih energija postao je neophodna oprema u svim suvremenim radijacijsko-onkološkim klinikama. Osnovna razlika između linearnog akceleratora i rendgenskog uređaja je u građi akceleratorne i rendgenske cijevi jer elektroni u akceleratoru ne ubrzavaju u električnom polju već pomoću elektromagnetnih mikrovalova, što je zapravo razlog zbog kojeg se mogu dobiti energije elektrona reda veličine i do nekoliko desetaka mega elektron volti (MeV) [1].

Linearni akcelerator ima ugrađene brojne sigurnosne mjere kako bi se osiguralo da ne isporučuje dozu veću od one koja je propisana. Testove kontrole kvalitete redovito provode medicinski fizičari kako bi se osiguralo pravilno funkcioniranje uređaja [10].

### 1.5.1. Osnovni dijelovi linearnog akceleratora i njihova funkcija

- Akceleratorna cijev – na početku cijevi se nalazi elektronski top, na kraju je magnet, a u sredini otvor za spoj valovoda kojim se dovode mikrovalovi pa se to zamišlja kao niz rezonantnih šupljina. Najčešće je građena od bakra, a unutar cijevi su specijalne crpke koje održavaju visoki vakuum.
- Elektronski top – on proizvodi elektrone, daje im početnu energiju i usmjerava ih dalje u akceleratornu cijev. Može se poistovjetiti sa katodom kod rendgenske cijevi samo što elektronski top ima puno veću emisijsku struju elektrona. Aktivni sloj uređaja je konkavnog oblika, a vijek trajanja mu je oko pet godina.
- Magnetron – to je generator mikrovalova koji je izrađen od bakrene anode u obliku valjka u čijem je središtu otvor za katodu. Elektroni koji nastaju termoionskom emisijom se kreću prema anodi, a kako se cijeli uređaj nalazi u magnetnom polju ti elektroni na tom putu skreću u magnetno polje te se gibaju po zakrivljenoj putanji inducirajući elektromagnetne valove.

- Izlazni magnet – nalazi se na izlazu akceleratorne cijevi. Uz to što usmjerava snop elektrona pristiglih iz akceleratorne cijevi na metu za proizvodnju x-zraka ili na raspršivačku foliju za oblikovanje terapijskog bloka, on propušta samo elektrone zadane energije odnosno one elektrone koji se gibaju po određenim kružnicama.
- Stativ s višelaminarnim kolimatorom - MLC (*engl. Multi Leaf Colimator*) – pokretni dio koji se može okretati oko centralne osi za kut od 360 stupnjeva. Okreće se također i oko izocentra pa se na taj način mogu postizati razni položaji radioterapijskih snopova koji se određuju pomoću kolimatora dok se pomoću višelaminarnog kolimatora mogu modelirati proizvoljni oblici polja zračenja. Sam kolimator se može rotirati oko svoje osi što još i više pomaže u odabiru položaja i dimenzija radioterapijskih snopova [1].



Slika 2. Linearni akcelerator

Izvor: <https://radiochirurgiazagreb.com/sites/default/files/2021-12/P90141839-varian-edge-radiosurgery-suite-designed-by-bmw-group-designworksusa-01-2014-600px.jpg>

### 1.5.2. Stvaranje x-zraka

X-zrake se stvaraju na dva načina. Jedan način su karakteristične x-zrake, a drugi je pomoću zakočnog zračenja. Kod karakterističnih x-zraka elektroni stupaju u interakciju s

atomima mete, prenoseći im kinetičku energiju. Ovaj proces se odvija na vrlo maloj dubini prodiranja snopa u metu (0,25 - 0,5 mm) i može rezultirati pretvorbom kinetičke energije u toplinsku energiju ili u elektromagnetsku energiju u obliku X-zraka. Elektron s kinetičkom energijom  $E_0$  može interagirati s atomima mete izbacujući orbitalni elektron (npr. K, L ili M elektron), čime atom postaje ioniziran. Izvorni elektron izlazi iz sudara s energijom  $E_0 - \Delta E$ , gdje je  $\Delta E$  energija prenesena orbitalnom elektronu. Dio  $\Delta E$  se koristi za savladavanje energije vezanja elektrona, dok ostatak nosi izbačeni elektron. Kada nastane šupljina zbog izbacivanja elektrona, elektron iz više ljuske će pasti kako bi popunio prazninu, pri čemu se emitira energija u obliku elektromagnetskog zračenja. Ta energija odgovara razlici između energija vezanja elektrona ljuski koje sudjeluju u prijelazu. Ovo zračenje se naziva karakteristično zračenje, jer je specifično za atome mete i ljuske između kojih se prijelaz događa. Ako su mete većeg atomskog broja i prijelazi uključuju unutarnje ljuske poput K i L, emitirano karakteristično zračenje ima dovoljno veliku energiju da pripada X-zrakama. Karakteristične X-zrake se emitiraju na diskretnim energijama, tvoreći linijski spektar X-zraka [11].

Za razliku od karakterističnih x-zraka kod zakočnog zračenja stacionarna nabijena čestica stvara električno polje oko sebe u kojem je pohranjena energija. Kada se nabijena čestica kreće konstantnom brzinom, uz električno polje, stvara i magnetsko polje. Energija je tada pohranjena u polju koje se kreće zajedno s česticom, bez gubitka energije. Međutim, kada je nabijena čestica ubrzana, njezina električna i magnetska polja ne mogu se prilagoditi tako da spriječe otpuštanje energije. Kao rezultat toga, ubrzana ili usporena nabijena čestica emitira dio svoje kinetičke energije u obliku fotona, poznatih kao zakočno zračenje. Kada nabijene čestice interagiraju s metom, one doživljavaju Coulombove interakcije s orbitalnim elektronima i jezgrom mete. Zakočno zračenje nastaje samo tijekom neelastičnih Coulombovih interakcija nabijene čestice s jezgrom mete. Naime, kada se elektron projektila približi jezgri atoma mete, sve jače ga zahvaća elektrostatsko polje jezgre. Prolazeći blizu jezgre, elektron usporava i mijenja putanju, odlazeći u drugom smjeru sa smanjenom kinetičkom energijom. Ovaj gubitak kinetičke energije pojavljuje se kao X-zraka. Fotoni X-zraka stvoreni na ovaj način nazivaju se zakočno zračenje. Elektron može izgubiti cijelu ili dio svoje kinetičke energije, što rezultira emisijom X-zraka različitih energija, od nula do



maksimalne energije elektronskog snopa. Intenzitet stvaranja zakočnog zračenja povećava se s atomskim brojem mete i energijom elektrona. Dakle, učinkovitost stvaranja zakočnog zračenja izravno je proporcionalna atomskom broju materijala mete, pa se koriste mete teških metala, poput volframa. Smjer emisije zakočnih fotona ovisi o energiji upadnih elektrona. Pri energijama elektrona manjim od 100 keV, X-zrake se emitiraju podjednako u svim smjerovima. Kako kinetička energija elektrona raste, smjer emisije X-zraka sve je više usmjeren prema naprijed [12].

### **1.5.3. Terapijski snop x-zraka**

Da bi se dobili snopovi x-zračenja, elektronski snop treba biti usmjeren na metu. Kada elektroni udare u materijal mete, njihova kinetička energija se transformira u fotonsko zračenje putem zakočnog zračenja [4]. Rezultat je energijski spektar x-zraka koji sadrži fotone različitih energija, pri čemu je maksimalna energija jednaka energiji upadnog elektrona [12]. Zrake s nižom prodornošću iz donjeg dijela spektra apsorbiraju se pomoću filtra za X-zrake. Deblji filter čini snop homogenijim, ali smanjuje njegovu iskoristivost. Stoga je važno odabrati optimalnu debljinu filtra. Terapijski linearni akceleratori obično proizvode dvije energije x-zraka: manju od 4 ili 6 MV i veću od 15 do 23 MV, dok je za VMAT (*engl. Volumetric Modulated Arc Therapy*) i SBRT maksimalna energija 10 MV, jer energije više od 10 MV imaju značajno raspršenje na kolimatoru što dovodi do značajnije produkcije neutrona u sobi za radioterapiju [4].

### **1.5.4. Terapijski snop elektrona**

Da bi se generirao klinički elektronski snop, potrebno je napraviti određene modifikacije na linearnom akceleratoru. Glavna promjena je uklanjanje mete i filtera za poravnavanje snopa. Ove komponente su metalne i ako bi bile prisutne, ometale bi elektrone i proizvele x-zračenje putem interakcija sa zakočnim zračenjem. Sekundarni kolimatori trebaju biti otvoreni jer nisu potrebni za fokusiranje snopa, a elektroni koji bi udarili u metal bi ponovno

stvorili x-zračenje koje bi moglo kontaminirati snop. U elektronskom načinu rada, elektronski snop ne udara u metu nakon izlaska iz akceleratorne cijevi, već u elektronsku raspršivačku foliju kako bi se proširio preko ciljanog područja. Obično, filter za poravnavanje snopa je dio rotirajuće strukture koja također sadrži elektronsku raspršivačku foliju. Kada se prebaci na elektronski način rada, struktura se rotira, filter se uklanja, a odabrana raspršivačka folija automatski se postavlja. Raspršivačka folija je tanka metalna folija visokog atomske težine, poput olova. Elektroni prolaze kroz nju, podliježući višestrukome raspršenju zbog Coulombovih interakcija s jezgrama medija. Debljina folije je odabrana tako da većina elektrona bude raspršena, proširujući elektronski snop bez značajne proizvodnje zakročnog zračenja koje bi moglo kontaminirati snop. Linearni akceleratori omogućuju različite energije elektrona, od kojih je klinički najkorisniji raspon između 6 i 20 MeV. Na tim energijama, elektronski snopovi se koriste za liječenje površinskih tumora s karakterističnim padom doze iza tumora. Iako se slični rezultati mogu postići s drugim metodama, korištenje elektronskog snopa nudi prednosti u uniformnosti doze unutar ciljanog područja i smanjenju doze dubljih tkiva [11, 12].

## **2. CILJ RADA**

Cilj rada je opisati postupke kontrole kvalitete i protokole koji se upotrebljavaju kod stereotaksijske radioterapije linearnim akceleratorom. Objasniti zašto su one bitne, tko ih smije i treba provoditi te kako nedostaci u postupcima kontrole kvalitete mogu utjecati na pacijente, osoblje i samo obavljanje liječenja.

### **3. RASPRAVA**

SRT je danas preporučena kao terapija najčešće za maligne, rjeđe benigne tumore, kao i povremeno za različite neurološke, funkcionalne ili vaskularne poremećaje. Ova tehnika postala je standard u onkološkoj radioterapiji i primjenjuje se šire, ne samo u kliničkim ispitivanjima već i izvan specijaliziranih centara. Postoje tri glavne vrste stereotaksijske radioterapije, koje se razlikuju po indikacijama, načinu frakcioniranja i zahtjevima kvalitete: stereotaksijska radiokirurgija (SRS) za intrakranijalne tumore i poremećaje s jednom frakcijom, frakcionirana stereotaksijska radioterapija (FSRT) za intrakranijalne tumore i poremećaje s više frakcija te stereotaksijska radioterapija tijela (SBRT) za ekstrakranijalne tumore i poremećaje.

U osnovi, SRT je definirana kao metoda radioterapije vanjskim snopom, koja cilja jasno definiran volumen s velikom preciznošću i visokom dozom zračenja, često u nekoliko frakcija, s ciljem lokalnog izlječenja. Ova tehnika može se provesti korištenjem linearnih akceleratora ili modela SBRT linearnih akceleratora kao što su Edge i Vers HD. Bitno je da se ciljni volumen jasno definira i da se sve faze terapije pažljivo optimiziraju kako bi se postigla visoka preciznost i efikasnost. Doze zračenja u stereotaksijskoj radioterapiji često su visoke, a frakcioniranje i ukupna doza prilagođavaju se prema riziku i lokaciji tumora. Cilj je postići dugoročnu lokalnu kontrolu tumora ili uništiti funkciju tkiva uz minimalne nuspojave [13].

#### **3.1. OSIGURANJE KVALITETE STEREOTAKSIJSKE TJELESNE RADIOTERAPIJE**

SBRT dijeli neke karakteristike s kranijalnim SRT-om. Njezina prvotna implementacija oslanjala se na čvrsto prilagođeni okvir, poznat kao stereotaksijski okvir za tijelo bolesnika, koji se oblikuje prema obliku pacijenta i uključuje fiducijalne referentne markere za indeksiranje CT skeniranja u odnosu na unutarnju anatomiju pacijenta. Dostupna su najmanje dva takva sustava koji koriste ovaj opći dizajn: Stereotaksijski okvir tijela proizveden od

strane Elekte i sustav BodyFIX proizveden od strane Medical Intelligence, koji također pripada tvrtki Elekta. Ovaj pristup za liječenje lezija u prsima, trbuhu i zdjelici uzet je u obzir nakon što je Gill-Thomas-Cosman premjestio stereotaksijski okvir za glavu i druge neinvazivne uređaje za imobilizaciju poput ljusti koje se koriste za liječenje unutar lubanje. U usporedbi sa stereotaksijskim sustavima okvira tijela, ovi sustavi za imobilizaciju glave imaju prednost jer mogu koristiti koštanu strukturu usta, lubanje ili lica kako bi osigurali ponovljivost. Kada se koriste sustavi okvira tijela izvan lubanje, precizno pozicioniranje pacijenta u uređaj svakodnevno može biti otežano zbog pokretne kože i mekog tkiva koje često prekriva koštanu anatomiju u debljim slojevima nego što je slučaj s stražnjim dijelom glave i lica. Stoga, postupak QA, koji uključuje svakodnevno snimanje provjere kako bi se provjerio položaj pacijenta, trebao bi biti bitan dio procesa SBRT-a kada se koristi okvirni sustav. Idealno, ovo snimanje treba provesti s pacijentom u položaju na uređaju za liječenje. Ipak, danas se i stereotaksijska kirurgija moždanih lezija, kao i SBRT provode često bez stereotaksijskih okvira, uz pažljivo namještanje i strogo praćenje promjene položaja tijela i tumora unutar tijela bolesnika [14, 15].

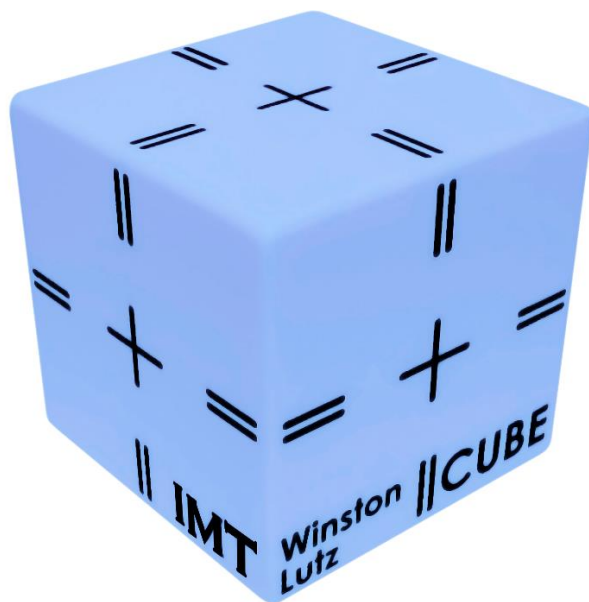
### **3.1.1. Specifična mjerenja osiguranja kvalitete**

Kako u samoj radioterapiji postoje određeni kontrole kvalitete i protokoli za QA tako i za sami SRT postoje određeni testovi pomoću kojih se provjera točnost uređaja. To nisu klasični testovi kao kod radioterapije već su to specifični testovi koji se provode isključivo na uređajima za SRT, a neki od njih su: Winston-Lutz test, generički fantom, sustavi okvira tijela, sustavi bez okvira, QA sustava za registraciju te završna provjera [16]. Uz te posebne testove, važno je spomenuti i dozimetrijske provjere koje su od iznimne važnosti kada se govori o SRT-u, a provode se ili prije same terapije ili za vrijeme radioterapije [17, 18].

#### *3.1.1.1 Winston-Lutz test*

Winston-Lutz test je tradicionalna metoda provjere kvalitete koja se primjenjuje u kranijalnom SRS-u i SRT-u. Ovaj test se koristi za provjeru povezanosti između sistema za

snimanje korištenog u planiranju liječenja pacijenata i koraka dostave doze zračenja. Autori su opisali postupak testiranja za čvrsto pričvršćene okvire glave koji se koriste u SRS-u. Test uključuje postavljanje male metalne kugle unutar okvira glave, zatim se snimaju slike okvira s kuglom na mjestu. Informacije dobivene iz slika koriste se za pozicioniranje kugle u radioterapijskom snopu tijekom tretmana, dok se radioterapijski snop koristi s filmom kako bi se prikazao položaj kugle. Postavljanje kugle u radioterapijski snop služi kao provjera usklađenosti između snimanja i tretmana. S odgovarajućim prilagodbama, isti test može se primijeniti za provjeru preciznosti okvira i sistema bez okvira, kao i njihovu točnost. Međutim, važno je napomenuti da se za sisteme bez okvira mora dodati dodatni test koji provjerava preciznost softvera za registraciju, budući da softver zamjenjuje čvrsto pričvršćivanje okvira na pacijenta [16].



Slika 3. Winston-Lutz fantom

Izvor: [https://orion-france.com/img/radiotherapie/fantomes/imt/Winston-Lutz-Blue\\_b.png](https://orion-france.com/img/radiotherapie/fantomes/imt/Winston-Lutz-Blue_b.png)

### 3.1.1.2 *Generički fantom*

Mogućnost izrade jednostavnog fantoma pruža se radi testiranja raznih SBRT sustava, uključujući standarde poput sustava okvira tijela s linearnim akceleratorom, kao i naprednije opcije poput robotskog akceleratora poput CyberKnife-a uz IGRT (*engl. Image guided radiation therapy*) mogućnosti. Izrada ovog fantoma izvediva je s lako dostupnim materijalima. Iako mnogi proizvođači nude fantome i druge alate za prikupljanje QA podataka, korisnik treba osigurati da podaci dobiveni s takvim alatima odgovaraju podacima prikupljenima pomoću opreme opisane ovdje.

Osnovni oblik fantoma je jednostavan blok plastike s malim kugličnim ležajevima postavljenim kao fiducijalni markeri. Dimenzije ovog bloka su približno 20 cm u svim dimenzijama. Jedan fiducijalni marker treba biti postavljen u blizini središta bloka, dok bi tri do četiri druga trebala biti postavljena asimetrično na različitim položajima unutar bloka. Ovi markeri se koriste za registraciju CT podataka s planiranim IGRT podacima za postavljanje fantoma. Ako se koristi sustav okvira tijela bez potrebe za snimanjem u sobi, dodatni markeri nisu potrebni. Međutim, ako se koristi CT konusnog snopa u sobi za pozicioniranje pacijenta, fiducijalni markeri bi trebali biti lako uklonjivi kako bi se spriječili artefakti na slici. To se može postići postavljanjem markera u prethodno izbušene rupe u plastičnim pločama koje se lako mogu ukloniti iz glavnog tijela fantoma. Na taj način, kV konusni snop ili standardni CT u sobi će pružiti jasnu sliku rupe bez artefakta, dok MV snimanje za provjeru izocentra može koristiti markere koji su radio-opaki [19].

### 3.1.1.3 *Sustav okvira tijela*

Budući da se okvir zajedno sa sustavom laserskog svjetla u prostoriji koristi za pozicioniranje pacijenta ili fantoma u odnosu na jedinicu liječenja dodatni markeri nisu potrebni za okvir tijela. Stoga se koristi jednostruki referentni fiducijalni marker za provjeru preciznosti ovog pozicioniranja putem testa poput Winston-Lutz-a. Postupak za korištenje okvira tijela je sljedeći: prvo se pripremi fantom koji sadrži jednostruki referentni fiducijalni marker tako da on čvrsto drži položaj. Nakon toga, ako je moguće, ukloni se fiducijalni marker te se provede CT studija planiranja kako bi se pokazao položaj fiducijalnog markera

ili njegova rupa unutar fantoma te se zabilježe koordinate tijela koje određuju položaj fiducijalnog markera. Zatim se uređaj za okvir tijela zajedno sa fantomom premjesti u jedinicu za liječenje i, ukoliko su uklonjeni, vrate se fiducijalni markeri. Kada se to učini postavi se okvir tijela pomoću zabilježenih koordinata i sobnih lasera te se s nulnim kutom „couch-a“ i malim poljima (3 x 3 cm) dobiju dvije ortogonalne slike koristeći snop za obradu da se prikaže položaj fiducijalnog markera. Na kraju se zakrene „couch“ za liječenje na najmanje dva kuta, a da ne iznose nula te se nabave dodatne slike kako bi se izvršila provjera izocentra „couch-a“ [20].

#### *3.1.1.4 Sustav bez okvira*

Postupak za sistem bez okvira ima slične korake, ali sadrži neke bitne razlike. Evo kako to ide:

- Prvo, postavi se fantom blok na CT stolu s centralnom referentnom oznakom i dodatnim markerima raspoređenim asimetrično ili rupama za održavanje markera. Nakon toga, skeniraju se CT podatci za planiranje.
- Zatim se fantom premjesti u terapijsku jedinicu.
- Koristi se interni IGRT sustav i sve markere kako bi se doveo jedan referentni marker u mehanički izocentar za standardni linearni akcelerator ili izocentar za CyberKnife jedinicu.
- Postavi se „couch“ na nulti kut i koristi se snop male veličine za vizualizaciju referentnog markera iz dva ortogonalna smjera. Cilj je centrirati taj marker unutar dva polja unutar +2,0 mm.
- Ponavlja se ovaj proces za kutove „couch-a“ koji nisu nula [20].

#### *3.1.1.5 QA softver za registraciju*

Bitna komponenta svakog SBRT sustava je softver za registraciju, koji omogućuje brzu i efikasnu obradu informacija o promjenama dobivenih svakodnevnim snimanjem. Usporedba planiranih slika s podacima o tretmanu putem softvera za registraciju uvodi ključni korak u osiguravanju kvalitete. Nedostatak pažljive kontrole kvalitete može dovesti do ozbiljnih grešaka u postavljanju. Važno je napomenuti da korištenje fiducijalnih markera



ili visokokontrastnih blokova za registraciju nije zamjena za provjeru registracije s podacima o pacijentu.

Softver za registraciju ovisi o različitim parametrima. Na primjer, neki sustavi se oslanjaju na kosti za proces registracije. Korisnici moraju biti svjesni ovog pristupa i primijeniti ga pažljivo, ovisno o tome koriste li kost kao referentnu točku. Stoga je ključna adekvatna obuka i dostupnost standardnih operativnih postupaka za sve situacije. Drugi primjer parametra koji može značajno utjecati na rezultate registracije je veličina "clip box-a", unutar kojeg se registracija aktivira.

Važno je razumjeti da usporedba planiranih slika s onima dobivenima tijekom tretmana može biti učinkovita samo ako se oblik pacijenta ne mijenja između sesija. Međutim, deformacije kao što su oteklina, promjene u tumorima ili fleksija vrata mogu biti izazovne. Zbog toga QA za SBRT mora nadilaziti fizička mjerenja i uključivati pažljivu analizu pojedinačnih podataka pacijenata nakon procesa registracije [20].

#### *3.1.1.6 Završna provjera*

Testovi spomenuti u ovom tekstu nisu dovoljni kako bi osigurali točnu primjenu SBRT tretmana. Budući da su frakcije obično velike, margine male, a distribucija doze izuzetno strmih nagiba, preporučuje se provjera preciznosti ciljanja za svaki tretman. Najbolje je postići to izravnom vizualizacijom cilja u specifičnim područjima liječenja korištenjem referentnih ortogonalnih snimki. Ponekad je moguće detektirati lezije u plućima putem MV snimaka, dok se tijela kralježaka često jasno vide na snimkama tijekom tretmana. Kada izravna vizualizacija nije izvediva, koriste se zamjenski pokazatelji. Koštana anatomija često pruža korisne smjernice, dok se dijafragma ponekad koristi za ciljeve u jetri. Ovakav tip verifikacijskih snimaka tradicionalno se koristi za kontrolu kvalitete pri isporuci doze zračenja. Za SBRT tretmane preporučuje se pojačana učestalost ovog koraka kontrole kvalitete. Kada je dostupna visokokvalitetna slika u sobi, može se direktno koristiti za ovu svrhu [20].

### 3.1.1.7 Dozimetrijske provjere plana zračenja

Kako pacijenti ne bi dobili veću dozu od one koja im je predviđena moraju se uraditi dozimetrijske provjere. Mogu se raditi neposredno prije radioterapije pa se u tom slučaju najčešće provjerava pomoću sustava „Octavius“ koji je zapravo kombinacija detektora i fantoma. Koristi najsuvremeniju tehnologiju detektora, dok mu je fantomski materijal ekvivalentan vodi pa se lako mogu uočiti artefakti ako su uopće prisutni [17]. U slučaju da se želi provesti dozimetrijska provjera tijekom radioterapije najbolje ju je provoditi pomoću IGM-a (*engl. Integral Quality Monitor*). To je prvi intrafrakcijski sustav provjere liječenja te ima i neposredni utjecaj na sigurnost pacijenta. Jedini nedostatak mu je to što je dosta skuplji u usporedbi sa ostalim fantomima, ali zato je izuzetno koristan kako za pacijente tako i za osoblje koje radi s njim [18].

### 3.1.2. Elementi sigurnosti i kvalitete u stereotaksijskoj radioterapiji

Važno je napomenuti da SRS i SBRT nisu jedinstvena metoda liječenja ili modalitet. Njihova primjena i zahtjevi za imobilizaciju, simulaciju, planiranje liječenja, isporuku i osiguranje kvalitete mogu značajno varirati ovisno o lokalizaciji bolesti. Kliničko i tehničko znanje koje se koristi za jedno područje (npr. kralježnicu) ne može se uvijek jednostavno prenijeti na drugo područje (npr. pluća). Zbog složenosti procesa stereotaksijskog liječenja i mogućih posljedica grešaka pri isporuci visokih doza zračenja, potreban je sustavan i detaljan pristup svakom specifičnom slučaju. Mnoge opće preporuke iz dokumenta "Prema sigurnijoj radioterapiji" iz 2008. godine, prikladne su za razvoj programa SRS-a i SBRT-a [21]. Te preporuke uključuju: multidisciplinarno radno okruženje koje potiče jasnu komunikaciju i sprječava neprimjerene prekide; pažljivo planiranje i temeljitu procjenu rizika prilikom uvođenja novih tehnika i tehnologija; temeljitu provjeru svih resursa, uključujući osoblje i njihove vještine; sveobuhvatnu obuku cjelokupnog osoblja koja, osim specifičnog obrazovanja za program, uključuje i obuku u području upravljanja kvalitetom i sigurnosnim praksama; razvoj procesa osiguranja kvalitete koji obuhvaćaju sve aspekte kliničkog i tehničkog programa; te izradu kontrolnih lista, procesa dokumentacije i izvješćivanja,

stručnih pregleda, redovitih pregleda procesa i postupaka, ažuriranja kliničkih smjernica i preporuka, kontinuirane procjene potreba i kontinuiranog poboljšanja kvalitete [22].

#### *3.1.2.1 Kadrovska razmatranja*

SRS i SBRT zahtijevaju značajnu predanost resursa. Stoga se očekuje da će kadrovski resursi potrebni za pravilno funkcioniranje SBRT programa biti znatno veći nego za tradicionalnu radioterapiju. Osim toga, SRS i SBRT zahtijevaju koordinirane napore tima kao pravilno obučениh pojedinaca koji imaju ključne uloge u procesu procjene i liječenja pacijenata. Osnovno osoblje za SRS/SBRT uključuje radijacijske onkologe, stručnjake za medicinsku fiziku, dozimetriste i radioterapijske tehnologe, uz medicinske sestre i drugo osoblje koje pruža opću podršku. Također, drugi specijalisti poput neurokirurga, radiologa i onkoloških kirurga mogu sudjelovati u skrbi za pacijente, donoseći svoju specijalističku stručnost. Budući da su resursi potrebni za implementaciju i upravljanje SRS/SBRT programom značajni, važno je uključiti institucionalne administratore u tim. Svi članovi programa moraju imati odgovarajuće obrazovanje, certifikate i licence, a također moraju proći specifičnu obuku za SRS/SBRT tehnologije i njihovu kliničku primjenu, uključujući obuku od strane dobavljača opreme. Kontinuirano medicinsko obrazovanje specifično za SRS/SBRT također je neophodno. Liječenje različitih bolesti treba razmotriti u skladu s nacionalno prihvaćenim kliničkim standardima. Na temelju ciljeva programa i kriterija za odabir pacijenata, smjernice i postupci liječenja bit će specifični za svaku lokaciju. Prije pokretanja SRS ili SBRT programa, preporučuje se da ustanove razviju i jasno dokumentiraju planove za odabir pacijenata i smjernice za liječenje [22, 23].

#### *3.1.2.2 Tehnička razmatranja*

SRS i SBRT zahtijevaju korištenje napredne tehnologije koja je standard za konformalnu radioterapiju i slikovno vođenu radioterapiju (IGRT). Zbog visokih zahtjeva za dozom u ablativnom tretmanu, brine se o volumenu tkiva izloženog visokim dozama, kao i o dozama u kritičnim organima i područjima blizu kože koja se inače zanemaruju. Kako bi se postigli ti standardi, potrebne su male margine oko kliničkog ciljnog volumena, zbog čega konvencionalna radiografska lokalizacija temeljena na koštanoj anatomiji nije dovoljna.

Potrebno je primijeniti sveobuhvatne strategije usmjeravanja slike i upravljanja kretanjem uz odgovarajuću tehnologiju i postupke kako bi se osiguralo sigurno i učinkovito pozicioniranje za liječenje. Zbog potrebe za prostorom za kutove snopa i snimanje, izocentrični položaj može biti nesvakidašnji. Dozu treba točno izračunati kroz složene heterogenosti i prikazati preko cijelog ozračenog volumena. SRS/SBRT se razlikuje od konvencionalnih tretmana već pri simulaciji. Oprema za imobilizaciju u SBRT-u uključuje prilagođene uređaje koji stabiliziraju veliki dio tijela pacijenta. Pomoćne tehnologije za lokalizaciju i praćenje položaja, poput površinskog snimanja, ugrađenih radiografskih markera i elektromagnetskih čipova, mogu biti korisne za određena oboljenja. Operativni tim (radioterapijski tehnolozi, liječnici, medicinski fizičari) treba uspostaviti postupke za procjenu nesigurnosti pozicioniranja kod kombiniranja ovih sredstava imobilizacije s određenim strategijama navođenja slike. Potrebna je detaljna procjena pokreta (kod CT-a), poboljšana vizualizacija mekih tkiva (kod MR-a) ili metaboličkih informacija (kod PET-a). Paraspinalni SBRT može zahtijevati poboljšanu vizualizaciju leđne moždine (kod MR-a ili CT mijelografije). Okruženje za planiranje tretmana mora podržavati multimodalne i višedimenzionalne podatke. To uključuje kombinaciju MR-a, PET-a i višestrukih CT skenova za precizno definiranje ciljeva i normalnog tkiva, te stvaranje odgovarajuće mreže gustoće za izračun doze. Planiranje mora podržavati točne algoritme za izračun doza u heterogenim tkivima. Preporučuje se neovisna dozimetrijska verifikacija planiranog i ozračenog fantoma prije pokretanja SBRT programa. Lokalizacija vođena slikom sve je češća u SRS-u i preduvjet je za SBRT. Sveobuhvatno usmjeravanje slike i strategije upravljanja kretanjem su nužni za sigurno i učinkovito pozicioniranje za liječenje, idealno s pozicioniranjem na bazi tumora na početku svake frakcije liječenja. Ako direktna lokalizacija tumora nije moguća, mogu se koristiti fiducijalni markeri. Konvencionalna radiografska lokalizacija temeljena na koštanoj anatomiji nije dovoljna za precizne stereotaksijske tretmane. Potrebna je odgovarajuća oprema za lokalizaciju i odgovarajući postupci osiguranja kvalitete. Također, potrebno je uzeti u obzir upravljanje kretanjem tijela unutar frakcije, kao i fiziološkim pokretima poput disanja, koristeći tehnologije kao što su sustavi za praćenje površine, fluoroskopsko promatranje i vanjski sustavi za kontrolu disanja [22].

### 3.1.2.3 *Prihvaćanje i puštanje u rad SRS/SBRT-a (engl. Customer Acceptance Test)*

Provjera prihvaćanja i puštanje u rad ključne su tehničke komponente SRS/SBRT programa koje moraju biti potpuno i temeljito provedene i dokumentirane prije početka kliničke primjene. Provjera prihvaćanja obavlja se u suradnji s dobavljačem opreme kako bi se osiguralo da oprema radi prema specifikacijama i regulatornim zahtjevima. Budući da SRS/SBRT zahtijeva visoku preciznost u lokalizaciji cilja i doza, dobavljači moraju dokazati da su njihove mogućnosti u skladu s potrebama SRS/SBRT-a. Općenito, postupak puštanja u rad započinje mjerenjem karakteristika zračenja stroja. Prikupljanje podataka o snopu uobičajen je zadatak medicinskih fizičara. Međutim, prikupljanje podataka o snopu za SRS i SBRT može biti posebno izazovno zbog male veličine korištenih polja, što zahtijeva korištenje malih detektora. Male fotonske zrake gube bočnu elektroničku ravnotežu na središnjoj osi, što uzrokuje brzo opadanje izlaznih čimbenika za polja manja od 10 mm. Zbog značajnih kliničkih posljedica netočnih podataka o snopovima, ovaj izvještaj preporučuje neovisnu procjenu malih terenskih mjerenja, uključujući usporedbu s objavljenim podacima, usporedbu s neobjavljenim podacima iz sličnih uređaja ili provjeru podataka neovisnim mjerenjima. Također je nužno neovisno provjeriti i apsolutnu kalibraciju. Nakon prikupljanja podataka o snopu, sustav planiranja tretmana mora biti u potpunosti pušten u rad kako bi se osigurali točni izračuni doza i praćenje. To uključuje sustavnu usporedbu izračuna i mjerenja, od jednostavnih konfiguracija do složenih rasporeda snopova koji pokrivaju sve kliničke situacije. Na kraju, provjera prihvaćanja i puštanje u rad moraju se provoditi na način koji procjenjuje sve pojedinačne i integrirane komponente lokalizacije i dozimetrije. Cijeli lanac liječenja, uključujući modalitete mjerenja, snimanja i sustav planiranja tretmana, mora se testirati zajedno s jedinicom za isporuku i alatima SRS/SBRT [22, 23].

## **3.2. OSOBLJE ODGOVORNO ZA KONTROLU KVALITETE**

Implementacija stereotaksijskog programa u kliničkoj praksi zahtijeva usuglašavanje unutar tima što se tiče obuhvata i kliničkih ciljeva programa. Razrada i provjera tehničkih procedura potrebnih za pružanje usluge SRS-SBRT mogla bi se smatrati aktivacijom procesa

i mora biti završena prije prvog tretmana pacijenta. Standardne operativne procedure za svaku anatomsku lokaciju koja zahtijeva tretman trebale bi se razviti u suradnji s timom stručnjaka koji uključuje radijacijske onkologe, stručnjake za medicinsku fiziku, dozimetriste, radioterapijske tehnologe i često onkološke medicinske sestre [24].

### **3.2.1. Radijacijski onkolozi**

Radijacijski onkolozi moraju imati završen studij medicine te specijalizaciju iz radioterapije. Ukoliko njihovo osposobljavanje nije uključivalo osposobljavanje SRS-a i izravno kliničko iskustvo, prije nego izvedu bilo kakvi radiokirurški postupak trebali bi steći posebno osposobljavanje ili mentorstvo u SRS-u. Odgovornosti onkologa su jasno definirane i propisane. To znači da onkolozi sudjeluju u početnom donošenju odluka o liječenju i dobivanju informativnog pristanka. Oni nadgledaju upravljanje zračenja nad pacijentom. Sudjeluju u iterativnom procesu izrade i odobravanja konačnog plana. Osiguravaju prikladno pozicioniranje pacijenta na jedinici liječenja te prate pacijenta i sudjeluju u praćenju kontrole bolesti i mogućih komplikacija [25].

### **3.2.2. Stručnjaci za medicinsku fiziku**

Stručnjaci za medicinsku fiziku su ljudi koji su osposobljeni za davanje savjeta i djelovanje o svemu što se tiče fizike zračenja u medicini. Njihovu radnu sposobnost je priznalo nadležno tijelo, a područja iz kojih im je izdana potvrda s kojom dokazuju svoje kompeticije iz medicinske fizike su: radioterapija, nuklearna medicina, intervencijska radiologija i dijagnostička radiologija [26]. Oni su odgovorni za tehničke aspekte radioterapije te moraju biti dostupni tijekom cijelog postupka, počevši od snimanja i planiranja liječenja pa sve do isporuke doze. Nadalje oni implementiraju i upravljaju QA programom kako bi osigurali pravilne i trajne performanse jedinice za isporuku liječenja, uređaja koju služe za imobilizaciju i simulaciju, sustava koju služi za navođenje slika i sustava koji planira liječenje. Oni također surađuju s kolegama u timu da bi razvili standardne

operativne postupke (SOP) koji su ključni koraci tijekom cijelog procesa liječenja. Izrađuju sveobuhvatan sigurnosni kontrolni popis koji će služiti kao vodič za sve faze liječenja te utvrđuju odgovarajuće metode za odbor za osiguranje kvalitete klinike kako bi mogli pratili program SRS-SBRT. I za kraj pregledavaju konačni plan liječenja kako bi osigurali njegovu točnost i isporuku, konzultirajući se s onkologom zračenja da bi bili sigurni u prihvatljivost odabranog plana liječenja [24]

### **3.2.3. Dozimetristi**

To su osobe koje obavljaju ili pomažu u postupcima za izradu plana radioterapije. Mogu biti stručnjaci medicinske fizike ili obučeni radioterapijski tehnolozi. Svoj plan izrađuju uz nadzor radijacijskog onkologa i stručnjaka medicinske fizike ukoliko i sami nisu fizičari. Oni sudjeluju u simulacijskim sesijama kad god je potrebno kako bi bili informirani i ponudili sugestije vezane uz odabir načina imobilizacije pacijenata, predložene putanje snopa zračenja, utjecaje pokreta na obuhvat ciljanih područja i ostala dozimetrijska razmatranja. Pod nadzorom radijacijskog onkologa i stručnjaka medicinske fizike razlučuju normalna tkiva, procjenjuju ciljne volumene i priljubljenost normalnih tkiva koja ograničavaju dozu, pregledavaju radiološke nalaze i izrađuju terapijske planove usklađene sa specifičnim dozimetrijskim ciljevima za svakog pacijenta. Nakon što radijacijski onkolog odobri terapijski plan, dokumentiraju odabranu terapijsku tehniku i po potrebi unose sve relevantne parametre za dostavu u elektronički sustav za upravljanje obradom i navigaciju slike. Također, osiguravaju jasnu komunikaciju svim radioterapijskim tehnolozima o svim aspektima odabrane terapijske tehnike. Za neobične ili kompleksne aspekte terapije, izravno komuniciraju s radioterapijskim tehnolozima kako bi i oni bili osigurani informacijama. S obzirom da oni sve ovo rade pod kontrolom kvalificiranog stručnjaka medicinske fizike i sami fizičari koji imaju odgovarajuću izobrazbu o SRS-u mogu obavljati navedene djelatnosti. Zbog toga u nekim državama kao i u Republici Hrvatskoj nije zaživio sustav u kojem su zaposleni dozimetristi pa njihove poslove u potpunosti obavljaju medicinski fizičari [24].

### **3.2.4. Radioterapijski tehnolozi**

Sve osobe koje se smatraju radioterapijskim tehnolozima moraju imati potvrdu da imaju završeni prijediplomski studij radiološke tehnologije i biti posebno obučeni za SRS-SRBT postupke klinike prije nego se takvi postupci izvedu i ukoliko oni sudjeluju u izvođenju istih. Oni moraju, prije svake simulacije, pripremiti uređaje za imobilizaciju, postaviti pacijenta i nabaviti slike za planiranje liječenja u skladu sa SRS-SRBT postupcima klinike i uputama koje su specifične za pacijenta. Također oni provode odgovarajuće testove kvalificiranog certifikata pod nadzorom Stručnjaka medicinske fizike ako je fizičar obavio određene dnevne zadatke [24].

## **3.3. ULOGA RADIOTERAPIJSKOG TEHNOLOGA KOD STEREOTAKSIJSKE RADIOTERAPIJE**

Dijagnoza i liječenje raka su složeni procesi koji zahtijevaju znanje i stručnost medicinskih profesionalaca. Cilj multidisciplinarnog tima je objediniti stručnost, vještine i iskustvo svakog člana tima kako bi se osigurala optimalna skrb za pacijente. Radioterapijski tehnolog je ključan član tima koji sudjeluje u planiranju i provođenju SRT-a, a rad u timu mu omogućava kontinuiranu, učinkovitu i preciznu primjenu iste. Crta oznake na pacijentovoj koži tijekom simulacije, čime osigurava postavljanje pacijenta u isti položaj za svaku sesiju SRT-a, a u nekim ustanovama i označava organe od rizika prema uputama liječnika onkologa. Tokom SRT-a, radioterapijski tehnolog postavlja pacijenta na uređaj, redovito provjerava položaj pacijenta i prati pojavu neželjenih efekata. Ukoliko primijeti nuspojave, obavještava liječnika. Osim spomenutih stvari, radioterapijski tehnolozi surađuju s radijacijskim onkolozima i medicinskim sestrama u pripremi prostorija i asistiraju tijekom implantacije različitih postupaka, često rukovodeći aplikatorima. Primjeri uključuju endokavitarne i intersticijske postupke kod ginekoloških karcinoma i karcinoma prostate. Posebno je važna uloga radioterapijskog tehnologa u pripremi kalupa za tumore kože koji se liječe kontaktnom intervencijskom radioterapijom. Nadalje, radioterapijski tehnolozi imaju ključnu ulogu u planiranju postupaka i upravljanju pregledima pacijenata, CT-a te plana i



isporuke liječenja. U intraoperativnim radioterapijskim tretmanima, radioterapijski tehnolozi su odgovorni za tehnički aspekt postupka, osiguranje ispravnog funkcioniranja opreme i kontrolu kvalitete prema definiranim i zajedničkim protokolima. Suradnja s medicinskim osobljem, kada je prisutna, uključuje planiranje i upravljanje putanjom pacijenata, ekološkim aspektima čistoće i sterilnosti te postupanje s pacijentima. Radioterapijski tehnolozi također surađuju s radijacijskim onkolozima u intraoperativnoj radioterapiji (položaj pacijenta, pomicanje „coucha“ i opreme u odnosu na položaj aplikatora), provodeći zračenje zajedno s radijacijskim onkolozima i medicinskim fizičarima [27, 28].

## 4. ZAKLJUČAK

Dozimetrijska kontrola kvalitete i protokoli u SRT-u linearnim akceleratorom ključni su za osiguranje preciznosti, sigurnosti i učinkovitosti tretmana. SRT koristi visoko fokusirane zrake zračenja za ciljano uništavanje tumora, čime se minimalizira oštećenje okolnog zdravog tkiva. Stoga je od izuzetne važnosti implementirati stroge kontrole kvalitete i precizne dozimetrijske protokole kako bi se osiguralo da svaki tretman bude izveden s maksimalnom točnošću. Dozimetrijska kontrola kvalitete obuhvaća niz mjera i postupaka, uključujući kalibraciju opreme, verifikaciju planova liječenja, i redovito testiranje linearnih akceleratora. Kalibracija opreme osigurava da zračenje koje isporučuje linearni akcelerator odgovara planiranoj dozi, dok verifikacija planova liječenja provjerava točnost i preciznost planova prije nego što se primijene na pacijentu. Redovita testiranja opreme omogućavaju rano otkrivanje i korekciju potencijalnih problema, čime se smanjuje rizik od grešaka tijekom tretmana. Zaključno, učinkovita dozimetrijska kontrola kvalitete i primjena standardiziranih protokola su ključni za uspješnu primjenu SRT-a linearnim akceleratorom. Ovi procesi ne samo da osiguravaju visoku preciznost i sigurnost tretmana, već i omogućavaju optimizaciju ishoda za pacijente, minimizirajući nuspojave i poboljšavajući kvalitetu života. Kroz kontinuirano praćenje i unapređenje ovih kontrola i protokola, moguće je održati visoke standarde u liječenju onkoloških bolesnika sa SRT-om.

## 5. LITERATURA

1. Janković S, Mihanović F, Punda A, Radović D, Barić A, Hrepić D. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini. Split. Sveučilište u Splitu; 2015.
2. Esposito M. Quality assurance and in vivo dosimetry for SBRT. Azienda USL Toscana Centro. S.C. Fisica Sanitaria Firenze-Empoli. Dostupno na: <https://indico.ictp.it/event/8651/session/8/contribution/63/material/slides/0.pdf>
3. Podgoršak E B. Radiation physics for medical physicists. 1. izdanje, Springer, 2006.
4. Vrdoljak E, Šamija M, Kusić Z, Petković M, Gugić D, Krajina Z. Klinička onkologija. Medicinska naklada, Zagreb, 2012.
5. Hrepić D. Kontrola kvalitete u radioterapiji. Sveučilišni odjel zdravstvenih studija. Split, 2024. Nastavni materijali, Power Point prezentacija
6. Paoletti L, Ceccarelli C, Menichelli C, Aristei C, Borghesi S, Tucci E i dr. Posebne stereotaktičke tehnike radioterapije: postupci i oprema za simulaciju liječenja i isporuku doza. Rep Pract Oncol Radiother. 22. ožujka 2022.; 27(1):1-9. doi: 10.5603/RPOR.a2021.0129. PMID: 35402024; PMCID: PMC8989452. Pristupljeno: 30.4.2024.
7. Lo SS, Fakiris AJ, Chang EL, Mayr NA, Wang JZ, Papiez L i dr. Stereotaktička terapija zračenjem tijela: novi modalitet liječenja. Nat Rev Clin Oncol. 2010. siječnja; 7(1):44-54. DOI: 10.1038/nrclinonc.2009.188. Epub 2009 8. prosinca. Erratum in: Nat Rev Clin Oncol. 2010. kolovoza; 7(8):422. Pogreška u doziranju u tekstu članka. PMID: 19997074. Pristupljeno: 30.4.2024.
8. Kutcher G J, Coia L, Gillin M, Hanson W F, Leibel S, Morton R J i dr. Sveobuhvatni QA za onkologiju zračenja: izvješće AAPM-a Radna skupina odbora za terapiju zračenjem 40 Med Phys 21 581-618. 1994. Pristupljeno: 12.5.2024.
9. Nath R, Biggs P J, Bova F J, Ling C C, Purdy J A, van de Geijn J i dr. AAPM kodeks prakse za akceleratore radioterapije: izvješće radne skupine AAPM za terapiju zračenjem: Broj 45 Med Phys 21 1093-121. 1994. Pristupljeno: 12.5.2024.

10. RadiologyInfo.org. For patients, Linear Accelerator, URL. Pristupljeno: 21.5.2024.  
Dostupno na: <https://www.radiologyinfo.org/en/info/linac>
11. Khan F M, Gibbons Jr J P. The Physics of Radiation Therapy. 5. izdanje, LWW. 2014.
12. Cherry P, Duxbury A M. Practical Radiotherapy: Physics and Equipment. 2. izdanje. Wiley, Blackwell. 2009.
13. Guckenberger M, Baus W W, Blanck O, Combs S E, Debus J, Engenhart-Cabillic R i dr. Definicija i zahtjevi kvalitete za stereotaksijsku radioterapiju: izjava konsenzusa radne skupine DEGRO/DGMP Stereotaksijska radioterapija i radiokirurgija. Strahlenther Onkol. 2020. svibnja; 196(5):417-420. DOI: 10.1007/s00066-020-01603-1. PMID: 32211940; PMCID: PMC7182610. Pristupljeno: 3.5.2024.
14. S.S. Gill, D.G. Thomas, A.P. Warrington i dr. Pokretni okvir za stereotaktičku radioterapiju vanjskim snopom Int J Radiat Oncol Biol Phys, 20 (1991.), str. Pristupljeno: 7.5.2024.
15. A.W. Lightstone, S.H. Benedict, F.J. Bova i dr. Intrakranijalni stereotaktički sustavi pozicioniranja: Izvješće Radne skupine Američkog udruženja fizičara u medicinskoj terapiji br. Med Phys, 32 (2005.), str. Pristupljeno: 7.5.2024.
16. W. Lutz, K. Winston, N. Maleki Sustav za stereotaktičku radiokirurgiju s linearnim akceleratorom Int J Radiat Oncol Biol Phys, 14 (1988.), str. Pristupljeno: 7.5.2024.
17. PTW The Dosimetry Company [Internet], Freiburg. Pristupljeno: 28.5.2024.  
Dostupno na: <https://www.ptwdosimetry.com/en/radiation-therapy/treatment-modalities/srs/sbrt/srt>
18. Integral Quality Monitor [Internet], Limburg. Pristupljeno: 28.5.2024. Dostupno na: <https://www.iqm-system.com/system/references/st-vincenz-krankenhaus-limburg/>
19. G. Bednarz, A.O. Nawaz, D. Xu, J. Galvin Postupak osiguranja kvalitete za kV konusni uređaj Med Phys, 33 (2006.), str. Pristupljeno: 7.5.2024.
20. James M, Galvin D, Bednarz G. Postupci osiguranja kvalitete stereotaksijske terapije zračenjem tijela: Međunarodni časopis za onkologiju zračenja. 1. svibnja 2008. str.122-125. Pristupljeno: 7.5.2024.
21. Kraljevski koledž radiologa, Društvo i Visoka škola radiografa, Institut za fiziku i inženjerstvo u medicini, Nacionalna agencija za sigurnost pacijenata, Britanski institut

- za radiologiju. Prema sigurnijoj radioterapiji. London: Kraljevski koledž radiologa; 2008. Pristupljeno:23.5.2024.
22. Solberg T D, Balter J M, Benedict S H, Fraass B A, Kavanagh B, Miyamoto C i dr. Razmatranja kvalitete i sigurnosti u stereotaktičkoj radiokirurgiji i stereotaktičkoj terapiji zračenja tijela: Izvršni sažetak. Praktični radiat oncol. Jan-Mar 2012.; 2(1):2-9. DOI: 10.1016/j.prro.2011.06.014. EPub 2011 Ruj 15. PMID: 25740120; PMCID: PMC3808746. Pristupljeno: 23.5.2024.
23. Benedict S H, Yenice K M, Followill D, Galvin J M, Hinson W, Kavanagh B i dr. Stereotaktička terapija zračenjem tijela: izvješće AAPM Task Group 101. Med Phys. 2010 kolovoz; 37(8):4078-101. DOI: 10.1118/1.3438081. Erratum in: Med Phys. 2012 Jan; 39(1):563. Pogreška u doziranju u tekstu članka. Erratum u: Med Phys. 2023 Lip; 50(6):3885. PMID: 20879569. Pristupljeno: 23.5.2024.
24. Halvorsen P H, Cirino E, Das I J, Garrett J A, Yang J, Yin F F i dr. Smjernica za praksu medicinske fizike 9.a. za SRS-SBRT. J Appl Clin Med Phys. 2017 ruj; 18(5):10-21. DOI: 10.1002/ACM2.12146. EPub 2017 Kolovoz 8. PMID: 28786239; PMCID: PMC5874865. Pristupljeno: 8.5.2024.
25. Američki koledž za radiologiju . Parametar ACR-ASTRO prakse za izvođenje stereotaksijske radiokirurgije zračenjem izmjenjen 2014. Pristupljeno : 8.5.2024.  
Dostupno na:  
[http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PGTS/guidelines/Stereotactic\\_Radiosurgery.pdf](http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PGTS/guidelines/Stereotactic_Radiosurgery.pdf)
26. RH MUP Ravnateljstvo civilne zaštite: Stručnjaci za medicinsku fiziku. Pristupljeno: 15.5.2024. Dostupno na: <https://civilna-zastita.gov.hr/podrucja-djelovanja/radioloska-i-nuklearna-sigurnost/sluzba-za-radiolosku-sigurnost/strucnjaci-za-medicinsku-fiziku/137>
27. Lancellotta V, De Sanctis V, Cornacchione P, Barbera F, Fusco V, Vidali C i dr. Protokol osiguranja čovječanstva u intervencijskoj radioterapiji (brahiterapija) - projekt Airo Interventional Radiotherapy Study Group. J Contemp Brachytherapy. 2019. prosinca; 11(6):510-515. DOI: 10.5114/jcb.2019.91222. EPub 2019 25. prosinca. PMID: 31969908; PMCID: PMC6964336. Pristupljeno: 23.5.2024.

28. Vavassori A, Tagliaferri L, Vicenzi L, D'Aviero A, Ciabattoni A, Gribaudo S i dr. Practical indications for management of patients candidate to Interventional and Intraoperative Radiotherapy (Brachytherapy, IORT) during COVID-19 pandemic - A document endorsed by AIRO (Italian Association of Radiotherapy and Clinical Oncology) Interventional Radiotherapy Working Group. *Radiother Oncol.* 2020 Aug;149:73-77. doi: 10.1016/j.radonc.2020.04.040. Epub 2020 May 8. PMID: 32389752; PMCID: PMC7205646. Pristupljeno: 23.5.2024.

## 6. ŽIVOTOPIS

### OSOBNI PODACI

Ime i prezime: Ante Carev  
Datum rođenja: 7. rujna 2002.  
Mjesto rođenja: Split  
Država rođenja: Hrvatska

### OBRAZOVANJE

2009.-2017. OŠ Kneza Trpimira, Kaštel Gomilica  
2017.-2021. SŠ Braća Radić, Kaštel Štafilić  
2021.-2024. Sveučilišni odjel zdravstvenih studija, Prijediplomski studij radiološke tehnologije, Split