

Utvrđivanje utjecaja temperature na pomake izvora zračenja u CT skeneru

Milanović-Litre, Maša

Master's thesis / Diplomski rad

2024

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:419702>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-31**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Maša Milanović-Litre

Zagreb, 2024.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

Dr. sc. Marko Katić, dipl. ing.

Dr. sc. Martina Odeljan, mag. ing. mech.

Student:

Maša Milanović-Litre

Zagreb, 2024.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradila samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentorima, dr. sc. Marku Katiću i dr. sc. Martini Odeljan, na izdvojenom vremenu i pruženoj pomoći tijekom izrade rada.

Maša Milanović-Litre



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
Proizvodno inženjerstvo, inženjerstvo materijala, industrijsko inženjerstvo i menadžment,
mehatronika i robotika, autonomni sustavi i računalna inteligencija

Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 24 - 06 / 1	
Ur.broj: 15 - 24 -	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Maša Milanović-Litre** JMBAG: 0035217527

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Utvrđivanje utjecaja temperature na pomake izvora zračenja u CT skeneru**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Determination of temperature induced X-ray source shifts in a CT scanner**

Opis zadatka:

Rendgenska računalna tomografija (CT) sve se češće koristi za dimenzionalna mjerenja predmeta kompleksne geometrije, koje nije moguće mjeriti konvencionalnim mjernim metodama. S obzirom da je u ovoj mjernoj metodi izvor X-zraka ujedno i toplinski izvor, tijekom CT skeniranja može doći do promjene geometrije samog CT skenera. Stoga je u okviru ovog rada potrebno:

1. Prikupiti rezultate mjerenja temperatura na kritičnim lokacijama u CT skeneru, te temperatura rashladne tekućine, za tipične postavke snage CT skenera.
2. Izmjeriti pomak izvora X-zraka praćenjem pomaka odabranog etalona.
3. Utvrditi korelaciju izmjerenog pomaka s izmjerenim temperaturama.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

9. svibnja 2024.


Datum predaje rada:

11. srpnja 2024.

Predvideni datumi obrane:

15. – 19. srpnja 2024.

Zadatak zadao:


Izv.prof.dr.sc. Marko Katić

Komentor:


dr.sc. Martina Odeljan

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Ivice Garašić

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA.....	IV
POPIS OZNAKA	V
SAŽETAK.....	VI
SUMMARY	VII
1. UVOD.....	1
1.1. Povijest razvoja CT uređaja	1
1.2. Princip rada CT uređaja	2
2. INDUSTRIJSKI CT UREĐAJI.....	6
2.1. Dijelovi industrijskog CT uređaja.....	6
2.2. Podjela industrijskih CT uređaja.....	8
2.2.1. Prema obliku snopa X-zraka	8
2.2.2. Prema energetske razinama	8
2.2.3. Prema veličini žarišne točke	9
3. PRIMJENA CT-A	10
4. GEOMETRIJSKA ANALIZA CT UREĐAJA.....	14
5. EKSPERIMENTALNI DIO	18
5.1. Praćenje promjene temperature.....	20
5.1.1. Izračun toplinskih bilanci.....	28
5.2. Praćenje promjene pomaka	32
5.2.1. Pomak izvora zračenja	32
5.2.2. Pomak na detektoru.....	37
5.2.2.1. ImageJ	38
5.2.2.2. Računanje radiografskog pomaka.....	39
5.2.3. Uspoređivanje pomaka izvora zračenja i radiografskog pomaka	40
5.3. Korelacija izmjerenog pomaka s izmjerenim temperaturama.....	43
6. ZAKLJUČAK.....	47
LITERATURA.....	49
PRILOZI.....	51

POPIS SLIKA

Slika 1	Prototip prvog CT uređaja [3]	1
Slika 2	Elektromagnetski spektar [4].....	3
Slika 3	Generiranje X-zraka [4].....	4
Slika 4	Zakočno i karakteristično zračenje [6]	4
Slika 5	Tipičan spektar X-zračenja [7]	5
Slika 6	Primjer industrijskog CT uređaja – unutarnji dijelovi [8].....	7
Slika 7	Primjer industrijskog CT uređaja – vanjski dijelovi [9].....	7
Slika 8	CT prema obliku snopa X-zraka; linijski (lijevo), konusni (desno) [3]	8
Slika 9	Utjecaj veličine žarišne točke [3]	9
Slika 10	CT uređaj kojim upravlja robot [11]	12
Slika 11	X, Y, Z ravnina CT skenera.....	14
Slika 12	Pomak izvora zračenja u smjeru osi Y.....	15
Slika 13	Pomak izvora zračenja u smjeru osi X.....	15
Slika 14	Pomak izvora zračenja u smjeru osi Z.....	16
Slika 15	Položaj ticala za mjerenje pomaka izvora zračenja.....	18
Slika 16	T-ticalo	20
Slika 17	Termistor (NTC tip, <i>bead in glass</i>) [13].....	20
Slika 18	USB-TC uređaj za akviziciju podataka [14]	21
Slika 19	Pozicije senzora 1, 2, 3, 4, 5, 6.....	22
Slika 20	Promjena temperature u vremenu za snagu CT uređaja od 7,2 W	22
Slika 21	Promjena temperature u vremenu za snagu CT uređaja od 10 W	23
Slika 22	Promjena temperature u vremenu za snagu CT uređaja od 15 W	23
Slika 23	Promjena temperature u vremenu za snagu CT uređaja od 20 W	24
Slika 24	Promjena temperature u vremenu za snagu CT uređaja od 40 W	24
Slika 25	Promjena temperature rashladne smjese u vremenu za snagu CT uređaja od 7,2 W	25
Slika 26	Promjena temperature rashladne smjese u vremenu za snagu CT uređaja od 10 W	25
Slika 27	Promjena temperature rashladne smjese u vremenu za snagu CT uređaja od 15 W	26
Slika 28	Promjena temperature rashladne smjese u vremenu za snagu CT uređaja od 20 W	26
Slika 29	Promjena temperature rashladne smjese u vremenu za snagu CT uređaja od 40 W	27
Slika 30	Ventilokonvektor.....	28
Slika 31	Mjerene pozicije temperature i volumenskog protoka	29
Slika 32	Pozicije senzora 5 i 6.....	30
Slika 33	Induktivno ticalo <i>Mahr P2004M</i> [19]	33
Slika 34	Uređaj za akviziciju signala <i>Mahr NI702M</i> [18].....	33
Slika 35	Pomak izvora zračenja za snagu CT uređaja 7,2 W	34
Slika 36	Pomak izvora zračenja za snagu CT uređaja 10 W	34
Slika 37	Pomak izvora zračenja za snagu CT uređaja 15 W	35
Slika 38	Pomak izvora zračenja za snagu CT uređaja 20 W	35
Slika 39	Pomak izvora zračenja za snagu CT uređaja 20 W	36
Slika 40	Temperatura izvora zračenja pri različitim postavkama snage CT uređaja	37
Slika 41	Radiogrami snimljeni na početku i na kraju ispitivanja (40 W).....	37
Slika 42	Koraci za određivanje praga i <i>ImageJ</i> -u.....	38
Slika 43	Segmentacija slike nakon primjene algoritma <i>threshold</i>	39

Slika 44	Izbornik za izračunavanje središta kuglice u <i>ImageJ</i> -u.....	39
Slika 45	Izmjereni pomak na izvoru i radiografski pomak za snagu CT uređaja 7,2 W	40
Slika 46	Izmjereni pomak na izvoru i radiografski pomak za snagu CT uređaja 15 W	41
Slika 47	Izmjereni pomak na izvoru i radiografski pomak za snagu CT uređaja 20 W	41
Slika 48	Izmjereni pomak na izvoru i radiografski pomak za snagu CT uređaja 40 W	42
Slika 49	Usporedba promjene temperature na izvoru (senzor 1) i izmjerenog pomaka izvora za snagu CT uređaja 7,2 W	43
Slika 50	Usporedba promjene temperature na izvoru (senzor 1) i izmjerenog pomaka izvora za snagu CT uređaja 10 W	44
Slika 51	Usporedba promjene temperature na izvoru (senzor 1) i izmjerenog pomaka izvora za snagu CT uređaja 15 W	44
Slika 52	Usporedba promjene temperature na izvoru (senzor 1) i izmjerenog pomaka izvora za snagu CT uređaja 20 W	45
Slika 53	Usporedba promjene temperature na izvoru (senzor 1) i izmjerenog pomaka izvora za snagu CT uređaja 40 W	45

POPIS TABLICA

Tablica 1	Podjela CT uređaja prema energetskim razinama [1]	9
Tablica 2	Prednosti i nedostaci CT-a za dimenzijsko mjeriteljstvo [10]	11
Tablica 3	Promjene temperature na senzoru 1 (na izvoru zračenja)	27
Tablica 4	Toplinski tokovi za različite snage CT uređaj	32
Tablica 5	<i>FOD</i> i <i>M</i> za različite snage CT uređaja	40
Tablica 6	Odstupanje radiografskog pomaka od izmjerenog pomaka izvora zračenja	42

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
FDD	mm	udaljenost izvora zračenja do detektora
FOD	mm	udaljenost izvora zračenja do objekta mjerenja
M, M'	-	geometrijsko povećanje
ΔY_i	μm	pomak žarišne točke u smjeru osi Y
ΔY_p	μm	pomak projekcije u smjeru osi Y
ΔX_i	μm	pomak izvora u smjeru osi X
ΔX_p	μm	pomak projekcije u smjeru osi X
ΔZ_i	μm	pomak izvora u smjeru osi Z
ΔZ_p	μm	pomak projekcije u smjeru osi Z
d	mm	promjer objekta mjerenja.
ΔT_{IZ}	$^{\circ}\text{C}$	promjena temperature izvora
ΔT_{RS}	$^{\circ}\text{C}$	promjena temperature rashladne smjese
Φ_{uk}	W	ukupni odvedeni toplinski tok
Φ_{izvor}	W	toplinski tok odveden na izvoru
Φ_{vent}	W	toplinski tok odveden na ventilokonvektoru
$\Phi_{mag.l.}$	W	toplinski tok odveden kod magnetnih leća
q_{v_izvor}	m^3/s	volumenski protok rashladne smjese etilen-glikola i vode na ulazu u izvor
q_{v_uk}	m^3/s	volumenski protok rashladne smjese na ulazu u ventilokonvektor
ρ_{gl}	kg/m^3	gustoća rashladne smjese
c_{gl}	$\text{J}/(\text{kg K})$	specifični toplinski kapacitet rashladne smjese
T_5	$^{\circ}\text{C}$	temperatura rashladne smjese na ulazu u izvor
T_6	$^{\circ}\text{C}$	temperatura rashladne smjese na izlazu iz izvora
T_7	$^{\circ}\text{C}$	temperatura rashladne smjese na izlazu iz rashladnika
T_8	$^{\circ}\text{C}$	temperatura rashladne smjese na ulazu u rashladnik

SAŽETAK

Rendgenska računalna tomografija se sve više koristi za dimenzionalna mjerenja predmeta složene geometrije. Međutim, točnost rezultata CT mjerenja može biti pod utjecajem različitih čimbenika, uključujući temperaturnu i mehaničku stabilnost uređaja.

U ovom radu istražen je utjecaj temperature na pomake izvora zračenja u CT uređaju. Prikupljeni su rezultati mjerenja temperatura na kritičnim lokacijama u CT uređaju, kao i temperature rashladne smjese koja cirkulira kroz sustav. Na temelju tih podataka izračunati su toplinski tokovi koji se odvođe iz sustava.

Pomak izvora zračenja mjeren je korištenjem induktivnih ticala i praćenjem pomaka projekcije etalona, te su postavljeni pojednostavljeni matematički izrazi pomoću kojih je izračunat pomak projekcije na detektoru. Na kraju je prikazan odnos promjene temperature izvora zračenja i promjene pomaka izvora, kao i usporedba dva načina mjerenja pomaka (ticalima i radiografski).

Ključne riječi: rendgenska računalna tomografija, dimenzionalna stabilnost, CT uređaj, mjerenja temperature, dimenzionalno mjeriteljstvo

SUMMARY

X-ray computed tomography (XCT) is increasingly used for dimensional measurements of complex geometry objects. However, the accuracy of CT measurement results can be influenced by various factors, including the temperature and mechanical stability of the scanner.

This thesis investigates the impact of temperature on radiation source displacements in a CT scanner. Temperature measurements were collected at critical locations within the CT scanner, as well as the temperature of the coolant circulating through the system. Based on this data, the thermal fluxes dissipated by the system were calculated.

The displacement of the radiation source was measured using inductive probes and by tracking the displacement of the reference projection. Simplified mathematical expressions were formulated to calculate the displacement of the projection on the detector. Finally, the correlation between displacement changes of the source and measured temperatures was presented, as well as a comparison of the two techniques of measuring displacement (probes and radiographically).

Key words: X-ray computed tomography, dimensional stability, CT scanner, temperature measurement, length metrology

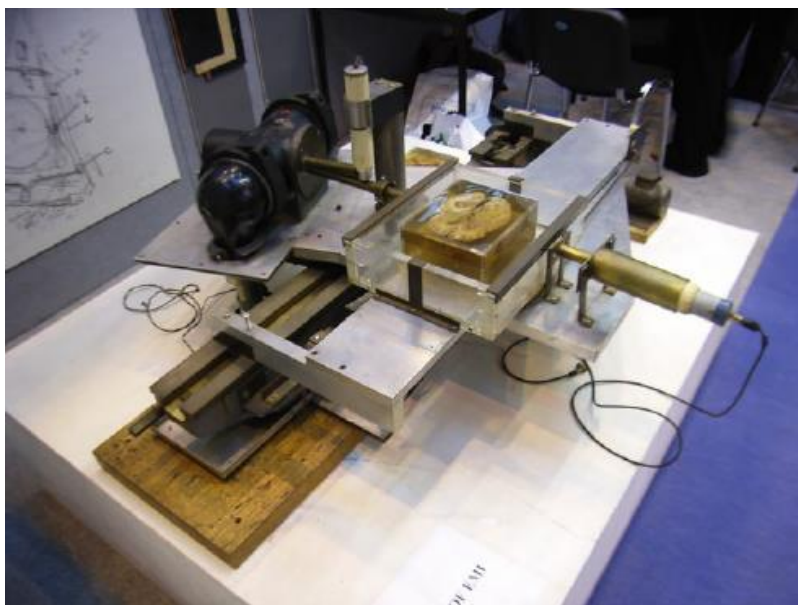
1. UVOD

XCT (eng. *X-ray Computed Tomography*) koristi X-zrake za snimanje višestrukih dvodimenzionalnih (2D) slika objekta iz različitih orijentacija. Te se slike zatim obrađuju pomoću računala kako bi se izradila trodimenzionalna (3D) slika objekta, uključujući njegovu unutarnju geometriju. [1]

Iako je računalna tomografija više poznata kao metoda u medicinskoj dijagnostici, sve veći broj industrija koristi CT kao ključan alat za osiguranje najviše kvalitete u proizvodnji industrijskih komponenti kao što su dijelovi strojeva, lijevani metali, spojevi, plastični materijali. CT omogućuje, ne samo otkrivanje nedostataka, već i kvantitativnu analizu kvara, što znači da se može precizno odrediti veličina i oblik nedostataka u proizvodu. [2]

1.1. Povijest razvoja CT uređaja

Prvi CT uređaj razvio je 1971. Godfrey Hounsfield dok je radio u britanskoj tvrtki Electric & Musical Industries (Slika 1). Za svoj doprinos Hounsfield je 1979. godine nagrađen Nobelovom nagradom za fiziologiju i medicinu zajedno s Allanom M. Cormackom, koji je postavio teorijske osnove za CT tehnologiju. [1]



Slika 1 Prototip prvog CT uređaja [3]

Upotreba CT-a u medicinske svrhe započela je u ranim 1970-ima, dok su prve primjene u industrijskom kontekstu iz 1980-ih i to za područje ispitivanja bez razaranja. XCT za industrijske svrhe se koristi za otkrivanje nedostataka materijala kao što su šupljine, pukotine i

za dimenzijska mjerenja. Zahvaljujući napretku softvera porasla je sposobnost XCT-a kao alata za mjerenje unutarnjih i vanjskih geometrija složenih dijelova. Prije upotrebe XCT uređaja, tvrtke su koristile razaranje ili rastavljanje dijelova za mjerenje unutarnjih dimenzija. XCT sustavi mogu precizno mjeriti te dijelove i potvrditi da su u skladu s izvornom specifikacijom dizajna, čime se eliminira potreba za destruktivnim testiranjem ili rastavljanjem. [1]

CT tehnologija se ističe u području proizvodnje i koordinatnog mjeriteljstva zbog rastućeg fokusa na preciznost i kontrolu kvalitete. Ključno je osigurati pouzdanost mjernog procesa, što uključuje utvrđivanje mjerne nesigurnosti. Međutim, budući da CT sustavi imaju mnogo parametara koji mogu utjecati na mjerenja i budući da još nisu razvijeni standardi koji se bave kvantifikacijom CT-a, procjena mjerne nesigurnosti ostaje izazov za sve istraživaču u ovom području. [3]

1.2. Princip rada CT uređaja

Princip rada CT uređaja temelji se na korištenju X-zraka za stvaranje detaljnih presjeka unutarnjih struktura objekata. X-zrake su oblik elektromagnetskog zračenja s valnom duljinom između približno 0,01 do 10 nm i energijom fotona u rasponu od 0,12 keV do 120 keV (Slika 2).

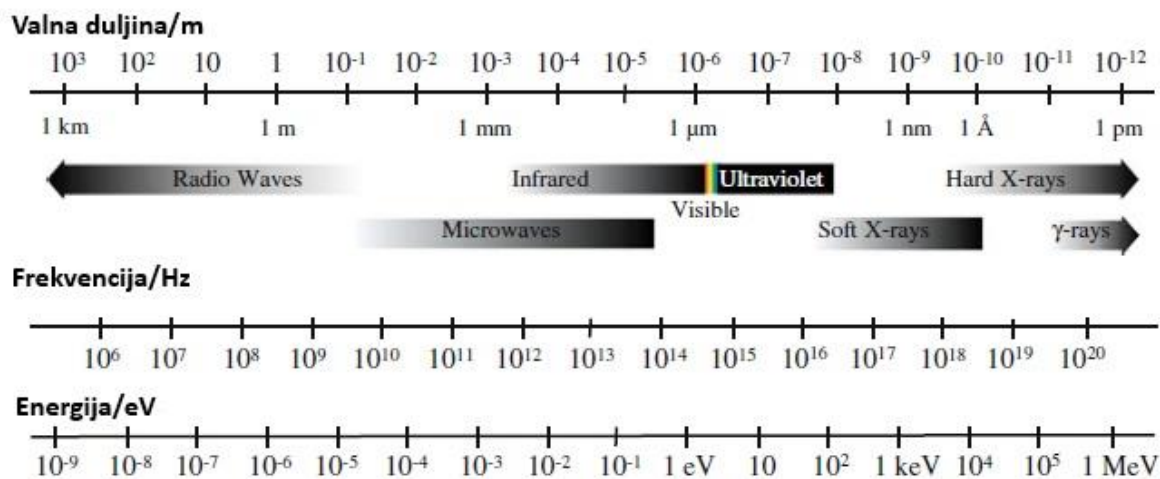
Iako je standardni energetska raspon X-zraka do 120 keV, specijalizirani industrijski CT uređaji (sinkrotroni) mogu generirati X-zrake visoke energije (*eng. high-energy x-rays, HEX*). HEX-zrake imaju energiju veću za otprilike jedan red veličine od standardnih X-zraka.

X-zračenje se često naziva rendgenskim zračenjem jer se otkriće X-zraka pripisuje njemačkom fizičaru Wilhelmu Röntgenu.

X-zračenje ili rendgensko ima kratku valnu duljinu i veliku energiju što omogućuje prodiranje kroz mnoge materijale koji su neprozirni za vidljivo svjetlo, poput metala ili plastike. Slično kao i ostale vrste elektromagnetskog zračenja, rendgenske zrake su pod zanemarivim utjecajem električnih ili magnetskih polja i nastavljaju se širiti u ravnim linijama.

Na temelju valne duljine i sposobnosti prodiranja kroz materijale, X-zrake se dijele na „meke“, „tvrde“ i „vrlo tvrde“. Meke X-zrake imaju energetska raspon od 0,12 keV do 12 keV. Imaju manju energiju po fotonu i obično su manje sposobne prodirati kroz materijale. Tvrde X-zrake pokrivaju viši energetska raspon, od 12 keV do 120 keV. Imaju veću energiju po fotonu pa su obično i sposobnije prodirati kroz materijale.

X-zrake visoke energije ili HEX-zrake nastale sinkrotronskim zračenjem se nazivaju „vrlo tvrdim“ X-zrakama te imaju energetski raspon između 80 keV i 1000 keV. Imaju veću energiju, veliku sposobnost prodiranja kroz materijal i veću prostornu rezoluciju od konvencionalnih X-zraka. [1,4,5]

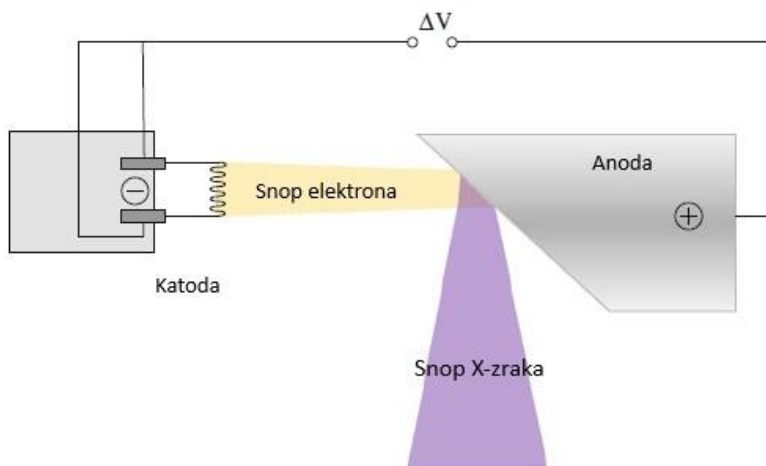


Slika 2 Elektromagnetski spektar [4]

X-zrake se generiraju u tzv. rendgenskoj cijevi. Glavni dijelovi cijevi su katoda (žarna nit, filament) i anoda (meta). Katoda je dio rendgenske cijevi koja proizvodi elektrone. Sastoji od tankog filameta koji se zagrijava na visokim temperaturama, obično pomoću električne struje. Kada se filament zagrije, elektroni se oslobađaju i ubrzavaju prema anodi. Za fokusiranje snopa elektrona koriste se elektromagnetska leće. Anoda (meta) je cilindrični ili pločasti dio cijevi na koji se usmjeravaju ubrzani elektroni s katode. Anoda se nalazi nasuprot katodi u rendgenskoj cijevi. Kada elektroni ubrzani s katode dopru do anode, dolazi do njihovog sudara s metalnom površinom anode, elektroni gube energiju, dolazi do njihovog usporavanja i emitira se X ili rendgensko zračenje.

Anoda se obično izrađuje od materijala koji se otporan na visoke temperature i ima dobru toplinsku vodljivost, poput volframa ili molibdena. Anoda je također ugrađena u relativno veliku količinu bakra, gdje bakar pomaže u raspršivanju generirane topline. [1]

Shematski prikaz X-cijevi i generiranja X-zračenja prikazan je na Slici 3 ispod.

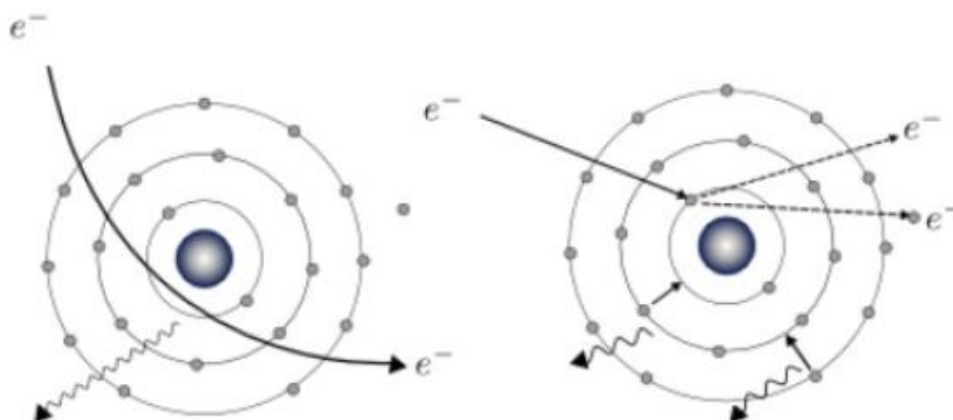


Slika 3 Generiranje X-zraka [4]

Rendgenska cijev zahtjeva vakuumsko okruženje kako bi se izbjegla interakcija s molekulama plina koje mogu proizvesti sekundarne elektrone niže energije. Tradicionalne cijevi su bile izrađene od stakla, dok se danas sve više koriste metalne i keramičke cijevi zbog duljeg životnog vijeka i većeg toplinskog kapaciteta.

Stvaranjem X-zraka, stvara se i velika količina topline. Približni 1% proizvedene energije emitira se u obliku X-zraka, dok se preostala energija oslobađa kao toplina. Ta proizvedena toplina može uzrokovati štetu i može utjecati na stabilnost generiranih X-zraka. Neki CT uređaji koriste rotirajuće anode kako bi se toplina raspršila na različite dijelove anode. Osim rotirajuće anode, često se za hlađenje rendgenske cijevi koriste recirkulirajući sustavi vode, ulja ili drugih toplinskih vodljivih materijala. [1]

X-zrake nastaju u dva procesa: *Bremsstrahlung* ili zakočno zračenje i karakteristično zračenje (Slika 4).



Slika 4 Zakočno i karakteristično zračenje [6]

Zakočno nastaje kada se elektron približi jezgri, ali se ne sudara ni s jednim njezinim dijelom. Elektron prolazi pored jezgre atoma te biva usporen ili „kočen“ nuklearnom privlačnošću jezgre. Kako elektron usporava, gubi energiju, a ta se energija oslobađa u obliku X-zraka.

Do karakterističnog zračenja dolazi kada se ubrzani elektroni sudare s jednim od elektrona ljuske, stvarajući prazno mjesto elektrona. Kako bi se popunilo to prazno mjesto, elektron iz vanjske ljuske prelazi na nižu razinu energije, a višak energije se oslobađa u obliku X-zraka. [1]

Slika ispod prikazuje spektar X-zračenja koje nastaje zakočnim i karakterističnim zračenjem. Zakočno zračenje nastaje kontinuirano, tijekom usporavanja elektrona u materijalu anode. Oštri vrhovi na grafu predstavljaju karakteristično zračenje. Svaki atom, koji prelazi s više energetske razine na nižu, ima svoju karakterističnu energiju pri kojoj se ti prijelazi događaju, što rezultira oštrim vrhovima karakterističnog zračenja na krivulji X-zračenja. [7]



Slika 5 Tipičan spektar X-zračenja [7]

2. INDUSTRIJSKI CT UREĐAJI

2.1. Dijelovi industrijskog CT uređaja

Osnovni dijelovi CT uređaja su: izvor X-zraka, kinematski sustav za pozicioniranje, detektor X-zračenja te računalni sustav za obradu podataka. [1,4]

- Izvor X-zračenja

Princip nastajanja X-zraka je opisan u prethodnom poglavlju.

- Kinematski sustav za pozicioniranje kod CT uređaja odnosi se na mehanički sustav koji omogućuje precizno pozicioniranje objekta koji se skenira.
- Detektor X-zračenja

Prolaskom X-zraka kroz objekt koji se promatra, dio zraka objekt apsorbira, dio se rasprši, a jedan dio zraka prolazi do detektora. Detektor se koristi za mjerenje prijenosa X-zraka kroz objekt duž različitih putanja zraka. Glavna funkcija detektora je pretvaranje X-zraka u električne signale koji se mogu onda kasnije obraditi.

Osnovne vrste detektora koji se koriste u CT sustavima su detektori plinske ionizacije i scintilacijski detektori. Detektori plinske ionizacije koriste plemenite elemente u plinovitom ili tekućem stanju koji su osjetljivi na X-zrake. Ulazne X-zrake ioniziraju ove elemente, proizvodeći nabijene čestice. Ove nabijene čestice ubrzavaju prema anodi, stvarajući naboj proporcionalan ulaznom signalu. Ova vrsta detektora se koristi kod visokih energija.

Scintilacijski detektori koriste materijale koji emitiraju vidljivo svjetlo kada su izloženi X-zračenju, onda se svjetlost pretvara u električni signal. Ti materijali svijetle proporcionalno ulaznom toku X-zraka.

Za CT s konusnim snopom koriste se digitalni detektori s ravnim zaslonom (2D), a za CT s linijskim snopom koristi se niz linijskih detektora (1D).

- Računalni sustav za obradu podataka se odnosi na softver koji analizira i obrađuje podatke dobivene iz detektora tijekom snimanja.

Dodatni dijelovi CT sustav uključuju zaštitu i rashladni sustav. Ključni parametri, kao što su snaga snopa, radno opterećenje, raspršenost i propuštanje, moraju se uzeti u obzir prilikom izračuna potrebne zaštite. Tradicionalni materijal koji se koristi za zaštitu od štetnih X-zraka je olovo, zbog svoje gustoće i atomskog broja.

XCT uređaji, posebno oni koji generiraju veliku snagu, zahtijevaju sustave hlađenja zbog količine topline koju raspršuje anoda. Učinci temperature mogu značajno utjecati na rezultate mjerenja XCT uređaja, ili izravno promjenom dimenzija mjernog objekta ili neizravno promjenom geometrije XCT uređaja. [1]

Slike ispod (Slika 6 i Slika 7) prikazuju unutarnje i vanjske dijelove industrijskog CT uređaja.



Slika 6 Primjer industrijskog CT uređaja – unutarnji dijelovi [8]

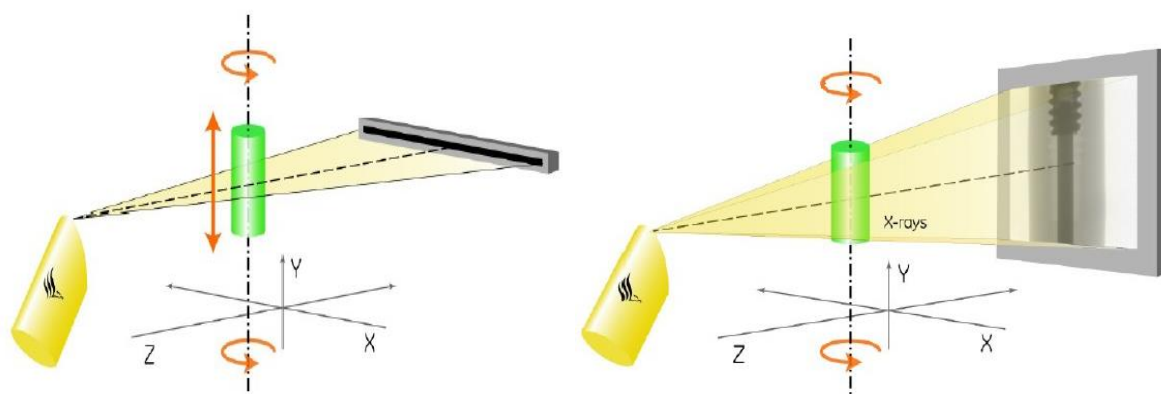


Slika 7 Primjer industrijskog CT uređaja – vanjski dijelovi [9]

2.2. Podjela industrijskih CT uređaja

2.2.1. Prema obliku snopa X-zraka

Dva su glavna CT sustava koja se mogu naći u industriji, a to su 2D-CT i 3D-CT (Slika 8). 2D-CT sustavi imaju linijski snop zraka i linijske detektore koji omogućuju dobivanje presjeka trodimenzionalnog objekta spajanjem translacije i rotacije objekta. Ovaj slijed translacije i rotacije se ponavlja ovisno o broju presjeka koji se mogu rekonstruirati. Glavni nedostatak ovakvih CT uređaja je dugo vrijeme skeniranja (posebno pri radu s velikim dijelovima). Ovaj problem se rješava korištenjem 3D-CT sustava. 3D-CT sustav se sastoji od 2D ravnog detektora i konusnog izvora zračenja. Ovakva konfiguracija omogućuje snimanje objekata bez potrebe za višestrukim okretajima rotacijskog stola. To značajno ubrzava proces snimanja, ali može dovesti do problema s kvalitetom slike. Raspršeno zračenje i artefakti rekonstrukcije na vrhu i dnu geometrije mogu utjecati na kvalitetu rekonstruirane geometrije. [3]



Slika 8 CT prema obliku snopa X-zraka; linijski (lijevo), konusni (desno) [3]

2.2.2. Prema energetske razinama

Postoje četiri razine energije za XCT uređaje, koje se obično grupiraju prema početnoj energiji izvora X-zraka i dane su u Tablici 1. [1]

Tip uređaja	Snaga	Rezolucija
Nano	n/a	< 1 μm
Niska snaga	0 – 110 keV	> 1 μm
Srednja snaga	110 keV – 999 keV	> 1 μm

Visoka snaga	> 1 MeV	> 1 μm
--------------	---------	-------------------

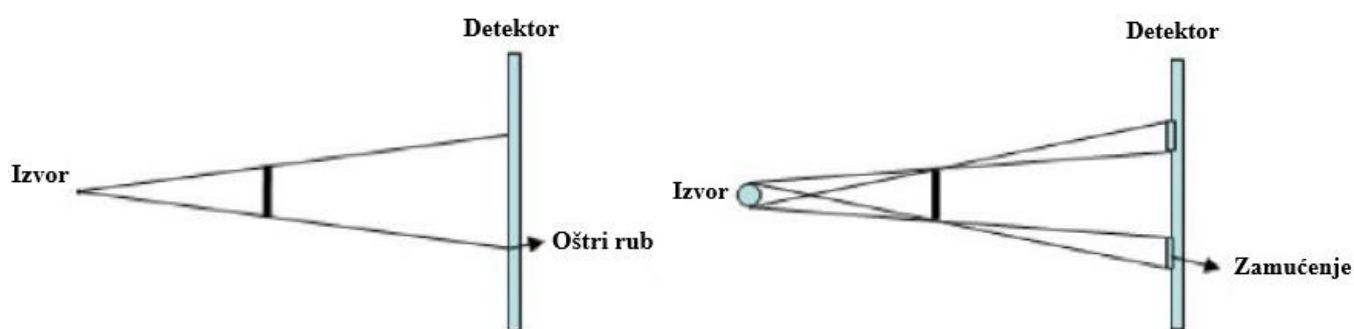
Tablica 1 Podjela CT uređaja prema energetskim razinama [1]

2.2.3. Prema veličini žarišne točke

Kako je već objašnjeno, anoda trpi ekstremno toplinsko opterećenje, posebno na mjestu gdje je fokusiran elektronski snop (žarište/fokus). Da ne bi došlo do lokalnog taljenja anode, žarište mora imati konačnu veličinu, jer idealno žarište s nulom veličinom nije moguće. Međutim, povećanje veličine žarišne točke može dovesti do efekta polusjene (*eng. penumbra effect*) koji uzrokuje zamućenje rubova slike i smanjenja rezolucije. Stoga je potrebno pokušati smanjiti veličinu žarišne točke na minimum kako bi se poboljšala kvaliteta slike. Na temelju veličine žarišne točke, industrijski CT uređaji se mogu podijeliti u nekoliko kategorija [4]:

- Konvencionalni ili makro CT uređaji – žarište/fokus veće od 0.1 mm;
- Mikrofokusni CT – žarišna točka u rasponu nekoliko mikrometara;
- Nanofokusni CT – žarišna točka manja od 1 μm .

Slika 9 pokazuje učinak izazvan veličinom žarišne točke. Što je manja točka to su rubovi oštriji. U slučaju velike veličine točke dolazi do zamućenja, tj. pojavljuje se tzv. efekt polusjene.



Slika 9 Utjecaj veličine žarišne točke [3]

3. PRIMJENA CT-A

Kako je već rečeno, prvi CT uređaj razvijen je za medicinske svrhe, 80ih se počeo koristiti za analizu materijala, ispitivanje bez razaranja (*eng. Nondestructive testing, NDT*) i otkrivanje nedostataka materijala. Početkom 2000ih CT tehnologija se počela koristiti za dimenzijsko mjeriteljstvo kao alternativa taktilnim ili 3D optičkim koordinatnim mjernim sustavima.

Tipična područja uporabe CT-a u industriji su otkrivanje nedostataka kao što su šupljine i pukotine te analiza materijala. U mjeriteljstvu CT omogućuje analizu, kako vanjskih, tako i unutarnjih komponenti bez potrebe da se ispitani objekt razara i uništava. Stoga se CT uređaji koriste za kontrolu kvalitete izradaka koji imaju nedostupne unutarnje značajke, npr. komponente proizvedene aditivnom proizvodnjom ili komponente od više materijala ili komponente od više materijal, kao što su plastični dijelovi s metalnim umecima.

Današnja primjena CT-a u industriji pokriva kontrolu kvalitete koja se prvenstveno bavi dimenzijskim mjeriteljstvom i detekcijom grešaka.

Dostupni su mnogi različiti tipovi CT uređaja, od malih uređaja koji se mogu pričvrstiti unutar skenirajućeg elektronskog mikroskopa (*eng. Scanning Electron Microscope, SEM*) do velikih strojeva koji se koriste za CT skeniranje visokih i teških dijelova. Najrelevantnije kategorije CT uređaja dane su u nastavku [10]:

- CT uređaji za medicinske primjene

Kod medicinskog CT-a, izvor zračenja i detektor rotiraju oko pacijenta ili objekta, dok on ostaje nepomičan ili se polako pomiče duž osi rotirajuće jedinice. Rotacija izvora zračenja i detektora omogućuje skeniranje tijela pod različitim kutovima, što rezultira dobivanjem tomografskih slika koje prikazuju poprečne presjeke skeniranog tijela.

- CT sustavi za analizu materijala i industrijske primjene

CT sustavi za analizu materijala i druge industrijske primjene, kao što je nerazorno ispitivanje, bitno se razlikuju od medicinskih CT uređaja. U ovim sustavima objekt ispitivanja se rotira, dok su izvor X-zraka i detektor nepomični. Ovi uređaji često koriste veće intenzitete zračenja jer doza zračenja nije kritična kao kod medicinskog CT-a. Industrijski CT uređaji koriste konusni izvor zračenja i detektore ravnog panela (2D) radi bržeg skeniranja i bolje kvalitete slike, dok se linearni snop i linearni detektori koriste za probijanje većih debljina s minimalnim učinkom raspršenja X-zračenja.

- CT uređaji za dimenzijsko mjeriteljstvo

CT mijenja tradicionalan pristup mjerenju u mjeriteljstvu, posebno u kontekstu dimenzijskog mjerenja radnih komada. Kod tradicionalnog mjeriteljstva, planiranje mjerenja uključuje uzimanje u obzir svake pojedinačne značajke, a kod CT-a dimenzijska mjerenja se izvode na virtualnom modelu objekta koji se skenira. To omogućuje prikupljanje podataka (putem CT skeniranja) i procjenu u različito vrijeme i na različitim lokacijama, što pruža fleksibilnost i učinkovitost u procesu mjerenja. U primjenama za dimenzijsko mjeriteljstvo posebna pozornost se posvećuje točnosti i sljedivosti mjernih rezultata. Kako bi se povećala točnost CT mjerenja, mjeriteljski CT sustavi su dizajnirani uključujući principe i tehnologije za koordinatna mjerenja (*eng. Coordinate measuring machine, CMM*). Na primjer, mjeriteljski CT uređaji mogu biti konstruirani s mehaničkim vodilicama visoke preciznosti i toplinski stabilnim strukturama.

Pregled prednosti i nedostataka korištenja CT-a za dimenzijsko mjeriteljstvo prikazan je u Tablici 2 ispod.

Prednosti	Nedostaci
Bez razaranja objekta koji se skenira	Brojni faktori utječu na mjerenje
Određivanje unutarnje i vanjske geometrije	Nema prihvaćenih ispitnih postupaka i standarda
Vrlo detaljni i precizni podaci o objektu koji se skenira	Smanjena mjerna sposobnost zbog pogrešaka mjerenja (artefakti)
Mogućnost skeniranja bilo koje površine, oblika, boje ili materijala	Mjerna nesigurnost nepoznata – rezultati nisu sljedivi
	Problemi skeniranja objekata od više materijala
	Ograničenje maksimalne propusne debljine materijala

Tablica 2 Prednosti i nedostaci CT-a za dimenzijsko mjeriteljstvo [10]

- CT uređaji kojim upravlja robot

Kako bi se automatizirao utovar i istovar objekata koje se skeniraju, CT sustavi se mogu integrirati s robotima. Slika 10 prikazuje primjer takvog CT-a.



Slika 10 CT uređaj kojim upravlja robot [11]

- CT za skenirajući elektronski mikroskop

Specifični CT uređaji mogu biti integrirani sa standardnim skenirajućim elektronskim mikroskopom kako bi se omogućilo 3D snimanje malih uzoraka s velikom rezolucijom (do 500 nm), bez ugrožavanja redovite sposobnosti snimanja SEM-a. Ovi uređaji koriste X-zračenje koje proizvodi metalna meta (anoda) pogođena snopom elektrona u SEM-u. Emitirano X-zračenje se zatim bilježi posebnom kamerom postavljenom na bočnom prozoru SEM komore za uzorke.

- CT velikih razmjera

Glavno ograničenje u CT skeniranju velikih dijelova povezano je s koeficijentom prigušenja materijala, što ograničava najveću akumuliranu debljinu materijala koju je moguće probiti X-zrakama. Kako bi se povećala ta maksimalna debljina koriste se X-cijevi visokog napona. Za veće energije također se koriste linearni akceleratori izvori X-zraka. Drugo važno pitanje pri skeniranju velikih dijelova je potreba za velikim detektorima. Mogu se kombinirati višestruke projekcije X-zraka ili se može izvršiti višestruka rekonstrukcija podataka snimljeni CT uređajem. Također, mogu se primjenjivati i druge tehnike, poput digitalne laminografije koja omogućuje detaljno ispitivanje slojeva materijala pomoću posebnih postupaka snimanja i analize.

- Linearni akceleratori i sinkrotroni CT

Linearni akceleratori (LINAC), posebno sinkrotroni, unatoč tome što su skupi izvori, nude posebne prednosti u odnosu na uobičajene elektronske cijevi. Linearni akceleratori koriste se za ubrzavanje elektrona ili drugih nabijenih čestica podvrgavajući ih nizu oscilirajućih električnih potencijala duž linearne linije snopa. Zbog visoke energije mogu se koristiti za prodiranje u vrlo debele i/ili visoko upijajuće dijelove, poput metala ili betona. Sinkrotroni su posebni akceleratori čestica koji se koriste za generiranje X-zraka i smješteni su u velikim postrojenjima. Njihove karakteristike uključuju monokromatsko zračenje, visoku koherenciju, kolimaciju, svjetlina, intenzitet te prilagodljivost energije/valne duljine.

- Digitalna laminografija

U CT-u, objekt koji se ispituje obično se ozračuje iz svih smjerova (360°). Međutim, to nije uvijek moguće, primjerice u slučaju ograničenog pristupa komponenti ili u slučaju velikih ravnih predmeta (npr. krilo aviona), zbog velike apsorpcije X-zračenja objekta u barem jednom smjeru. Iz tog razloga koristi se tehnika kao što je laminografija. Digitalna laminografija se posebno koristi za skeniranje ravnih dijelova objekata. U ovoj tehnici, izvor zraka i detektor se pomiču u suprotnim smjerovima, kako bi se stvorio efekt zamućenja na slikama koje su izvan konkretnih slojeva koji se ispituju u tom trenutku. To znači da se fokusira samo određeni sloj ili dio objekta koji se ispituje dok se ostatak slike zamućuje ili postaje manje oštar. Ova tehnika je korisna za pregled višeslojnih tiskanih ploča, zavarenih spojeva na velikim dijelovima i zrakoplovnih komponenti.

4. GEOMETRIJSKA ANALIZA CT UREĐAJA

Izvor zračenja najčešće postavlja u Y - Z ravninu, s tim da je Z ravnina ona u smjeru širenja zračenja, a Y os je vertikalna (Slika 11).



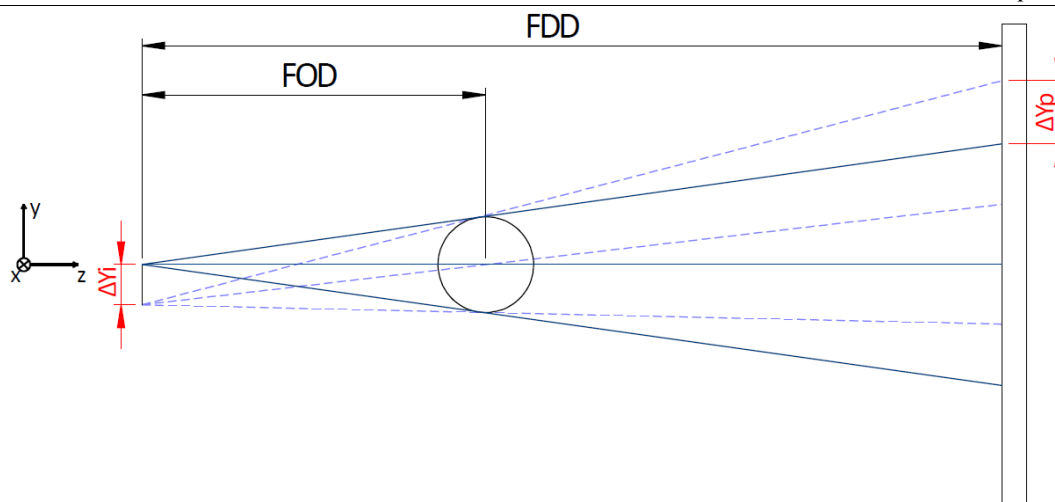
Slika 11 X, Y, Z ravnina CT skenera

Uslijed termalne ekspanzije žarišna točka najviše se pomiče u pozitivnom smjeru osi Z i negativnom smjeru osi Y . Žarišna točka može se pomicati i po osi X , no ti pomaci su obično manje izraženi. Razumijevanje i kompenzacija pomaka žarišne točke izvora zračenja u konusnim CT uređajima ključno je za točnost rekonstrukcije objekta mjerenja. Točne informacije o poziciji izvora zračenja u odnosu na objekt mjerenja i detektor, zajedno s osnovnim matematičkim modelima omogućuju bolje razumijevanje i korekciju tih pomaka. [12]

FDD (eng. *focus detector distance*) je udaljenost izvora zračenja do detektora, a FOD (eng. *focus object distance*) je udaljenost izvora do objekta mjerenja. Omjer FDD i FOD se naziva geometrijsko povećanje, M .

$$M = \frac{FDD}{FOD} \quad (1)$$

Slika 12 prikazuje utjecaj pomaka žarišne točke u smjeru osi Y . Pomak izvora, tj. žarišne točke (ΔY_i) u negativnom smjeru osi Y („prema dolje“) dovodi do pomaka projekcije (ΔY_p) na radiogramu u pozitivnom smjeru osi Y („prema gore“) i obrnuto. Pomicanje izvora u smjeru osi Y ne utječe na veličine FDD i FOD pa geometrijsko povećanje ostaje nepromijenjeno.



Slika 12 Pomak izvora zračenja u smjeru osi Y

Izrazom (2) opisan je odnos pomaka izvora i pomaka projekcije u smjeru osi Y:

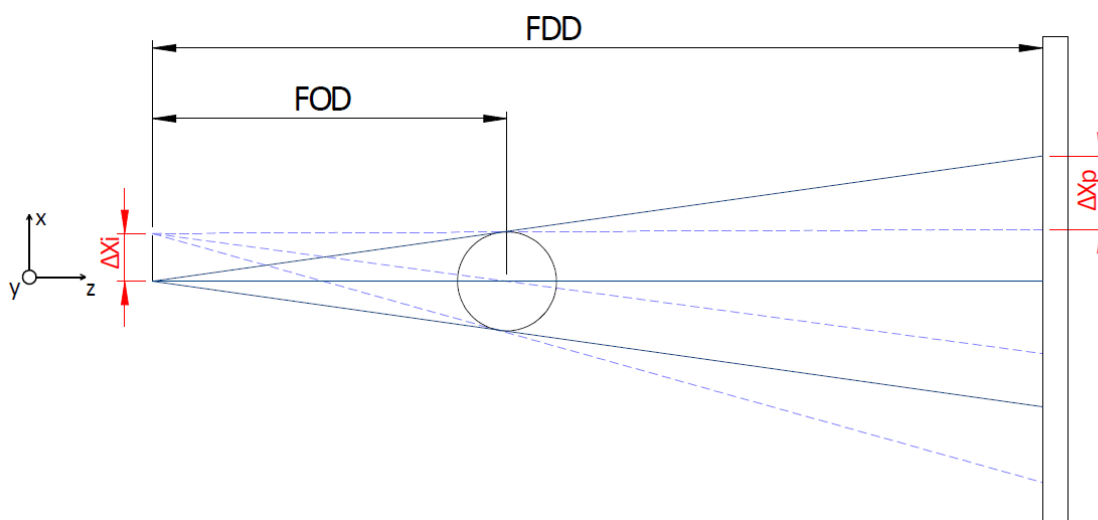
$$\frac{\Delta Y_p}{\Delta Y_i} = \frac{FDD - FOD}{FOD} \quad (2)$$

gdje je:

ΔY_i – pomak izvora u smjeru osi Y,

ΔY_p – pomak projekcije u smjeru osi Y.

Slika 13 prikazuje pomak izvora zračenja u smjeru osi X. Pomak izvora (ΔX_i) u jednom smjeru osi X, uzrokuje pomak projekcije (ΔX_p) u suprotnom smjeru osu X, bez utjecaja na geometrijsko povećanje.



Slika 13 Pomak izvora zračenja u smjeru osi X

Odnos između ΔX_i i ΔX_p opisan je izrazom:

$$\frac{\Delta X_p}{\Delta X_i} = \frac{FDD - FOD}{FOD} \quad (3)$$

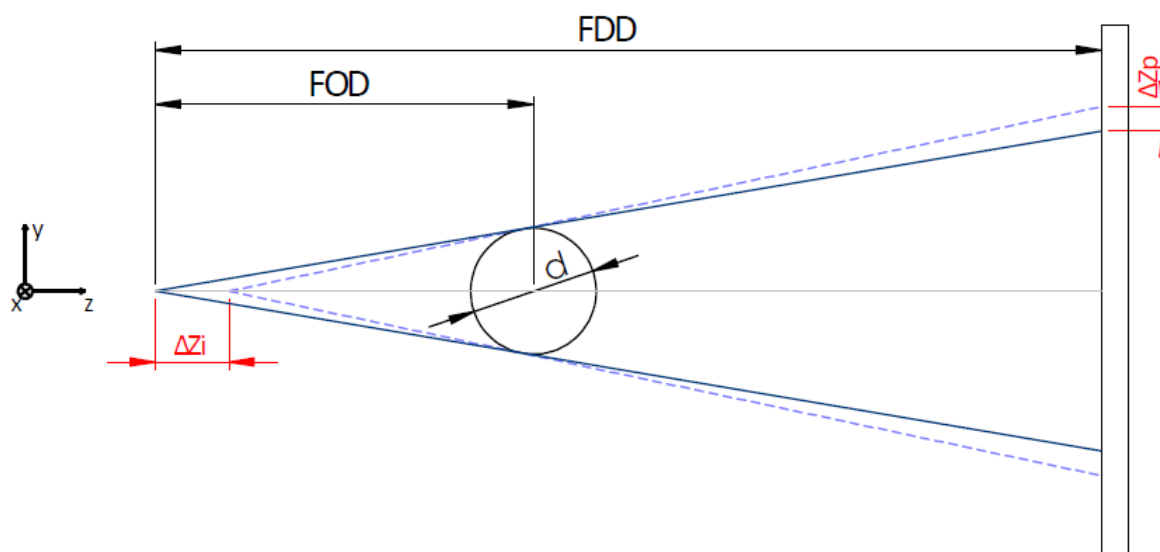
gdje je:

ΔX_i – pomak izvora u smjeru osi X ,

ΔX_p – pomak projekcije u smjeru osi X .

Pomakom izvora u smjeru zračenja, tj. u smjeru osi Z (Slika 14), dolazi do promjene geometrijskog povećanja. Pomakom izvora u pozitivnom smjeru osi Z dolazi do smanjenja veličina FDD i FOD , pa novo geometrijsko povećanje iznosi:

$$M' = \frac{FDD - \Delta Z_i}{FOD - \Delta Z_i} \quad (4)$$



Slika 14 Pomak izvora zračenja u smjeru osi Z

Iz trigonometrijskih izraza dobivamo:

$$\Delta Z_p = \frac{d}{2} \times \left(\frac{FDD - \Delta Z_i}{FOD - \Delta Z_i} - \frac{FDD}{FOD} \right) = \frac{d}{2} \times (M' - M) \quad (5)$$

gdje je:

M' – geometrijsko povećanje nakon pomaka izvora zračenja u pozitivnom smjeru osi Z ,

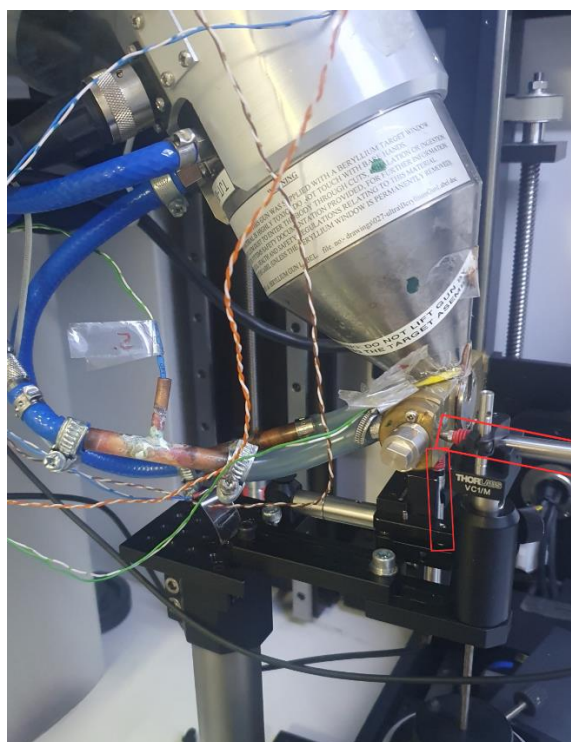
ΔZ_i – pomak izvora u smjeru osi Z ,

ΔZ_p – pomak projekcije u smjeru osi Z ,

d – promjer objekta mjerenja.

5. EKSPERIMENTALNI DIO

Uz brojne prednosti računalne tomografije kao mjerne metode za dimenzijska mjerenja, jedan od glavnih nedostataka su brojni i složeni utjecaji koji potencijalno mogu utjecati na rezultate mjerenja. Kako je u sam mjeriteljski lanac ugrađen aktivni izvor topline, jedan od tih utjecaja je upravo toplinski utjecaj koji može značajno utjecati na rezultate mjerenja, bilo izravnim mijenjanjem dimenzije mjernog objekta, bilo neizravnim mijenjanjem geometrije CT uređaja. Kako bi se istražio utjecaj temperature tijekom rada CT uređaja na pomake izvora zračenja provedena su eksperimentalna mjerenja na industrijskom XCT uređaju Nikon XT H 225, koji se nalazi na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Prikupljeni su rezultati mjerenja temperatura na kritičnim lokacijama unutar CT skenera kao i temperature rashladne tvari (mješavina etilen-glikola i vode) koja cirkulira kroz sustav (izvor X-zraka, magnetske leće i ventilokonvektor). Također su istodobno mjereni i pomaci izvora zračenja pomoću dva induktivna ticala smještena paralelno s Y i Z osi (Slika 15).



Slika 15 Položaj ticala za mjerenje pomaka izvora zračenja

Kod planiranja pokusa korištene su sljedeće pretpostavke:

- Očekuje se da povećanje snage rendgenskog zračenja uzrokuje povećanje pomaka izvora.
- Očekuje se da će se s povećanjem snage rendgenskog zračenja povećati temperatura rendgenske cijevi, a samim tim i potreba za hlađenjem.
- Iz uputa mjeriteljskog CT uređaja može se vidjeti da je kod snaga izvora rendgenskog zračenja razine 7 W ili manje omogućeno korištenje mikrofokusa, odnosno smanjenja promjera žarišne točke na razinu manju od 3 μm . Posljedično se može pretpostaviti da će kod snage <7 W električna snaga predana u magnetske leće imati veći doprinos zagrijavanju nego na većim snagama.
- Pomak žarišne točke može biti rezultat zagrijavanja čitavog izvora zračenja, ali i pogreške u fokusiranju magnetskom lećom. Iz tog razloga će se pomak žarišne točke mjeriti eksternim induktivnim ticalima i radiografski. Pretpostavlja se da u slučaju jednakih mehaničkih i radiografskih rezultata sav pomak se može pripisati zagrijavanja izvora.
- Podaci će se prikupljati dok se ne postigne stacionarno stanje temperatura i mjerenih pomaka.

Mjerenja su prikupljena za različite postavke snage CT uređaja:

- 7,2 W (120 kV, 60 μA),
- 10 W (120 kV, 83 μA),
- 15 W (120 kV, 125 μA),
- 20 W (160 kV, 125 μA , na izvoru korišten bakreni filter),
- 40 W (160 kV, 250 μA , na izvoru korišten bakreni filter).

Za snage 7,2 W, 20 W i 40 W predmet mjerenja je bila sfera na vrhu kemijske olovke, a za snage 10 W i 15 W je korišteno t-ticalo od rubina (Slika 16) namijenjeno mjerenju unutarnjeg navoja nazivnog razmaka između sfera iznosa 1 mm. Predmet mjerenja je stavljen što je bliže moguće izvoru (na najveće moguće povećanje) i pretpostavka je da se mehanički položaj predmeta mjerenja nije mijenjao, odnosno da se svako pomicanje sfere ili t-ticala može pripisati pomaku žarišne točke. Tijekom mjerenja, za svaku razinu snage, sniman je niz radiograma na

kojima se nalaze projekcije vrha kemijske i t-ticala te su kasnije ti radiogrami obrađeni u softveru za obradu i analizu slika (*ImageJ*).



Slika 16 T-ticalo

5.1. Praćenje promjene temperature

Temperatura je mjerena pomoću osam termistora NTC tipa (eng. *Negative Temperature Coefficient*; otpor se smanjuje povećanjem temperature), koji su obloženi staklom (eng. *bead in glass*) (Slika 17).



Slika 17 Termistor (NTC tip, *bead in glass*) [13]

Termistori su spojeni na 8-kanalni uređaj za prikupljanje temperaturnih podataka s termistora. Uređaj za akviziciju podataka je prikazan na Slici 18, a njegove specifikacije uključuju [14]:

- 8 diferencijalnih analognih ulaza
- 24-bitna rezolucija
- svaki kanal može uzorkovati podatke dva puta u sekundi.



Slika 18 USB-TC uređaj za akviziciju podataka [14]

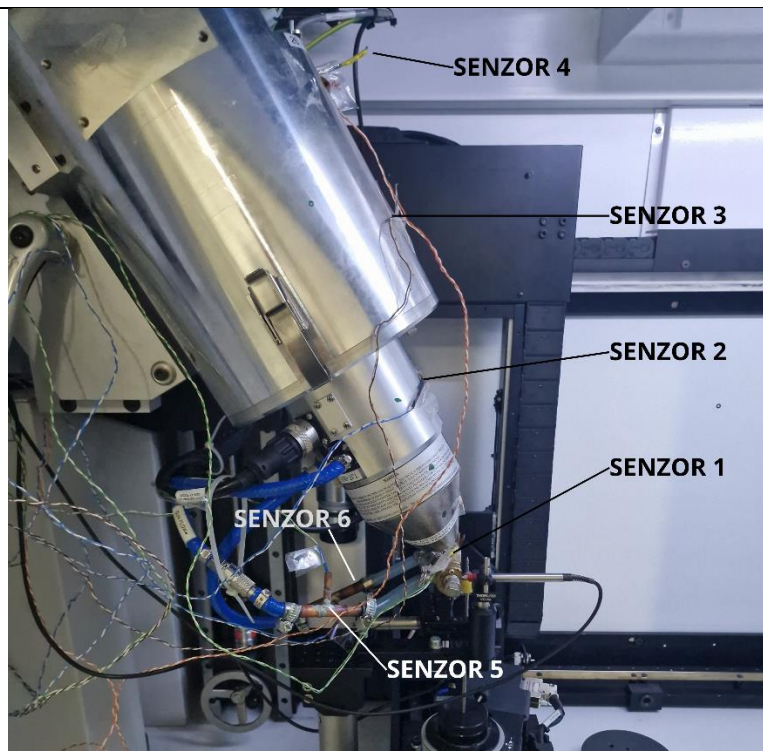
Cjelokupni sustav za mjerenje temperature termistorima je umjeren u Laboratoriju za procesna mjerenja FSB-a.

Osam termistora (senzora) je postavljeno na različite lokacije unutar skenera (Slika 19). U prethodnim istraživanjima [15] pokazano je da se najveće promjene temperature očekuju na samoj cijevi X-zračenja pa je:

- senzor 1 - postavljen što je bliže moguće izvoru zračenja,
- senzor 2 - na dijelu gdje su magnetske leće,
- senzor 3 - na rendgenskoj cijevi malo dalje od samog izvora i magnetskih leća,
- senzor 4 - je postavljen da prati temperaturu zraka unutar CT skenera.

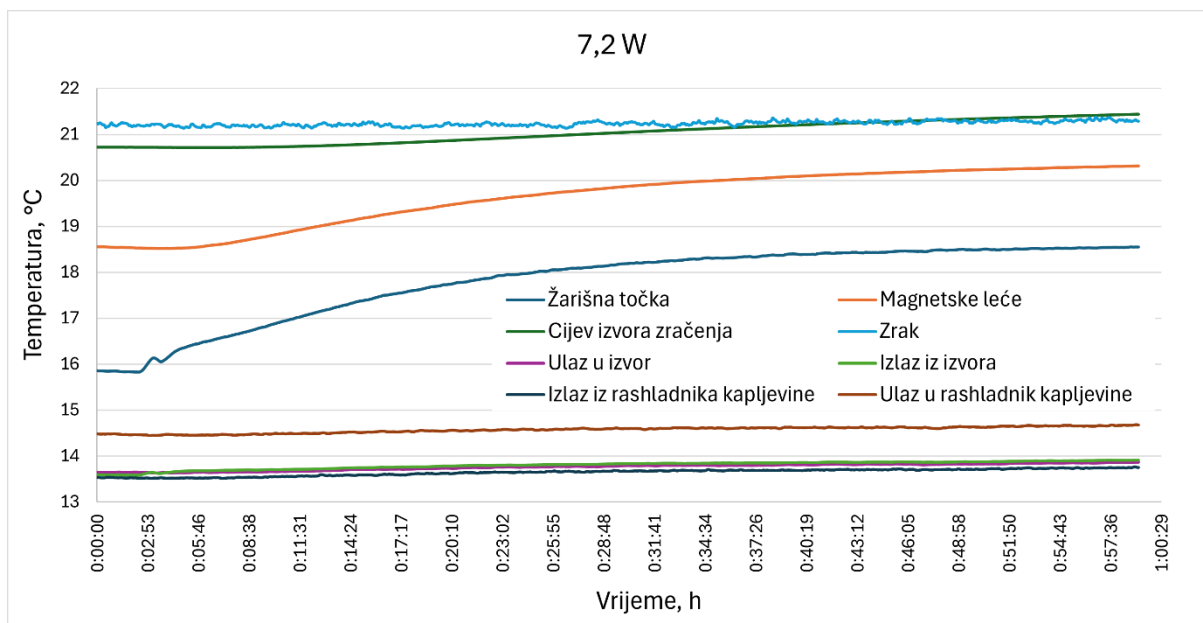
Senzori 5 do 8 su bilježili temperature rashladne smjese, a postavljeni su tako da:

- senzor 5 – mjeri temperaturu rashladne smjese na ulazu u izvor;
- senzor 6 – mjeri temperaturu rashladne smjese na izlazu iz izvora (ujedno i ulaz u magnetsku leću);
- senzor 7 – mjeri temperaturu rashladne smjese na izlazu iz rashladnika kapljevine;
- senzor 8 – mjeri temperaturu rashladne smjese na ulazu u rashladnik kapljevine, odnosno nakon izlaza iz izvora, magnetske leće i ventilokonvektora.

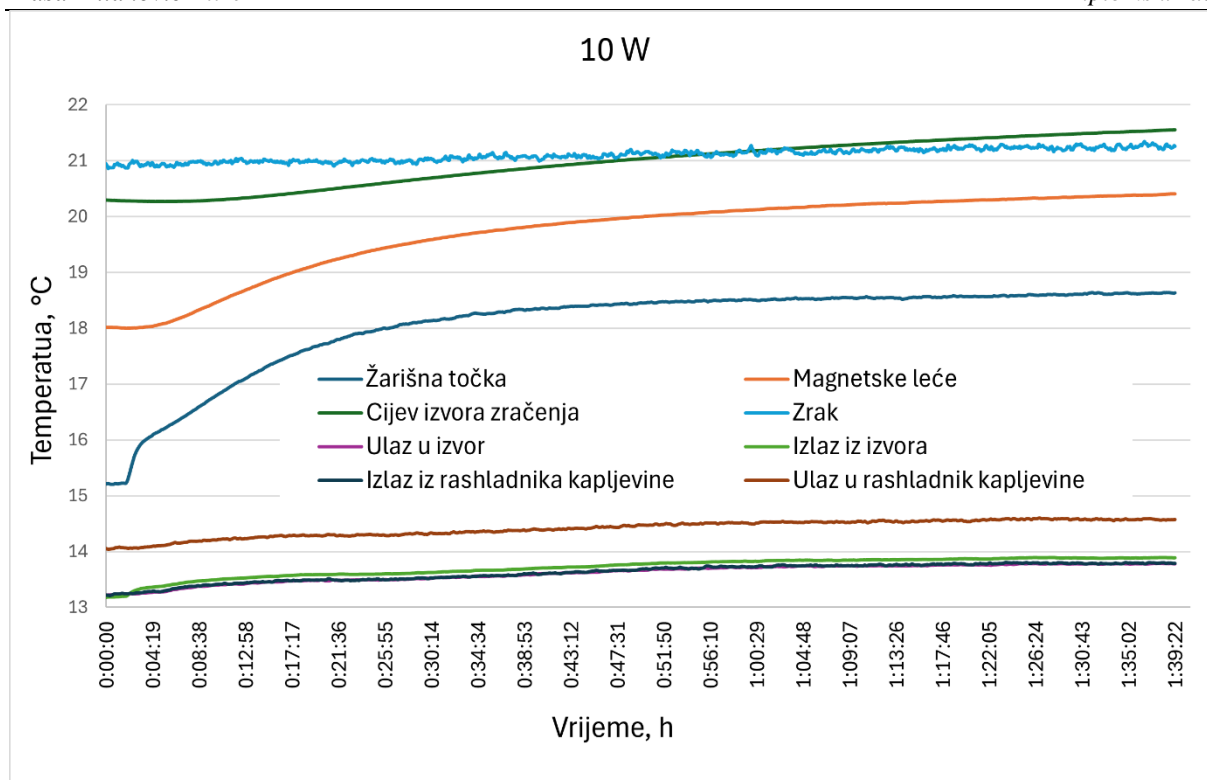


Slika 19 Pozicije senzora 1, 2, 3, 4, 5, 6

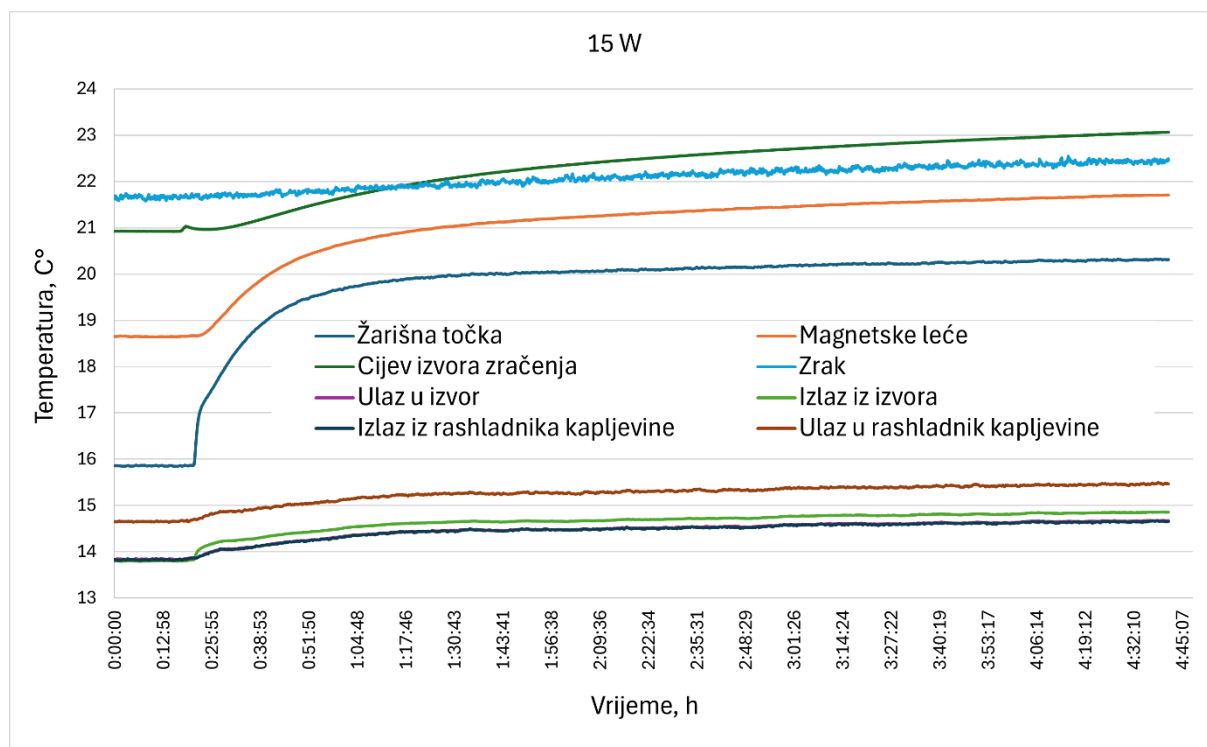
Rezultati mjerenja temperature su prikazani u obliku dijagrama promjene temperature (Slike 20 do 29).



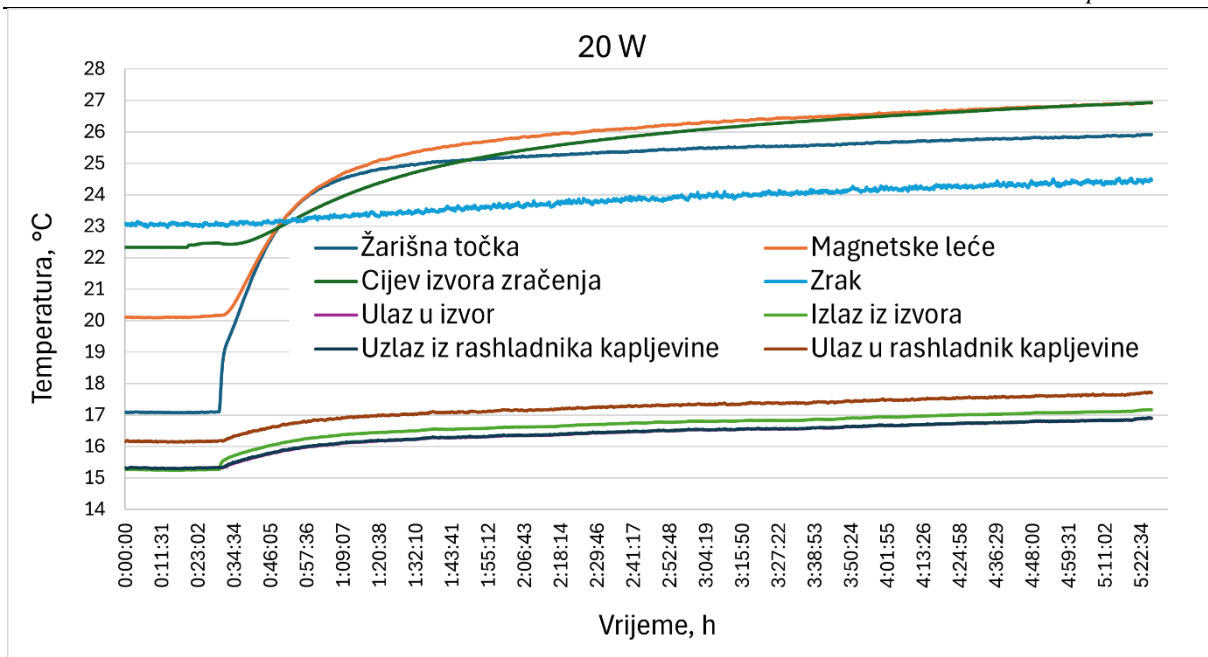
Slika 20 Promjena temperature u vremenu za snagu CT uređaja od 7,2 W



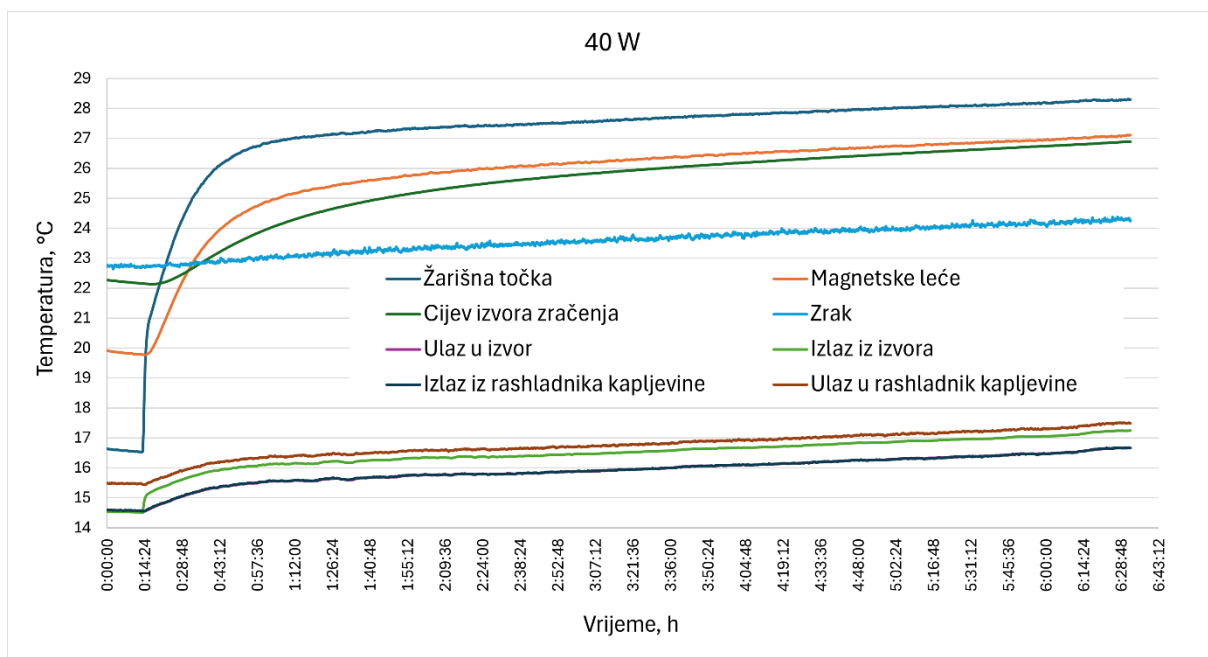
Slika 21 Promjena temperature u vremenu za snagu CT uređaja od 10 W



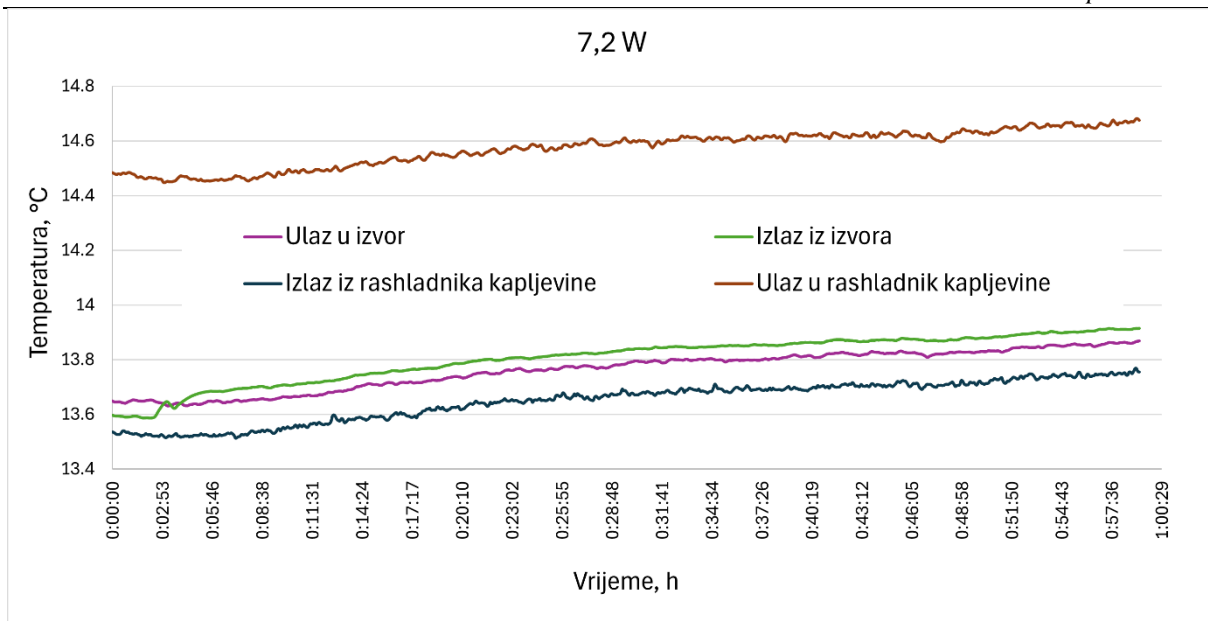
Slika 22 Promjena temperature u vremenu za snagu CT uređaja od 15 W



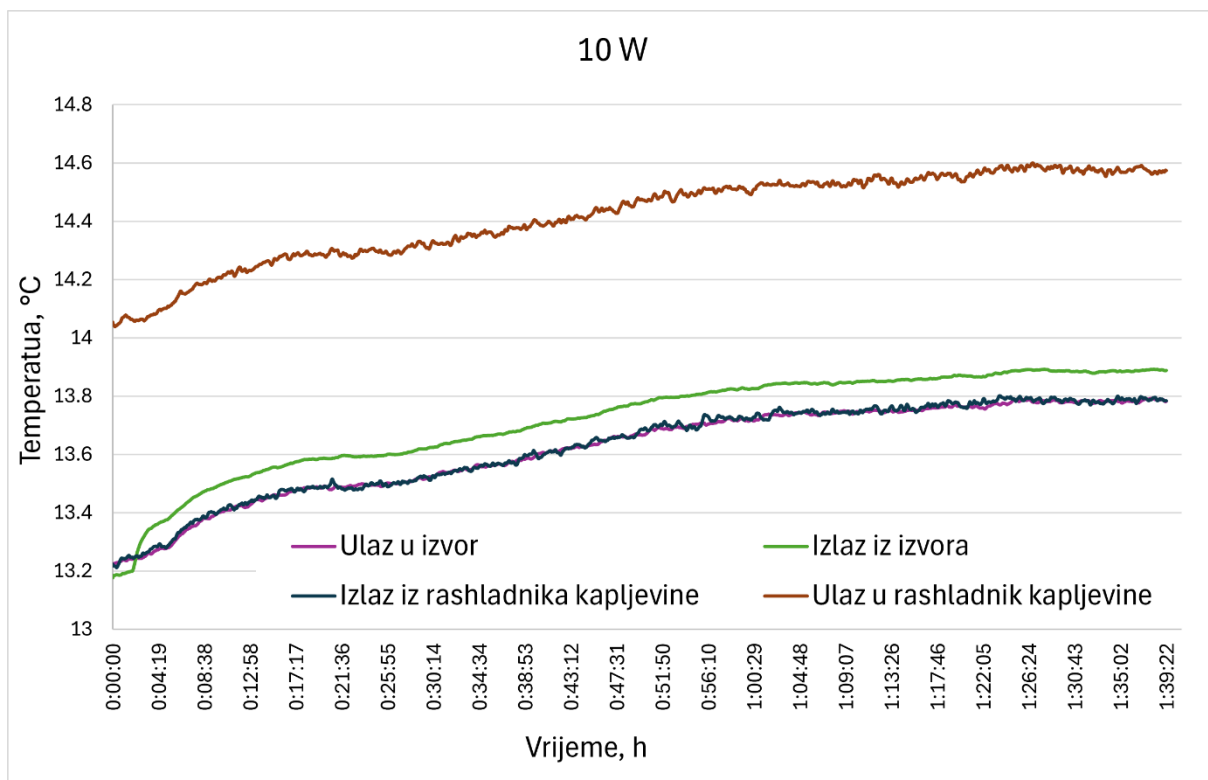
Slika 23 Promjena temperature u vremenu za snagu CT uređaja od 20 W



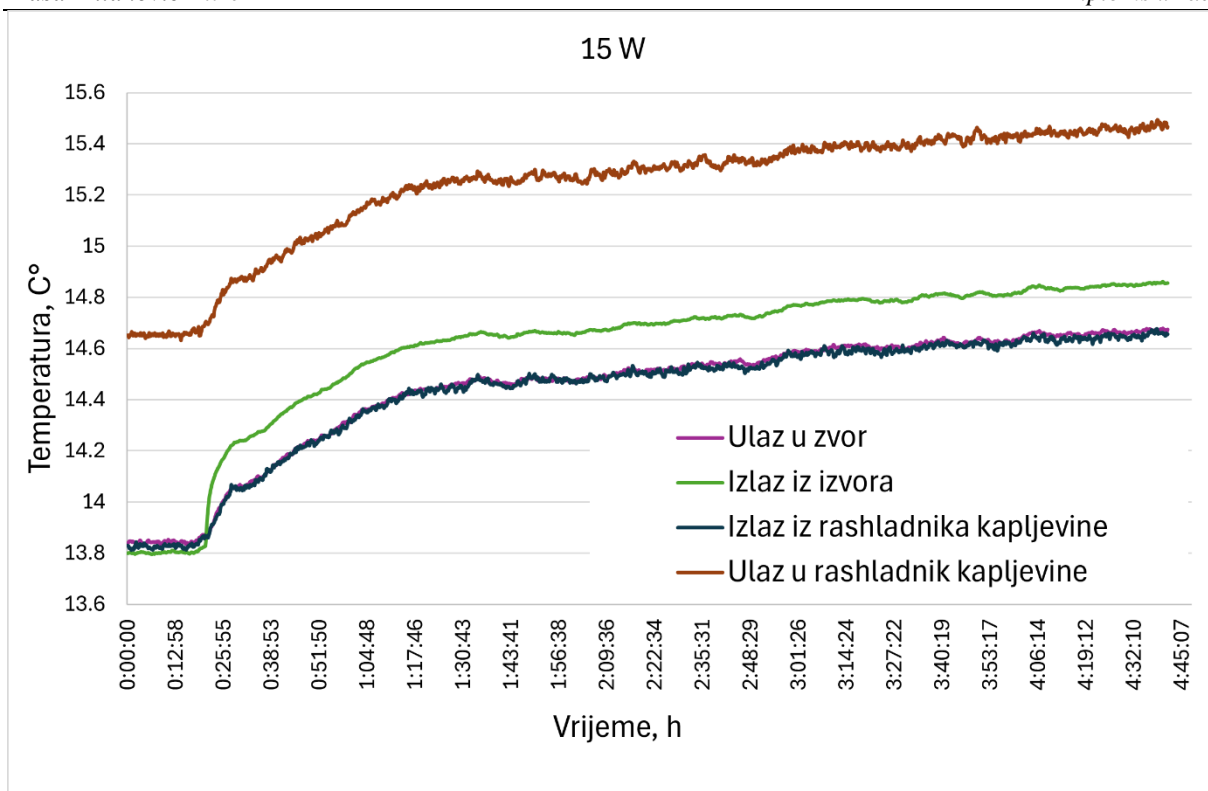
Slika 24 Promjena temperature u vremenu za snagu CT uređaja od 40 W



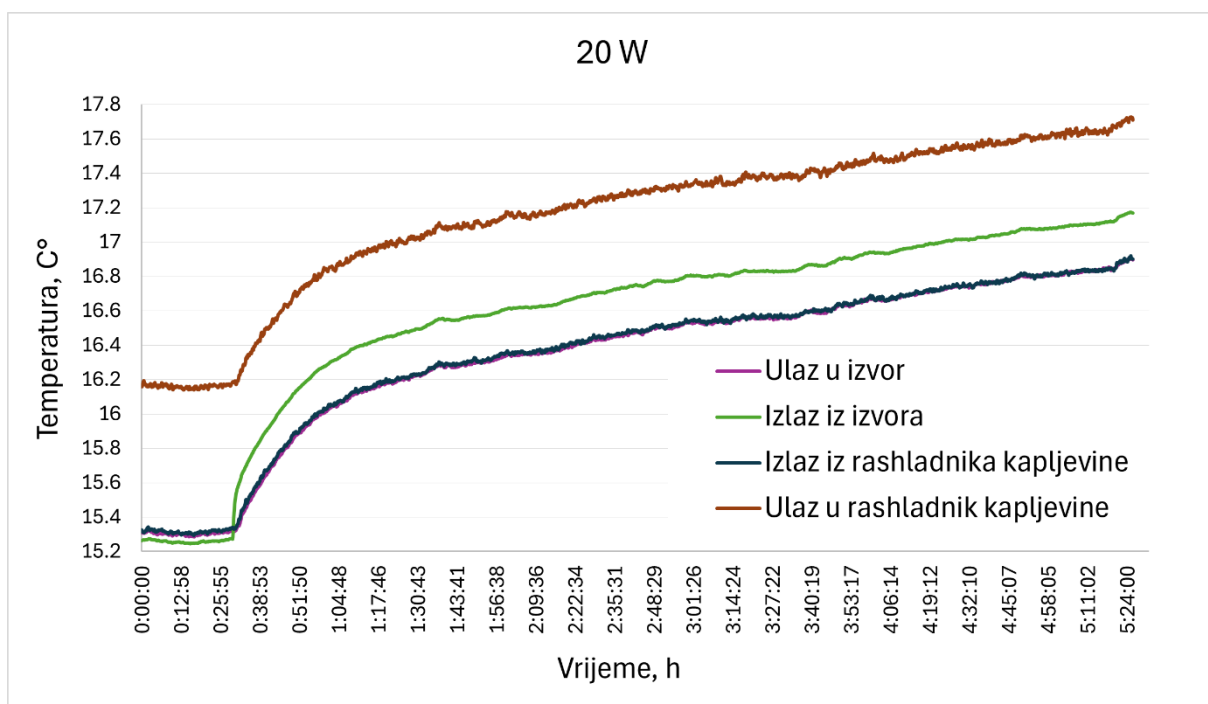
Slika 25 Promjena temperature rashladne smjese u vremenu za snagu CT uređaja od 7,2 W



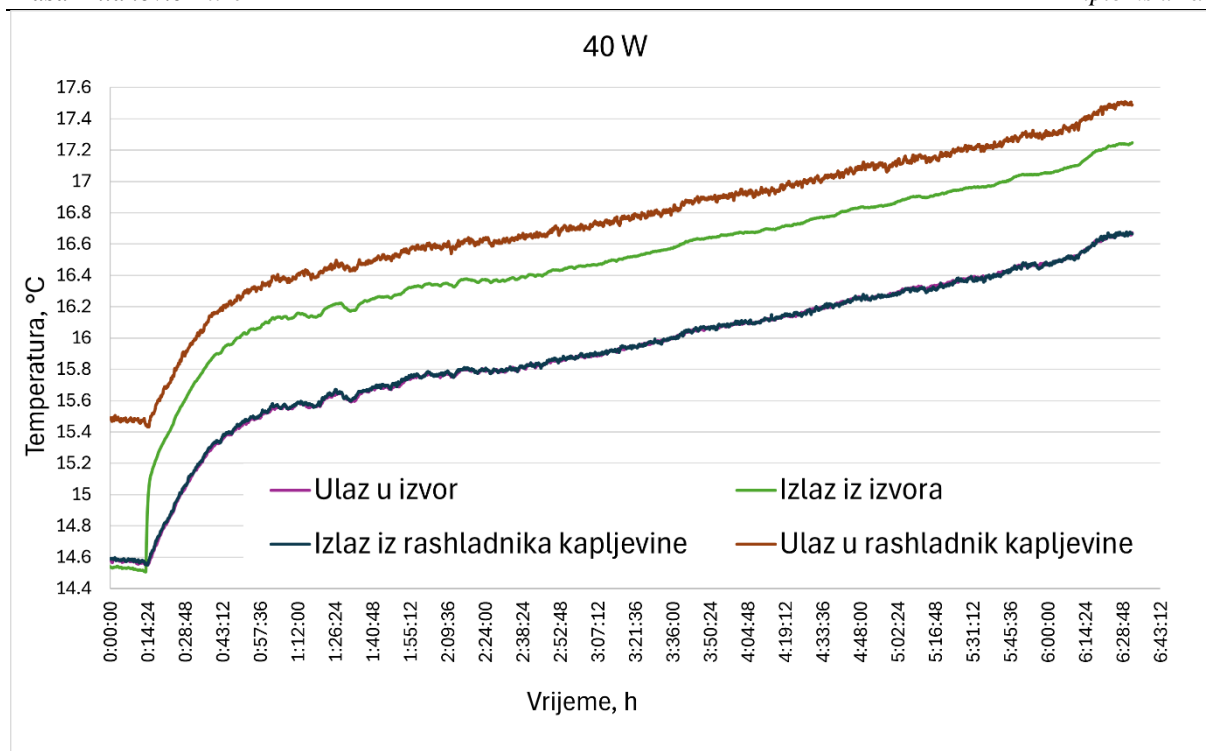
Slika 26 Promjena temperature rashladne smjese u vremenu za snagu CT uređaja od 10 W



Slika 27 Promjena temperature rashladne smjese u vremenu za snagu CT uređaja od 15 W



Slika 28 Promjena temperature rashladne smjese u vremenu za snagu CT uređaja od 20 W



Slika 29 Promjena temperature rashladne smjese u vremenu za snagu CT uređaja od 40 W

Iz rezultata mjerenja se zaključuje sljedeće:

- iako je planirano pratiti promjenu temperature sve dok temperaturni senzori ne pokažu konstantne vrijednosti temperature u vremenu, iz rezultata je vidljivo da pri većim snagama izvora zračenja stacionarnost nije u potpunosti postignuta te da i dalje postoje vrlo male promjene temperature koje će se u okviru ovog rada zanemariti;
- trajanje akvizicije podataka mjerenja ovisi o snazi CT uređaja, pri većoj snazi duže je i vrijeme akvizicije;
- povećanje snage uređaja rezultira povećanjem temperature značajnih strukturnih dijelova CT uređaja;
- za svaku odabranu snagu CT uređaja najveći porast temperature uočava se na senzoru 1 koji mjeri temperaturu na samom izvoru zračenja (Tablica 3);

	7,2 W	10 W	15 W	20 W	40 W
ΔT_{Iz} [°C]	~2,724	~3,319	~3,771	~8,611	~11,070

Tablica 3 Promjene temperature na senzoru 1 (na izvoru zračenja)

- s obzirom na to da je promjena temperature na senzoru 4 (temperatura zraka unutar CT uređaja) na nižim snagama CT uređaja vrlo mala, možemo ju zanemariti;
- značajnije temperaturne razlike rashladne smjese se opažaju pri većim snagama CT uređaja (Slike 25 do 29).

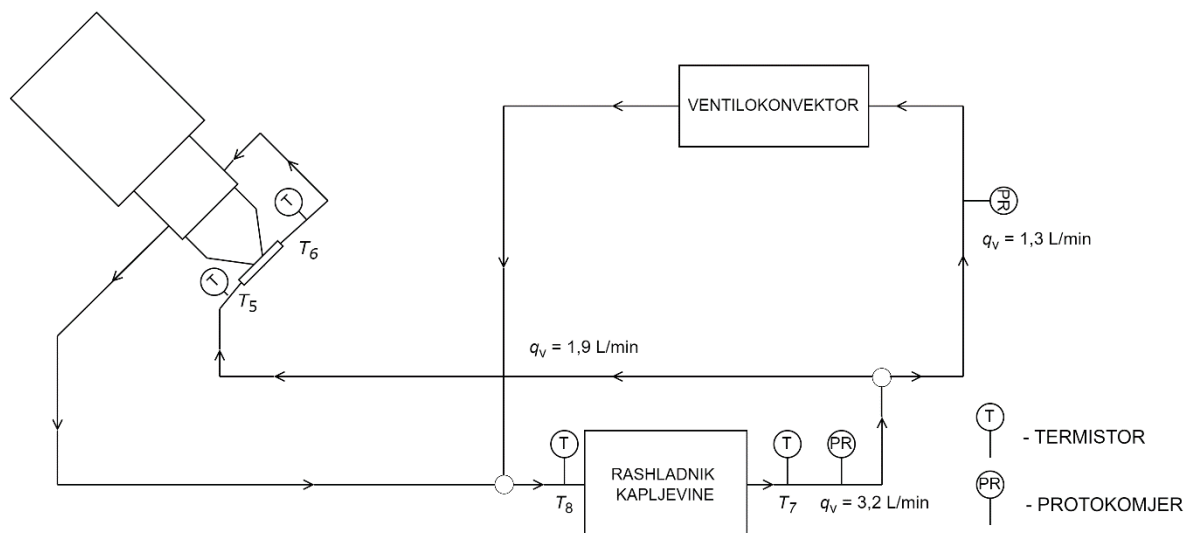
5.1.1. Izračun toplinskih bilanci

Kao što je već rečeno u prethodnim poglavljima, tijekom rada CT uređaja, izvor zračenja generira veliku količinu topline, približno 1% proizvedene energije se emitira u obliku X-zraka, dok se preostala energija oslobađa kao toplina. Sustav se mora izdašno hladiti kako komponente uređaja ne bi postigle temperature koje bi mogle uzrokovati značajno oštećenje uređaja. Hlađenje cjelokupnog sustava se postiže korištenjem smjese etilen-glikola i vode (maseni udio etilen-glikola 0,2). Ukupni volumenski protok rashladne smjese izlazi iz rashladnika kapljevine te se dio odvaja za hlađenje izvora zračenja i magnetske leće, a preostali dio se koristi za održavanje konstantne temperature u CT uređaju pomoću ventilokonvektora.



Slika 30 Ventilokonvektor

Mjerne pozicije temperature i volumenskog protoka prikazane su skicom na Slici 31.



Slika 31 Mjerene pozicije temperature i volumenskog protoka

Ukupni odvedeni toplinski tok pomoću rashladne smjese predstavlja sumu toplinskog toka odvedenog na izvoru zračenja, toplinskog toka odvedenog na ventilokonvektoru i toplinskog toka odvedenog na dijelu gdje je magnetska leća:

$$\Phi_{\text{uk}} = \Phi_{\text{izvor}} + \Phi_{\text{vent.}} + \Phi_{\text{mag.l.}} \quad (6)$$

S obzirom na to da su senzori koji su mjerili temperaturu rashladne smjese postavljeni na ulaz u izvor (senzor 5) i na izlazu iz izvora (senzor 6), što je ujedno i ulaz u magnetsku leću (Slika 32), može se izračunati koliko se toplinskog toka odvede od izvora zračenja prema sljedećoj jednadžbi [16]:

$$\Phi_{\text{izvor}} = q_{v_izvor} \cdot \rho_{gl} \cdot c_{gl} \cdot (T_6 - T_5) \quad (7)$$

gdje je :

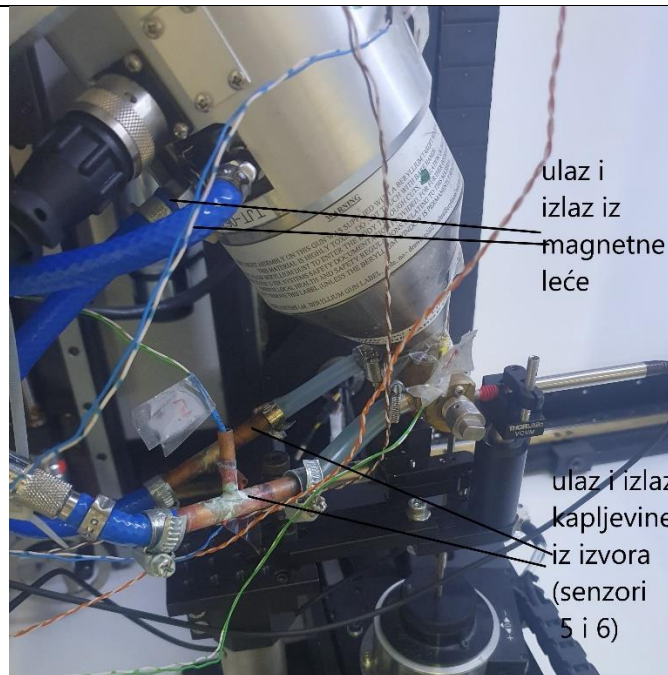
q_{v_izvor} – volumenski protok rashladne smjese etilen-glikola i vode na ulazu u izvor [m^3/s];

ρ_{gl} – gustoća rashladne smjese [kg/m^3];

c_{gl} – specifični toplinski kapacitet rashladne smjese [$\text{J}/(\text{kg K})$];

T_5 – temperatura rashladne smjese na ulazu u izvor [$^{\circ}\text{C}$];

T_6 – temperatura rashladne smjese na izlazu iz izvora [$^{\circ}\text{C}$].



Slika 32 Pozicije senzora 5 i 6

Također, pozicija osjetnika temperature (senzor 7 i 8) omogućuje i izračun ukupno odvedenog toplinskog toka od sustava. Jednadžba za ukupno odvedeni toplinski tok glasi:

$$\Phi_{uk} = q_{v_uk} \cdot \rho_{gl} \cdot c_{gl} \cdot (T_8 - T_7) \quad (8)$$

u kojoj je:

q_{v_uk} – volumenski protok rashladne smjese na ulazu u ventilokonvektor [m^3/s];

ρ_{gl} – gustoća rashladne smjese [kg/m^3];

c_{gl} – specifični toplinski kapacitet rashladne smjese [$J/(kg \cdot K)$];

T_7 – temperatura rashladne smjese na izlazu iz rashladnika [$^{\circ}C$];

T_8 – temperatura rashladne smjese na ulazu u rashladnik [$^{\circ}C$].

Preostali dio odvedenog toplinskog toka uključuje toplinski tok odveden na ventilokonvektoru i dijelu uređaju s magnetskom lećom, a računa se prema sljedećem izrazu:

$$\Phi_{vent.} + \Phi_{mag.l} = \Phi_{uk} - \Phi_{izvor} \quad (9)$$

Toplinski tokovi izračunati jednadžbama (6), (7), (8) i (9) dani su u Tablici 4, a računati su za trenutak kada se CT sustav progrijavao, odnosno pri kraju razmatranog intervala.

	40 W	20 W	15 W	10 W	7,2 W
t , [s]	19800	15840	14702	5403	3300
T_5 , [°C]	16,43	16,80	14,67	13,78	13,86
T_6 , [°C]	17,00	17,07	14,85	13,88	13,91
q_{v_izvor} , [L/min]	1,9	1,9	1,9	1,9	1,9
ρ_{gl}^1 za (T_5+T_6)/2, [kg/m ³]	1030,99	1030,92	1031,58	1031,85	1031,84
c_{gl} za (T_5+T_6)/2, [kJ/kg K]	3,946	3,946	3,943	3,941	3,941
Φ_{izvor} , [W]	73,43	34,78	23,18	12,88	6,44
T_7 , [°C]	16,43	16,80	14,66	13,78	13,74
T_8 , [°C]	17,27	17,60	15,46	14,59	14,66
q_{v_uk} , [L/min]	3,2	3,2	3,2	3,2	3,2
ρ_{gl} za (T_7+T_8)/2, [kg/m ³]	1030,95	1030,84	1031,47	1031,74	1031,74
c_{gl} za (T_7+T_8)/2, [kJ/kg K]	3,946	3,947	3,943	3,942	3,942
Φ_{uk} , [W]	182,25	173,60	173,53	175,70	199,56

¹ Veličine ρ_{gl} i c_{gl} očitane iz [17]

$\Phi_{\text{vent}} +$ $\Phi_{\text{mag.l.}} [\text{W}]$	108,82	138,82	150,35	162,82	193,12
---	--------	--------	--------	--------	--------

Tablica 4 Toplinski tokovi za različite snage CT uređaj

Iz prikazanih rezultata u Tablici 4 može se očitati da je na većim snagama CT uređaja odvedeni više zagrijava (Tablica 3). Za najmanju odabranu snagu 7,2 W odvodi se i najmanje toplinskog toka na izvoru ($\Delta T_{\text{RS}} \sim 0,05 \text{ }^\circ\text{C}$), no i sam porast temperature izvora zračenja je vrlo mali ($\Delta T_{\text{IZ}} \sim 2,7 \text{ }^\circ\text{C}$), što je u skladu s izračunatim vrijednostima. Dominantan dio toplinskog toka koji se odvodi od sustava obuhvaća izmijenjeni toplinski tok na ventilokonvektoru i dijelu uređaja s magnetskom lećom te je on za manje snage CT uređaja veći.

Za snagu od 7,2 W iznos ukupno odvedenog toplinskog toka je najveći u odnosu na preostale odabrane snage CT uređaja. Pritom je odvedeni toplinski tok od izvora zračenja najmanji, a iz toga slijedi da se najveći iznos toplinskog toka odvodi na ventilokonvektoru i magnetskoj leći. Pretpostavlja se da je povećani iznos toplinskog toka na magnetskoj leći posljedica smanjenja promjera žarišne točke. Električna snaga predana magnetskoj leći u tom slučaju doprinosi njenom većem zagrijavanju.

5.2. Praćenje promjene pomaka

U ovom radu smo pomake mjerili induktivnim ticalima i radiografski:

- pomak izvora zračenja – izravno mjeren korištenjem induktivnih ticala;
- radiografski pomak (pomak na detektoru) – izračunat pomoću softvera *ImageJ* i jednadžbi iz poglavlja 4.

5.2.1. Pomak izvora zračenja

Pomak izvora zračenja mjerio se izravno korištenjem induktivnih ticala postavljeni u smjeru osi *Y* (vertikalno) i u smjeru osi *Z* (horizontalno). Induktivna ticala su mjerni instrumenti koji koriste princip elektromagnetske indukcije za mjerenje malih pomaka. Prednosti induktivnih ticala su to što mogu detektirati vrlo male pomake s visokom razinom točnosti, brzo reagiraju na promjene u položaju, lako se integriraju u već postojeće sustave za mjerenje te ne ometaju rad X-zraka niti su podložna njihovom utjecaju. Za mjerenje pomaka u ovom radu korištena su induktivna ticala *Mahr P2004M* (Slika 33) spojena na akviziciju signala *Mahr NI702M* (Slika 34). Ovaj sustav za mjerenje pomaka je umjeren na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u

Laboratoriju za precizna mjerenja dužina. Specifikacije korištenog uređaja za akviziciju podataka *Mahr NI702M* su [18]:

- rezolucija 0,1 μm
- granica greške 0,3%
- temperaturni koeficijent 0,02 $\mu\text{m}/^\circ\text{C}$

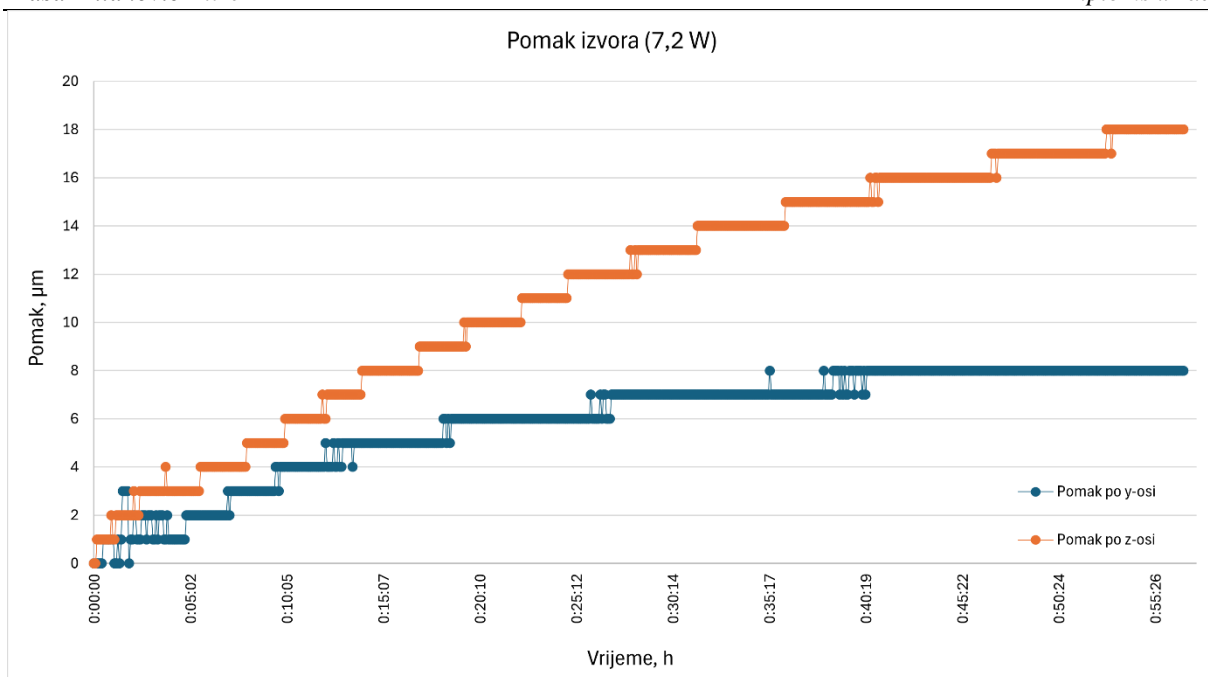


Slika 33 Induktivno ticalo *Mahr P2004M* [19]

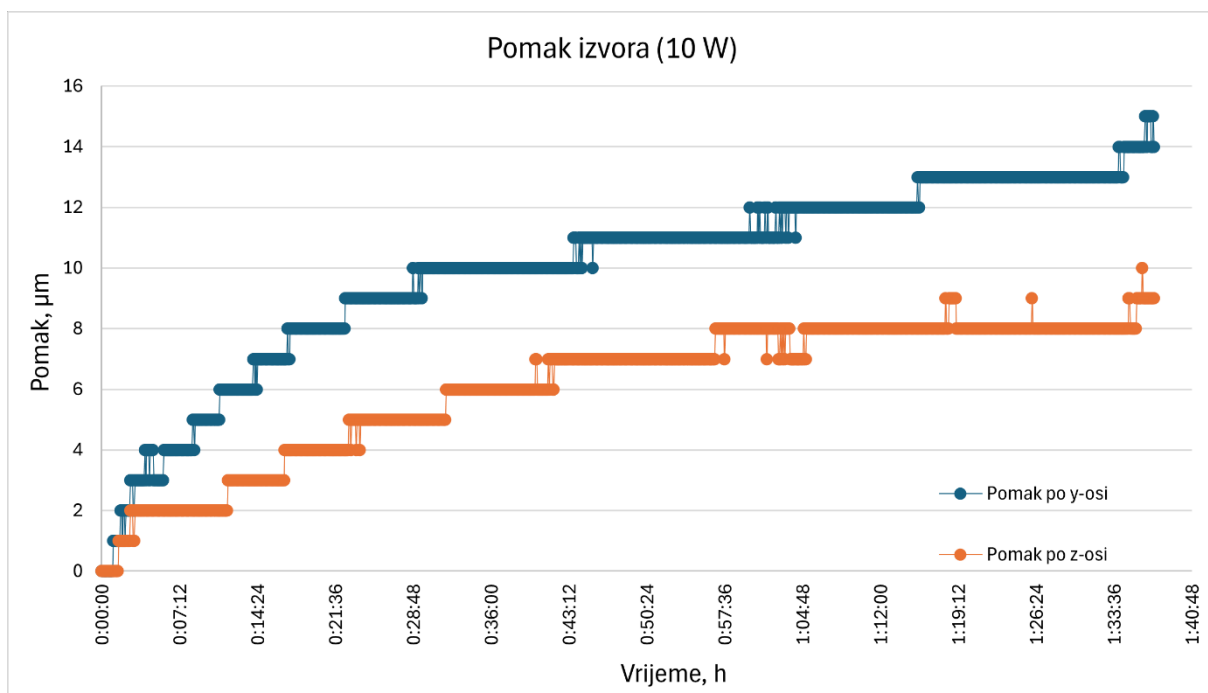


Slika 34 Uređaj za akviziciju signala *Mahr NI702M* [18]

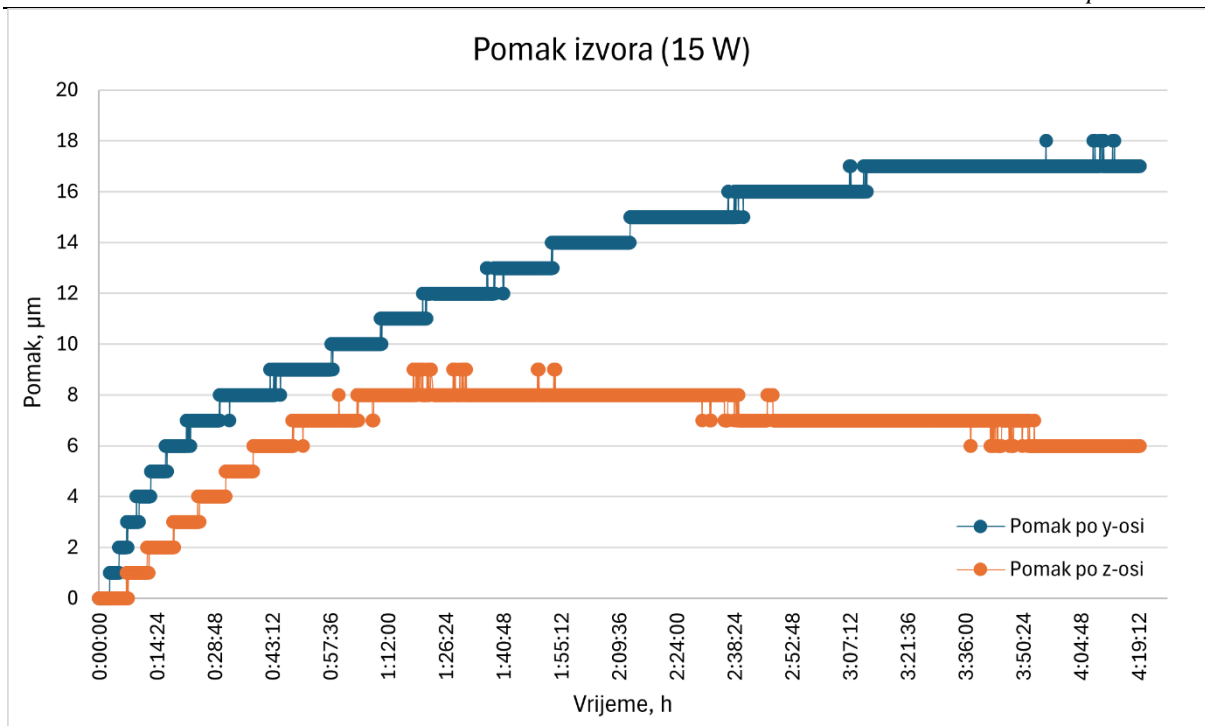
Na Slikama 35, 36, 37, 38 i 39 grafički su prikazani pomaci mjereni ticalima u smjeru osi *Y* i osi *Z*.



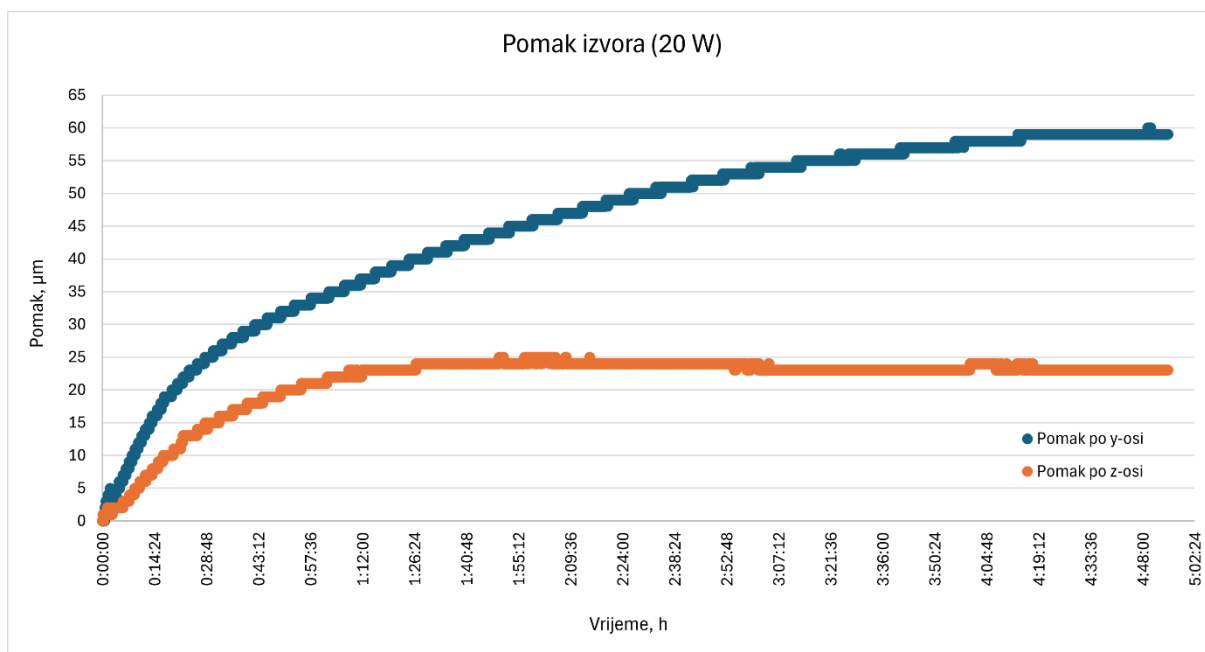
Slika 35 Pomak izvora zračenja za snagu CT uređaja 7,2 W



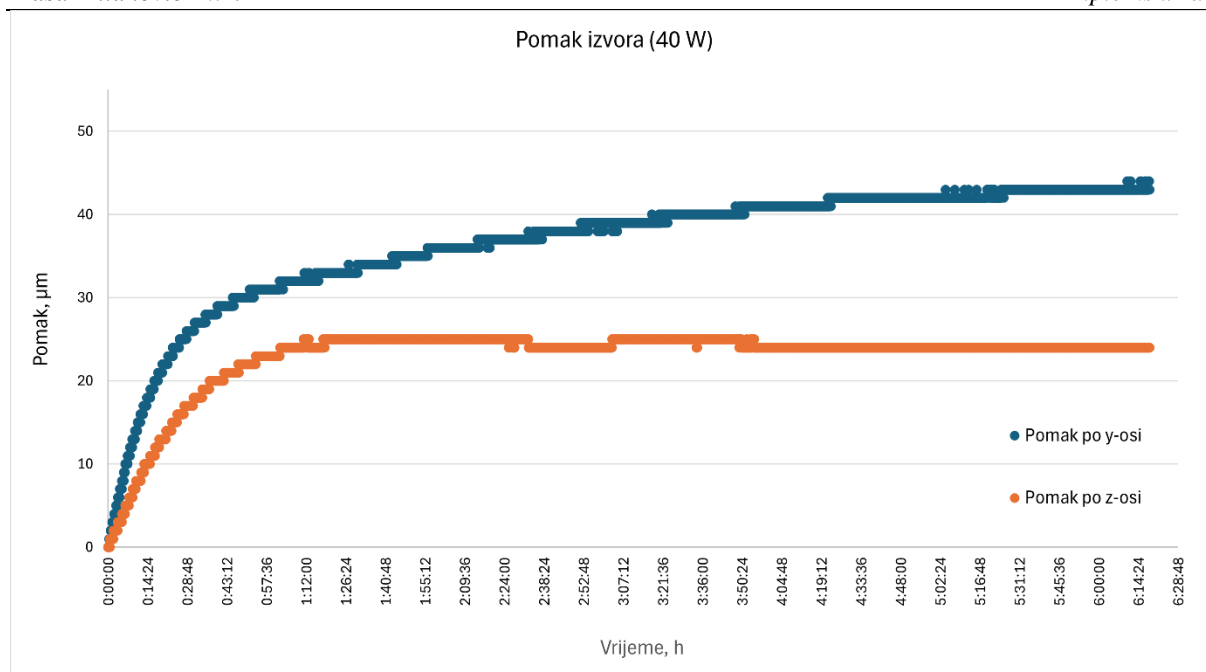
Slika 36 Pomak izvora zračenja za snagu CT uređaja 10 W



Slika 37 Pomak izvora zračenja za snagu CT uređaja 15 W



Slika 38 Pomak izvora zračenja za snagu CT uređaja 20 W

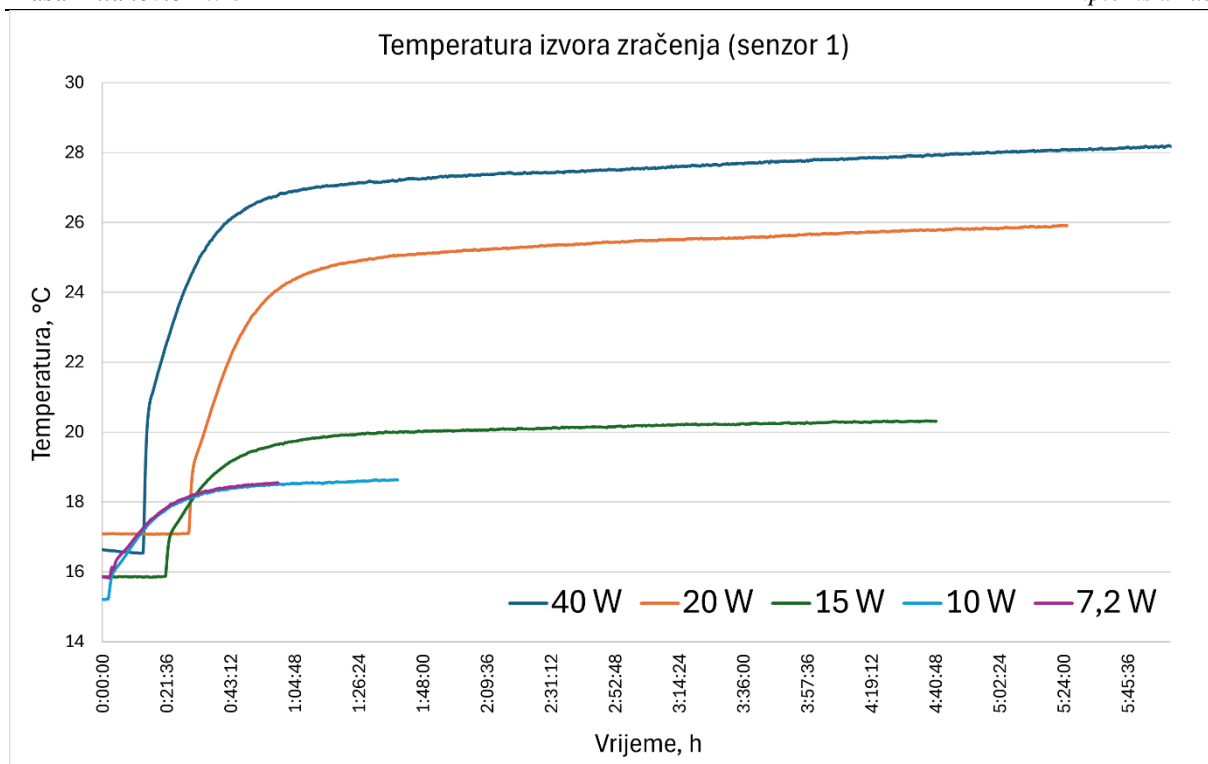


Slika 39 Pomak izvora zračenja za snagu CT uređaja 20 W

Kod rezultata za snage 10 W, 15 W, 20 W i 40 W primjećujemo slične trendove: pomaci u smjeru osi Y su veći od pomaka u smjeru osi Z (razlog tomu može biti konstrukcija izvora ili način na koji je izvor ugrađen u CT uređaj), promjena pomaka je najizraženija na početku mjerenja, a kod pomaka u smjeru Z primjećuje se da u prvih otprilike 60 minuta pomak raste, a nakon toga postaje relativno konstantan, dok pomak po osi Y nastavlja rasti.

Pri nižoj snazi (7,2 W) ostvareni su suprotni rezultati: pomak po osi Z je po iznosu veći od pomaka u smjeru osi Y. Razlog te pojave nije moguće pouzdano utvrditi korištenim eksperimentalnim postavom, ali budući da se na toj snazi očekuje značajniji utjecaj magnetske leće, može se pretpostaviti da to upravo uzrokuje različit pomak odnosu na veće snage izvora zračenja.

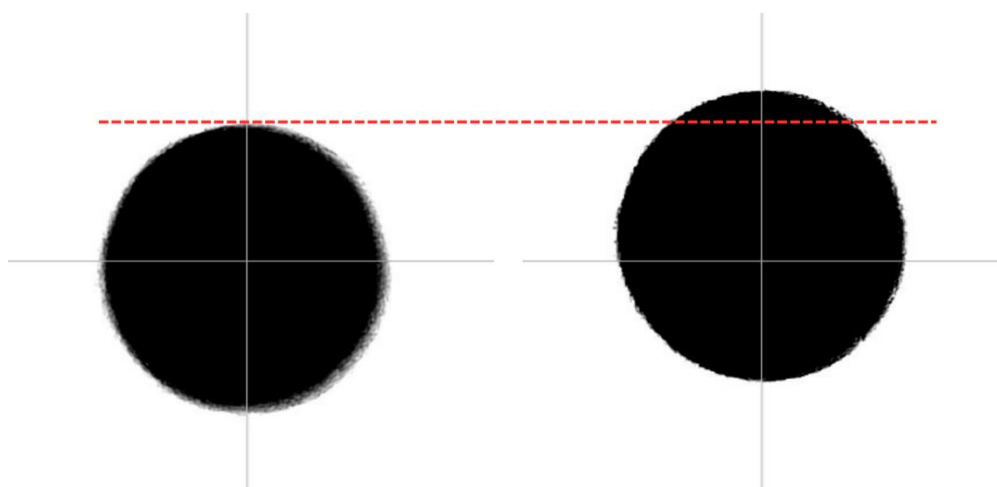
Nadalje, iako je na početku pretpostavljeno da će povećanje snage rendgenskog zračenja uzrokovati veći pomak izvora, primjećuje se da je pri snazi 20 W pomak izvora veći nego kod snage od 40 W. Razlog te pojave se također sa sigurnošću ne može utvrditi, ali iz dijagrama na Slici 40 primjećujemo da početni uvjeti mjerenja nisu bili isti, odnosno da je uređaj na početku prikupljanja podataka bio više zagrijan pri snazi od 20 W.



Slika 40 Temperatura izvora zračenja pri različitim postavkama snage CT uređaja

5.2.2. Pomak na detektoru

Kao što je već rečeno, tijekom mjerenja snimana je serija 2D radiograma objekta koji smo ispitivali. Na Slici 41 dani su radiogrami snimljeni na početku i na kraju mjerenja za snagu 40 W. Na radiogramima je vidljivo da je došlo do pomicanja kuglice prema gore (u smjeru osi Y), odnosno da se izvor zračenja pomaknuo u negativnom smjeru osi Y .



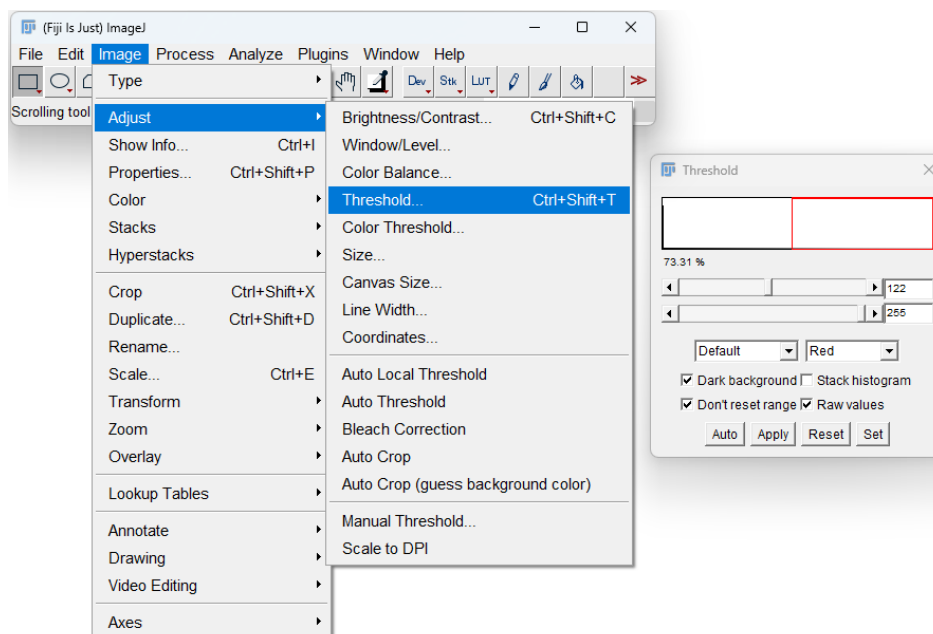
Slika 41 Radiogrami snimljeni na početku i na kraju ispitivanja (40 W)

Svaki radiogram je obrađen u *ImageJ*-u pomoću ugrađenih alata za obradu slike kako bi se odredila Y koordinata središta projekcije vrha kemijske olovke (za snage 7,2 W, 20 W i 40 W), odnosno Y koordinata središta projekcije t-ticala (za snagu 15 W). Pomak u smjeru osi X nije uziman u obzir u ovom radu jer su prethodna istraživanja [15] pokazala da je pomak u smjeru osi X zanemariv.

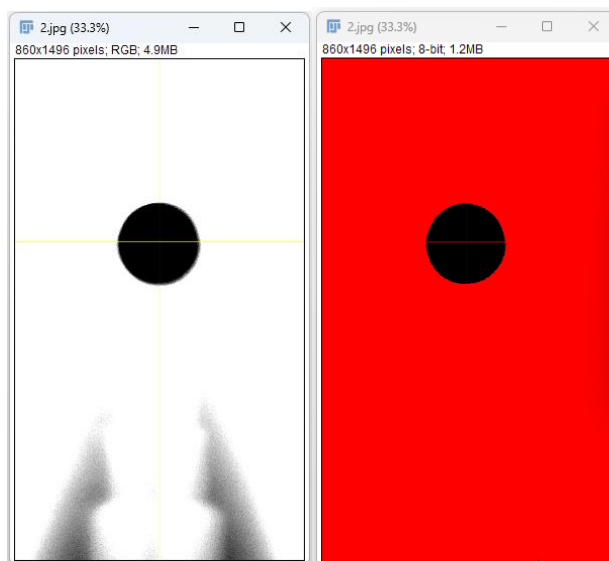
5.2.2.1. *ImageJ*

Prije obrade dobivenih radiograma, prvo ih je potrebno pretvoriti iz 32-bitnog RGB formata u 8-bitni *grayscale* format (*Image > Type > 8-bit*). Na taj način svaki piksel sa slike ima vrijednost između 0 i 255, gdje vrijednost 0 predstavlja crnu boju, 255 predstavlja bijelu boju, a između su različite vrijednosti sive. Slike u sivim tonovima (*grayscale*) su jednostavnije i brže za obradu jer se smanjuje kompleksnost podataka koje softver mora obraditi.

Sljedeći korak je određivanje praga (*threshold*) kako bi pronašli potencijalne rubove objekta koji mjerimo. Segmentacije slike pomoću *threshold*-a omogućuje nam izdvajanje objekta (sfera i t-ticalo) od pozadine te se na taj način sprječava uključivanje dijelova pozadine u izračune koordinata središta. U *ImageJ*-u postoji nekoliko metoda za određivanje praga, koje se mogu automatski ili ručno prilagoditi. Koraci za određivanje praga u *ImageJ*-u su prikazani na Slici 42, a na Slici 43 prikazana je projekcija sfere na vrhu kemijske na radiogramu nakon primjene metode *threshold*.



Slika 42 Koraci za određivanje praga i *ImageJ*-u



Slika 43 Segmentacija slike nakon primjene algoritma *threshold*

Nakon segmentacije, u softveru je nađeno središte kruga (projekcija objekta mjerenja na detektor) odabirom parametra *Center of mass* u izborniku *Set Measurements* (Slika 44).



Slika 44 Izbornik za izračunavanje središta kuglice u *ImageJ-u*

5.2.2.2. Računanje radiografskog pomaka

Nakon što su nađene koordinate središta u *ImageJ-u*, izračunat je pomak središta kuglice po osi *Y* korištenjem jednadžbi iz poglavlja 4. Za izračune je korišteno da jedan piksel na detektoru

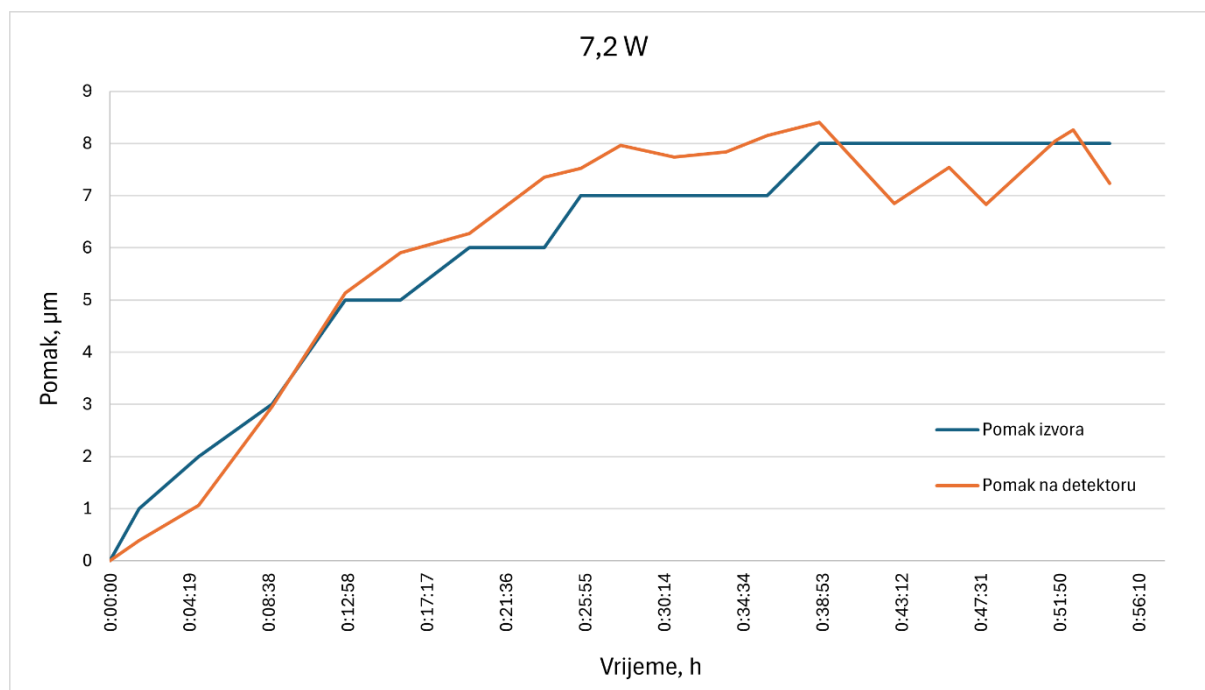
predstavlja 0,127 mm, a duljina od izvora do detektora na početku mjerenja iznosi 982,956266 mm. Ostali podaci koji su potrebni za izračunati pomak u smjeru osi Y su dani u Tablici 5:

	<i>FOD</i>	<i>M</i>
40 W	16,6272105	59,117
20 W	16,6272105	59,117
15 W	17,4280775	56,401
7,2 W	66,3186522	14,822

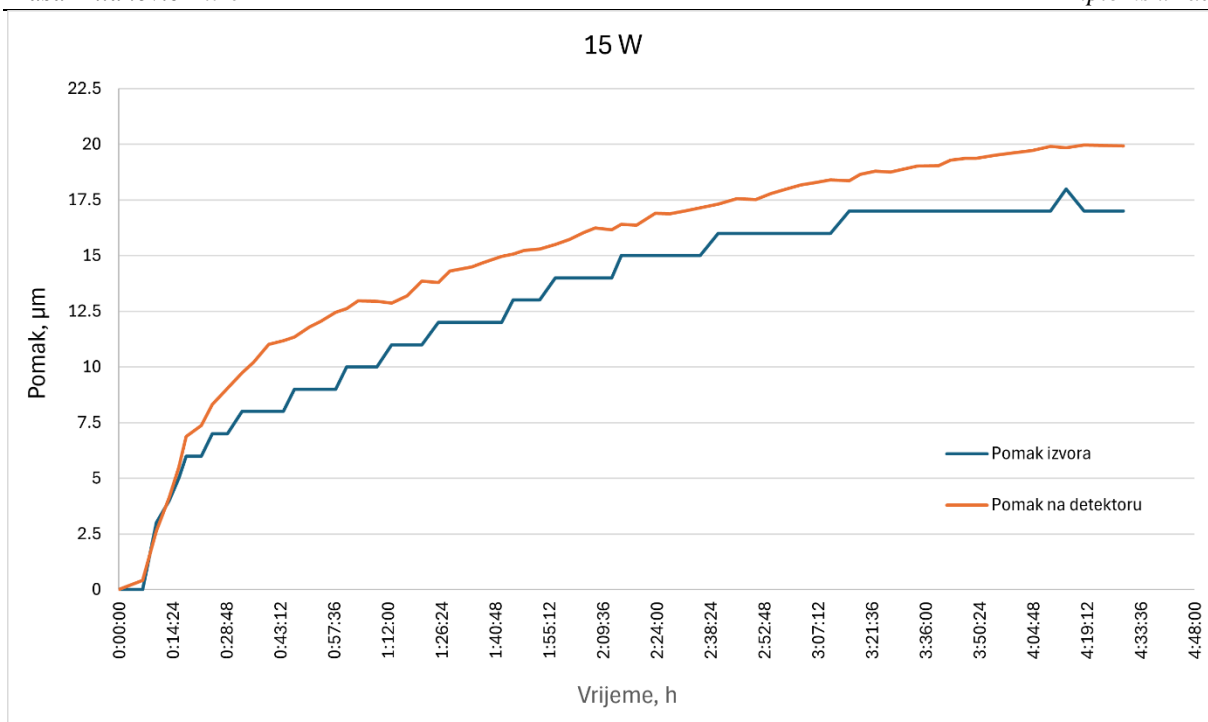
Tablica 5 *FOD* i *M* za različite snage CT uređaja

5.2.3. Uspoređivanje pomaka izvora zračenja i radiografskog pomaka

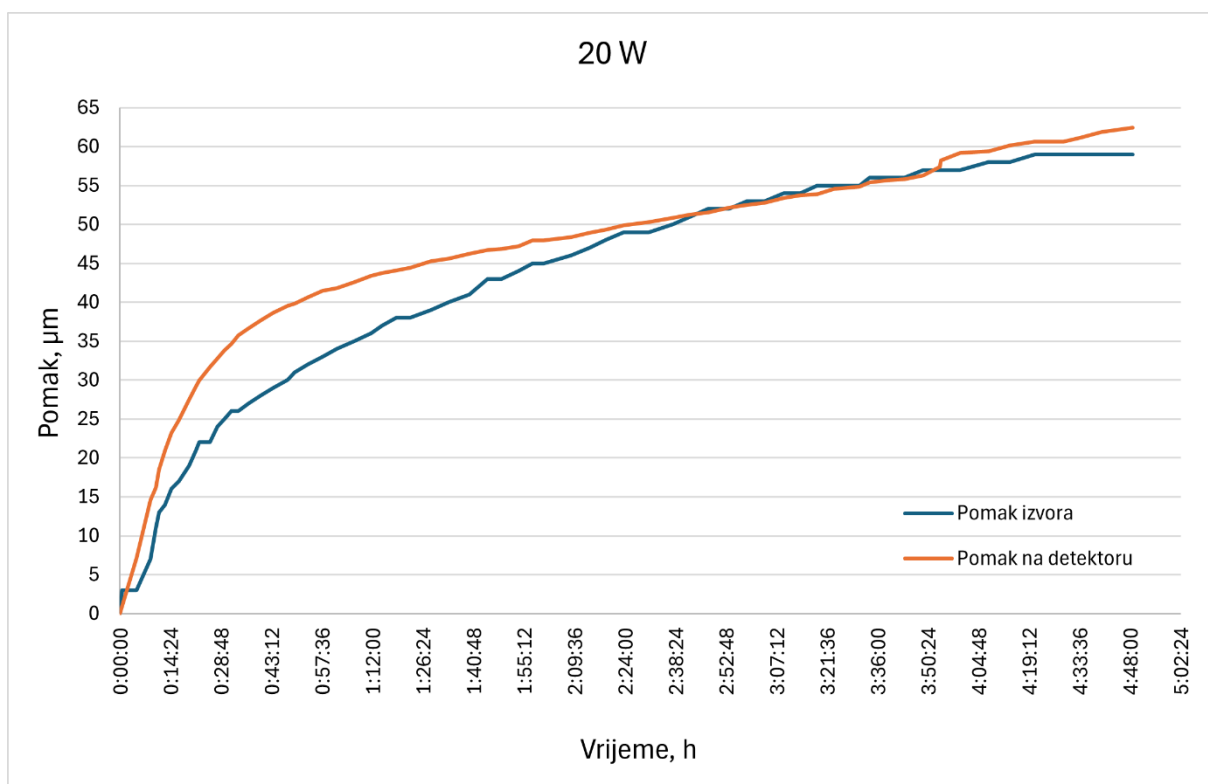
Dijagrami na Slikama 45 do 48 prikazuju odnos pomaka izvora zračenja za četiri razine snage CT uređaja (7,2 W, 15 W, 20 W i 40 W), u smjeru osi Y , koji je izmjeren ticalom i izračunatog pomaka na detektoru, također u smjeru osi Y .



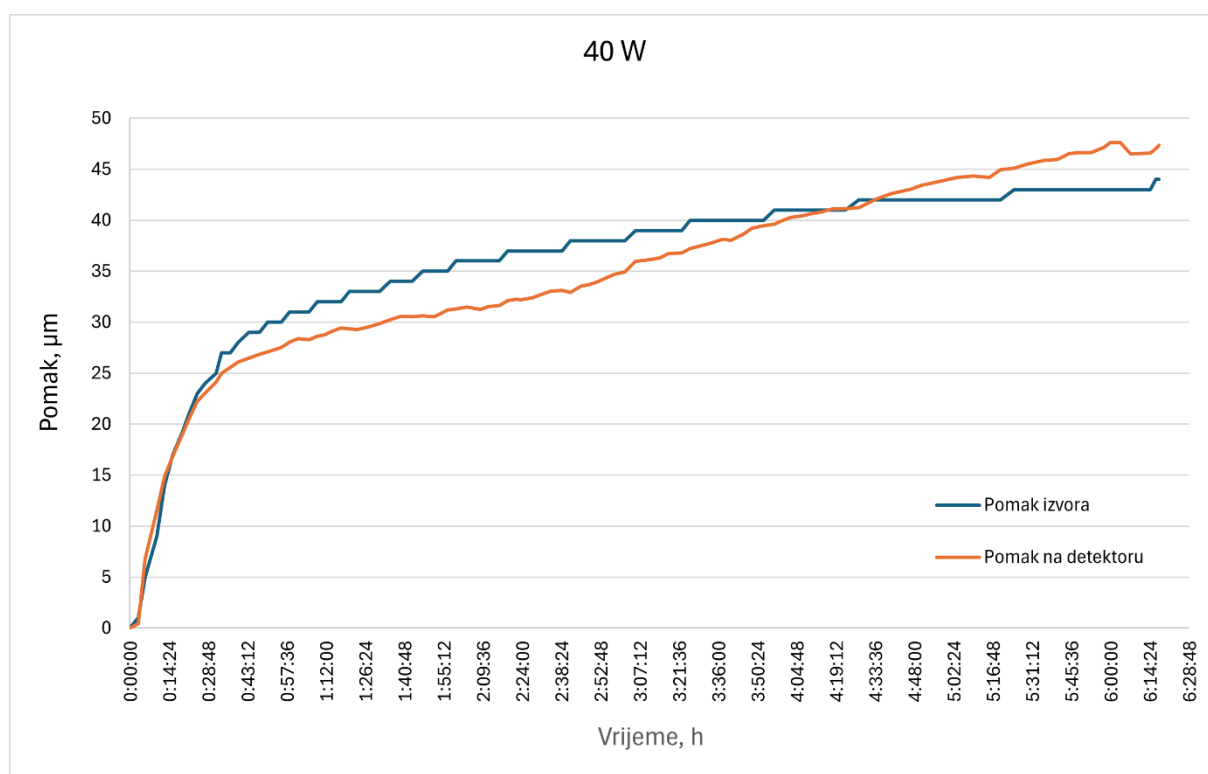
Slika 45 Izmjereni pomak na izvoru i radiografski pomak za snagu CT uređaja 7,2 W



Slika 46 Izmjereni pomak na izvoru i radiografski pomak za snagu CT uređaja 15 W



Slika 47 Izmjereni pomak na izvoru i radiografski pomak za snagu CT uređaja 20 W



Slika 48 Izmjereni pomak na izvoru i radiografski pomak za snagu CT uređaja 40 W

Iz dijagrama se primjećuje podudaranje izmjerenih vrijednosti i izračunatih. Mala odstupanja izračunatog radiografskog pomaka od izmjerenog pomaka izvora dana su u Tablici 1.

	Odstupanja pomaka [μm]	Odstupanje pomaka [%]
40 W	-0,15	-0,35
20 W	-3,33	-5,64
15 W	+3,31	+19,47
7,2 W	-1,97	-24,63

Tablica 6 Odstupanje radiografskog pomaka od izmjerenog pomaka izvora zračenja

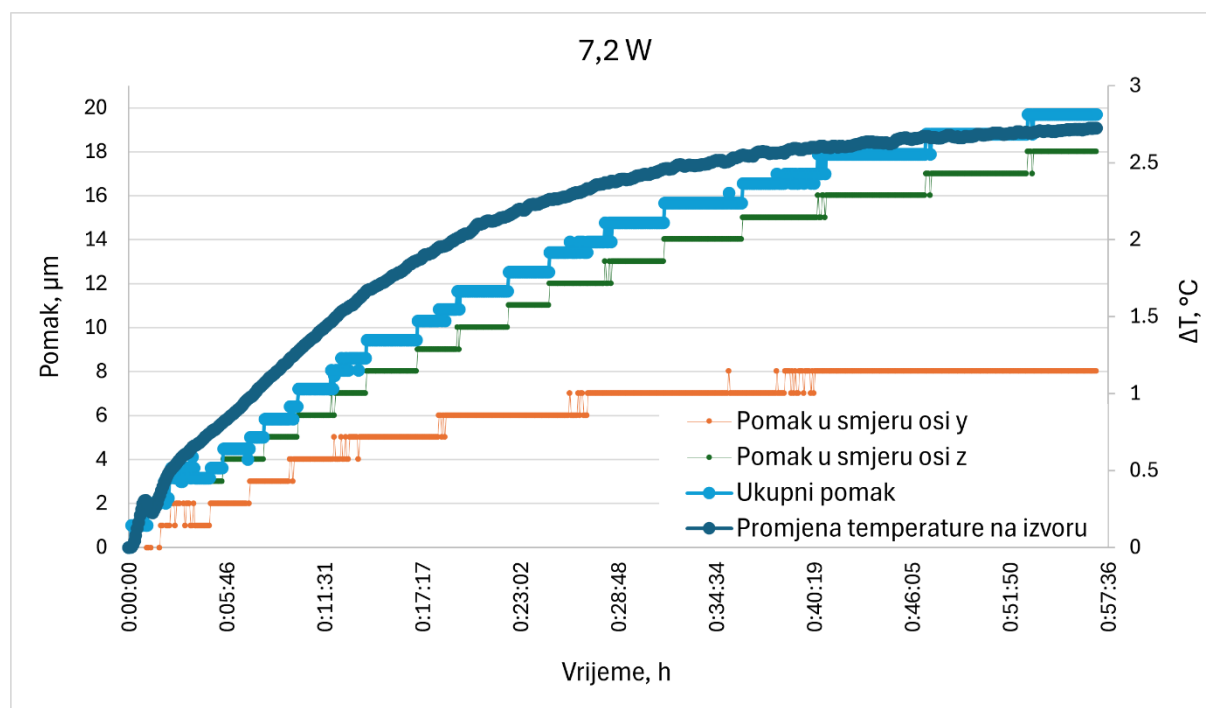
Male razlike između izračunatih i izmjerenih pomaka mogu biti rezultat računalne obrade slike, parametri poput praga (*threshold*) i algoritma za određivanje središta mogu utjecati na točnost mjerenja. Mala odstupanja u postavkama mogu dovesti do različitih rezultata. Također, kvaliteta i rezolucija radiograma utječu na preciznost analize, niža rezolucija može dovesti do

većih pogreški u mjerenju. Isto tako, iako smo pretpostavili da se mehanički položaj objekta mjerenja nije mijenja, u stvarnosti to ne mora biti točno. Čak i mali pomaci i vibracije iz okoline mogu rezultirati neželjenim pomakom predmeta mjerenja, ali i pogreškama u mjerenju s induktivnim ticalima. Za egzaktnu procjenu pouzdanosti ostvarenih rezultata bilo bi potrebno provesti proračun mjerne nesigurnosti za obje metode (radiografsko i mehaničko mjerenje), što izlazi iz okvira ovog rada.

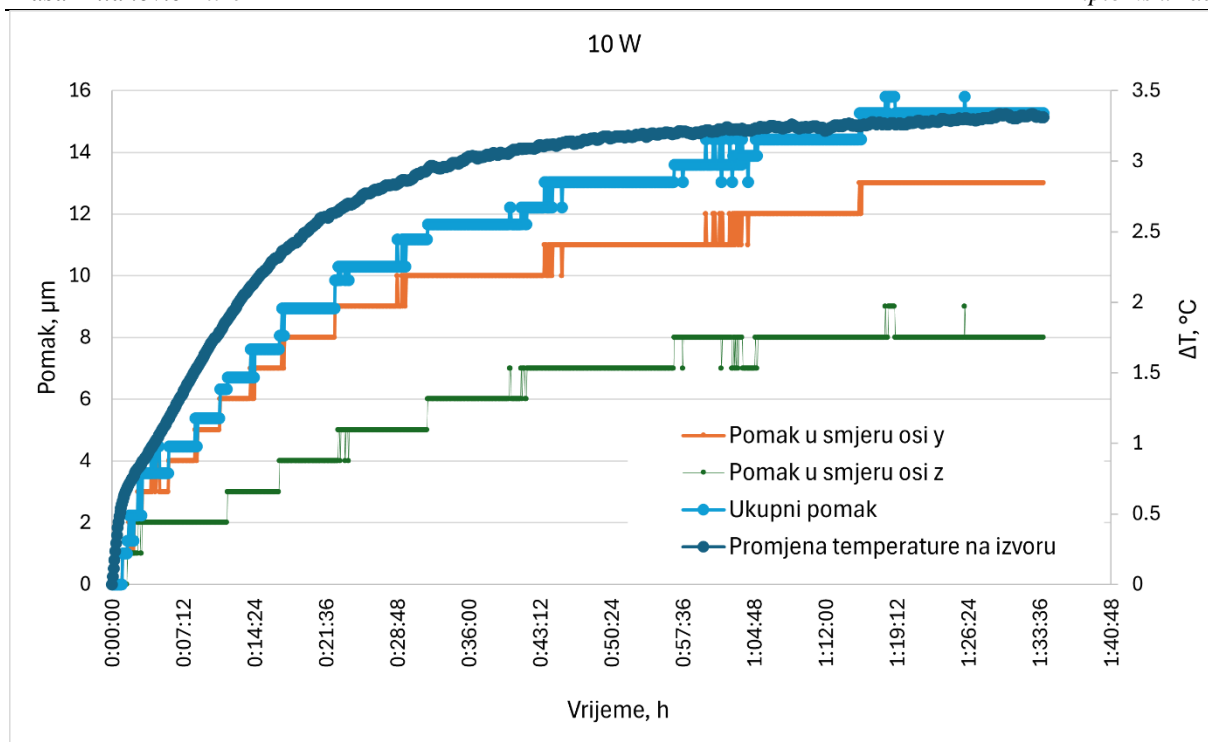
Ipak, s obzirom na to da se mehanički izmjereni pomaci u velikoj mjeri podudaraju s radiografskim podacima, može se zaključiti da je zagrijavanje izvora zračenja dominantan uzrok pomaka žarišne točke.

5.3. Korelacija izmjenog pomaka s izmjerenim temperaturama

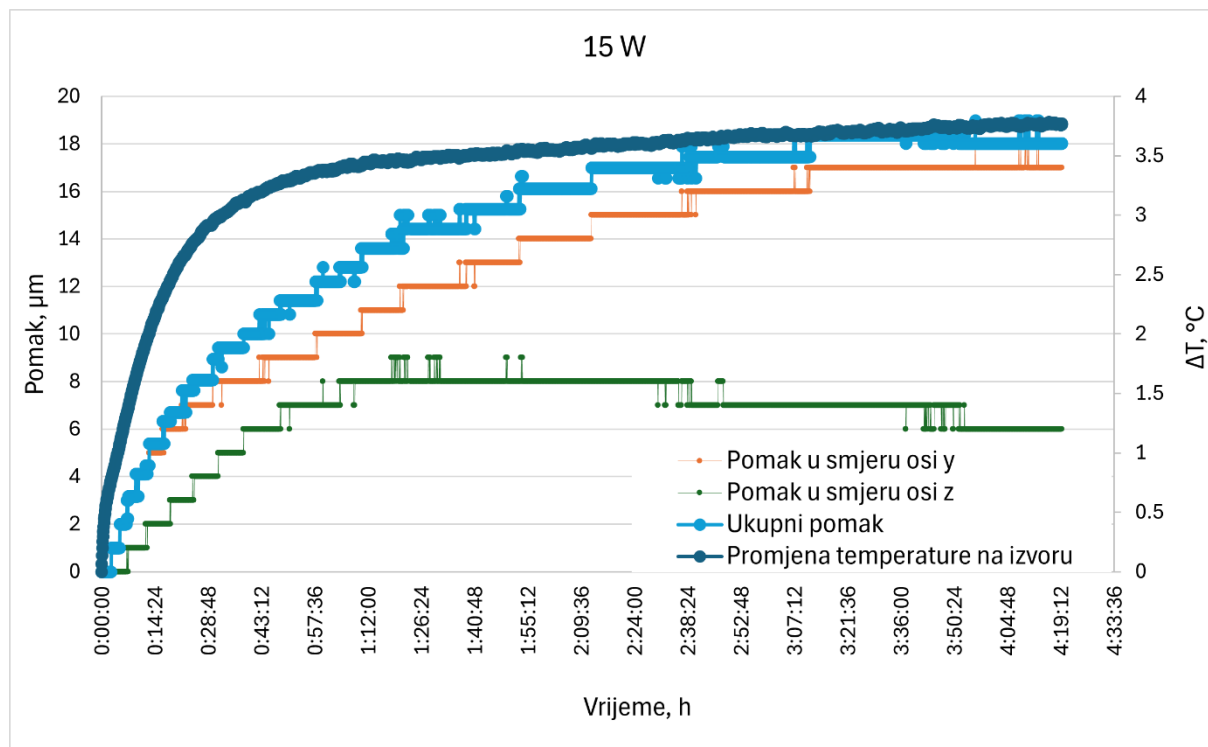
Na Slikama 49 do 53 prikazan je odnos promjene temperature izvora i izmjenog pomaka za mjerene postavke snage CT uređaja.



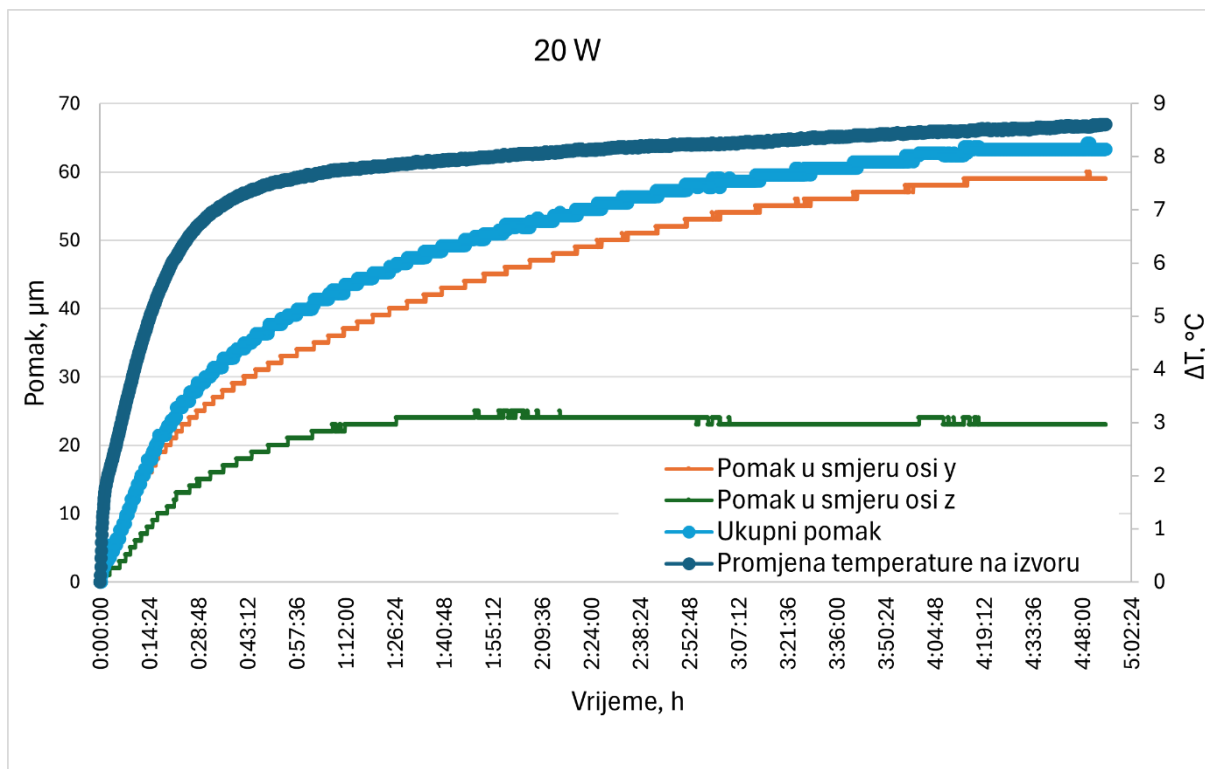
Slika 49 Usporedba promjene temperature na izvoru (senzor 1) i izmjenog pomaka izvora za snagu CT uređaja 7,2 W



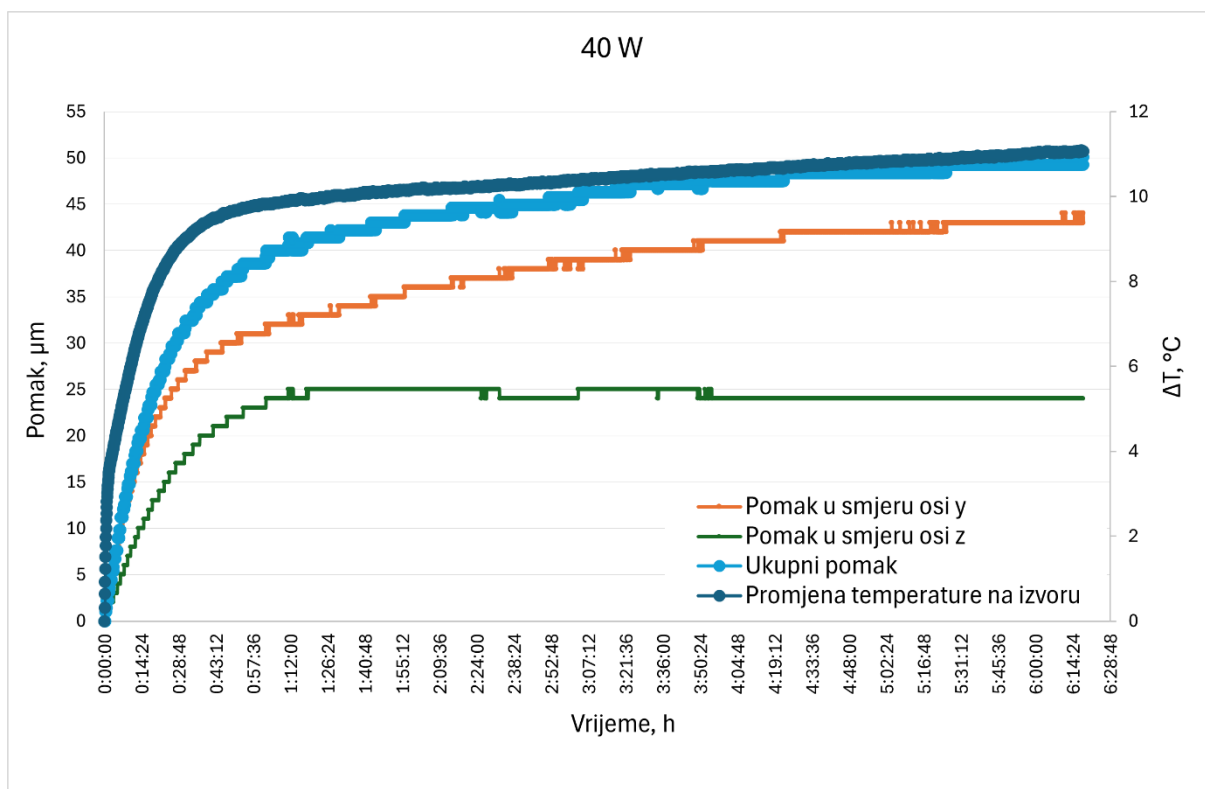
Slika 50 Usporedba promjene temperature na izvoru (senzor 1) i izmjerenog pomaka izvora za snagu CT uređaja 10 W



Slika 51 Usporedba promjene temperature na izvoru (senzor 1) i izmjerenog pomaka izvora za snagu CT uređaja 15 W



Slika 52 Usporedba promjene temperature na izvoru (senzor 1) i izmjerenog pomaka izvora za snagu CT uređaja 20 W



Slika 53 Usporedba promjene temperature na izvoru (senzor 1) i izmjerenog pomaka izvora za snagu CT uređaja 40 W

S obzirom na to da se na svim snagama promjena temperature i ukupan pomak ponašaju na sličan način, brzo rastu u početku i zatim se stabiliziraju, može se zaključiti da trend rasta promjene temperature prati trend rasta ukupnog pomaka, odnosno da je povećanje temperature glavni uzrok pomaka izvora, a samim time i pomaka pozicije projekcije na detektoru.

6. ZAKLJUČAK

Danas se sve više industrija oslanja na XCT tehnologiju kako bi osigurale najvišu kvalitetu svojih proizvoda. XCT se sve više primjenjuje jer omogućuje pregledavanje i mjerenje unutarnjih i vanjskih dimenzija industrijskih komponenti, što je posebno korisno za dijelove složene geometrije koje nije moguće mjeriti konvencionalnim metodama. Pomoću CT-a moguće je otkriti eventualne nedostatke proizvoda, ali i precizno analizirati njihove karakteristike i uzroke kvara. Međutim, točnost rezultata CT mjerenja može biti pod utjecajem različitih faktora, uključujući stabilnost uređaja u smislu temperature i mehaničkih pomaka. Tijekom rada X-zračenja, u CT-u se oslobodi velika količina topline te se sustav mora učinkovito hladiti kako ne bi došlo do postizanja temperatura koje bi uzrokovale oštećenja dijelova CT uređaja. Zbog toga je važno kontinuirano pratiti i optimizirati uvjete unutar CT skenera da bi se osigurala maksimalna preciznost i pouzdanost mjerenja. Kako bi se istražio utjecaj temperature tijekom rada CT uređaja na pomake izvora zračenja, provedena su eksperimentalna mjerenja na industrijskom XCT uređaju Nikon XT H 225.

Iz analize rezultata mjerenja zaključeno je da porast temperature uzrokuje toplinsko širenje i posljedično mehaničke pomake izvora CT uređaja. Pomak izvora zračenja rezultira pomakom projekcije na detektoru, što dovodi do pogrešaka u rekonstrukciji 3D volumena objekta koji se skenira. S obzirom na to da CT skeniranje relativno dugo traje, ukoliko se CT skener pokrene iz „hladnog“ stanja zagrijavanje može uzrokovati pomake izvora zračenja i pomake projekcije na detektoru što rezultira netočnim podacima i pogreškama u konačnoj 3D rekonstrukciji.

Nadalje, zaključeno je da stacionarno stanje temperature i pomaka nije u potpunosti postignuto kod većih snaga CT uređaja. Iako su te promjene temperature i pomaka dovoljno male da ne utječu značajno na ukupne rezultate, ovo treba uzeti u obzir pri interpretaciji rezultata i planiranju budućih istraživanja kako bi se osigurala veća preciznost i pouzdanost mjerenja.

Iz mjerenih rezultata i proračuna toplinskih tokova može se zaključiti da je hlađenje CT uređaja izdašno te da u budućim analizama nije potrebno uvesti neki dodatni način hlađenja uređaja pored postojećeg.

S obzirom na to da su mjerene temperaturne razlike rashladne smjese vrlo male (za slučaj snage od 7,2 W iznose $\sim 0,05$ °C) preporuča se u budućim istraživanjima odrediti mjernu nesigurnost mjerenja temperature i volumenskog protoka. Također, preporuka je dodati mjerenje temperature rashladne smjese na lokaciji magnetske leće čime bi se omogućila detaljnija toplinska analiza.

Također, za potpunije razumijevanje i precizniju interpretaciju rezultata, potrebno je u budućim istraživanjima uključiti proračun mjerne nesigurnosti za radiografsko i mehaničko mjerenje pomaka.

LITERATURA

- [1] Sun W, Brown SB, Leach RK. An overview of industrial x-ray computed tomography. London, UK: National Physical Laboratory; 2012.
- [2] Villarraga Gómez H. X-ray Computed Tomography for Dimensional Measurements. Digital Imaging Conference USA, 2016., p. 44-57.
- [3] Cantatore A, Müller P. Introduction to computed tomography. DTU Mechanical Engineering; 2011.
- [4] Hermanek P, Rathore JS, Aloisi V, Carmignato S. Principles of X-ray Computed Tomography. In: Industrial X-Ray Computed Tomography. Springer; 2018., p. 25-67.
- [5] <https://www.studysmarter.co.uk/explanations/physics/medical-physics/high-energy-x-rays/> [20.6.2024.]
- [6] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546155/figure/ch7.fig8/> [25.4.2024.]
- [7] Kumar R, Lucas M, Lampadaris C, Austin L, Kosar B. Characterization of X-ray anode and absorption edges. University of Copenhagen; 2018.
- [8] <https://www.multistation.com/en/product/x-ray-computed-tomography-solutions/> [26.4.2024.]
- [9] https://www.nikon.com/company/news/2021/0316_x-ray_01.html [26.4.2024.]
- [10] De Chiffre L, Carmignato S, Kruth JP, Schmitt R, Weckenmann A. Industrial applications of computed tomography. CIRP Annals – Manufacturing Technology. 2014;63(2):655-677.
- [11] <https://metrology.news/nikon-expands-x-ray-ct-range-with-introduction-of-voxls-30-series/> [26.4.2024.]
- [12] Vogeler F, Verheecke W, Voet A., Kruth JP, Dewulf W. Positional Stability of 2D X-ray Images for Computer Tomography. International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography. 2011.
- [13] <https://www.therm-x.com/measurement-specialties-ysi-55000-series-high-temperature-glass-encapsulated-thermistors.html> [8.7.2024.]
- [14] <https://digilent.com/shop/mcc-usb-temp-and-tc-series-temperature-and-voltage-measurement-usb-daq-devices/> [8.7.2024.]
- [15] Katić M, Ferdelji N, Šestan D. Investigation of Temperature-Induced Errors in XCT Metrology. International Journal of Automation Technology. 2020;14(3):484-490.
- [16] Halasz B. Uvod u termodinamiku. Fakultet strojarstva i brodogradnje. Zagreb. 2012.

-
- [17] https://www.engineeringtoolbox.com/ethylene-glycol-d_146.html [8.7.2024.]
- [18] <https://metrology.mahr.com/en-int/products/article/5331120-modul-fuer-induktive-taster-millimar-n-1702-m/> [8.7.2024.]
- [19] <https://metrology.mahr.com/en-int/products/article/5323010-induktiver-messtaster-millimar-p2004-m/> [8.7.2024.]

PRILOZI

I. CD-R disc