



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
FAKULTET TEHNIČKIH NAUKA U  
NOVOM SADU



Mario Šokac

# Hibridni model za segmentaciju snimaka generisanih primenom kompjuterizovane tomografije

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentor:  
dr Igor Budak, vanredni profesor

Novi Sad, 2019. godine



**КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА**

Редни број, <b>РБР:</b>	
Идентификациони број, <b>ИБР:</b>	
Тип документације, <b>ТД:</b>	Монографска публикација
Тип записа, <b>ТЗ:</b>	Текстуални штампани материјал
Врста рада, <b>ВР:</b>	Докторска дисертација
Аутор, <b>АУ:</b>	Марио Шокац, маг. инж. маш.
Ментор, <b>МН:</b>	Др Игор Будак, ванредни професор
Наслов рада, <b>НР:</b>	Хибридни модел за сегментацију снимака генерисаних применом компјутеризоване томографије
Језик публикације, <b>ЈП:</b>	Српски
Језик извода, <b>ЈИ:</b>	Српски / Енглески
Земља публикавања, <b>ЗП:</b>	Република Србија
Уже географско подручје, <b>УГП:</b>	АП Војводина
Година, <b>ГО:</b>	2019. година
Издавач, <b>ИЗ:</b>	Ауторски репринт
Место и адреса, <b>МА:</b>	Нови Сад, Трг Доситеја Обрадовића 6
Физички опис рада, <b>ФО:</b> (поглавља/страна/цитата/табела/слика/графика/прилога)	Поглавља 8/Страна 151/Цитата 178/Табела 29/Слика 95/Прилога 9
Научна област, <b>НО:</b>	Машинско инжењерство
Научна дисциплина, <b>НД:</b>	3Д дигитализација
Предметна одредница/Кључне речи, <b>ПО:</b>	Индустријска компјутеризована томографија (ЦТ), сегментација слике, хибридна метода, анализа слике
<b>УДК</b>	
Чува се, <b>ЧУ:</b>	Библиотека ФТН, Нови Сад
Важна напомена, <b>ВН:</b>	
Извод, <b>ИЗ:</b>	Компјутеризована томографија (ЦТ) је у последње време ушла на велика врата са развојем индустријских ЦТ система, услед њене примене у различитим областима, а увелико улази и у поље координатне метрологије. Због карактеризације објеката сачињених од различитих материјала (најчешће метала и пластике), јављају се одређени проблем у виду настанка артефаката код резултата димензионалних мерења. Истраживања која су спроведена у овој докторској дисертацији се баве проблемом редукције утицаја тих артефаката и сегментације 2Д снимака. Развијен је нови модел који је базиран на примени хибридне методе где је извршена комбинација две методе за обраду слике, а то су фази кластеризација и раст региона. Аксенат је стављен на примени ове хибридне методе ради добијања тачнијих резултата сегментације, што директно утиче и на реконструкцију димензионално тачнијих 3Д модела.
Датум прихватања теме, <b>ДП:</b>	05.10.2017.
Датум одбране, <b>ДО:</b>	
Чланови комисије, <b>КО:</b>	Председник: Др Миодраг Хаџистевић, редовни професор Члан: Др Нуман Дуракбаса, редовни професор Члан: Др Ђорђе Вукелић, ванредни професор Члан: Др Живана Јаковљевић, ванредни професор Члан: Др Марко Катић, доцент Члан, ментор: Др Игор Будак, ванредни професор
	Потпис ментора



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ • ФАКУЛТЕТ ТЕХНИЧКИХ НАУКА  
21000 НОВИ САД, Трг Доситеја Обрадовића 6

## КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА

Accession number, <b>ANO</b> :	
Identification number, <b>INO</b> :	
Document type, <b>DT</b> :	Monographic publication
Type of record, <b>TR</b> :	Textual material, printed
Contents code, <b>CC</b> :	Doctoral Thesis
Author, <b>AU</b> :	Mario Sokac, M.Sc. in Mechanical Engineering
Mentor, <b>MN</b> :	Prof. Igor Budak, PhD
Title, <b>TI</b> :	A Hybrid Model for Segmentation of Images Generated by X-Ray Computed Tomography
Language of text, <b>LT</b> :	Serbian
Language of abstract, <b>LA</b> :	Serbian / English
Country of publication, <b>CP</b> :	Republic of Serbia
Locality of publication, <b>LP</b> :	AP Vojvodina
Publication year, <b>PY</b> :	2019.
Publisher, <b>PB</b> :	Authors reprint
Publication place, <b>PP</b> :	Novi Sad, Trg Dositeja Obradovića 6
Physical description, <b>PD</b> : (chapters/pages/ref./tables/pictures/graphs/appendixes)	Chapters 8/Pages 151/Ref. 178/ Tables 29/Pictures 95/Appendixes 8
Scientific field, <b>SF</b> :	Mechanical Engineering
Scientific discipline, <b>SD</b> :	3D Digitization
Subject/Key words, <b>S/KW</b> :	Industrial X-Ray Computed Tomography (X-Ray CT), Segmentation, Hybrid Method, Image Analysis
<b>UC</b>	
Holding data, <b>HD</b> :	Library of the Faculty of Technical Sciences, Novi Sad
Note, <b>N</b> :	
Abstract, <b>AB</b> :	Computed tomography (CT) has recently entered a large door with the development of industrial CT systems, due to its application in many different areas, and it is already entering the field of coordinate metrology. Due to its ability to non-destructively characterize objects made of different materials (typically metals and plastics), a certain problem arises in the form of artefacts that are present in the results. Research carried out in this dissertation deals with the problem of reducing the impact of these artefacts and the 2D image segmentation. A new model was developed based on the application of the hybrid method where a combination of two methods for image processing was performed, which are fuzzy clustering and region growing. The accent is emphasized in the application of this hybrid method in order to obtain more accurate segmentation results, which directly affects the reconstruction of dimensionally more accurate 3D models.
Accepted by the Scientific Board on, <b>ASB</b> :	05.10.2017.
Defended on, <b>DE</b> :	
Defended Board, <b>DB</b> : President:	Dr Miodrag Hadzistevic, full professor
Member:	Dr Numan Durakbasa, full professor
Member:	Dr Djordje Vukelic, associate professor
Member:	Dr Zivana Jakovljevic, associate professor
Member:	Dr Marko Katic, assistant professor
Member, Mentor:	Dr Igor Budak, associate professor
	Mentor's sign

---

# Zahvalnica

*Ova doktorska disertacija je rezultat mog višegodišnjeg bavljenja oblašću kompjuterizovane tomografije i primene rezultata u oblastima mašinskog i biomedicinskog inženjerstva.*

*Prvenstveno bih želeo da se zahvalim i izrazim veliko poštovanje mom mentoru prof. Igoru Budaku na ogromnoj inspiraciji, podršci i uloženom trudu i vremenu u toku svih faza izrade ove doktorske disertacije, kao i na slobodi da sprovedem istraživanja na svoj način.*

*Takođe bih želeo da se zahvalim i svim članovima Komisije koji su u velikoj meri doprineli kvalitetu doktorske disertacije. Posebnu zahvalnost dugujem prof. Živani Jakovljević na iznimno velikoj pomoći i trudu kroz različite faze istraživanja u okviru ove doktorske disertacije, prof. Miodragu Hadžisteviću i prof. Đorđetu Vukeliću na veoma korisnim komentarima i sugestijama kroz izradu i pisanje ove doktorske disertacije, a koji su omogućili da se ista podigne na još viši nivo.*

*Veliku zahvalnost dugujem i docentu Marku Katiću sa Fakulteta strojarstva i brodogradnje u Zagrebu što mi je omogućio sprovođenje eksperimentalnih analiza na industrijskom CT sistemu kod njih u laboratoriji, kao i na svim sugestijama, stručnim savetima i novim saznanjima koje sam stekao iz oblasti industrijske tomografije, kao i na ukazanom gostoprimstvu.*

*Zahvalio bih se i prof. Numanu Durakbasi na ukazanoj časti da bude član komisije za ocenu i odbranu ove doktorske disertacije, i koji je takođe doprineo u velikoj meri unapređenju rezultata istraživanja, pre svega iz oblasti koordinatne metrologije i dimenzionalne analize.*

*Hteo bih ovom prilikom i da se zahvalim svim mojim prijateljima, kolegama i rodbini na velikoj podršci i razumevanju.*

*Izrazitu zahvalnost dugujem mojoj porodici, roditeljima Željku, Bogdani i bratu Borisu na ogromnom strpljenju svih ovih godina, a pre svega svojoj supruzi Jeleni na velikom razumevanju i centru mog sveta i velikoj inspiraciji u mom životu, mojoj ćerkici Eni.*

*Autor*



# SADRŽAJ

<b>I PREGLED KORIŠĆENIH AKRONIMA.....</b>	<b>V</b>
<b>II PREGLED SLIKA.....</b>	<b>VII</b>
<b>III PREGLED GRAFIKA I TABELA .....</b>	<b>XI</b>
<b>1. UVOD.....</b>	<b>- 1 -</b>
1.1 Predmet istraživanja .....	- 1 -
1.2 Cilj istraživanja i hipoteze .....	- 2 -
1.3 Struktura doktorske disertacije .....	- 3 -
<b>2. KOMPJUTERIZOVANA TOMOGRAFIJA U OBLASTI 3D DIGITALIZACIJE .....</b>	<b>- 5 -</b>
2.1 Kompjuterizovana tomografija - osnovni pojmovi, principi konstrukcije i primena..	- 5 -
2.1.1 Princip rada industrijskog CT uređaja .....	- 6 -
2.1.2 Primena kompjuterizovane tomografije .....	- 10 -
2.1.2.1 Segmentacija i definisanje granica objekata na CT snimcima.....	- 12 -
2.2 Artefakti i njihov uticaj na rezultate merenja .....	- 13 -
2.3 Pravci unapređenja CT sistema .....	- 15 -
2.4 Pravci istraživanja u oblasti poboljšanja segmentacije generisanih CT snimaka .....	- 17 -
<b>3. ANALIZA METODA ZA SEGMENTACIJU SLIKA.....</b>	<b>- 25 -</b>
3.1 Metode bazirane na ivicama .....	- 27 -
3.2 Metode bazirane na regionima .....	- 27 -
3.3 Specijalizovane metode.....	- 27 -
3.4 Metode zasnovane na parcijalnim diferencijalnim jednačinama .....	- 28 -
3.5 Hibridne metode .....	- 28 -
3.6 Ostale metode .....	- 28 -
3.7 Analiza najčešće primenjivanih metoda za segmentaciju CT snimaka .....	- 28 -
3.7.1 Metoda sliva.....	- 30 -
3.7.2 Fazi isodata/fazi klasterizacija metodom C-srednjih vrednosti .....	- 30 -
3.7.3 Rast regiona .....	- 31 -
3.7.4 Segmentacija adaptivnim pragom .....	- 32 -

3.7.5	Otsu metoda .....	- 33 -
3.7.6	Veštačke neuronske mreže .....	- 35 -
3.7.7	Genetski algoritam .....	- 35 -
3.8	SWOT analiza njačešće korišćenih metoda za segmentaciju .....	- 36 -
3.9	Metode za analizu slike .....	- 39 -
3.9.1	Metode za analizu slike u oblasti mašinskog inženjerstva .....	- 40 -
3.9.1.1	Statistički pokazatelji tačnosti generisane površine .....	- 40 -
3.9.1.2	Dimenzionalna analiza.....	- 41 -
3.9.1.3	Analiza profila 2D linije.....	- 42 -
3.9.1.4	Analiza preklapanja 2D granica kod segmentacije generisanih 3D modela.....	- 42 -
3.9.1.5	CAD Inspekcija nominalne i izmerene geometrije .....	- 43 -
3.9.2	Primena statističkih evaluatora u oblasti biomedicinskog inženjerstva .....	- 43 -
<b>4.</b>	<b>HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE .....</b>	<b>- 46 -</b>
4.1	Razvoj hibridnog modela za segmentaciju snimaka generisanih primenom kompjuterizovane tomografije.....	- 47 -
4.2	Hibridna metoda za segmentaciju.....	- 49 -
4.2.1	FCM metoda.....	- 49 -
4.2.2	Rast regiona .....	- 51 -
4.2.2.1	Inovativni pristup u izboru semena.....	- 53 -
4.2.3	Postprocesiranje (obrada) segmentiranih snimaka.....	- 54 -
4.3	Programski sistem .....	- 55 -
4.3.1	Programski podsistem (modul) za unos ulaznih podataka.....	- 58 -
4.3.2	Programski podsistem (modul) za izbor metode za segmentaciju ulaznih podataka .....	- 59 -
4.3.3	Podmodul za segmentaciju primenom Otsu metode .....	- 60 -
4.3.4	Podmodul za segmentaciju primenom hibridnog pristupa.....	- 61 -
4.3.5	Programski sistem (modul) za analizu slike .....	- 65 -
<b>5.</b>	<b>VERIFIKACIJA HIBRIDNOG MODELA .....</b>	<b>- 69 -</b>
5.1	Verifikacija na primerima iz mašinskog inženjerstva .....	- 69 -
5.1.1	Studija slučaja 1 - Vijak postavljen u plastično kućište .....	- 70 -
5.1.2	Primena hibridnog modela i programskog sistema ProSEG3D.....	- 73 -

5.1.2.1	Analiza profilne 2D linije .....	- 74 -
5.1.2.2	Analiza performansi selekcije semena RG metode kod hibridnog modela.....	- 76 -
5.1.2.3	Analiza uticaja parametara na tačnost generisanog 3D modela u softveru ProSEG3D.....	- 77 -
5.1.3	Komparativna analiza geometrije generisanih 3D modela .....	- 78 -
5.1.4	Komparativna dimenzionalna analiza referentnih mera na KMM .....	- 84 -
5.1.5	Inspekcija geometrijskih tolerancija oblika .....	- 86 -
5.1.6	CAD inspekcija .....	- 88 -
5.2	Studija slučaja 2 – Subminijaturni konektor sa 9 pinova (DB-9M).....	- 90 -
5.2.1	Primena hibridnog modela i programskog sistema ProSEG3D.....	- 94 -
5.2.1.1	Analiza profilne 2D linije .....	- 95 -
5.2.1.2	Analiza performansi selekcije semena RG metode.....	- 97 -
5.2.1.3	Analiza uticaja parametara na tačnost generisanog 3D modela u softveru ProSEG3D.....	- 98 -
5.2.2	Komparativna analiza generisane 3D geometrije.....	- 101 -
5.2.3	Komparativna dimenzionalna analiza referentnih mera na KMM .....	- 104 -
5.2.3.1	Analiza referentnih mera metalne konstrukcije DB-9M konektora.....	- 105 -
5.2.3.2	Analiza referentnih mera plastičnog kućišta DB-9M konektora .....	- 111 -
5.2.4	Inspekcija geometrijskih tolerancija oblika i orijentacije.....	- 113 -
5.2.5	CAD inspekcija .....	- 114 -
5.3	Studija slučaja 3 - Segmentacija CBCT snimaka sa artefaktima u oblasti biomedicinskog inženjerstva .....	- 118 -
5.3.1	Primena hibridnog modela i programskog sistema ProSEG3D.....	- 120 -
5.3.1.1	Analiza profilne 2D linije .....	- 121 -
5.3.1.2	Analiza performansi selekcije semena RG metode.....	- 124 -
5.3.1.3	Performanse segmentacije.....	- 125 -
5.3.1.4	CAD inspekcija generisanih 3D modela.....	- 125 -
<b>6.</b>	<b>ZAKLJUČCI .....</b>	<b>- 127 -</b>
6.1	Rezultati istraživanja.....	- 128 -
6.2	Pravci budućih istraživanja .....	- 130 -
<b>7.</b>	<b>LITERATURA .....</b>	<b>- 131 -</b>
<b>8.</b>	<b>PRILOZI .....</b>	<b>- 143 -</b>

## SADRŽAJ

8.1	Uticaj variranja parametara na tačnost generisanog 3D modela u ProSEG3D programu za studiju slučaja 1: Vijak.....	- 143 -
8.2	Generisani 3D model vijka u ProSEG3D programu primenom $c=3$ , $q=6$ (klasa 2) varijacije parametara za stepen tolerancije $t$ : a) 60, b) 65, c) 70, d) 75, e) 80, f) 85, g) 90, h) 95, i) 100 i j) 105 .....	- 143 -
8.3	Uticaj variranja parametara na tačnost generisanog 3D modela u ProSEG3D programu za studiju slučaja 2: DB-9M konektor .....	- 144 -
8.4	Generisani 3D model metalne strukture za DB-9M konektor u ProSEG3D programu primenom C4q3 (klasa 2) varijacije parametara za stepen tolerancije $t$ : a) 80, b) 90, c) 100, d) 110, e) 120, f) 130, g) 140, h) 150, i) 160, j) 170 k), 180, l) 190 i m) 200 ..	- 145 -
8.5	Generisani 3D model plastičnog kućišta za DB-9M konektor u ProSEG3D programu primenom $c=5$ , $q=2$ (klasa 3) varijacije parametara za stepen tolerancije $t$ : a) 120, b) 130, c) 140, d) 150, e) 160 i f) 170.....	- 148 -
8.6	Tabela analize CBCT snimaka za parametar osetljivost za studiju slučaja 3: Medicinski CBCT snimci .....	- 149 -
8.7	Tabela analize CBCT snimaka za parametar tačnost za studiju slučaja 3: Medicinski CBCT snimci .....	- 150 -
8.8	Tabela analize CBCT snimaka za parametar Dajsov koeficijent za studiju slučaja 3: Medicinski CBCT snimci .....	- 150 -
8.9	Tabela analize CBCT snimaka za parametar Žakarov indeks za studiju slučaja 3: Medicinski CBCT snimci .....	- 151 -
	<b>EXTENDED ABSTRACT.....</b>	<b>- 152 -</b>

## I PREGLED KORIŠĆENIH AKRONIMA

AKRONIM	NAZIV NA ENGLISKOM JEZIKU	NAZIV NA SRPSKOM JEZIKU
CT	<i>Computed Tomography</i>	Kompjuterizovana tomografija
RE	<i>Reverse Engineering</i>	Reverzibilno inženjerstvo
MMC	<i>Multi-Material Component</i>	Multi-materijalne komponente
CAI	<i>Computer Aided Inspection</i>	Računarom podržana inspekcija
CAD	<i>Computer Aided Design</i>	Računarom podržano projektovanje
4D CT	<i>4D Computed Tomography</i>	4D kompjuterizovana tomografija
CMM	<i>Coordinate Measuring Machine</i>	Koordinatna merna mašina (KMM)
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>	Digitalna slika i komunikacije u medicini
TIF	<i>Tagged Image File Format</i>	Format za zapis 2D slike
JPEG	<i>Joint Photographic Experts Group</i>	Format za zapis 2D slike
FCM	<i>Fuzzy C-means Clustering</i>	Metoda fazi C-srednje vrednosti/Metoda fazi isodata
RG	<i>Region Growing</i>	Metoda rasta regiona
CBCT	<i>Cone beam computed tomography</i>	Kompjuterizovana tomografija sa konusnim snopom X-zraka
MAR	<i>Metallic Artifact Reduction</i>	Redukcija metalnih artefakata
FBP	<i>Filtered Back-Projection</i>	Filtrirana pozadinska projekcija
2D	<i>Two dimensional</i>	Dvodimenzionalni
3D	<i>Three dimensional</i>	Trodimenzionalni
SWOT	<i>Strengths, Weaknesses, Opportunities and Threats</i>	Prednosti, nedostaci, mogućnosti i pretnje
AM	<i>Additive Manufacturing</i>	Aditivna proizvodnja
RGB	<i>Red-Green-Blue</i>	Crvena-zelena-plava, tri osnovne boje (aditivne boje)
PDE	<i>Partial differential equations</i>	Parcijalne diferencijalne jednačine (PDJ)
TC 213	<i>Technical Comitee 213</i>	Tehnička komisija 213
WG 10	<i>Working group 10</i>	Radna grupa 10
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>	Međunarodna organizacija za standardizaciju

## SADRŽAJ

<b>NDT</b>	<i>Non-Destructive Test Method</i>	Ne-destruktivna test metoda
<b>SNR</b>	<i>Signal-to-Noise Ratio</i>	Odnos signal-šum
<b>IC</b>	<i>Integrated Circuits</i>	Integrirana kola
<b>PEEK</b>	<i>Polyetheretherketone</i>	Polieter eter keton
<b>PPS</b>	<i>Polyphenylene Sulphide</i>	Polifenilen sulfid
<b>SEGMO</b>	<i>Segmentation system based on a Morse complex</i>	Sistem za segmentaciju CT snimaka baziran na Morze kompleksu
<b>CAM</b>	<i>Computer Aided Manufacturing</i>	Računarski podržana proizvodnja
<b>STL</b>	<i>Stereolithography</i>	Stereolitografija (format zapisa podataka)
<b>STD</b>	<i>Standard Deviation</i>	Standardna Devijacija
<b>GUI</b>	<i>Graphical User Interface</i>	Grafički korisnički interfejs
<b>GUIDE</b>	<i>Graphical User Interface Design Environment</i>	Dizajn okruženja za grafički korisnički interfejs
<b>MATLAB</b>	<i>Matrix Laboratory</i>	Laboratorija za matrice
<b>PDF</b>	<i>Portable Document Format</i>	Format za zapis elektronskih dokumenata
<b>PLA</b>	<i>Polylactic acid</i>	Polilaktična kiselina
<b>VGI, VGL, PCR, EKV, REK</b>	/	Standardni formati za zapis podataka kod industrijskih CT sistema
<b>RAM</b>	<i>Random-access memory</i>	Operativna memorija računara

## II PREGLED SLIKA

BROJ SLIKE	NAZIV SLIKE	BROJ STRANE
Slika 2.1	Princip rada Cone Beam kompjuterizovane tomografije [20]	- 7 -
Slika 2.2	Prikaz FPB rekonstrukcije [19]	- 7 -
Slika 2.3	Neki od proizvođača industrijskih CT sistema	- 9 -
Slika 2.4	Tok procesa kod industrijskog CT sistema za kontrolu dimenzionalnih karakteristika [11]	- 11 -
Slika 2.5	Neki od primera primene industrijskih CT sistema: a) sijalica, b) unutrašnji mehanizam sata i USB kabel, c) lanac d) odlivak i e) mrežu dobijenu primenom aditivnih tehnologija [19]	- 11 -
Slika 2.6	Metoda ISO 50% kod segmentacije: a) detekcija granica, b) uvećan prikaz granice objekta, c) prikaz granice objekta i d) histogram 2D CT snimka [19]	- 12 -
Slika 2.7	Iškava dijagram koji prikazuje neke od glavnih faktora uticaja na CT merenje [51]	- 15 -
Slika 2.8	Volumetrijski modeli generisani primenom predstavljene metode u [64] na primerima a) bloka motora i b) vibracionog dampera	- 18 -
Slika 2.9	Montaža MMC sa a) PPS i PEEK materijalima, b) rekonstruisani vertikalni CT snimak dva materijala i c) 2D profilna linija intenziteta nijanse sive boje kod MMC [60]	- 18 -
Slika 2.10	Sub-vokselska rezolucija [68]	- 19 -
Slika 2.11	Detekcija površine objekta primenom a) ISO 50 algoritma i b) metode predstavljene od strane autora u [69]	- 20 -
Slika 2.12	Opšti dijagram metode segmentacije metode predstavljene u [70]	- 21 -
Slika 2.13	Tok rada algoritma predstavljenog u [72]	- 22 -
Slika 2.14	Tok rada algoritma predstavljenog u [73]	- 23 -
Slika 3.1	Klasifikacija metoda za segmentaciju slike [87,89,90]	- 26 -
Slika 3.2	Radovi publikovani u periodu od 1999. – 2017. godine	- 29 -
Slika 3.3	Ilustrativni prikaz principa metode sliva [108]	- 30 -
Slika 3.4	Osnovni algoritam RG metode [126]	- 32 -
Slika 3.5	Ilustracija metode RG: a) početak rasta regiona i b) rast regiona posle nekoliko iteracija [119]	- 32 -
Slika 3.6	Prikaz histograma slike primenom a) segmentacije pomoću jednog praga T1, b) pomoću dva praga T1 i T2 (minimalna i maksimalna vrednost intenziteta piksela) i c) segmentacija slike primenom praga T=3 [134]	- 34 -
Slika 3.7	Koordinatna merna mašina CARL ZEISS CONTURA G2	- 41 -
Slika 3.8	Primer generisanja 2D profilne linije	- 42 -
Slika 3.9	Ilustrativni prikaz a) Hausdorfove udaljenosti između dva skupa A i B [157] i b) četiri pokazatelja uspešnosti klasifikacije FP, FN, TP i TN	- 44 -
Slika 4.1	Međusobni odnos modula i baze znanja u okviru hibridnog modela za segmentaciju CT snimaka	- 48 -

## SADRŽAJ

<i>Slika 4.2 Prikaz hibridne metode u okviru hibridnog pod-modula za segmentaciju</i>	<b>- 49 -</b>
<i>Slika 4.3 Povezanost susednih osam piksela</i>	<b>- 52 -</b>
<i>Slika 4.4 Prikaz a) skeletonizacija regiona, b) lokacije centroida svih regiona na slici prikazane sa crvenim i plavim markerima i c) preklapanje slika</i>	<b>- 54 -</b>
<i>Slika 4.5 Segment osnovne GUI M-funkcije programirane u GUIDE kontrolnom prozoru</i>	<b>- 56 -</b>
<i>Slika 4.6 Glavni dijalog okvir razvijenog programskog sistema ProSEG3D</i>	<b>- 56 -</b>
<i>Slika 4.7 Prikaz primera dijalog okvira u okviru ProSEG3D programskog sistema za a), b) upozorenja, c) upite, i d), e) izvršenje komandi</i>	<b>- 57 -</b>
<i>Slika 4.8 Međusobni odnosi unutar modula 1: Učitavanje CT snimaka u okviru hibridnog modela za segmentaciju CT snimaka</i>	<b>- 58 -</b>
<i>Slika 4.9 Dijalog okvir za unos podataka u okviru ProSEG3D programskog sistema</i>	<b>- 59 -</b>
<i>Slika 4.10 Dijalog okvir za selekciju metoda za segmentaciju u okviru ProSEG3D programskog sistema</i>	<b>- 59 -</b>
<i>Slika 4.11 Međusobni odnosi unutar pod-modula za segmentaciju CT snimaka primenom Otsu metode</i>	<b>- 60 -</b>
<i>Slika 4.12 Grafički prikaz dijalog okvira za segmentaciju CT snimaka primenom Otsu metode</i>	<b>- 61 -</b>
<i>Slika 4.13 Međusobni odnosi unutar pod-modula za segmentaciju CT snimaka primenom hibridne metode</i>	<b>- 62 -</b>
<i>Slika 4.14 Grafički prikaz dijalog okvira za segmentaciju CT snimaka primenom hibridne metode</i>	<b>- 63 -</b>
<i>Slika 4.15 Grafički prikaz dijalog okvira za selekciju klase</i>	<b>- 63 -</b>
<i>Slika 4.16 Grafički prikaz dijalog okvira za manipulaciju sa segmentiranim snimcima „flip“ intenziteta segmentiranih snimaka i prikaz svih segmentiranih CT snimaka</i>	<b>- 64 -</b>
<i>Slika 4.17 Grafički prikaz dijalog okvira za manipulaciju sa segmentiranim snimcima a) flip intenziteta segmentiranih snimaka i b) prikaz svih segmentiranih CT snimaka</i>	<b>- 64 -</b>
<i>Slika 4.18 Međusobni odnosi unutar modula 3: Analiza slike</i>	<b>- 65 -</b>
<i>Slika 4.19 Grafički prikaz dijalog okvira za analizu slike</i>	<b>- 65 -</b>
<i>Slika 4.20 Prikaz a) definisanja 2D profilne linije na odabranom CT snimku i b) 2D plot intenziteta piksela duž profilne 2D linije</i>	<b>- 66 -</b>
<i>Slika 4.21 Grafički prikaz rezultata u vidu a) plota i b) histograma</i>	<b>- 67 -</b>
<i>Slika 4.22 Izvoz rezultata analize slike u .xls datoteku</i>	<b>- 68 -</b>
<i>Slika 5.1 Industrijski CT sistem NIKON XT H 225 na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu, Republika Hrvatska</i>	<b>- 69 -</b>
<i>Slika 5.2 Objekat studije slučaja 1 - vijak umetnut u plastično kućište</i>	<b>- 70 -</b>
<i>Slika 5.3 Postavljanje i skeniranje radnog predmeta na NIKON XT H 225 CT sistemu</i>	<b>- 71 -</b>
<i>Slika 5.4 Prozračen deo prilikom postavke prikazan u softveru CT Pro 3D</i>	<b>- 71 -</b>
<i>Slika 5.5 Dimenzionalne karakteristike korišćene za analizu kod vijka</i>	<b>- 72 -</b>
<i>Slika 5.6 Rekonstrukcija vijka: a) 2D CT snimak br. 547 b) prikaz u kodiranoj boji i c) generisani zapreminski model u softveru VGStudio Max v3.1</i>	<b>- 73 -</b>
<i>Slika 5.7 Postupak selekcije inicijalnog semena za rast regiona za 2D CT snimak br. 547 a) inicijalna binarizacija slike, b) lokacija svih otkrivenih centara regiona na slici, c) selektovani centar regiona sa najvećom vrednošću standardne devijacije i d) segmentirani CT snimak primenom metode RG sa „nalepljenim“ granicama na originalni CT snimak</i>	<b>- 74 -</b>
<i>Slika 5.8 STD plot regiona CT snimka br. 547 (region sa najvećom vrednosti standardne devijacije intenziteta piksela je označen sa crvenim krugom)</i>	<b>- 74 -</b>
<i>Slika 5.9 Analiza profilne 2D linije na a) originalnom, b) poboljšanom CT snimku i c) komparacija originalne i poboljšane slike za studiju slučaja 1 - Vijak</i>	<b>- 75 -</b>
<i>Slika 5.10 Prikaz generisanih X,Y koordinata za RG metodu na 3D modelu vijka u XYZ prostoru</i>	<b>- 76 -</b>



## SADRŽAJ

<i>Slika 5.11 Analiza uticaja variranja parametara na tačnost generisanog 3D modela u ProSEG3D programu</i>	<b>- 77 -</b>
<i>Slika 5.12 Generisani 3D model vijka u ProSEG3D programu primenom parametara c=3, q=6 i t=80 (klasa 2)</i>	<b>- 78 -</b>
<i>Slika 5.13 Automatska segmentacija u GOM Inspect v2018 softveru a) parametri segmentacije i b) ekstraktovani 3D model</i>	<b>- 79 -</b>
<i>Slika 5.14 Manuelna segmentacija u softveru VG Studio Max v3.1 a) histogram, b) redukcija segmentacije, c) preterana segmentacija i d) generisani 3D model vijka</i>	<b>- 80 -</b>
<i>Slika 5.15 Analiza 3D geometrije odnosa broja piksela/površine za studiju slučaja 1 sa uveličanim prikazom zona 1 i 2</i>	<b>- 81 -</b>
<i>Slika 5.16 2D CT snimak sa prikazanim segmentiranim 2D granicama primenom softvera GOM Inspect (crvena boja), VGStudio Max (žuta boja) i ProSEG3D (zelena boja) prilikom komparativne analize</i>	<b>- 82 -</b>
<i>Slika 5.17 Merenje izvršeno na koordinatnoj mernoj mašini CONTURA G2, CARL ZEISS</i>	<b>- 84 -</b>
<i>Slika 5.18 Analiza dimenzionog odstupanja od referentnih vrednosti sa KMM za studiju slučaja 1</i>	<b>- 85 -</b>
<i>Slika 5.19 Relativna greška merenja dimenzionih karakteristika Dg, Hg, D i L za 3D modele generisane u softverima GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D</i>	<b>- 86 -</b>
<i>Slika 5.20 Inspekcija geometrijske tolerancije oblika za površinske 3D modele generisane u softverima GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D</i>	<b>- 87 -</b>
<i>Slika 5.21 CAD ispekcija 3D modela generisanih u softverima a) GOM Inspect, b) VGStudio Max, c) ProSEG3D i d) analiza preklopljenih dijagrama devijacija</i>	<b>- 89 -</b>
<i>Slika 5.22 DB-9M konektor</i>	<b>- 91 -</b>
<i>Slika 5.23 Postavljanje i skeniranje radnog predmeta na NIKON XT H 225 CT sistem</i>	<b>- 92 -</b>
<i>Slika 5.24 Prozračen deo prilikom postavke prikazan u softveru CT Pro 3D</i>	<b>- 92 -</b>
<i>Slika 5.25 CAD model sklopa DB-9M konektora</i>	<b>- 92 -</b>
<i>Slika 5.26 CT snimak br. 204 i generisani 3D model u softveru VGStudio Max v3.1</i>	<b>- 93 -</b>
<i>Slika 5.27 Prikaz a) segmentacije i ekstrakcije 2D granica plastičnog kućišta sa jednog 2D CT snimka i b) generisani zapreminski model u softveru VGStudio Max v3.1 sa prisutnim šumom</i>	<b>- 94 -</b>
<i>Slika 5.28 Postupak selekcije inicijalnog semena za rast regiona za CT snimak br. 547 a) inicijalna binarizacija slike, b) lokacija svih otkrivenih regiona na slici, c) selektovani region sa najvećom vrednošću standardne devijacije, d) segmentirani CT snimak primenom metode RG sa „nalepljenim“ granicama na originalni snimak i e) STD plot regiona CT snimka (region sa najvećom vrednosti standardne devijacije intenziteta piksela je označen sa crvenim krugom)</i>	<b>- 95 -</b>
<i>Slika 5.29 Analiza profile 2D linije na originalnom i poboljšanom CT snimku za studiju slučaja 2 – DB-9M konektor</i>	<b>- 96 -</b>
<i>Slika 5.30 Prikaz generisanih koordinata za RG metodu preklopljenih sa a) 3D modelom metalnog dela kućišta i b) 3D modelom plastičnog kućišta DB-9M konektora u XYZ prostoru</i>	<b>- 98 -</b>
<i>Slika 5.31 Analiza uticaja variranja parametara na tačnost generisanog 3D modela u ProSEG3D programu za a) metalnu strukturu i b) plastično kućište DB-9M konektora</i>	<b>- 99 -</b>
<i>Slika 5.32 Generisani 3D modeli DB-9M konektora u ProSEG3D programskom sistemu a) metalne strukture (primenom parametara c=4, q=3 i t=180 (klasa 2)), b) plastičnog kućišta (primenom parametara c=5, q=2 i t=150 (klasa 3)) i c) kompletnog DB-9M konektora u sklopu</i>	<b>- 100 -</b>
<i>Slika 5.33 Generisani 3D modeli DB-9M konektora u softverima a) GOM Inspect, b) VGStudio Max i c) ProSEG3D</i>	<b>- 101 -</b>
<i>Slika 5.34 Analiza 3D geometrije odnosa broja piksela/površina za studiju slučaja 2</i>	<b>- 102 -</b>
<i>Slika 5.35 2D CT snimak br. 423 sa prikazanim segmentiranim granicama primenom tri analizirana softvera GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D</i>	<b>- 103 -</b>

## SADRŽAJ

<i>Slika 5.36</i> <i>Merenje referentnih mera DB-9M konektora na KMM CONTURA G2, CARL ZEISS</i>	<b>- 105 -</b>
<i>Slika 5.37</i> <i>Osnovne grupe dimenzionih karakteristika <math>D(i)</math>, <math>H(i)</math>, <math>L(i)</math> i <math>d(i)</math> DB-9M konektora definisane radi sprovođenja komparativne dimenzionalne analize na KMM</i>	<b>- 105 -</b>
<i>Slika 5.38</i> <i>Komparativna analiza dimenzionalnih odstupanja površinskih 3D modela generisanih u analiziranim softverima od referentnih vrednosti sa KMM za metalnu konstrukciju DB-9M konektora</i>	<b>- 107 -</b>
<i>Slika 5.39</i> <i>Relativne greške merenja dimenzionalnih karakteristika <math>D(i)</math>, <math>H(i)</math>, <math>L(i)</math> i <math>d(i)</math> za metalnu konstrukciju DB-9M konektora</i>	<b>- 109 -</b>
<i>Slika 5.40</i> <i>Definisanje dimenzionalne karakteristike <math>L(i)</math> plastičnog kućišta DB-9M konektora</i>	<b>- 111 -</b>
<i>Slika 5.41</i> <i>Analiza dimenzionalnih odstupanja <math>L1 - L7</math> od referentnih vrednosti sa KMM za plastično kućište DB-9M konektora</i>	<b>- 112 -</b>
<i>Slika 5.42</i> <i>Relativna greška merenja dimenzionalnih karakteristika <math>L1 - L7</math> za plastično kućište DB-9M konektora</i>	<b>- 112 -</b>
<i>Slika 5.43</i> <i>Inspekcija geometrijskih tolerancija oblika i orijentacije za površinske 3D modele generisane u softverima GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D</i>	<b>- 113 -</b>
<i>Slika 5.44</i> <i>Rezultati CAD inspekcije za metalnu strukturu generisanu primenom GOM Inspect softvera</i>	<b>- 115 -</b>
<i>Slika 5.45</i> <i>Rezultati CAD inspekcije za metalnu strukturu generisanu primenom VGStudio Max softvera</i>	<b>- 115 -</b>
<i>Slika 5.46</i> <i>Rezultati CAD inspekcije za metalnu strukturu generisanu primenom ProSEG3D softvera</i>	<b>- 116 -</b>
<i>Slika 5.47</i> <i>Analiza dijagrama devijacija generisanih u tri spomenuta softvera za metalnu strukturu DB-9M konektora</i>	<b>- 116 -</b>
<i>Slika 5.48</i> <i>CAD ispekcija 3D modela plastičnog kućišta generisanog u programskom sistemu ProSEG3D</i>	<b>- 117 -</b>
<i>Slika 5.49.</i> <i>Medicinski CT sistem SOREDEX SCANORA 3D</i>	<b>- 119 -</b>
<i>Slika 5.50.</i> <i>Predmet studije slučaja 3: a) 2D CT snimak br. 13, b) prikaz u pseudo koloru i c) 3D model</i>	<b>- 120 -</b>
<i>Slika 5.51</i> <i>Postupak selekcije inicijalnog semena za rast regiona za CBCT snimak br. 13 koji prikazuje a) inicijalnu binarizaciju slike, b) lokaciju svih otkrivenih regiona na slici, c) selektovani region sa najvećom vrednošću standardne devijacije i d) segmentirani CBCT snimak primenom metode RG sa nalepljenim granicama na originalni snimak</i>	<b>- 120 -</b>
<i>Slika 5.52</i> <i>STD plot regiona CBCT snimka br. 13 (region sa najvećom vrednosti standardne devijacije intenziteta piksela je označen sa crvenom bojom)</i>	<b>- 121 -</b>
<i>Slika 5.53</i> <i>Merenje profilne 2D linije na CBCT snimku: a) originalni CBCT snimak, b) poboljšan CBCT snimak i c) grafik koji prikazuje intenzitet piksela pre (crvena linija) i nakon poboljšanja primenom FCM metode (isprekidana plava linija)</i>	<b>- 122 -</b>
<i>Slika 5.54</i> <i>CBCT snimak br. 13 iz skupa CBCT snimaka gde su prikazani: a) referentni CBCT snimak prikazan plavom linijom, b) segmentacija primenom metode FCMLSM, c) metode MFT, d) metode MICO i e) predstavljena hibridna metoda (<math>C=3</math>, <math>q=6</math>, <math>t=25</math>) prikazane crvenom linijom.</i>	<b>- 123 -</b>
<i>Slika 5.55</i> <i>Rezultati metrica osetljivosti i tačnosti poređenja između FCMLSM [173], MFT [174], MICO [175] i ProSEG3D sistema za skup medicinskih CBCT snimaka</i>	<b>- 124 -</b>
<i>Slika 5.56</i> <i>Komparativna analiza 3D modela generisanog u a) 3D DOCTOR-u, b) ProSEG3D programskom sistemu i c) CAD inspekcija dva analizirana 3D modela</i>	<b>- 126 -</b>

## III PREGLED TABELA

BROJ TABELE	NAZIV TABELE	BROJ STRANE
Tabela 2.1	<i>Prednosti i mane kompjuterizovane tomografije [14]</i>	- 8 -
Tabela 2.2	<i>Najčešćih tipovi artefakata kod industrijskih CT sistema [7]</i>	- 13 -
Tabela 3.1	<i>SWOT analiza metode sliva</i>	- 36 -
Tabela 3.2	<i>SWOT analiza metode fazi isodata/fazi klasterizacija</i>	- 36 -
Tabela 3.3	<i>SWOT analiza metode rasta regiona (RG)</i>	- 37 -
Tabela 3.4	<i>SWOT Analiza metode segmentacije adaptivnim pragom</i>	- 37 -
Tabela 3.5	<i>SWOT analiza Otsu metode</i>	- 38 -
Tabela 3.6	<i>SWOT analiza metode neuronske mreže</i>	- 38 -
Tabela 3.7	<i>SWOT analiza metode genetskog algoritma</i>	- 39 -
Tabela 4.1	<i>Algoritam za izbor XY koordinata inicijalnog semena kod RG metode</i>	- 54 -
Tabela 5.1	<i>Parametri korišćeni za akviziciju CT snimaka za studiju slučaja 1 na NIKON XT H 225 CT sistemu</i>	- 71 -
Tabela 5.2	<i>Analiza učinka za selekciju semena ProSEG 3D programskog sistema za studiju slučaja 1</i>	- 76 -
Tabela 5.3	<i>Parametri segmentacije korišćeni za studiju slučaja 1 - Vijak u okviru programskog sistema ProSEG3D</i>	- 80 -
Tabela 5.4	<i>Analiza greške zapreminskih modela</i>	- 83 -
Tabela 5.5	<i>Rezultati merenja za četiri osnovne dimenzionalne karakteristike Dg, Hg, D i L</i>	- 85 -
Tabela 5.6	<i>Numeričke vrednosti dobijene primenom KMM i tri komparirana softvera GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D za studiju slučaja 1 - Vijak</i>	- 87 -
Tabela 5.7	<i>Rezultati odstupanja CAD inspekcije</i>	- 89 -
Tabela 5.8	<i>Osnovne komponente DB-9M konektora</i>	- 91 -
Tabela 5.9	<i>Parametri korišćeni za akviziciju CT snimaka za studiju slučaja 2 na NIKON XT H 225 CT sistemu</i>	- 91 -
Tabela 5.10	<i>Analiza učinka za selekciju inicijalnog semena za RG metodu kod ProSEG3D programskog sistema za studiju slučaja 2</i>	- 97 -
Tabela 5.11	<i>Parametri korišćeni za studiju slučaja 2 – DB-9M konektor u okviru programskog sistema ProSEG3D</i>	- 101 -
Tabela 5.12	<i>Analiza greške generisanih 3D modela za DB-9M konektor</i>	- 104 -
Tabela 5.13	<i>Rezultati merenja dimenzionih karakteristika D(i), H(i), L(i) i d(i) za metalnu konstrukciju DB-9M konektora</i>	- 106 -
Tabela 5.14	<i>Rezultati merenja dimenzionalnih karakteristika L(i) za plastično kućište DB-9M konektora</i>	- 111 -

## SADRŽAJ

<i>Tabela 5.15 Numeričke vrednosti dobijenje primenom KMM i tri komparirana softvera GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D za metalne komponente kod studije slučaja 2 - DB-9M konektor</i>	<b>- 114 -</b>
<i>Tabela 5.16 Rezultati odstupanja CAD inspekcije metalne strukture i plastičnog kućišta za DB-9M konektor</i>	<b>- 117 -</b>
<i>Tabela 5.17 Parametri korišćeni za akviziciju medicinskih CT snimaka za studiju slučaja 3 na SOREDEX SCANORA 3D CT sistemu</i>	<b>- 119 -</b>
<i>Tabela 5.18 Analiza učinka za selekciju inicijalnog semena kod RG metode u okviru ProSEG3D programskog sistema za studiju slučaja 3</i>	<b>- 124 -</b>
<i>Tabela 5.19 Srednja vrednost merenja performansi klasifikacije koristeći FCMLSM [173], MFT [174], MICO [175] i razvijeni ProSEG3D sistem</i>	<b>- 125 -</b>
<i>Tabela 5.20 Srednja vrednost merenja performansi segmentacije (Dajsov koeficijent i Žakarov indeks) primenom metoda FCMLSM [173], MFT [174], MICO [175] i ProSEG3D</i>	<b>- 125 -</b>

# 1. UVOD

## 1.1 Predmet istraživanja

Kompjuterizovana tomografija, ili skraćeno CT (engl. *Computed Tomography*), je u poslednjih nekoliko godina, pored primene u oblasti medicine ušla i u polje mašinske industrije, kao alternativa za kontaktne i optičke 3D koordinatne merne sisteme u oblasti geometrijske karakterizacije proizvoda. Primena industrijskih CT sistema je veoma široka usled mogućnosti da na ne-destruktivan način daju informaciju o unutrašnjoj i spoljašnjoj geometriji skeniranih radnih predmeta. Kvalitet rezultata merenja primenom industrijskih CT sistema zavisi od velikog broja parametara i različitih uticaja (parametri skeniranja, vrsta materijala, prisustvo artefakata, kao i prisustvo drugih anomalija). Dokazano je da su tačnost i merna nesigurnost dimenzionalnih CT merenja, u manjoj ili većoj meri, pod uticajem ovih parametara [1]. Čak i kod najnovijih tehnoloških rešenja ovih sistema, CT sistemi još uvek nisu dostigli nivo tačnosti kontaktnih koordinatnih mernih mašina (KMM) [2]. Jedan od glavnih razloga za ovakvu situaciju je prisustvo šuma na generisanim 2D CT snimcima [3].

Evidentan je rastući trend rasprostranjenosti primene CT sistema zasnovanih na tehnologiji konusnog snopa (engl. *Cone Beam Computer Tomography - CBCT*), kako u pogledu broja kompanija koje ih proizvode, tako i u pogledu onih koje ih primenjuju u proizvodnji. Kada je u pitanju generisanje 2D poprečnih snimaka na CT uređaju, sve više softverskih alata kod CT sistema novije generacije omogućuje izvoz generisanih 2D snimaka, pored standardnog zapisa u DICOM formatu (engl. *Digital Imaging and Communications in Medicine - DICOM*), koji predstavlja standard za obradu, skladištenje, i razmenu informacija (snimaka) između različitih sistema za obradu slike [4,5], i u druge standardne formate za skladištenje slike, kao što su \*.tif, \*.jpeg i drugi formati zapisa. Ovo je omogućilo još rasprostranjeniju upotrebu generisanih 2D CT snimaka za njihovu obradu primenom drugih softverskih paketa.

Napredak tehnologije i razvoj softverske podrške obezbeđuje ovim sistemima sve veću primenljivost uz postizanje visoke tačnosti merenja. Time su CT sistemi postali nova vrsta koordinatnih mernih sistema. Sa druge strane, iako razvoj ovih uređaja danas omogućava dobijanje rezultata merenja visoke tačnosti, usled različitih uticaja (parametri skeniranja, uticaj operatera, geometrija mernih predmeta, vrsta materijala od kojeg je predmet izrađen i

dr.) dolazi do nastanka šuma i artefakata na rezultatima merenja, a koji ne odgovaraju realnom stanju [6]. Industrijski CT uređaji, koji se zasnivaju na CBCT tehnologiji i matricnim detektorima, su posebno skloni nastanku artefakata [7]. Artefakti mogu ozbiljno uticati, ili čak i ugroziti pouzdanost merenja [7–10]. Oni se mogu pojaviti u vidu varijacija nijansi sive boje, odnosno kao odstupanja na rekonstruisanim podacima. Prisustvo artefakata implicira generisanje distorzija na rezultujućim zapreminskim modelima, odnosno rezultuje prisustvom grešaka prilikom njihovog merenja. U ozbiljnijim slučajevima, nedovoljan kvalitet dobijenih rezultata merenja može čak i sprečiti dalja istraživanja i vršenje budućih analiza [7]. Prethodno navedeno, nameće potrebu za razvojem i primenom novih metoda i pristupa za efikasnu redukciju i eliminaciju šuma i artefakata na CT snimcima, što je i tema ove doktorske disertacije. Zbog visokih zahteva koji se postavljaju pred primenu ovih uređaja, a koji su posledica njihovih mogućnosti i delom i njihove visoke cene, rešavanje navedenih problema, koji se tiču eliminisanja ili barem redukovanja negativnih uticaja artefakata na rezultate merenja, potencijalno ima veliki uticaj na dalju primenu industrijskih CT sistema.

## 1.2 Cilj istraživanja i hipoteze

Cilj istraživanja, koje se želi realizovati u okviru ove doktorske disertacije, je razvoj modela za unapređenje generisanih 2D CT snimaka, što će posledično doprineti rekonstrukciji dimenzionalno tačnijih zapreminskih modela, odnosno tačnijim rezultatima merenja geometrijskih veličina. Na ovaj način se želi dobiti efikasan i robusan sistem za analizu i procesiranje rezultata akvizicije, generisanih primenom CT uređaja. Sprovedena istraživanja u ovoj oblasti ukazuju da primena ovakvog modela može doprineti poboljšanju kvaliteta segmentiranih 2D CT snimaka u vidu pojačanja kontrasta između geometrijskih entiteta na CT snimcima.

Model će obuhvatiti primenu metode fazi isodata/fazi klasterizacije - FCM (engl. *Fuzzy C-means Clustering*) radi ekstrakcije piksela od značaja, kao i metodu rasta regiona – RG (engl. *Region Growing*) čija uloga je segmentacija i generisanje binarnih 2D slika. Pri koncipiranju modela, akcenat je stavljen na tačnost generisanih 3D modela, sa aspekta dimenzionalne metrologije i inspekcije, a zatim i na robusnost i automatizovanost celog procesa.

Cilj istraživanja obuhvata i praktičnu primenu razvijenog modela u okviru odgovarajućih studija slučaja, čime će se ostvariti i njegova verifikacija. Izabrane studije slučaja će, imajući u vidu aktuelnu primenu CT sistema, uključiti konkretne primere iz oblasti mašinskog inženjerstva, kao i iz oblasti biomedicinskog inženjerstva.

Osnovni očekivani rezultat je hibridni model za segmentaciju snimaka generisanih primenom kompjuterizovane tomografije. Ostali očekivani rezultati obuhvataju sistematizovanu analizu metoda/pristupa u oblasti obrade snimaka sa CT-a, razvoj inovativne metode za izbor semena, razvoj modula za analizu i obradu CT snimaka u vidu aplikativnog softverskog rešenja koje obuhvata navedene module.

Na osnovu postavljenog cilja i analize trenutnog stanja u oblasti za analizu i obradu snimaka generisanih primenom kompjuterizovane tomografije, mogu se postaviti sledeće hipoteze istraživanja:

*H1: Moguće je razviti hibridni model, zasnovan na kombinovanju metoda fazi isodata/fazi klasterizacije i rasta regiona, koji će omogućiti poboljšanu segmentaciju generisanih CT snimaka.*

*H2: Moguće je razviti inovativni pristup za definisanje centra segmentiranih regiona nepravilne geometrije, zasnovan na standardnoj devijaciji intenziteta piksela.*

*H3: Poboljšana segmentacija CT snimaka primenom razvijenog hibridnog modela će omogućiti generisanje 3D modela unapređene tačnosti.*

### **1.3 Struktura doktorske disertacije**

Doktorska disertacija je organizovana u ukupno osam poglavlja.

Prvo poglavlje daje uvod u oblast istraživanja doktorske disertacije gde je takođe obrazložen i predmet istraživanja, definisani su cilj i hipoteze istraživanja, a dat je i kraći prikaz strukture doktorske disertacije.

Drugo poglavlje se bavi principima rada kompjuterizovane tomografije i primenom ove tehnologije u oblasti 3D digitalizacije i koordinatnog merenja. Predstavljen je značaj primene segmentacije kod obrade CT snimaka, kao i osnovni principi koji se tiču segmentacije. Posebna pažnja je posvećena razlozima nastajanja artefakata i njihovoj klasifikaciji. U drugom delu ovog poglavlja je dat pregled trenutnog stanja u oblasti kompjuterizovane tomografije sa aspekta razvoja i primene različitih metoda koje se bave segmentacijom i ekstrakcijom informacija sa generisanih CT snimaka. Takođe su prikazane i metode koje se bave pre-procesiranjem rezultata akvizicije sa CT sistema, kao i modifikacijom hardverske strukture, a sve sa ciljem redukcije nastanka šuma i artefakata.

Treće poglavlje je posvećeno postupku segmentacije i njegovom značaju za celokupan postupak obrade CT snimaka. Poznato je da je ekstrakcija struktura od značaja sa CT snimaka karakterisana kao veoma važna u oblasti industrijske CT metrologije. Iz tog razloga je u ovom poglavlju sprovedena analiza najčešće primenjivanih metoda segmentacije. Primenom SWOT analize prikazane su njihove osnovne prednosti i mane kod primene, dok su takođe predstavljene i metode koje se bave analizom obrade slike u oblasti industrijske metrologije i oblasti medicine, a koje su primenjene u okviru ove doktorske disertacije.

U četvrtom poglavlju je detaljno prikazan razvoj hibridnog modela za segmentaciju snimaka generisanih primenom CT-a, kao i razvoj programskog sistema koji je omogućio praktičnu primenu razvijenog hibridnog modela kod segmentacije i obrade CT snimaka. Poglavlje sadrži detaljan prikaz grafičkog korisničkog interfejsa, kao i korisničkih panela razvijenog programskog sistema nazvanog ProSEG3D. Takođe su predstavljene funkcije i metode koje se koriste u okviru razvijenog programskog sistema.

Peto poglavlje obuhvata verifikaciju hibridnog modela. Verifikacija je sprovedena na tri studije slučaja. Dve studije slučaja su iz oblasti mašinskog inženjerstva, a fokusirane su na segmentaciju objekata koji sadrže više različitih materijala prisutnih na CT snimcima. Za komparativnu analizu su korišćeni komercijalni softveri, specijalizovani za obradu industrijskih CT snimaka. Treća studija slučaja je iz oblasti biomedicinskog inženjerstva, u okviru koje je hibridni model upoređen sa još tri metode (izabrane na osnovu analize odgovarajuće naučne literature) koje se bave segmentacijom medicinskih CT snimaka.

U šestom poglavlju su dati zaključci koji su izvedeni na osnovu istraživanja sprovedenih u okviru doktorske disertacije, sa posebnim akcentom na naučne doprinose ove doktorske disertacije, kao i na otvaranje novih pravaca istraživanja.

Sedmo poglavlje se sastoji iz spiska naučne i stručne literature koja je korišćena u okviru ove doktorske disertacije.

U poslednjem, osmom poglavlju su dati prilozi.



## 2. KOMPJUTERIZOVANA TOMOGRAFIJA U OBLASTI 3D DIGITALIZACIJE

### 2.1 Kompjuterizovana tomografija - osnovni pojmovi, principi konstrukcije i primena

U današnjem svetu rapidnog industrijskog razvoja u oblasti proizvodnog mašinstva fokus se stavlja na tačnost kao parametar koji je od ključne važnosti. Industrijske komponente koje se danas izrađuju su sve kompleksnije i samim tim se povećavaju zahtevi za kontrolu kvaliteta i osiguranja kvaliteta. Zbog toga se razvijaju nove tehnologije kako bi se zadovoljile potrebe krajnjeg korisnika ovih proizvoda.

Analizom primene industrijske kompjuterizovane tomografije [11], a čije su informacije dobijene na osnovu analiza dve kompanije za analizu tržišta (MarketsandMarkets [12] i Global Industry Analysts, Inc. [13]), prikazano je da je tržište za primenu ne-destruktivnih tehnologija (Radiografska 2D merenja, 3D CT, Ultrazvuk i dr.) procenjeno na oko 12,98 milijardi američkih dolara u 2015. godini dok je njihov očekivani rast procenjen na oko 18,88 milijardi američkih dolara do 2020. godine. Na osnovu sprovedenih analiza se procenjuje da će očekivani rast za industrijske CT sisteme premašiti cifru od 652 miliona američkih dolara do 2020. godine. Ovi podaci ukazuju na to da se industrijski CT sistemi prepoznaju kao rešenje za verifikaciju, kontrolu i dimenzionalnu metrologiju sa velikim potencijalom kada je u pitanju njihova implementacija u oblast industrije. Ovaj podatak posebno ide u prilog primeni Industrije 4.0<sup>1</sup> kao četvrte industrijske revolucije sa aspekta razvoja digitalizovanih fabrika radi konkurentnog razvoja u savremenim uslovima.

Kompjuterizovana tomografija je, pre svega, poznata po širokoj upotrebi u oblasti medicine već više od 40 godina, a od nedavno je sve više primenjivana i u oblasti industrije. CT se može smatrati trećom generacijom mernih sistema u oblasti koordinatne metrologije, zajedno sa koordinatnim mernim mašinama (KMM) i optičkim sistemima [14].

---

<sup>1</sup> Naziv dat trenutnom trendu automatizacije i razmene podataka u proizvodnim tehnologijama. Ona obuhvata kibernetско-fizičke sisteme, Internet stvari (engl. *Internet of Things - IoT*), računarstvo u oblaku (engl. *Cloud computing*) i kognitivne računare. Obično se naziva i četvrta industrijska revolucija.

CT predstavlja radiografsku ne-destruktivnu test metodu (engl. *NDT - Non-Destructive Test Method*) za određivanje pozicije i veličine ravanskih i prostornih detalja u 3D koordinatama [15]. Jedan od osnovnih razloga primene CT-a jeste nedestruktivan pristup koji omogućava da se na neinvazivan način generišu snimci na osnovu kojih je moguće rekonstruisati 3D model [16].

Postoje različiti tipovi CT sistema koji se danas primenjuju, a klasifikuju se u sledeće kategorije [17]:

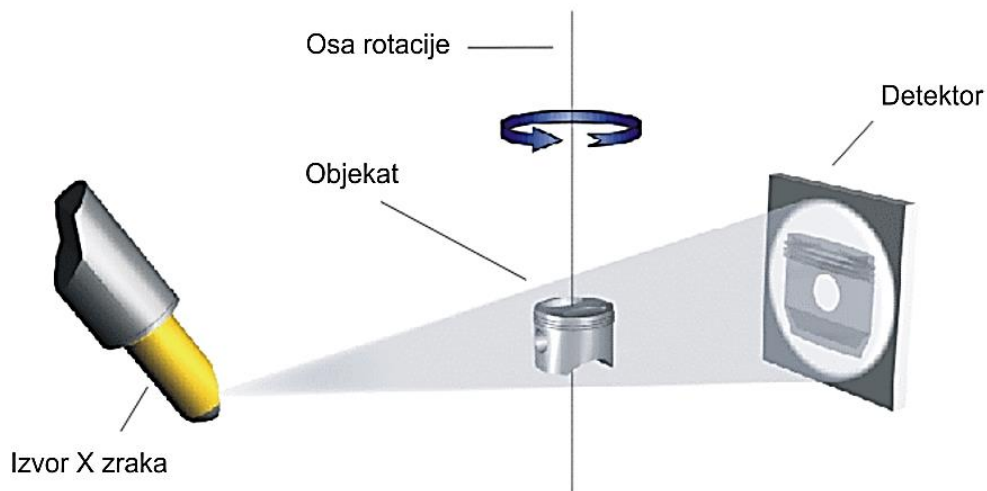
1. Medicinski CT – kod ovih sistema rendgen jedinica (koja nosi izvor i detektor X-zraka) kontinualno rotiraju oko objekta ili pacijenta (koji ostaje nepokretan) kako bi se generisali tomografski snimci koji predstavljaju 2D snimke/slajsove/kriške skeniranog tela. U više od četiri decenije medicinskih aplikacija, razvijeno je nekoliko generacija medicinskih CT skenera koji obezbeđuju kontinualno povećanje njihovih karakteristika i performansi [8].
2. Industrijski CT za analizu materijala – ovi sistemi se fundamentalno razlikuju od medicinskih CT sistema. Kod ovih sistema objekat rotira u pravcu X-zraka, a izvor X-zraka i detektor ostaju stacionarni. Pored toga, pošto ovde doza zračenja nije kritična po objekat, primenjuje se veći nivo zračenja nego kod medicinskih CT skenera [18].
3. CT za primenu u dimenzionalnoj metrologiji – kod ovih sistema se dimenzionalna merenja izvode na digitalizovanom 3D modelu, akvizicija podataka (2D CT snimci) i njihova naknadna evaluacija može da se izvrši bilo gde i bilo kada. Kod dimenzionalne metrologije posebna pažnja se posvećuje tačnosti i ponovljivosti rezultata merenja [19].

### 2.1.1 Princip rada industrijskog CT uređaja

Sa tehnološkim razvojem dolazi do razvoja nove generacije CT skenera zasnovanih na snopu X-zraka u obliku konusa (engl. *Cone Beam CT ili CBCT*) [15]. CBCT omogućava generisanje trodimenzionalnih podataka u velikoj rezoluciji i visoke dimenzione tačnosti. CBCT skener koristi usmereni izvor X-zraka koji proizvodi snop najčešće u obliku konusa (otud i potiče naziv), koji zatim vrši potpunu ili delimičnu rotaciju oko objekta (ili pacijenta) proizvodeći niz tomograma (diskretnih slika planarnih projekcija) pomoću digitalnog detektora [20] prikazano na slici 2.1. X-zrake karakteriše osobina da pri interakciji fotona iz X-zraka i atoma iz nekog materijala dolazi do apsorpcije X-zraka. Apsorpcija X-zraka od strane materijala objekta, može biti veća ili manja što zavisi od vrste materijala (tj. njegove specifične gustine) i debljine zida objekta na mestu prodiranja X-zraka. Rezultat ovoga je slabljenje intenziteta (atenuacija) X-zraka tokom transmisije kroz objekat, koja se iskazuje preko linearnog koeficijenta atenuacije  $\mu$  [21]. Uzorak se postavlja na obrtni sto gde se zatim rotira za unapred definisani inkrementalni ugao u rasponu od 1 do 360 stepeni (takođe postoje i konstrukciona rešenja gde je objekat stacionaran, a izvor X-zraka i detektor se rotiraju oko objekta). Na osnovu serije 2D CT snimaka, softver za rekonstrukciju CT snimaka obezbeđuje generisanje zapreminskog modela primenom FPB (engl. *Filtered Back-Projection*) algoritma [19]. 3D CT podaci se

## KOMPJUTERIZOVANA TOMOGRAFIJA U OBLASTI 3D DIGITALIZACIJE

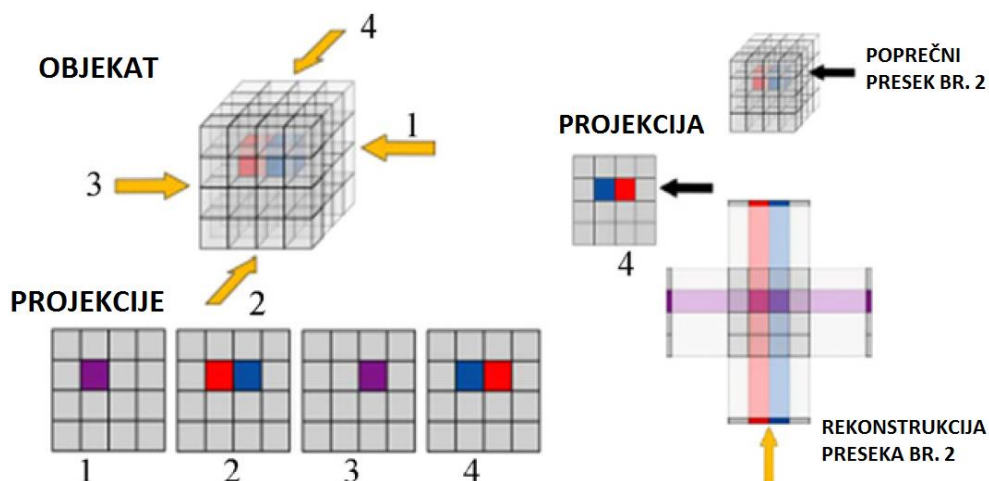
prikazuju kao vokseli<sup>2</sup> (koji predstavljaju 3D volumetrijski element) sa trodimenzionalnom rezolucijom koja se kreće od nekoliko mikrometara (mikro kompjuterizovana tomografija ili mikro CT) do nekoliko stotina mikrometara, u zavisnosti od veličine piksela na detektoru X-zraka (Slika 2.2).



Slika 2.1 Princip rada Cone Beam kompjuterizovane tomografije [20]

3D zapreminski rezultati se zatim mogu izvoziti kao [19]:

- 2D CT tomogrami, za analizu poprečnih 2D preseka, merenja i analizu gustine materijala;
- Površinski 3D model (u vidu poligonalne mreže ili oblaka tačaka), za potrebe reverzibilnog inženjerstva, primene kod aditivne proizvodnje (engl. *Additive Manufacturing - AM*), CAD inspekcije ili CAD modeliranja.





Slika 2.2 Prikaz FPB rekonstrukcije [19]

<sup>2</sup> Voksel predstavlja jedinicu grafičkih informacija koja definiše tačku u trodimenzionalnom prostoru. Dok piksel (element slike) definiše tačku u dvodimenzionalnom prostoru sa XY koordinatama, voksel sadrži XYZ koordinate.

## KOMPJUTERIZOVANA TOMOGRAFIJA U OBLASTI 3D DIGITALIZACIJE

Međutim, primena kompjuterizovane tomografije u oblasti dimenzionalne metrologije, kao i inspekcije, dolazi sa određenim prednostima i manama prikazanim u tabeli 2.1.

Tabela 2.1 Prednosti i mane kompjuterizovane tomografije [14]

	
<ul style="list-style-type: none"><li>• Ne-destruktivna metoda;</li><li>• Definisanje unutrašnje i spoljašnje geometrije;</li><li>• Informacije o materijalu koji se skenira;</li><li>• Mogućnost skeniranja objekata različitih veličina, gustina i debljina materijala;</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Kompleksni i brojni parametri uticaja;</li><li>• Nema međunarodnih standarda (međutim, postoje smernice u okviru VDI/VDE standarda);</li><li>• Smanjena mogućnost merenja zbog nastanka grešaka merenja (artefakti);</li><li>• Merna nesigurnost je često nepoznata;</li><li>• Problem kod skeniranja više-materijalnih komponenti (MMC);</li></ul>

Na osnovu ovoga se može videti da su glavni problemi kod industrijskog CT sistema vezani za nastanak artefakata, mernu nesigurnost i skeniranje predmeta koji se sastoje iz više različitih materijala (engl. *Multi-material component* - MMC). Objekti koji se sastoje od više različitih materijala često se susreću u mernim zahtevima industrijskog CT sistema. MMC su inherentno problematični za industrijski CT sa aspekta definisanja parametara skeniranja, pošto se u većini slučajeva MMC komponente sastoje od plastičnih (manja gustina) i metalnih komponenata (veća gustina) [17]. Ovde je problem posebno izražen kada se prilikom skeniranja želi postići adekvatna vizuelizacija svih materijala prisutnih u okviru MMC. Kod skeniranja objekata koji sadrže materijale sa većom gustinom kao što je čelik (pritom zanemarujući materijale manje gustine kao što su polimeri) i dalje se mogu postići dobri rezultati [22].

Metalni delovi imaju veću tendenciju da apsorbuju X-zrake, što je osobina koja može dovesti do nastanka artefakata na generisanim 2D CT snimcima, i to posebno kod skeniranja materijala veće gustine. U skladu sa ovim zahtevom, za postizanje visoke rezolucije kod materijala sa većom gustinom, industrijski CT sistemi se danas razvijaju sa jačim izvorima X-zraka (veća kilovoltaža - kV) nego medicinski CT sistemi [17].

Danas postoje mnoge kompanije koje se bave proizvodnjom industrijskih CT sistema, a slika 2.3 prikazuje neke od najpoznatijih proizvođača sa njihovim modelima CT sistema.

## KOMPJUTERIZOVANA TOMOGRAFIJA U OBLASTI 3D DIGITALIZACIJE



*Slika 2.3 Neki od proizvođača industrijskih CT sistema*

Kada je u pitanju postupak generisanja 3D modela primenom industrijskog CT sistema, on se sastoji iz sledećih koraka [9]:

1. **Priprema** - prvi korak obuhvata pripremu CT sistema. Ovde se mogu izdvojiti različiti koraci, kao npr. izbor adekvatnih parametara akvizicije CT snimaka.
2. **Akvizicija** – ovaj korak uključuje generisanje 2D rendgenskih snimaka. Stabilni uslovi (kao što su kalibracija sistema, podešena jačina izvora X-zraka, i dr.) su od presudnog značaja u ovom koraku.
3. **Rekonstrukcija** - rekonstrukcija na osnovu prethodno prikupljenih 2D CT snimaka dovodi do generisanja zapreminskog modela. Podešavanje različitih parametara (npr. podešavanja vezana za ispravku očvršćavanja X-zraka, smanjenja šuma, smanjenja rasejavanja X-zraka) može biti od značaja za tačnost merenja u ovoj fazi rekonstrukcije.
4. **Detekcija ivica** - nakon što se rekonstruiše 3D model, potrebno je definisati 2D granice (ivice) objekta. Generisane 2D granice će se koristiti za fitovanje osnovnih geometrijskih elemenata kod sprovođenja dimenzionalnih merenja, i kao takve imaju veliki uticaj na tačnost merenja.
5. **Dimenzionalna merenja** – ovo predstavlja poslednji korak koji se sastoji od sprovođenja dimenzionalnih merenja, kao i kontrole kvaliteta.

Svi navedeni koraci uzimaju u obzir veći broj parametara koji utiču na rezultate merenja. Ovaj ceo proces je često iterativan u smislu da rezultati jednog koraka često dovode do preispitivanja prethodnog koraka [9].

U poslednjih 15 godina CT se sve više koristi u oblasti industrije za dimenzionalna merenja. Merni zadaci su ovde fokusirani na apsolutno određivanje geometrijskih karakteristika kao što je debljina zida ili poređenje izmerene geometrije sa referentnom nominalnom geometrijom [23]. Jedna od popularnijih metoda za utvrđivanje da li je proizvedeni deo unutar specifikacija propisanih tehničkom dokumentacijom, je poređenje stvarne i nominalne geometrije, pri čemu se stvarna geometrija (skenirana), poredi sa nominalnim CAD modelom ili rezultatima referentnih merenja dobijenih primenom preciznijeg ili sledljivijeg mernog instrumenta [14].

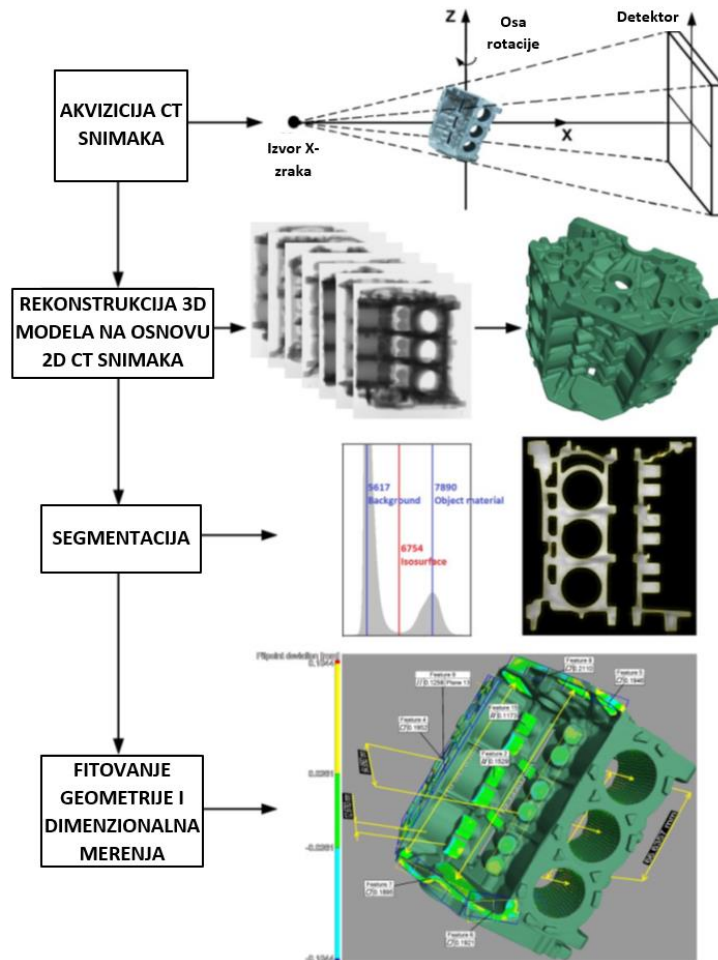
CT sistem rekonstruiše sliku koja predstavlja 2D presečnu sliku distribucije materijala u okviru testiranog uzorka, koja se skladišti u neki od odgovarajućih formata zapisa slike. Ovo je omogućilo još rasprostranjeniju upotrebu generisanih 2D CT snimaka za dalju analizu, kao i njihovu obradu primenom drugih softvera. Kontrola kvaliteta je važan deo proizvodnog procesa u industriji. Dimenzije tehničkih proizvoda su često od velike važnosti za njihovo adekvatno i pravilno funkcionisanje. Dimenzionalna tolerancija definiše dozvoljeni nivo odstupanja dimenzije od nominalne vrednosti. Na ovaj način kontrola dimenzionalnih karakteristika garantuje da je proizvod, u dimenzionalnom pogledu, u skladu sa unapred propisanim tolerancijama.

### **2.1.2 Primena kompjuterizovane tomografije**

Tipične oblasti primene CT-a u industriji su u otkrivanju nedostataka, kao što su šupljine i pukotine koje se nalaze u materijalima [16], kao i analiza čestica u materijalima. U oblasti metrologije CT omogućava merenja spoljne i unutrašnje geometrije složenih industrijskih delova. Do sada CT metrologija predstavlja jedinu tehnologiju koja može da meri kako unutrašnju, tako i spoljašnju geometriju komponenti bez potrebe za njihovim razaranjem. Samim tim, predstavlja jedinu tehnologiju za kontrolu kvaliteta radnih predmeta koji imaju nedostupnu unutrašnju strukturu, ili MMC komponenti koje se sastoje iz više različitih materijala (npr. plastika i metal) [17].

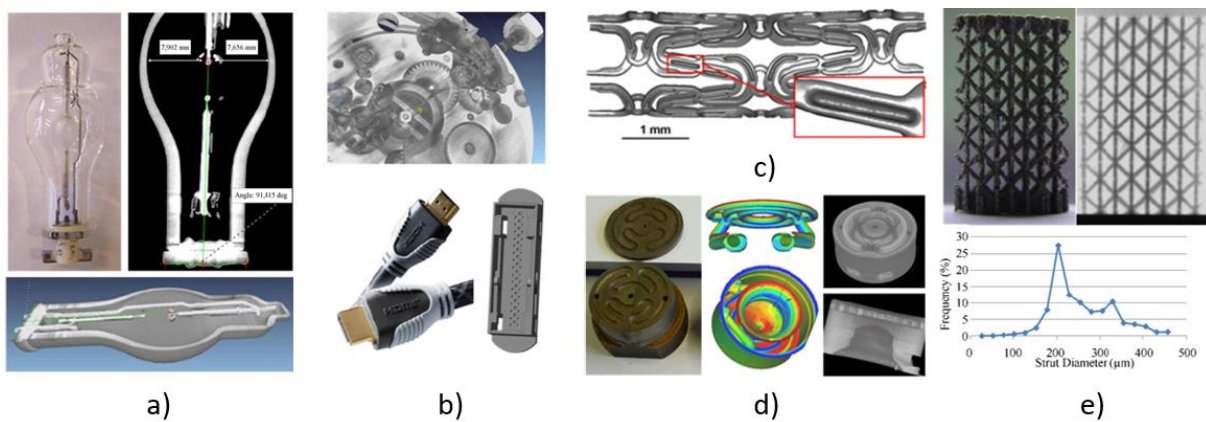
Primena CT sistema je danas aktuelna u raznim oblastima [24–26], a pogotovo u automobilske i vazduhoplovne industriji gde se koristi za kontrolu kvaliteta izrade delova [14][27–29]. Druge primene CT sistema obuhvataju merenja komponenti koje sadrže teško pristupačnu unutrašnju geometriju, kao što su komponente proizvedene aditivnim tehnologijama [30–35] ili injekcionim brizganjem materijala [36], kao i merenja delova u sklopu [14]. Zahvaljujući unapređenoj tehnologiji (u smislu hardvera i softvera), industrijski CT sistem se sada razvija u pravcu kvantitativne tehnike za ispitivanje geometrijskih dimenzionalnih karakteristika što je prikazano na slici 2.4.

## KOMPUTERIZOVANA TOMOGRAFIJA U OBLASTI 3D DIGITALIZACIJE



Slika 2.4 Tok procesa kod industrijskog CT sistema za kontrolu dimenzionalnih karakteristika [11]

CT sistemi koji su danas u ponudi na tržištu pored otkrivanja defekata mogu da daju i informacije o veličini i raspodeli ovih defekata [14][37]. Slika 2.5. prikazuje pregled nekih od pomenutih primera primene CT sistema.



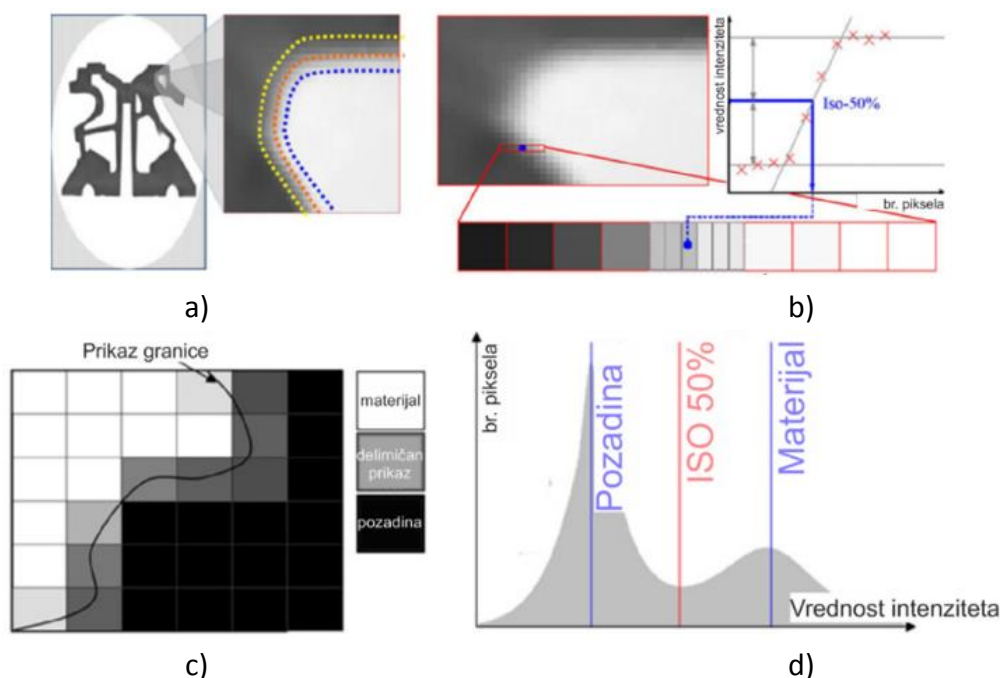
Slika 2.5 Neki od primera primene industrijskih CT sistema: a) sijalica, b) unutrašnji mehanizam sata i USB kabel, c) lanac d) odlivak i e) mrežu dobijenu primenom aditivnih tehnologija [19]



CT se takođe primenjuje za akviziciju podataka za potrebe reverzibilnog inženjerskog (RE) dizajna, posebno u slučaju sklopova koji se ne mogu rastaviti ni na koji drugi način osim razaranjem, zatim kod višematerijalnih komponenti, kod računarom podržane inspekcije - (engl. *Computer Aided Inspection - CAI*), kod analiza strukture materijala zidova odlivaka, zatim kod inspekcije sitnih elektronskih komponentata, inspekcije industrijskih i mašinskih komponentata na pokretnim trakama, skeniranja pokretnih delova (4D CT), inspekcije odlivaka radi pronalaženja uključaka i defekata i dr. [19].

### 2.1.2.1 Segmentacija i definisanje granica objekata na CT snimcima

Segmentacija, kao postupak ekstrakcije 2D granica objekta sa CT snimaka predstavlja veoma važan korak [14]. Da bi se mogla sprovesti dimenzionalna merenja nekog dela, mora se pažljivo odrediti granična vrednosti intenziteta piksela prisutnih na CT snimcima (engl. *threshold*), jer je to kritičan parametar od kojeg zavisi tačna segmentacija slike i rekonstruisanje površine objekta, pa samim tim ima veliki uticaj na rekonstruisanu 3D geometriju skeniranih objekata [14, 38]. Jedan od jednostavnijih načina za sprovođenje postupka segmentacije jeste primena ISO-50% vrednosti, koja je definisana kao odnos između vazduha (pozadine) i materijala (objekta), gdje je 50% dodeljeno vazduhu, a 50% materijalu [14] što je prikazano na slici 2.6a-c. To generalno ilustruje histogram koji prikazuje raspodelu sive vrednosti zapremine skeniranja, tj. frekvenciju (broj voksela) i vrednosti nijanse sive prikazanim na slici 2.6d.



Slika 2.6 Metoda ISO 50% kod segmentacije: a) detekcija granice, b) uvećan prikaz granice objekta, c) prikaz granice objekta i d) histogram 2D CT snimka [19]

U idealnom slučaju, tj. pri skeniranju homogenih objekata koji se sastoje iz samo jednog materijala, i uz pretpostavku da nema prisutva artefakata u rekonstruisanom zapreminskom



modelu, ova metoda bi funkcionisala bez poteškoća. Međutim, to nije uvek slučaj za CT sisteme, gde je pojava artefakata na 2D CT snimcima dosta česta, a koja je izazvana, npr. otvrdnjavanjem snopa X-zraka, rasipanjem zračenja ili artefakata nastalim nedovoljnim prodorom X-zraka kroz objekat [14]. Za tačnije definisanje 2D granica, a samim tim i adekvatniju rekonstrukciju površina skeniranih objekata primenjuju se različite metode, a neke od njih će biti detaljnije prikazane u poglavlju 4.

## 2.2 Artefakti i njihov uticaj na rezultate merenja

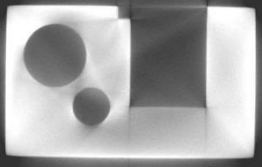
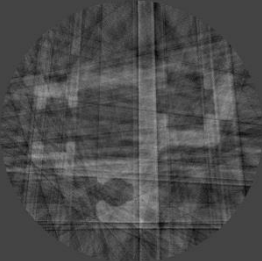
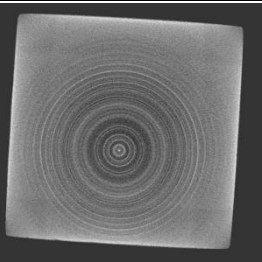
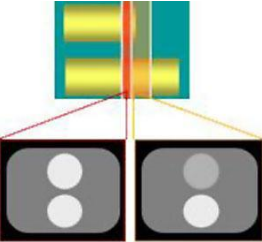
Jedan od većih problema sa kojim se industrijska kompjuterizovana tomografija suočava, kada je u pitanju analiza rezultata merenja, jesu artefakti i njihovi uticaji na kvalitet generisanih podataka. Prema revidiranom standardu ISO 15708-2:2017 [39] artefakti predstavljaju veštačke strukture koje se nalaze u rezultatima skeniranja, a koji ne odgovaraju realnom stanju. CT artefakti se mogu opisati kao neslaganja između stvarne vrednosti nekog fizičkog svojstva objekta i mapiranja tog fizičkog svojstva generisanog primenom CT sistema.

Artefakti predstavljaju rezultat različitog porekla, a mogu se klasifikovati u artefakte koji proizlaze iz samog procesa merenja ili karakteristike opreme (artefakti nastali usled širine snopa X-zraka, rasipanja zračenja, nestabilnosti i detekcije osobina) kao i na artefakte inherentne u odnosu na metodu akvizicije (npr. očvršćavanje zraka). Artefakti se takođe mogu podeliti na artefakte nastale usled akvizicije CT snimaka (npr. rasipanje radijacije zračenja, artefakte u vidu prstenova) i artefakte rekonstrukcije (npr. artefakte konusnog snopa). Dok se neki artefakti mogu eliminisati primenom odgovarajuće merne opreme sa odgovarajućim parametrima, kao i primenom različitih razvijenih metoda, drugi tipovi artefakata se mogu samo redukovati. Artefakti mogu biti veoma detrimentalni (štetni) za specifične zadatke dimenzionalnih merenja ili analiza [39].

Artefakti takođe uzrokuju različite vrednosti intenziteta sive duž ivica objekta koji se snima, a koji mogu dovesti do nepravilne detekcije ivica, a kasnije i do netačnih rezultata dimenzionalnih merenja [40]. Industrijski CT sistemi, a koji se zasnivaju na geometriji CBCT i matričnim detektorima, su skloni nastanku artefakata [7]. Tabela 2.2 prikazuje neke od najčešćih tipova artefakata koji se mogu sresti kod primene današnjih industrijskih CT sistema.

Tabela 2.2 Najčešćih tipovi artefakata kod industrijskih CT sistema [7]

TIP ARTEFAKTA	GRAFIČKI PRIKAZ	OPIS
Očvršćavanje X-zraka ( <i>Beam hardening</i> )		- Radni predmeti većeg poprečnog preseka smanjuju prodor zračenja u odnosu na tanje predmete, što dovodi do lažnog smanjenja vrednosti nijanse sive boje kod rekonstruisanih podataka prema unutrašnjim regionima predmeta.

<p>Rasutost radijacije (<i>Scattered radiation</i>)</p>		<p>- Nijanse sive boje su unutar materijala, kao i na njegovim ivicama povećane. Ivice su zamućene i loš je kontrast.</p>
<p>Artefakti u vidu pruga (<i>Streaking artefacts</i>)</p>		<p>- Kod predmeta velike gustine nije došlo do potpune penetracije X-zraka. Prenizak dinamički opseg detektora i nedovoljan broj projekcija tokom skeniranja.</p>
<p>Artefakti u vidu prstenova (<i>Ring artefacts</i>)</p>		<p>- Nastaju kod kontinualnog okretanja tokom snimanja. Nehomogenost susednih piksela kod detektora. Rotacija uzorka koji se skenira stvara kružne artefakte.</p>
<p>Efekat delimičnog prikaza zapremine predmeta (<i>Partial volume effect</i>)</p>		<p>- Preniska rezolucija menja vrednosti nijanse sive boje.</p>

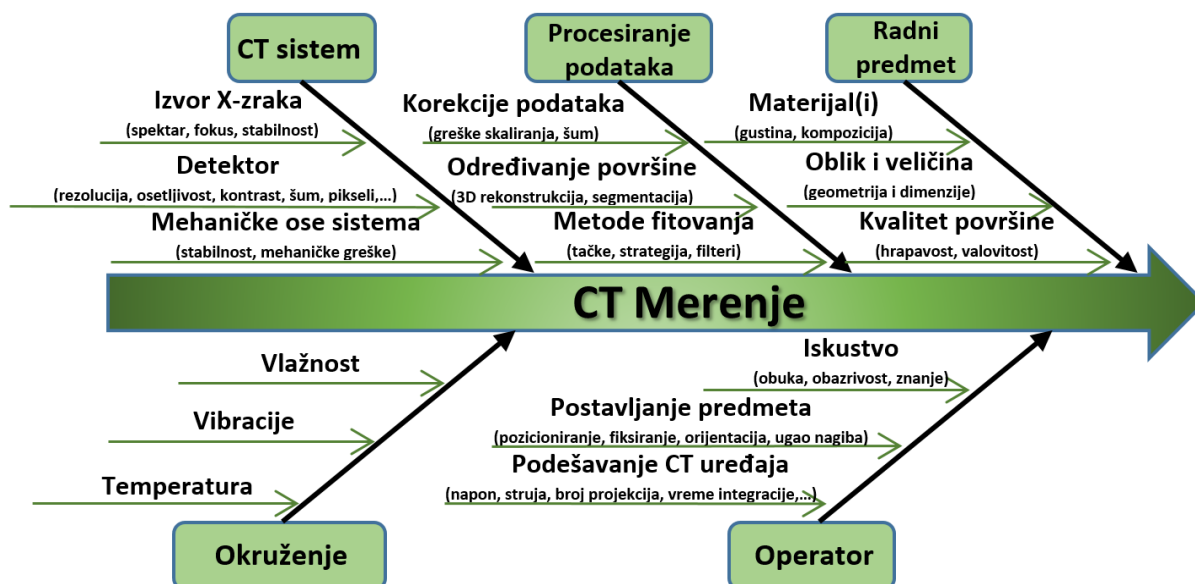
Neminovno je da se CT tehnologija, zahvaljujući svojim mnogobrojnim dobrim osobinama, nameće kao jedna od ključnih tehnologija u savremenoj koordinatnoj metrologiji, pogotovo kada je reč o dimenzionalnoj karakterizaciji delova [9,17,19,41,42]. Međutim, evidentni su i određeni nedostaci koji prate ovu, još uvek relativno novu tehnologiju. Jedna od slabosti CT sistema jeste zavisnost od velikog broja složenih faktora uticaja koji mogu biti vezani za kalibraciju CT sistema, podešavanja parametara akvizicije, uticaja operatera itd. Takođe, mogućnost merenja je često ograničena zbog artefakata koji nastaju na generisanim 2D snimcima, a uz to je često merna nesigurnost nepoznata [43]. Povećanje istraživanja kod primene ovih sistema se odvijalo paralelno sa rastom tržišta za industrijske CT sisteme, što je uslovalo porast interesovanja za njihovu standardizaciju [11].

Danas, ipak, još uvek ne postoje međunarodni standardi sa procedurama i smernicama za verifikaciju CT sistema u pogledu dimenzionalnih metroloških performansi [11]. Trenutno postoji radni dokument koji se usaglašava na međunarodnom nivou od strane radne grupe CT tehničke komisije (TC) 213 i radne grupe (WG) 10, koja je odgovorna za kreiranje međunarodnih standarda serije ISO 10360 za ispitivanje prihvatljivosti koordinatnih mernih sistema [11]. Takođe, trenutno su dostupni samo nacrti međunarodnih ili nacionalnih smernica u vidu VDI/VDE 2630 [44–48].

Trenutni progres rada na usvajanju ISO standarda za metrološku primenu CT sistema je detaljnije prikazan u [49,50]. U istima je naglašena potreba za što skorijim usvajanjem međunarodnih standarda u oblasti dimenzionalnih CT merenja [11]. Stvaranje standarda ili procedura verifikacije će doprineti većem poverenju u nove merne tehnologije, kao što je slučaj sa CT sistemima. U skladu sa tim je potrebno uložiti dodatne napore u razvoj međunarodnih standarda u oblasti dimenzionalne metrologije primenom kompjuterizovane tomografije, kako bi se omogućio dalji razvoj ove oblasti [11].

Identifikacija faktora uticaja i njihova naknadna kompenzacija, u mnogim slučajevima, predstavlja veoma težak zadatak. Postoji dijapazon faktora koji, u većoj ili manjoj meri, utiču na rezultate CT merenja, a samim tim i na obradu rezultata i njihovu verodostojnost [51].

Slika 2.7 prikazuje Iškava dijagram za klasifikaciju osnovnih uticaja na rezultate merenja kod primene CT sistema [51].



Slika 2.7 Iškava dijagram koji prikazuje neke od glavnih faktora uticaja na CT merenje [51]

### 2.3 Pravci unapređenja CT sistema

Unapređenje CT sistema se odvija u nekoliko ključnih pravaca. U oblasti dimenzionalnih merenja primenom CT sistema, pravci istraživanja obuhvataju [17]:

- Povećanje tačnosti: Za merenje karakteristika delova sa dimenzijama u mikro i nanometarskom rasponu, neophodna je merna nesigurnost u opsegu manjem od jedne desetine mikrometra. To je takođe uslov diktiran razvojem optičkih ili kontaktnih mernih sistema [52].

## KOMPJUTERIZOVANA TOMOGRAFIJA U OBLASTI 3D DIGITALIZACIJE

- Snimanje velikih radnih predmeta, kao i delova koji se izrađuju od materijala veće gustine (npr. mašinskih delovi, menjači, radilice, blokovi motora, itd.) [53].
- Razvoj efikasnijih detektora X-zraka sa poboljšanim odnosom signal-šum (engl. *signal-to-noise ratio* - *SNR*) kako bi se omogućilo kraće vreme izlaganja X-zracima i brži postupak merenja.
- Razvoj cevi X-zraka sa većom energijom (veća jačina struje) i sa manjim fokalnim tačkama<sup>3</sup> koja će doprineti merenju većih objekata i/ili tačnijim rezultatima.
- Razvoj poboljšanih algoritama za rekonstrukciju snimaka: razvoj novih algoritama za rekonstrukciju CT snimaka primenom novih metoda i izborom specifičnih parametara za skeniranje određenih grupa materijala ili predmeta smanjiće broj potrebnih projekcija, a istovremeno omogućiti tačniju rekonstrukciju zapreminskih modela. Primena prethodnog znanja o objektu koji se skenira (npr. na osnovu CAD modela predmeta) može da dovede do tačnijih rezultata i/ili kraćeg vremena rekonstrukcije [52,54].
- Podešavanje sistema za merenje specifičnih grupa materijala i predmeta: određena kombinacija rendgenskih cevi i detektora, specijalne putanje kretanja detektora i cevi prilikom akvizicije podataka [55] i posebne tehnike za korekcije industrijskog CT sistema [56] mogu dovesti do poboljšanja primene ovih sistema u industriji [57,58].
- Asistencija operateru kod podešavanja sistema i smanjenja merne nesigurnosti sa ciljem skraćivanja ukupnog vremena pripreme CT sistema [56,59];
- Određivanje merne nesigurnosti [19].

Kompjuterizovana tomografija, u oblasti industrije, će morati u skorijoj budućnosti da odgovori na različite izazove iz oblasti metrologije [17]:

1. Bolja rezolucija i tačnost - rezolucija treba da bude u opsegu od 10 nm, a merne nesigurnosti za standardne poslove merenja da se kreću u opsegu od 0,1  $\mu\text{m}$ ;
2. Veći opseg primenljivosti – ovo je posebno bitno kod npr. integrisanih kola (engl. *Integrated Circuits* - *IC*) kao i električnih komponenti;
3. Mogućnost merenja MMC - kao što su kombinacije nekih elektronskih i mehaničkih komponenti različitih gustina;
4. Veći opseg merenja za merenje većih delova - kao što su železnički vagoni, kontejneri, dizel motori za brodove itd.;
5. Veća brzina snimanja – vreme snimanja može da traje od nekoliko minuta do jednog sata gde se pri tome pri jednom skeniranju prikupljaju sve informacije o objektu za sprovođenje različitih analiza.
6. Karakterizacija merne nesigurnosti - za rezultate u vidu grafičkog prikaza koji mogu dovesti do poboljšanja interpretacije i bržeg tumačenja rezultata.

---

<sup>3</sup> Fokalna tačka predstavlja površinu na anodi koja prima snop elektrona od katode. Ona predstavlja izvor X-zraka.

Razvoj 3D algoritama za određivanje površine za MMC još nije dostigao zadovoljavajući nivo. Upotreba jedinstvene vrednosti praga kod definisanja intenziteta piksela i ekstrakcije površina na bazi 2D CT snimaka nije pogodna za MMC, zbog čega je često neophodno post-procesiranje rezultata segmentacije i naknadna intervencija operatera [60].

Iako CT tehnologiju karakterišu određene prednosti u odnosu na klasične koordinatne merne tehnologije, merenje MMC i dalje predstavlja izazov za CT sisteme, posebno u slučajevima gde je potrebno prikazati sve komponente iz kojih se MMC sastoji. Pri tome, izbor parametara CT skeniranja, kao i izbor odgovarajućih parametara za određivanje površine predstavljaju dva važna izazova sa kojima se suočavaju operateri na CT sistemima [60].

### **2.4 Pravci istraživanja u oblasti poboljšanja segmentacije generisanih CT snimaka**

Kod rešavanja problema poboljšanja generisanih CT snimaka, kao i nastanka artefakata i njihovog uklanjanja (ili barem njihove redukcije), u dostupnoj literaturi je prikazano više različitih pristupa, zasnovanih na različitim metodama. Pošto postoje različiti tipovi artefakata [7–10] koji su karakteristični za matrice detektore kod CBCT tehnologije [17], do sada se veći broj autora bavio ovim problemom. Ukazano je i na potrebu za sofisticiranim algoritmima i njihovu primenu za rešavanje metroloških zadataka [61].

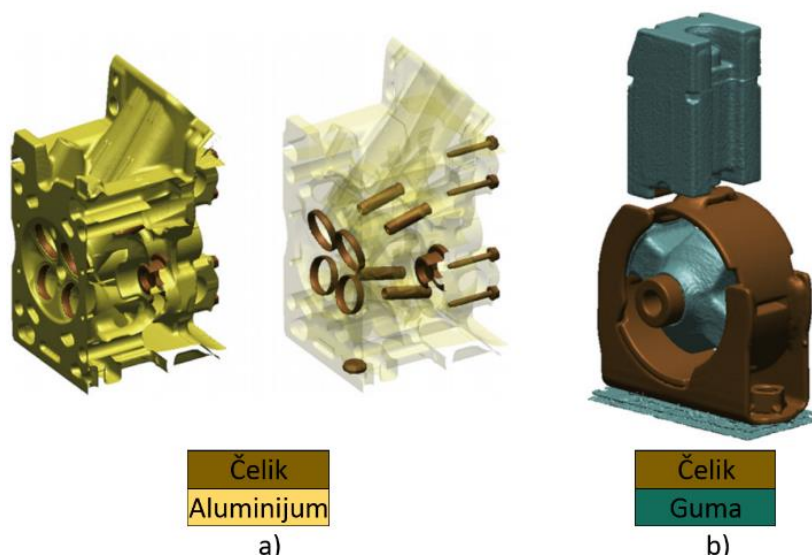
Shodno tome, razvijani su novi sofisticirani pristupi kroz primenu različitih metoda. Sprovedeno je više naučnih studija u oblasti ekstrakcije površina sa generisanih CT snimaka. Ontiveros i dr. [62] su analizirali nekoliko različitih metoda za segmentaciju sa aspekta njihove primene u oblasti industrijske kompjuterizovane tomografije. Naglasili su osnovne karakteristike, prednosti, kao i nedostatke prezentovanih metoda. Takođe su sprovedli komparativnu analizu između metode lokalnog praga i metode zasnovane na Kanijevom algoritmu sa zaključcima kako je metoda lokalnog praga tačnija, dok metoda zasnovana na Kenijevom algoritmu pokazuje visoku ponovljivost rezultata segmentacije.

Segmentacija MMC primenom dualnih CT sistema<sup>4</sup> je predložena od strane autora u [41] gde se kao rezultat dobija poboljšanje akvizicije i ekstrakcije 2D granica segmentiranih objekata sa CT snimaka, u odnosu na mono CT sisteme<sup>5</sup>. Još jednu metodu za segmentaciju i ekstrakciju površina kod MMC su predstavili autori u [63]. Oni su razvili novu metodu za uklanjanje površina iz MMC koja je bazirana na klasifikaciji voksela prema postignutoj maksimalnoj grešci površine veličine jednog voksela. Kod segmentacije MMC u oblasti industrijske tomografije, autori u [64] su predložili kombinaciju dve metode, rast regiona i metodu grafičkog rezanja (engl. *Graph Cut*) za klasifikaciju volumetrijskih modela, a što je prikazano na slici 2.8.

---

<sup>4</sup> CT sistem sa dva izvora X-zraka (jači i slabiji izvor) za akviziciju CT snimaka.

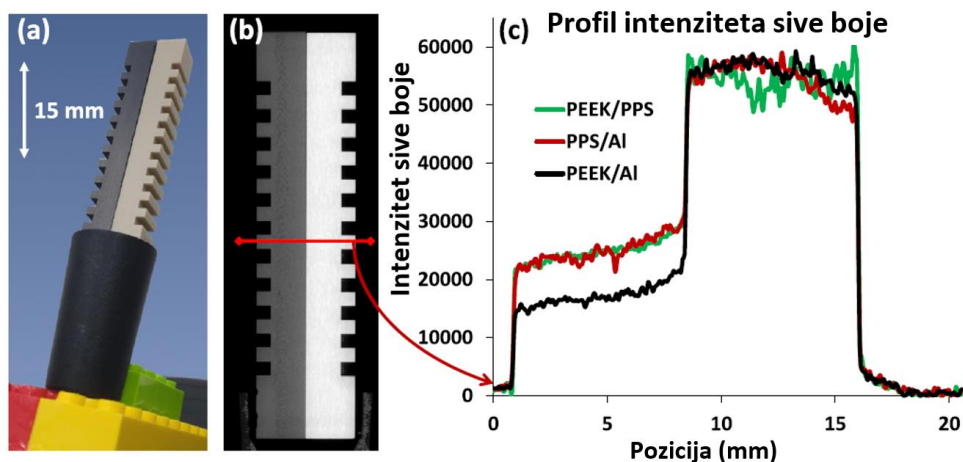
<sup>5</sup> CT sistem sa jednim izvorom X-zraka za akviziciju CT snimaka.



Slika 2.8 Volumetrijski modeli generisani primenom predstavljene metode u [64] na primerima a) bloka motora i b) vibracionog dampera

Lifton i dr. [65] su proučavali nesigurnost određivanja površine primenom diskretnog Ramp modela i Monte Karlo simulacije na simuliranim i realnim objektima. Na osnovu rezultata Monte Karlo simulacije procenjena je merna nesigurnost strukture skupa koordinata, omogućavajući pojedinačnim koordinatnim nesigurnostima da se propagiraju kroz geometriju koja odgovara konačnom rezultatu merenja.

Autori u [60] su se bavili eksperimentalnom procenom uticaja procesa određivanja površina na MMC, pri tome koristeći dostupne metode za segmentacije (metoda ISO-50%, metoda lokalnog praga, metoda rasta regiona, i dr.) u komercijalnom softveru za analizu CT snimaka (VGStudio MAX 2.2.6.). U ovoj studiji su koristili kalibracione predmete napravljene od različitih materijala, a to su PEEK (polieter eter keton, engl. *polyetheretherketone*), PPS (polifenilen sulfid, engl. *polyphenylene sulphide*) i aluminijum. MMC su sastavljeni na način da imaju različite odnose materijala što rezultuje različitom apsorpcijom X-zraka prikazanim na slici 2.9.

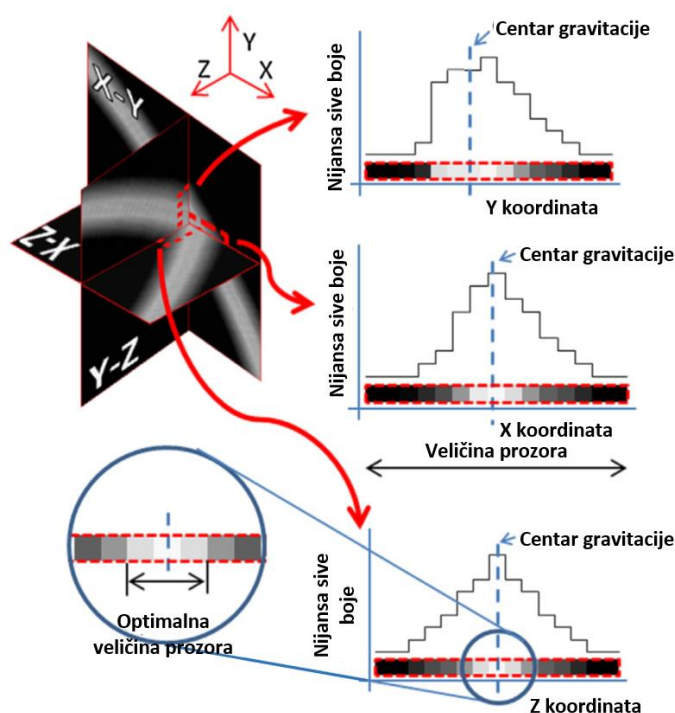


Slika 2.9 Montaža MMC sa a) PPS i PEEK materijalima, b) rekonstruisani vertikalni CT snimak dva materijala i c) 2D profilna linija intenziteta nijanse sive boje kod MMC [60]

Jiménez i dr. [66] su se bavili problemom segmentacije 2D CT snimaka, sa naglaskom na detekciji ivica, odnosno granica objekta. U ovom radu su predstavili tri metode za detekciju granica objekata na 2D CT snimcima. Takođe su prikazali metode koje se koriste u oblastima kao što su mašinska i računarska grafika i analizirali su sve tri metode kao alternativu metodama koje se koriste kod industrijskih CT sistema u oblasti metrologije. Izvršili su eksperimentalno poređenje ove tri tehnike, koristeći ih pritom na tri različita komada: dva referentna dela i jednom industrijskom delu. Cilj im je bio dokazati primenljivost metoda za segmentaciju u oblasti metrologije, dobijeni rezultati su to i potvrdili.

Kada je u pitanju RE modeliranje novih proizvoda u oblasti industrijske proizvodnje, u [67] je predstavljeno softversko rešenje pod nazivom „SegMo“ koje prema ovim istraživanjima može učinkovitije izvršiti segmentaciju kompleksnih sklopova u odnosu na konvencionalne metode. Veća učinkovitost se postiže predlaganjem graničnih kandidata koji su kodirani kao hijerarhijsko razlaganje zapremine skeniranog sklopa na osnovu Morse kompleksa i poligonizacije pri sub-vokselnoj<sup>6</sup> tačnosti.

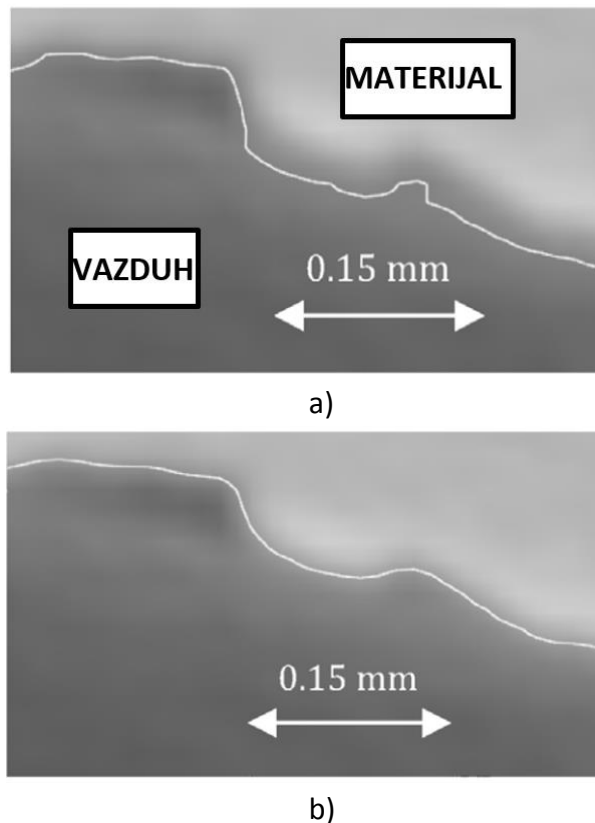
U novijim istraživanjima, autori u [68] su predstavili novu metodu za detekciju ivica kod ekstrakcije površina sa CT snimaka. Metoda je bazirana na 3D Kenijevom algoritmu sa sub-vokselnom rezolucijom prikazano na slici 2.10. Prednosti njihove metode su prikazali poredeći je sa najčešće korišćenom tehnikom za segmentaciju danas, metodom ISO 50%. Obe metode su primenjene na referentnim etalonima i industrijskim delovima. Predstavljena metoda omogućava poboljšanu definiciju ivice objekta, a samim tim i manju neizvesnost merenja. Pored toga, predložena metoda, prema autorima, omogućava automatsku detekciju površina koristeći samo jednu referentnu dimenziju.



Slika 2.10 Sub-vokselna rezolucija [68]

<sup>6</sup> Deljenje vokselna na manje delove – sub-voksele

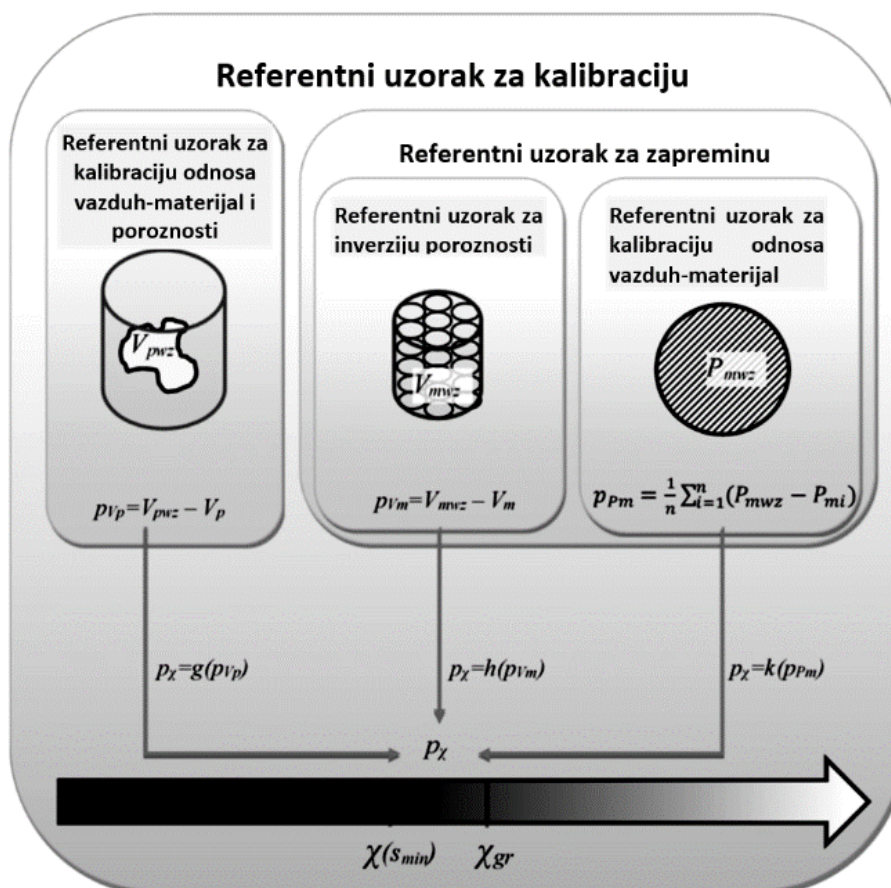
Kada je reč o tačnosti segmentacije, odnosno tačnosti ekstrakcije važnih podataka sa generisanih CT snimaka, postavlja se važno pitanje o sposobnosti algoritama da na efikasan način izvuku adekvatne informacije. Townsend i dr. [69] su prikazali metodu za ekstrakciju podataka sa industrijskih CT snimaka. Implementirana je metoda lokalnog praga za određivanje iterativne površine u softveru VGStudio Max v2.2 na osnovu lokalnih vrednosti nijanse sive boje. Slika 2.11 prikazuje primere generisanih granica objekta primenom metode ISO 50% i predstavljene metode.



Slika 2.11 Detekcija površine objekta primenom a) ISO 50 algoritma i b) metode predstavljene od strane autora u [69]

Autori u [70] su predstavili novu metodu za segmentaciju CT snimaka generisanih na industrijskim CT sistemima, koja je zasnovana na separaciji okolnog vazduha i materijala predmeta. Njihov pristup se sastoji od sprovođenja dodatnih kalibracionih merenja i utvrđivanja potrebne korekcije vrednosti praga "vazdušastog" materijala na sivoj boji zapreminskog modela dobijenog kao rezultat CT merenja. Upotrebljivost i efikasnost ove metode eksperimentalno su proverili na pet različitih CT uređaja za industrijsku primenu. Predložena metoda se pokazala kao bolja u odnosu na postojeću metodu ISO 50% kod merenja zapremine, kao i kod merenja linearnih dimenzija radnih predmeta od različitih materijala. Eksperimenti su pokazali značajna poboljšanja merenja za ispitane uslove. Slika 2.12 prikazuje uopšteni dijagram njihove metode za kalibraciju vazduh-materijal.





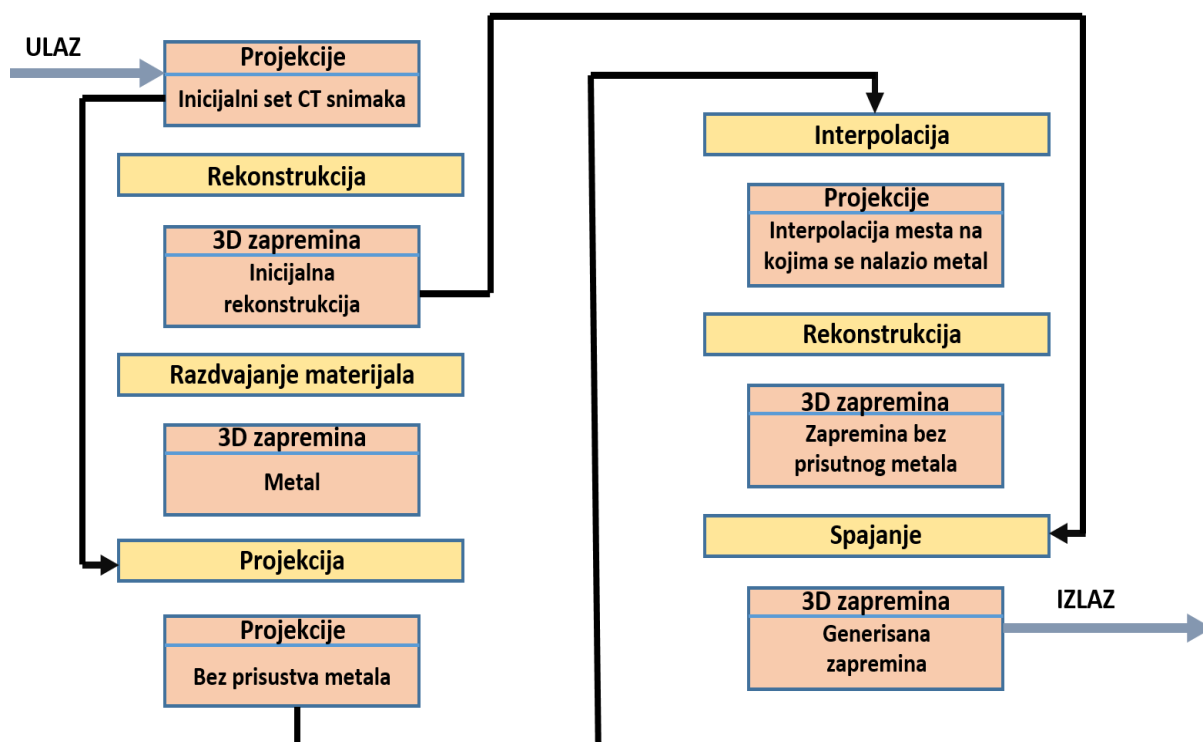
Slika 2.12 Opšti dijagram metode segmentacije metode predstavljene u [70]

Kada su u pitanju fizičke optimizacije CT sistema, Schuetz i dr. [71] su u svom istraživanju sprovedi optimizaciju jednog CT sistema, gde im je primarni cilj bio smanjenje rasipanja X-zraka prilikom CT skeniranja, a koje ima za posledicu nastanak artefakata. Kako bi redukovali rasipanje X-zraka, primenili su Monte Karlo simulaciju u cilju optimizovanja njihovog rasipanja. Optimizacija je obuhvatila izradu kućišta detektora (izrađenog od tankih kompozitnih ploča), tankog ogledala, kao i zidova kabine CT uređaja koji su obloženi metalnim pločama. U eksperimentima su postigli poboljšanje kontrasta za oko 22 % kod aluminijumskih predmeta debljine zida do 50 mm, kao i za oko 35 % za aluminijumske delove debljine zida do 160 mm, čime su potvrdili efikasnost svog modela.

Značajnu pažnju istraživača u ovoj oblasti privlače i MAR (engl. *Metallic Artifact Reduction - MAR*) metode, odnosno metode koje služe za uklanjanje ili redukciju artefakata, koji su posledica prisustva metalnih komponenti u sklopovima koji se sastoje iz više materijala. Za razliku od metoda koje se bave ekstrakcijom informacija sa generisanih CT snimaka, ove metode rade na principu reparacije i rekonstrukcije generisanih sinograma<sup>7</sup>, pri čemu se kao rezultat dobijaju novi rekonstruisani CT snimci sa redukovanim/uklonjenim artefaktima.

Amirkhanov i dr. [72] su razvili novu metodu koja se bazira na redukciji artefakata kod delova koji se sastoje iz više različitih materijala. Slika 2.13 prikazuje predstavljeni algoritam.

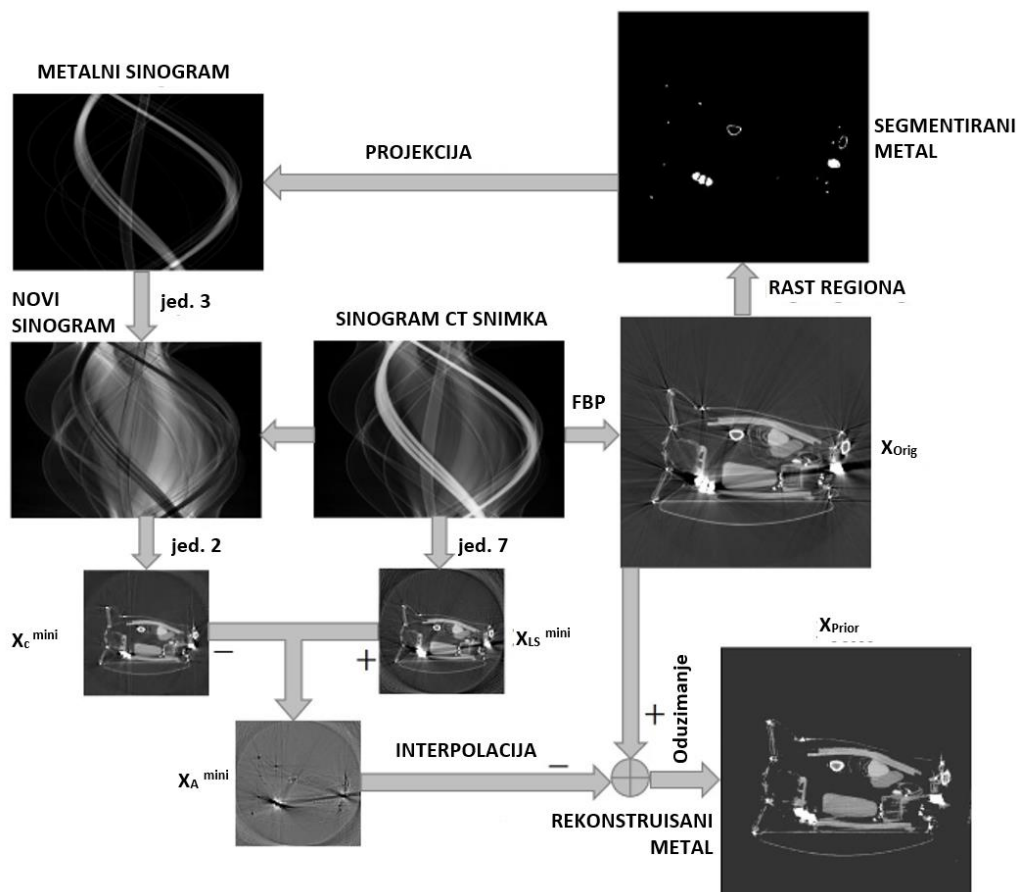
<sup>7</sup> Sinogram predstavlja skup projekcija pod različitim uglovima koje sadrži jedan 2D CT snimak



Slika 2.13 Tok rada algoritma predstavljenog u [72]

Delovi koji sadrže metalne komponente okružene plastičnim materijalima su veoma zanimljivi za inspekciju primenom industrijskih CT sistema. Artefakti koji nastaju kod akvizicije snimaka sa ovakvih predmeta, značajno utiču na karakterizaciju materijala (naročito kod plastičnih komponenti). U svom istraživanju su predstavili metodu za smanjenje prisustva metalnih artefakata koja najpre odvaja metal u prostornom domenu rekonstruisane zapremine, a zatim se metalni delovi projektuju tako da se regioni koji pripadaju metalnim delovima tretiraju kao praznine u skupu projekcija. Posle toga se praznine, koje ostavljaju uklonjeni metali, interpoliraju u 2D projekcijama. U završnoj fazi fuzije se metal ubacuje u rekonstruisani zapreminski model. Dobijeni rezultati ukazuju da se ovim pristupom postiglo značajno smanjenje prisustva artefakata.

Seemeen [73] se u svojoj doktorskoj disertaciji bavi karakterizacijom artefakata prisutnih kod CT uređaja. Razvio je metodu koja redukuje metalne artefakte i čuva više detalja slike u poređenju sa drugim analiziranim metodama, kombinovanjem numeričke optimizacije sa sinogramom. Metoda je bazirana na ekstrakciji metalnih objekata sa sinograma, za šta je iskorišćena metoda rasta regiona kao početni korak za segmentaciju i izolaciju ovih objekata. Takođe je razvio metodu za procenu tačnosti algoritama segmentacije kod CT sistema (Slika 2.14). Fokus njegovih istraživanja se svodio na poboljšanje CT snimanja putničkog prtljaga, posebno neophodnog na mestima kao što su aerodromi.



Slika 2.14 Tok rada algoritma predstavljenog u [73]

Park i dr. [74] su razvili novu metodu za uklanjanje metalnih artefakata koja koristi Laplasov operator da otkrije podatke iz projekcije pozadine skrivene u regionima koji sadrže podatke sa metala. U predloženom postupku su pokušali da razčlane objekte prisutne na 2D CT snimcima na dva dela: na metalne komponente i pozadinu. Uklanjanje podataka koji potiču od metalnih materijala iz projekcija omogućava rekonstrukciju metalnih komponenti fokusirajući se na separaciju, a kasnije i uklanjanje metalnih artefakata.

Yang i dr. [75] predlažu novu MAR metodu za redukciju metalnih artefakata zasnovanu na primeni filtera za redukciju artefakata i poboljšanje originalnih 2D CT snimaka, zatim segmentaciju metalnih artefakata i metalnih objekata primenom algoritma za segmentaciju podataka, i na kraju modifikovanu metodu za repariranje podataka (piksela) na 2D sinogramu. Konačna 2D slika se dobija integracijom segmentirane slike metalnog objekta sa rekonstruisanim 2D sinogramom slike generisanim primenom metode filtrirane pozadinske projekcije (engl. *Filtered Back-Projection - FBP*), što rezultuje dobijanjem 2D CT snimaka sa redukovanim prisustvom artefakata.

Pored ovih MAR metoda, u primeni je više različitih metoda i pristupa koje se bave komparativnom analizom različitih metoda za redukciju metalnih artefakata [76], zatim metoda baziranih na interpolaciji [77], kombinovanim metodama [78], kao i metoda baziranih na primeni interaktivnih blokova [79]. Kada su u pitanju artefakti u vezi sa očvršćavanjem

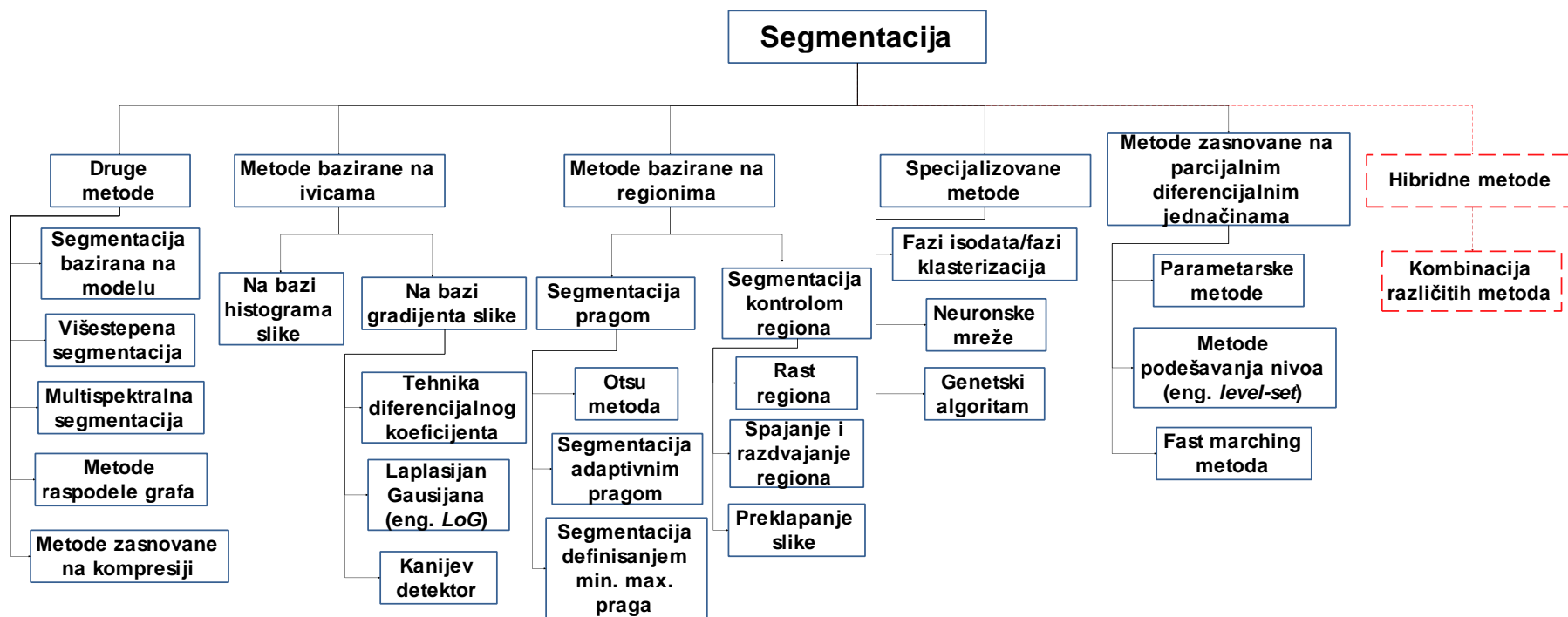
## KOMPJUTERIZOVANA TOMOGRAFIJA U OBLASTI 3D DIGITALIZACIJE

snopa X-zraka, autori Ye Tan i dr. [43] su istražili uticaj parametara kod korekcije očvršćavanja snopa X-zraka na prečniku kalibrisanog čeličnog cilindra sa različitim eksperimentalnim postavkama. Došli su do zaključka da očvršćavanje snopa X-zraka može dovesti do značajnih dimenzionalnih grešaka. Ovaj rad je potvrdio eksperimentalne rezultate primenom simulacije, gde su ispitivali unutrašnji i spoljašnji prečnik cilindra koji je predstavljao test model za analizu. Analizom artefakata u vidu očvršćavanja snopa X-zraka su se takođe bavili i autori u [80].

### **3. ANALIZA METODA ZA SEGMENTACIJU SLIKA**

Segmentacija predstavlja jedan od najvažnijih procesa kada je u pitanju računarska obrada slike. Često se definiše kao proces koji deli sliku na njene sastavne delove i ekstrahuje delove (objekte) od interesa. To je jedan od najkritičnijih zadataka u automatskoj analizi slike, jer će rezultati segmentacije uticati na sve naredne procese analize slike, kao što su vizuelizacija i opis objekta, merenje određenih karakteristika, pa čak i zadataka višeg nivoa, poput klasifikacije objekta i interpretacije scene [81]. Međutim, segmentacija može zavisiti od različitih parametara slike, kao što su boja ili tekstura. Ono oko čega se većina autora slaže jeste da kada je segmentacija u pitanju ne postoji univerzalno rešenje. Upravo zato i privlači pažnju mnogih istraživača [7,41,54,82–84].

Algoritmi za segmentaciju slike se klasifikuju na različite načine [85–88]. Kod nekih autora prikazan je opšta podela kada su u pitanju metode za segmentaciju [81,85,87,89–91] dok je kod nekih prikazana opširnija podela [85–88]. Jednu od najdetaljnijih klasifikacija metoda za segmentaciju su prikazali autori u [89]. Međutim, kako bi se dobila potpunija slika, ova klasifikacija se može proširiti sa dodatnim pod-vrstama (klasama), među kojima se nalaze i hibridne metode za segmentaciju [92,93] koje su nastale kao rezultat kombinovanja dve ili više metoda, a sa ciljem poboljšanja ukupnih rezultata segmentacije slike. Slika 3.1 prikazuje klasifikaciju metoda za segmentaciju slike.



Slika 3.1 Klasifikacija metoda za segmentaciju slike [87,89,90]

Klasifikacija prikazana na slici 3.1 je izvršena uzimajući u obzir više literaturnih izvora [85,87,89–91,94], tako da objedinjuje osnovne podele metoda za segmentaciju.

### 3.1 Metode bazirane na ivicama

Metode bazirane na ivicama (engl. *Edge Based*) se zasnivaju na ekstrakciji ivica objekta prisutnog na slici. Ivica predstavlja skup povezanih piksela koji leže na granici između različitih regiona, gde postoje intenzivni diskontinuiteti, kao što su promena intenziteta piksela, različite nijanse boje, različita tekstura itd. [89]. Slika se može segmentirati izdvajanjem takvih vrsta diskontinuiteta. Detekcija ivice može predstavljati veliki izazov kod obrade slike, pogotovo danas kada se nameću sve kompleksniji slučajevi segmentacije slike. Postoji mnogo izazova kod primene metode detekcije ivica, a neki od njih su [89]:

- promena osvetljenja na slici;
- dinamična pozadina slike;
- šum ima veliki uticaj na oblikovanje ivice;
- lažna detekcija ivice (detektovanje ivice gde ona ne postoji);
- dislocirana ivica (otkrivena ivica koja se pomera sa svoje tačne lokacije).

Slika se može segmentirati bilo detekcijom ivica/granica objekta ili grupisanjem piksela na osnovu nekih, unapred definisanih, uslova (intenzitet piksela na slici, boja, tekstura itd.).

### 3.2 Metode bazirane na regionima

Metode bazirane na regionima (engl. *Region Based*) zasnivaju se na kontinuitetu određenog parametra slike. Ove metode dele celu sliku u pod-regione na osnovu definisanih pravila. Jedno od takvih pravila je da svi pikseli u jednom regionu moraju imati isti intenzitet. Metode bazirane na regionima se oslanjaju na vrednosti intenziteta piksela unutar klastera. Klaster se naziva region, a cilj algoritma segmentacije jeste grupisanje regiona prema njihovim funkcionalnim ulogama [89]. U poređenju sa metodama detekcije ivice, algoritmi segmentacije bazirani na regionima su relativno jednostavniji i manje osetljivi na šum, eventualno, prisutan na slici [94]. Metode bazirane na detekciji ivica segmentiraju sliku zasnovanu na velikim promenama intenziteta piksela u blizini ivica, dok metode bazirane na regionima vrše particiju slike u regione [89,95].

### 3.3 Specijalizovane metode

U ovu grupu spadaju metode za segmentaciju veće složenosti u odnosu na prethodne dve. Ova grupa metoda se može kategorizirati na sledeći način [89]:

- Segmentacija zasnovana na genetskom algoritmu;
- Segmentacija zasnovana na neuronskoj mreži;
- Segmentacija slike zasnovana na klasterizaciji;

- Segmentacija bazirana na Vejvletu<sup>8</sup> (engl. *Wavelet segmentation*).

### 3.4 Metode zasnovane na parcijalnim diferencijalnim jednačinama

Koristeći metodu parcijalne diferencijalne jednačine (PDJ) i rešavanje PDJ jednačine numeričkim metodama, može se segmentirati slika [96]. Propagacija krivine je popularna tehnika u ovoj kategoriji, sa brojnim aplikacijama za uklanjanje predmeta, praćenje objekata, stereo rekonstrukciju i sl. Glavna ideja je da se razvije početna kriva prema najnižem potencijalu funkcije cilja, gde se njegova definicija odražava na zadatak koji treba rešiti. Minimizacija funkcionalnosti troškova nije trivijalan zadatak, i nameće određena ograničenja na rešenje, što se u ovom slučaju može izraziti kao geometrijska ograničenja na evoluirajućoj krivoj [97,98].

### 3.5 Hibridne metode

Sa povećanjem kompleksnosti segmentacije slike, nameće se potreba za razvojem novih algoritama i metoda. Kombinovanjem prehodno pomenutih metoda moguće je razviti hibridne metode i postići bolje rezultate segmentacije. Po pravilu, hibridne metode su robusnije, tj. manje osetljive na promene parametara i kod njih se sa istim parametrima mogu dobiti dobri rezultati segmentacije za relativno širok spektar različitih slika [91].

### 3.6 Ostale metode

Postoji još metoda segmentacije kao što su npr. višestepena segmentacija, metoda raspodele grafa, multispektralna segmentacija ili metode zasnovane na kompresiji. Međutim one nisu detaljnije elaborirane jer izlaze izvan osnovnih okvira istraživanja obuhvaćenih ovom doktorskom disertacijom. Više informacija o ovim metoda može se pronaći u [99–103].

### 3.7 Analiza najčešće primenjivanih metoda za segmentaciju CT snimaka

Primena različitih metoda kod segmentacije i obrade CT snimaka je veoma rasprostranjena, kako u medicini, tako i u oblasti mašinskog inženjerstva. Sa ciljem analize rasprostranjenosti upotrebe ovih metoda izvršena je sistematizacija njihove primene u oblasti inženjerstva preko jedne od vodećih platformi *ScienceDirect*. U obzir su uzeti svi radovi publikovani u periodu od 1999. – 2017. godine (Grafik 3.1) sa pretragom ključnih reči za sledeće metode uzete u obzir:

- Metoda sliva (engl. *Watershed*);
- Fazi isodata/fazi klasterizacija metodom C-srednjih vrednosti (engl. skraćeno *FCM*);

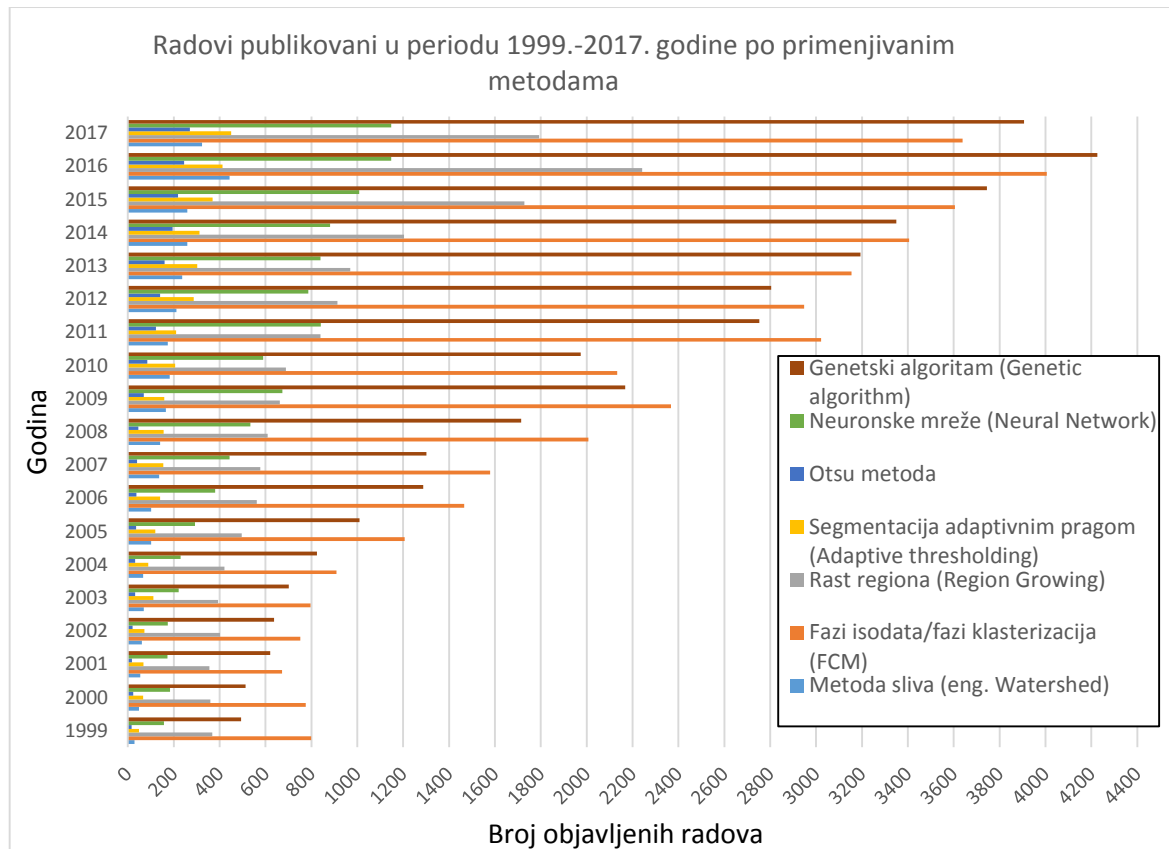
---

<sup>8</sup> Matematički alat za simultanu analizu signala u vremenskom (prostornom) i frekvencijskom domenu. Primenu je takođe našla i u oblasti segmentacije slike.



## ANALIZA METODA ZA SEGMENTACIJU SLIKA

- Rast regiona (engl. *Region Growing*);
- Segmentacija adaptivnim pragom (engl. *Adaptive thresholding*);
- Otsu metoda;
- Neuronske mreže (engl. *Neural Network*);
- Genetski algoritam (engl. *Genetic algorithm*).



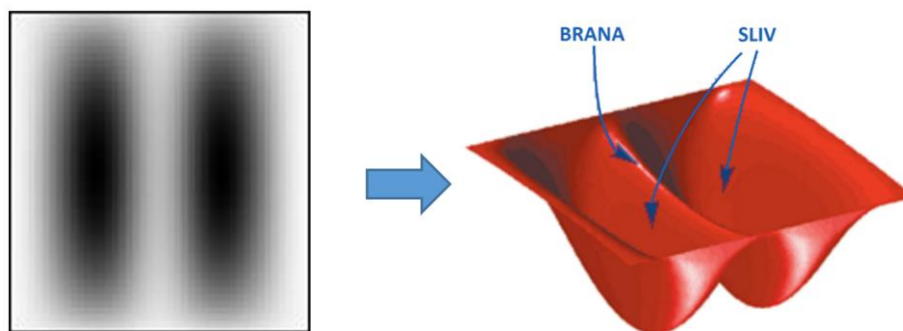
Slika 3.2 Radovi publikovani u periodu od 1999. – 2017. godine

Navedene metode su uzete u obzir kao reprezentativne metode koje se često koriste za potrebe segmentacije. Danas postoje mnoge druge metode koje su evoluirale i unapređivale se na osnovu predstavljenih metoda. Iz grafikona 3.1 se može videti trend rasta primene svih metoda u skorijem periodu što doprinosi sve popularnijoj primeni računarskih algoritama i metoda kod obrade slike. Od ukupnog broja radova obuhvaćenih analizom, u najvećem broju su primenjivani genetski algoritmi (4226 radova), zatim metode fazi klasterizacije (fazi isodata) (4006 radova), rast regiona (2242 rada) i neuronske mreže (1148 radova). Kao razlog za sve češćom primenom metoda zasnovanih na mašinskom učenju može se identifikovati porast kompleksnosti zadatka segmentacije, kao i sve veća rasprostranjenost kompjuterizovane tomografije u identifikaciji različitih procesa.

### 3.7.1 Metoda sliva

Metoda sliva (engl. *Watershed*) se koristi već duži vremenski period [104–106]. Metoda sliva [88] je metoda za identifikaciju granica u kojoj su slike intenziteta sivog nivoa modelirane kao topografski reljefi, gde je intenzitet piksela analogan elevaciji u toj tački [107].

Koncept ove metode se može razumeti tako što se pretpostavlja da se rupa definiše počevši od svakog lokalnog minimuma u reljefu. Pošto je reljef „uronjen“, voda kreće iz rupa u lokalnim minimumima. U svakoj tački gde voda prelazi iz jednog sliva u drugi, formira se tzv. „brana“. Kada je celokupni reljef uronjen u vodu, brana je formirana između svakog sliva prisutnog na slici. Na taj način se identifikuju granice lokalnih minimuma. Slika 3.3 prikazuje princip metode sliva.



Slika 3.3 Ilustrativni prikaz principa metode sliva [108]

Kod primene ove metode postoji tendencija preterane segmentacije slike, jer se identifikuje svaki lokalni minimum, uključujući i one nastale usled prisustva šuma na slici. Često se detektovanje ivica koristi za stvaranje slike magnitude gradijenta kao ulaz u algoritam sliva, s obzirom da će slivovodi biti regioni koji nisu povezani sa ivicama na slici.

Algoritam sliva se koristi za obradu slike prvenstveno za svrhe segmentacije. Primeri primene ovog algoritma mogu se naći u radovima [104–106,109].

### 3.7.2 Fazi isodata/fazi klasterizacija metodom C-srednjih vrednosti

Klasterizacija metodom fazi C-srednjih vrednosti/fazi isodata (engl. *Fuzzy C-means clustering - FCM*) je metoda koja ima veliku rasprostranjenost u mnogim oblastima nauke [110]. Ova metoda se koristi za klasterizaciju, odnosno grupisanje podataka (piksela), gde svaki piksel može da pripada dva ili više klastera sa određenim stepenom pripadnosti, za razliku od čvrste (krisp) klasterizacije gde svaki piksel pripada samo jednom klasteru. Ovaj algoritam je prvi razvio Džejsms Dan (engl. *James Dunn*) 1973. godine [111], a unapredio Džejsms Bezdek (engl. *James Bezdek*) 1983. godine [112]. Predstavlja jednu od najpopularnijih metoda za grupisanje podataka, jer je laka za implementaciju, efikasna i direktna u pristupu. FCM algoritam generiše fazi (odnosno, rasplinute) particije za svaki skup numeričkih podataka (piksela), i na taj način dozvoljava da jedan piksel istovremeno pripada dva ili više klastera [112,113].

Kod postupka klasterizacije slike, najčešći parametar koji se uzima u obzir jeste intenzitet piksela prikazan u nijansama sive boje. Na ovaj način se funkcija pripadnosti kod FCM algoritma minimizira kada se velike vrednosti stepena pripadnosti dodeljuju pikselima bližim centrima klastera, a male vrednosti stepena pripadnosti se dodeljuju pikselima koji su udaljeniji od centra klastera [114].

FCM deli skup od  $n$  objekata  $o = \{o_1, o_2, \dots, o_n\}$  u  $R^d$  dimenzionom prostoru u  $c$  ( $1 < c < n$ ) fazi klastera sa  $C = \{c_1, c_2, \dots, c_c\}$  centara klastera ili centroida. Fazi grupisanje objekata je opisano pomoću fazi matrice  $I$  sa  $n$  redova i  $c$  kolona u kojima je  $n$  broj objekata podataka i  $c$  je broj klastera.  $I_{ij}$  je element u  $i$ -tom redu i  $j$ -toj koloni u matrici  $I$ , a koji ukazuje na stepen pripadanja  $i$ -tog objekta  $j$ -tom klasteru.

Cilj FCM algoritma jeste da minimizira funkciju cilja datu sledećom jednačinom (3.1) [112]:

$$J_m = \sum_{j=1}^c \sum_{i=1}^n I_{ij}^m d_{ij} \quad (3.1)$$

gde parametar  $m$  ( $m > 1$ ) predstavlja težinski eksponent (stepen fazifikacije) za svaku fazi pripadnost i određuje nivo fazifikacije date klasifikacije.

U prethodnoj jednakosti (3.1) udaljenost  $d_{ij}$  se može izračunati na osnovu (3.2):

$$d_{ij} = \|o_i - c_j\| \quad (3.2)$$

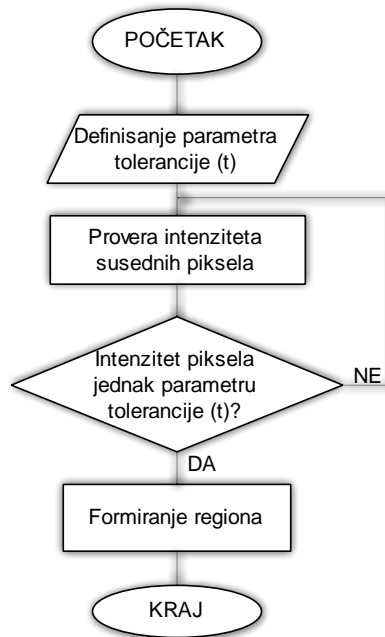
gde  $d_{ij}$  predstavlja euklidsko rastojanje od objekta  $o_i$  do centra klastera  $c_j$ . Centar  $j$ -tog klastera (centroid)  $c_j$ , se može izračunati kao što je prikazano jednačinom (3.3):

$$c_j = \frac{\sum_{i=1}^n I_{ij}^m \cdot o_i}{\sum_{i=1}^n I_{ij}^m} \quad (3.3)$$

FCM algoritam se zaustavlja kada je razlika između dve uzastopne iteracije manja od terminacionog koeficijenta. Primeri primene ovog algoritma mogu se naći u radovima [115–118].

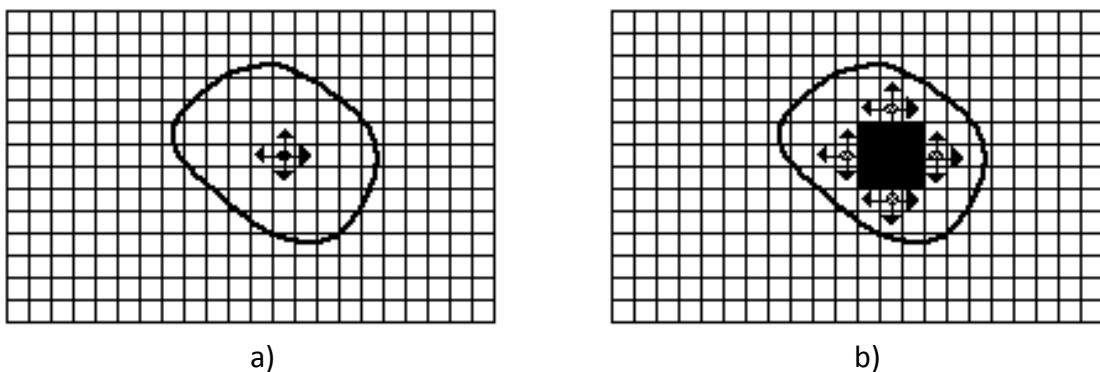
### 3.7.3 Rast regiona

Metoda rasta regiona (engl. *Region Growing* - RG) je metoda [119] koja se naširoko koristi u mnogim kompleksnim situacijama za segmentaciju slike [120–124]. Metoda RG predstavlja jednostavan algoritam za segmentaciju, gde svaki region počinje kao jedno seme (piksel). U svakoj iteraciji, okolni pikseli su uzeti u obzir kako bi se utvrdilo da li region treba proširiti i da li ih treba uključiti u dati region ili ne, a to kontroliše parametar tolerancije [125]. Slika 3.4 prikazuje osnovni algoritam RG metode.



Slika 3.4 Osnovni algoritam RG metode [126]

Ovaj pristup se vodi činjenicom da, polazeći od inicijalnog semena prikazanog na slici 3.5a, susedni pikseli koji se nalaze u blizini regiona imaju slične karakteristike u vidu vrednosti intenziteta piksela, boje, ili nekih drugih parametara (Slika 3.5b).



Slika 3.5 Ilustracija metode RG: a) početak rasta regiona i b) rast regiona posle nekoliko iteracija [119]

Međutim, izbor početnog semena za segmentaciju ima veliki uticaj na konačni rezultat segmentacije, odnosno generisanje 2D binarne slike gde vrednost 1 predstavlja region od interesa, a 0 predstavlja pozadinu koja nije uzeta u obzir. Kako dodeliti početno seme predstavlja značajno pitanje kod metode RG i mnogi autori su se bavili ovim problemom [127,128]. Primeri primene ovog algoritma mogu se naći u radovima [119,124,129].

### 3.7.4 Segmentacija adaptivnim pragom

Metode segmentacije adaptivnim pragom (engl. *Adaptive thresholding*) predstavljaju metode koje ne koriste isti prag intenziteta piksela prilikom segmentacije cele slike. Adaptivni

prag obično uzima sliku u nijansama sive (ili RGB sliku u boji) kao ulaz, a u najjednostavnijoj realizaciji generiše se 2D binarna slika koja predstavlja rezultat segmentacije [130]. Za svaki piksel na slici mora se izračunati prag intenziteta. Ako je vrednost piksela ispod praga, ona se smatra kao pozadina, u suprotnom, ako ima vrednost piksela iznad praga, uzima se u obzir.

Postoje dva glavna pristupa za pronalaženje praga, a to su Čou i Kaneko (engl. *Chow and Kaneko*) pristup [131] i lokalna segmentacija. Pretpostavka koja stoji iza obe metode jeste da manji regioni, prisutni na slici, imaju veću verovatnoću da će imati imati približno jednak intenzitet piksela, čime su pogodniji za segmentaciju. Čou i Kaneko dele sliku u niz preklapajućih manjih pod-slika, a zatim pronalaze optimalni prag za svaku pod-sliku izračunavajući njihov histogram. Prag za svaki pojedinačni piksel se može naći interpolacijom rezultata pod-slika. Nedostatak ovog pristupa jeste to što je izračunavanje vremenski zahtevno i, stoga, nije prikladno za aplikacije u realnom vremenu.

Alternativni pristup pronalaženju lokalnog praga je da se statistički ispituju vrednosti intenziteta lokalnog susedstva svakog piksela. Prag je različit za svaki piksel i izračunat je iz njegovog lokalnog susedstva. Statistika koji je najprikladnija zavisi uglavnom od ulazne slike. Jednostavne i brze funkcije uključuju srednju vrednost lokalne distribucije intenziteta (3.4):

$$T = \text{srednja vrednost} \quad (3.4)$$

Vrednost medijane (3.5):

$$T = \text{medijana} \quad (3.5)$$

Ili srednja vrednost minimalnih i maksimalnih vrednosti (3.6):

$$T = \frac{\max + \min}{2} \quad (3.6)$$

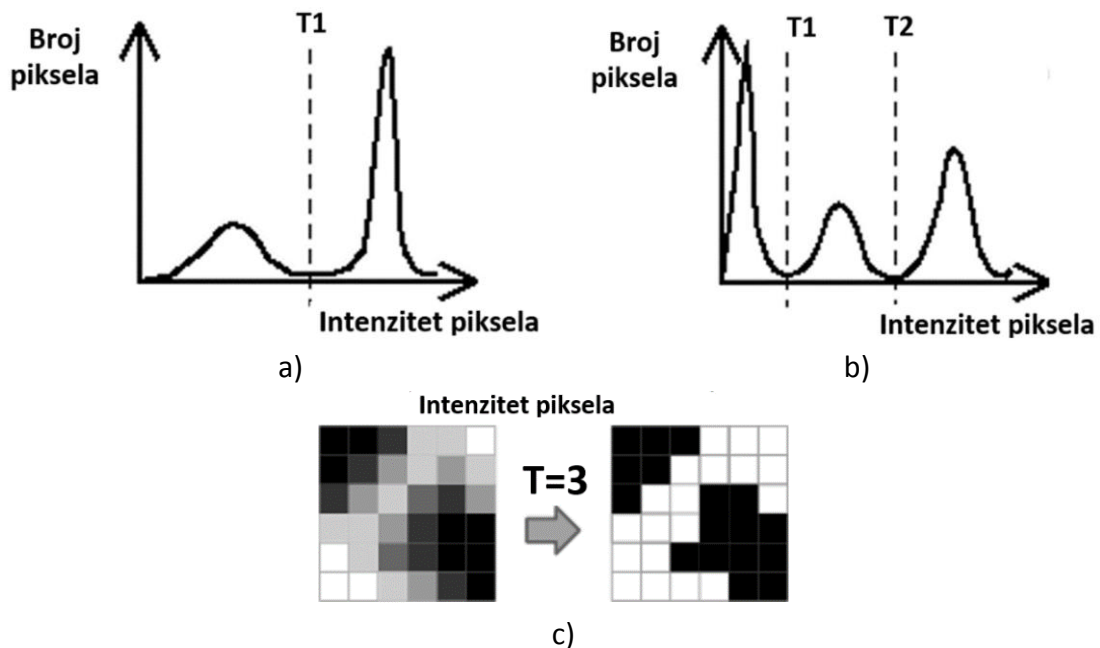
Veličina susedstva mora biti dovoljno velika da pokrije u dovoljnoj meri pozadinu, kao i objekat od interesa, inače je odabran loš prag. Sa druge strane, birajući prevelike regione, može se narušiti pretpostavka o približno istom intenzitetu piksela. Ovaj metod je manje računarski zahtevan, za razliku od Čou i Kaneko pristupa i daje dosta dobre rezultate za neke aplikacije. Primeri primene ovog algoritma mogu se naći u radovima [83,132].

### 3.7.5 Otsu metoda

Primenom Otsu metode, nazvane po Nobuiuki Otsu, koristi se algoritam koji pretpostavlja da slika sadrži dve klase piksela uz pomoć bimodalnog histograma (objekat i pozadinski pikseli), zatim se izračunava optimalni prag koji odvaja dve klase tako da je njihov kombinovani raspon (varijansa unutar klase) minimalan ili ekvivalentan (pošto je zbir parnih kvadratnih rastojanja konstantan), tako da je njihova međuzavisna varijansa maksimalna [133].

Ulaz za operaciju praga tipično je slika u nijansama sive (ili RGB slika u boji). Kod najjednostavnije primene, izlaz je binarna 2D slika koja predstavlja rezultat segmentacije. Crni pikseli odgovaraju pozadini, a beli pikseli odgovaraju objektu od interesa (ili obratno). U jednostavnim implementacijama segmentacija se određuje samo jednim parametrom poznatim kao prag intenziteta piksela (Slika 3.6a). U jednom koraku, svaki piksel na slici se upoređuje sa ovim definisanim pragom. Ako je intenzitet piksela veći od praga, piksel se markira belom bojom, tj. uzima se u obzir. U suprotnom, ako je manji od praga, markira se crnom bojom i označava se kao pozadina [134].

U sofisticiranijim implementacijama mogu se specificirati višestruki pragovi (Slika 3.6b), tako da se opseg intenziteta piksela može postaviti tako da se sve vrednosti intenziteta koji se nalaze unutar tog opsega (minimalni i maksimalni opseg) uzimaju u obzir kao objekat od interesa (Slika 3.6c). Za RGB slike u boji ili višespektralne slike (slike unutar specifičnih opsega talasne dužine elektromagnetnog spektra), moguće je postaviti različite pragove za svaki kanal u boji, i tako izaberati samo one piksele unutar određenog kuboida u RGB prostoru [134]. Još jedna uobičajena varijanta jeste uzimanje u obzir svih onih piksela koji odgovaraju pozadini (najčešće se definiše crnom bojom), gde se zatim kao rezultat ostavljaju slike u prvobitnoj boji/intenzitetu (ovo predstavlja kontra slučaj) [134].



Slika 3.6 Prikaz histograma slike primenom a) segmentacije pomoću jednog praga  $T_1$ , b) pomoću dva praga  $T_1$  i  $T_2$  (minimalna i maksimalna vrednost intenziteta piksela) i c) segmentacija slike primenom praga  $T=3$  [134]

Otsuova metoda je popularna metoda praga koja pretpostavlja da slika sadrži dve klase piksela – piksele od interesa i pozadinske piksele. Primeri primene ovog algoritma mogu se naći u radovima [93,135,136].

### 3.7.6 Veštačke neuronske mreže

Metode segmentacije zasnovane na veštačkoj neuronskoj mreži (engl. *Artificial Neural Network*) simuliraju strategije učenja ljudskog uma u svrhu donošenja odluka. Danas se ova metoda često koristi za segmentaciju medicinskih slika. Koristi se za odvajanje objekta od interesa od pozadine. Neuronska mreža se sastoji od velikog broja povezanih čvorova i svaka veza ima određenu težinu. U tom slučaju problem se pretvara u više manjih problema koji se rešavaju primenom neuronske mreže. Ova metoda ima dva osnovna koraka: ekstrakciju funkcija i segmentaciju pomoću neuronske mreže [90].

Veštačke neuronske mreže [88] su korišćene u segmentaciji medicinskih slika [112], obično za potrebe obimnih identifikacija, ali i kod identifikacije 2D granica [137]. Mreža mora prvo da bude obučena pomoću odgovarajućih podataka o slici, nakon čega se može koristiti za segmentiranje drugih slika. Za identifikaciju volumena, neuronska mreža deluje kao klasifikator u kojem se određuje skup funkcija za svaki piksel slike i predstavlja se kao ulaz u neuronsku mrežu. Mreža koristi ovaj ulaz da bi odabrala klasifikaciju piksela iz unapred definisanog skupa mogućih klasa, na osnovu podataka u prethodnoj obuci. Operacija klasifikacije je slična onoj koja se vrši u prepoznavanju statističkog obrazca i primećeno je da mnogi modeli neuronskih mreža imaju implicitnu ekvivalentnost odgovarajućem metodu za prepoznavanje statističkog obrazca [138].

Kada je u pitanju rasprostranjenost primene ove metode za segmentaciju, postoje različite varijacije i modifikacije ove metode za poboljšanu segmentaciju. Ovo posebno dolazi do izražaja kod slučajeva gde ne postoje jasno definisane granice kod objekata na slici. Primeri primene ovog algoritma mogu se naći u radovima [137,138].

### 3.7.7 Genetski algoritam

Metoda genetskog algoritma (GA) je metoda optimizacije koja koristi Darwinov kriterijum evolucije populacije jedinki za rešavanje problema optimizacije zasnovanih na prirodnoj selekciji [139]. Proces prirodne selekcije se koristi za podizanje efikasnosti grupe mogućih rešenja kako bi se zadovoljio optimalni ambijent. GA se zasniva na principu "preživljavanje najsposobnijih".

Svaki pojedinac predstavlja jedno rešenje za proces. Evolucija pojedinaca kroz generacije i procena svakog pojedinca u generaciji obezbeđuju konvergenciju procesa optimuma, iako nije osiguran globalni optimum [140].

Nakon završenog definisanog broja iteracija (generacija) algoritam se zaustavlja. Pojedinac, odnosno jedinka sa najnižom vrednošću funkcije troškova proglašen je za rešenje zadatka GA [140]. Primeri primene ovog algoritma mogu se naći u radovima [139–142].

### 3.8 SWOT analiza najčešće korišćenih metoda za segmentaciju

Kako bi se izvršila detaljna analiza indentifikovanjem prednosti, slabosti, mogućnosti i pretnji urađena je SWOT analiza (engl. *Strengths, Weaknesses, Opportunities and Threats*) prethodno opisanih metoda za segmentacije, i to:

- SWOT analiza metode sliva (Tabela 3.1)
- SWOT analiza metode fazi isodata/fazi klasterizacija (Tabela 3.2)
- SWOT analiza metode rasta regiona (Tabela 3.3)
- SWOT analiza metode segmentacije adaptivnim pragom (Tabela 3.4)
- SWOT analiza Otsu metode (Tabela 3.5)
- SWOT analiza metode neuronske mreže (Tabela 3.6)
- SWOT analiza metode genetskog algoritma (Tabela 3.7)

Tabela 3.1 SWOT analiza metode sliva

SWOT analiza		Reference
Prednosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Rezultati su konzistentni ;</li> <li>• Granice objekta su kontinualne.</li> </ul>	
Slabosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kompleksno računanje ;</li> <li>• Postoji tendencija kod primene ove metode da izvrši preteranu segmentaciju (engl. <i>oversegmentation</i>).</li> </ul>	[85,90,106
Mogućnosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kombinacija sa drugim metodama;</li> <li>• Relativno laka za primenu.</li> </ul>	,109]
Pretnje	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Osetljiva na šum;</li> <li>• Nemogućnost segmentacije slika na kojima je prisutan šum.</li> </ul>	

Tabela 3.2 SWOT analiza metode fazi isodata/fazi klasterizacija

SWOT analiza		Reference
Prednosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Koristi parcijalnu pripadnost, pa je samim tim više primenjiva u konkretnim slučajevima;</li> <li>• Česta primena u raznim aplikacijama;</li> <li>• Nenadgledana metoda za segmentaciju;</li> <li>• Bazira se na deljenju slike u homogene klasterne;</li> <li>• Pikseli na slici mogu da pripadaju više klastera sa određenim stepenom pripadnosti.</li> </ul>	[85,88,90]
Slabosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Određivanje funkcije pripadnosti nije lak zadatak;</li> <li>• Može biti spora;</li> <li>• Računanje Euklidskog rastojanja može nejednako težiti osnovnim faktorima.</li> </ul>	



## ANALIZA METODA ZA SEGMENTACIJU SLIKA

Mogućnosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kombinacija sa drugim metodama;</li> <li>• Može se ubrzati primenom različitih tehnika (npr. preko histograma slike).</li> </ul>
Pretnje	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Osetljiva na definisanje inicijalnog broja klastera;</li> <li>• Sa nižim vrednostima terminacionog koeficijenta [0 1] dobija se bolji rezultat, ali na račun većeg broja iteracija.</li> </ul>

*Tabela 3.3 SWOT analiza metode rasta regiona (RG)*

SWOT analiza	Reference
Prednosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Primenom ove metode mogu pravilno da se odvoje regioni koji imaju iste osobine;</li> <li>• Može pružiti originalne slike koji imaju jasno definisane ivice regiona koji se segmentira;</li> <li>• Koncept je jednostavan;</li> <li>• Možemo odrediti tačku semena i kriterijume koje želimo napraviti;</li> <li>• Istovremeno se može odabrati više kriterijuma;</li> <li>• Radi dobro kod slika sa prisustvom šuma.</li> </ul>
Slabosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ne razlikuje dobro senke od stvarnih objekata na slikama;</li> <li>• Definisanje kriterijuma za zaustavljanje rasta regiona može predstavljati težak zadatak.</li> </ul>
Mogućnosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Problem šuma na slici se lako može redukovati upotrebom maske za filtriranje;</li> <li>• Omogućava fleksibilnost izbora između ručnog i automatskog izbora semena za segmentaciju slike.</li> </ul>
Pretnje	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Odgovarajući izbor inicijalnog semena je važan;</li> <li>• Šum ili varijacija intenziteta piksela na slici mogu rezultirati rupama ili prekomernom segmentacijom;</li> </ul>

*Tabela 3.4 SWOT Analiza metode segmentacije adaptivnim pragom*

SWOT analiza	Reference
Prednosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Jednostavan pristup;</li> <li>• Jednostavna je implementacija;</li> <li>• Upoređivanjem intenziteta piksela sa prosečnom vrednošću intenziteta okolnih piksela sačuvaće se oštre ivice linija objekta na slici, a zanemariće se promene u gradijentu.</li> </ul>
Slabosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Zavisí u potpunosti od lokalnih karakteristika slike;</li> </ul>

## ANALIZA METODA ZA SEGMENTACIJU SLIKA

	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nije pogodna kod segmentacije složenih slika.</li> </ul>
Mogućnosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Laka za modifikaciju i adaptaciju u različitim slučajevima kod segmentacije;</li> </ul>
Pretnje	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Veličina susjednih piksela uzeta u obzir mora biti dovoljno velika da pokrije u dovoljnoj meri objekat od interesa i piksele u pozadini, inače rezultira izborom lošeg praga;</li> <li>• „Pokretni“ prosek intenziteta piksela nije pogodan na svakom koraku jer susjedni pikseli nisu jednako raspoređeni u svim pravcima.</li> </ul>

*Tabela 3.5 SWOT analiza Otsu metode*

SWOT analiza		Reference
Prednosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Primjenjuje se na slikama gde granica (između prednjeg i pozadinskog plana) nije jasna i optimalno selektuje prag zasnovan na karakteristikama podataka o slici;</li> <li>• Na osnovu pikova histograma slike se lako pronalaze vrednosti pragova;</li> <li>• Nema potrebe za polaznim informacijama o slici;</li> <li>• Radi na jednostavnom principu.</li> </ul>	[88,94,145]
Slabosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Detektuje takođe i ivice slike.</li> </ul>	
Mogućnosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mogućnost integracije sa drugim metodama.</li> </ul>	
Pretnje	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Veoma zavisna od lokalnih pikova na histogramu slike;</li> <li>• Detalji u prostornom domenu se ne uzimaju u obzir.</li> </ul>	

*Tabela 3.6 SWOT analiza metode neuronske mreže*

SWOT analiza		Reference
Prednosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sposobnost upravljanja kompromisima između performansi šuma na slici i rezolucije slike;</li> <li>• Konceptualno jednostavan pristup;</li> <li>• Jednostavnost implementacije.</li> </ul>	
Slabosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Obuka neuronske mreže može zahtevati dosta vremena;</li> <li>• Neuronska mreža teško izražava adekvatno znanje i iskustvo ljudskog eksperta;</li> <li>• Za postizanje visokih i pouzdanih performansi obično je potreban veliki broj slučajeva za obuku neuronske mreže.</li> </ul>	[145–148]
Mogućnosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mogućnost kombinacije sa drugim metodama (npr. fazi logikom) kod stvaranja hibridnih pristupa;</li> <li>• Sposobnost izražavanja kvalitativnog znanja.</li> </ul>	
Pretnje	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Opasnost od „preteranog treniranja“ neuronske mreže;</li> </ul>	

	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Podložan principu „crne kutije“ jer ne nudi objašnjenje po kom principu funkcionira;</li> <li>• S obzirom na ulaz, generisan je odgovarajući izlaz, ali obično je teško objasniti zašto je ova odluka postignuta, koliko je pouzdana, itd.</li> </ul>
--	--

Tabela 3.7 SWOT analiza metode genetskog algoritma

SWOT analiza		Reference
Prednosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Zasnovani na prirodnim zakonima i lako su razumljivi;</li> <li>• Pružaju široke mogućnosti istraživanja;</li> <li>• GA koristi istovremeno populaciju tačaka za razliku od pristupa jedne tačke tradicionalnim metodama optimizacije.</li> </ul>	
Slabosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nema garancije za pronalaženje globalnih maksimuma;</li> <li>• Fino podešavanje svih parametara za GA, kao što je stopa mutacije, parametri ukrštanja, parametri fitnesa/selekcioni parametri itd., često su bazirani na principu probe i greške (engl. <i>trial and error</i>).</li> </ul>	
Mogućnosti	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mogućnost kombinacije sa drugim metodama (npr. fazi logikom) kod stvaranja hibridnih pristupa;</li> <li>• GA omogućava izvođenje robusne pretrage za pronalaženje globalnog optimuma.</li> </ul>	[139,145]
Pretnje	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dobijanje neobjašnjivih i nemogućih rešenja;</li> <li>• Rezultat može biti potpuno neefikasan ili nerazumljiv sa inženjerskog aspekta. Treba biti veoma pažljiv pri dizajnu fitnes funkcije;</li> <li>• Rezultati optimizacije zavise od šeme kodiranja hromozoma i uključivanja genetskih operatora, kao i od fitnes funkcije.</li> </ul>	

### 3.9 Metode za analizu slike

Analiza slike, u opštem smislu, predstavlja ekstrakciju važnih informacija primenom različitih tehnika za obradu slike [133,149]. Glavni koraci kod analize slike su generisanje slika, njihovo skladištenje (kompresija), korekcija nedostataka na slikama (npr. neravnomerni intenzitet, prisutnost elektronskog šuma itd.), zatim poboljšanje slike, segmentacija objekata na slici i vršenje različitih dimenzionalnih i drugih vrsta merenja na samoj slici [150].

Konkretan cilj analize generisanih binarnih snimaka jeste da pruži kvantitativni opis realnog stanja nakon segmentacije (broj piksela unutar segmentiranog regiona) [151,152]. Pokazatelji

sličnosti i različitosti (rastojanje) kod binarnih slika igraju ključnu ulogu kod analize uzorka koji se javljaju kod analize slike, kao što su klasifikacije, grupisanje itd. [153].

U okviru ove doktorske disertacije, analiza i obrada slika je podeljena u dve celine. Prvu celinu čine metode koje će se koristiti za analizu generisanih snimaka na dve studije slučaja CT snimaka iz oblasti mašinskog inženjerstva, a drugu celinu čine metode za analizu koje će se koristiti na jednoj studiji slučaja CT snimaka iz oblasti biomedicinskog inženjerstva. Na ovaj način se želi napraviti podela najčešće primenjivanih metoda koje se koriste za analizu slike i dimenzionalnu analizu u ove dve oblasti.

### 3.9.1 Metode za analizu slike u oblasti mašinskog inženjerstva

#### 3.9.1.1 Statistički pokazatelji tačnosti generisane površine

Kao statistički pokazatelji tačnosti u nastavku su prikazana tri primenjivana pokazatelja za potrebe analize odstupanja geometrije generisane površina i za analizu dimenzionalnih odstupanja [70].

**Apsolutna greška ( $\Delta x$ )** – predstavlja veličinu greške prisutne kod merenja i izražava se u istim jedinicama u kojima je izvršeno merenje. Ona predstavlja razliku između izmerene vrednosti i stvarne vrednosti i predstavlja indikator nesigurnosti kod izmerene vrednosti.

Apsolutna greška se definiše na osnovu sledeće formule (3.7):

$$(\Delta x) = |x - x_i| \quad (3.7)$$

gde su:

- $x$  – stvarna vrednost,
- $x_i$  – izmerena vrednost.

**Relativna greška (RE)** - predstavlja odnos apsolutne greške merenja i izmerene vrednosti. Ova greška je relativna u odnosu na veličinu objekta koji se meri i definiše se preko sledeće formule (3.8):

$$\sigma_x = \frac{\Delta_x}{x_i} = \frac{|x - x_i|}{x} \quad (3.8)$$

gde su:

$\Delta_x$  – apsolutna greška merenja,  
 $x$  – stvarna vrednost.

**Procentualna greška površine (%)** – predstavlja meru rasipanja između izmerene i stvarne vrednosti. Ove greške se mogu javiti zbog više različitih razloga koji su često povezani sa

ljudskom greškom, ali takođe i sa greškom merenja kao i sa ograničenjima mernih uređaja kojima su izvršena merenja.

Proračun procentualne greške merenja uključuje primenu apsolutne greške, kao i relativne greške merenja koja se zatim množi sa 100 kako bi se dobila procentualna vrednost, a iskazuje se preko sledeće formule (3.9):

$$\sigma_x = \frac{\Delta_x}{x_i} \cdot 100 = \frac{|x_i - x|}{x_i} \cdot 100 \quad (3.9)$$

### 3.9.1.2 Dimenzionalna analiza

Za potrebe prikupljanja referentnih vrednosti za sprovođenje dimenzionalne analize za studije slučaja u okviru ove doktorske disertacije i za verifikaciju dimenzionalne tačnosti generisanih 3D modela će se koristiti troosna koordinatna merna mašina proizvođača CARL ZEISS, model CONTURA G2 (Oberklofen, Nemačka) koja se nalazi u Laboratoriji za metrologiju, kvalitet, pribore i ekološko-inženjerske aspekte na Fakultetu tehničkih nauka u Novom Sadu prikazano na slici 3.7.



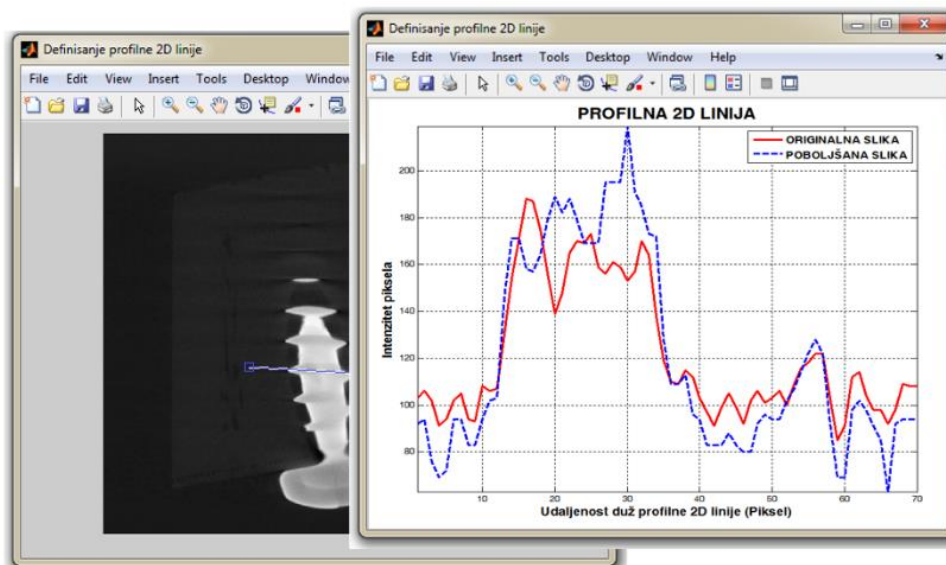
Slika 3.7 Koordinatna merna mašina CARL ZEISS CONTURA G2 na Fakultetu tehničkih nauka

### 3.9.1.3 Analiza profila 2D linije

Profil 2D linije predstavlja efikasnu metodu za utvrđivanje promena nastalih na generisanoj 2D slici. Konkretno u oblasti industrijske kompjuterizovane tomografije i njene primene u oblasti mašinske industrije, na ovaj način može se odrediti nastala promena u intenzitetu piksela kod generisanih CT snimaka, pretežno nakon primene određene korekcijske metode za uklanjanje artefakata i/ili njihovu redukciju [19,154].

Kako bi se izvršila analiza slike i pokazala učinkovitost primene fazi klasterizacije, upoređene su dve 2D profilne linije, radi indentifikacije razlika između jedne i druge slike duž definisane 2D linije. Za analizu je korišćena analiza profilne 2D linije razvijena u okviru programskog sistema ProSEG3D.

Profil linije obezbeđuje uzorkovanje na slici duž arbitrarnog 2D putanje koja se sastoji od segmenata unapred definisane putanje linije, kao što je prikazano na slici 3.8. U svakom segmentu profil linije se obračunava po broju bodova (profil poena) koje odgovaraju gustini uzorkovanja na 2D slici. Na svakoj tački profila vrednost profila se može izračunati prosekom uzoraka duž normale na profil linijskog segmenta.



Slika 3.8 Primer generisanja 2D profilne linije

Profil se meri dužinom putanje linije koja se sastoji od jedne 2D linije. Profil linije pokazuje pojedinačne komponente intenziteta piksela duž navedene putanje gde se može uočiti kako dolazi do normalizacije intenziteta piksela, kao i povećanja njihovog kontrasta na poboljšanom snimku primenom fazi klasterizacije.

### 3.9.1.4 Analiza preklapanja 2D granica kod segmentacije generisanih 3D modela

Analiza preklapanja 2D granica objekta za svaki CT snimak predstavlja još jedan detaljan vid analize čijom se primenom dobija bolji uvid u tačnost preklapanja generisanih granica segmentiranog regiona u odnosu na 2D granice referentnog 3D modela [155]. Primenom ove

analize se definiše svaki segmentirani 2D CT snimak koji sadrži piksele koji predstavljaju objekat od interesa u tom poprečnom 2D preseku. Analiza se sprovodi tako što se površina segmentiranih piksela za svaki 2D CT snimak poredi sa korespondirajućom površinom sačinjenom od broja piksela za referentni model u tom 2D preseku.

### 3.9.1.5 CAD Inspekcija nominalne i izmerene geometrije

Do pre nekoliko godina virtuelni podaci digitalizovanog objekta bili su nedostupni za merenje i obradu pomoću posebnih softverskih programskih paketa. Danas sve veći broj CAD/CAM (engl. *Computer Aided Manufacturing - CAM*) sistema pruža mogućnost da se elektronski zapisi digitalizovanog objekta isporuče u \*.stl (engl. *Stereolithography*) format zapisa ili u vidu izvornog oblaka tačaka. Na ovaj način je omogućeno da se poređenjem i analizom sirovih ili \*.stl podataka dođe do saznanja o preciznosti i tačnosti uređaja za digitalizaciju primenom metode računarnom podržane inspekcije (CAI) [41].

Prvi rezultat postupaka 3D digitalizacije je dobijanje tzv. oblaka tačaka koji sadrži sirove podatke o digitalizovanom objektu. Njegovom obradom i poligonizacijom dobija se poligonalni 3D model koji se dalje može izvesti u neki od najčešće korišćenih formata, kao što je \*.stl format zapisa usled njegove mogućnosti obrade, analize, merenja i poređenja u drugim softverskim programskim sistemima.

Ovo je jako bitno zbog toga što se primenom postupka CAD inspekcije može izvršiti komparativna analiza i merenje odstupanja između originalnih CAD modela i \*.stl modela. Primenom metodologije CAD inspekcije omogućeno je da se na jedan interaktivan način utvrdi nivo tačnosti generisanih 3D modela.

### 3.9.2 Primena statističkih evaluatora u oblasti biomedicinskog inženjerstva

Za analizu greške površine kod binarnih snimaka (engl. *area error metrics*) u literaturi se najčešće koriste statistički evaluatori, a to su Žakarov indeks i Dajsov koeficijent [153].

Kod ovih evaluatora opseg preklapanja referentne i analizirane slike se kreće od 0 do 1, gde 1 definiše potpuno preklapanje segmentirane slike sa referentnom slikom. Ovi evaluatori su definisani na osnovu sledećih formula (3.10 i 3.11):

Žakarov indeks (4.10):

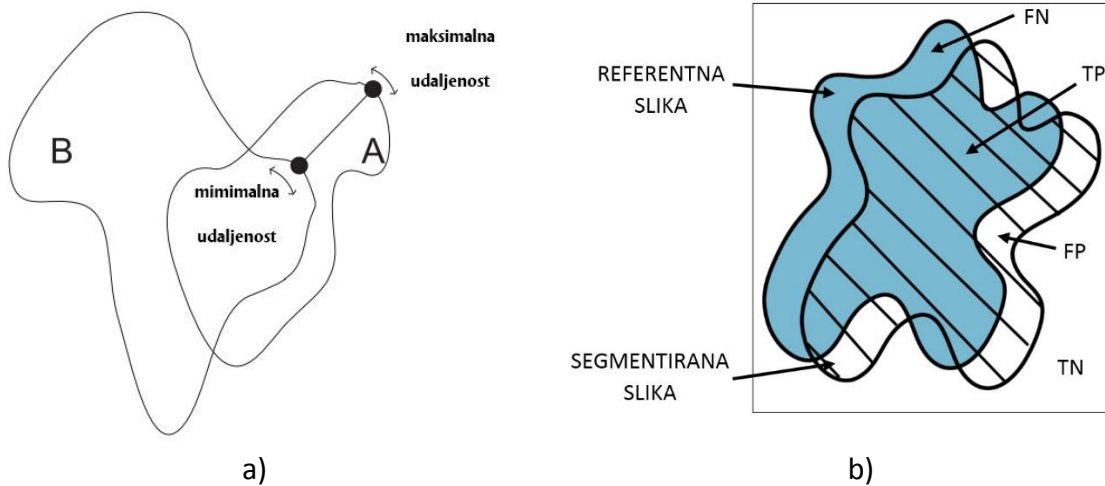
$$JI = \frac{|A \cap B|}{|A \cup B|} \quad (3.10)$$

Dajsov koeficijent (4.11):

$$DK = \frac{2(A \cap B)}{|A| + |B|} \quad (3.11)$$

gde je A binarna slika referentne slike, a B binarna slika koja se upoređuje sa njim.

Pored ovih evaluatora koji se koriste za analizu tačnosti površine, takođe se koriste i evaluatori tačnosti granica (engl. *boundary error metrics*). Kao ovaj evaluator se koristi modifikovana Hausdorfova udaljenost (u literaturi se još spominje i kao Hausdorfova dimenzija) [156]. Hausdorfova udaljenost obezbeđuje sredstva za utvrđivanje sličnosti u jednom skupu (slici) podataka u odnosu na drugi skup (sliku), ispitivanjem jednog dela tačaka (odnosno piksela) u jednom skupu koji leže u blizini tačaka (piksela) u drugom skupu, što je prikazano na slici 3.9a.



Slika 3.9 Ilustrativni prikaz a) Hausdorfove udaljenosti između dva skupa A i B [157] i b) četiri pokazatelja uspešnosti klasifikacije FP, FN, TP i TN

Upotreba Hausdorfove udaljenosti za analizu binarnih slika i njenu primenu u oblasti računarske vizije prvobitno je predložena od strane Huttenločera [158]. Ukoliko imamo dva skupa podataka (odnosno dve slike)  $A = \{a_1, \dots, a_p\}$  i  $B = \{b_1, \dots, b_p\}$ , Hausdorfova udaljenost je definisana kao (3.12) [159]:

$$HD(A, B) = \max(h(A, B), h(B, A)) \quad (3.12)$$

gde je (3.13):

$$h(A, B) = \max_{a \in A} \min_{b \in B} \|a - b\| \quad (3.13)$$

gde operator  $\| \cdot \|$  predstavlja udaljenost između tačaka u skupovima A i B, najčešće je to Euklidsko rastojanje.

Pored ovih statističkih evaluatora, performanse predloženog pristupa se takođe evaluiraju primenom četiri pokazatelja uspešnosti klasifikacije, a to su osetljivost, specifičnost, tačnost i preciznost prikazanim na slici 3.9b. Osetljivost se definiše kao broj pravilno klasifikovanih piksela koji je podeljen sa brojem piksela na referentnoj slici. Specifičnost se definiše kao odnos broja piksela ispravno klasifikovanih kao pozadina sa brojem piksela definisanim kao pozadina na referentnoj slici. Tačnost klasifikacije se definiše kao odnos pravilno klasifikovanih



piksela i nepravilno klasifikovanih piksela u odnosu na ukupan broj piksela na slici. Preciznost predstavlja odnos ispravno klasifikovanih piksela sa ukupnim brojem piksela klasifikovanim kao segmentirani objekat od interesa.

Njihove formule su prikazane u nastavku (3.14) (3.15) (3.16) (3.17):

$$Osetljivost = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.14)$$

$$Specifičnost = \frac{TN}{FP + TN} \quad (3.15)$$

$$Tačnost = \frac{TP + TN}{TP + FN + TN + FP} \quad (3.16)$$

$$Preciznost = \frac{TP}{TP + FP} \quad (3.17)$$

gde:

- **TP (*true positive*)** - predstavlja broj piksela koji su ispravno klasifikovani kao segmentirani objekat;
- **TN (*true negative*)** - predstavlja broj piksela koji su ispravno klasifikovani kao pozadina slike;
- **FN (*false negative*)** - označava broj piksela koji pripadaju segmentiranom regionu, ali su pogrešno klasifikovani kao pikseli koji pripadaju pozadini slike;
- **FP (*false positive*)** - je broj pogrešno klasifikovanih piksela kao pikseli koji pripadaju segmentiranom regionu.

## **4. HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE**

U okviru ovog poglavlja predstavljen je razvijen hibridni model za segmentaciju 2D snimaka i dimenzionalno tačnu rekonstrukciju površinskih 3D modela generisanih primenom kompjuterizovane tomografije. U prvom delu poglavlja predstavljen je razvijen model za segmentaciju generisanih CT snimaka, a drugi deo sadrži detaljan opis programskog sistema realizovanog na bazi modela, a radi provere funkcionalnosti istog.

Ekstrakcije granica objekata prisutnih na rezultatima CT sistema na kojima su prisutni artefakti mogu imati veliki uticaj na pouzdanost merenja i rezultate dimenzionalnih analiza [7–10]. Samim tim je ugrožena tačna rekonstrukcija usled generisanja distorzija na rekonstruisanim 3D modelima. Primenom CT sistema kod skeniranja MMC mogu se pojaviti značajni problemi usled različitog prigušenja X-zraka kod njihove penetracije kroz različite materijale. Pored ovoga se takođe nameće drugo pitanje kojem treba posvetiti posebnu pažnju, a vezano je za segmentaciju MMC na bazi CT snimaka kod identifikacije optimalnih parametara segmentacije za adekvatno određivanje površine i ekstrakciju granica objekata [17]. Na osnovu ovih problema nameće se potreba za razvojem i primenom novih pristupa i metoda za efikasnu eliminaciju i redukciju šuma i artefakata na CT snimcima, kao i adekvatne segmentacije MMC se postavljaju kao jedni od fundamentalnih pravaca sa kojima se susreće industrijska kompjuterizovana tomografija.

U skladu sa gore navedenim razvijen je hibridni model za unapređenje generisanih 2D CT snimaka, što će posledično doprineti rekonstrukciji dimenziono tačnijih zapreminskih modela, odnosno tačnijim rezultatima merenja geometrijskih veličina. Primena ovakvog modela može doprineti poboljšanju kvaliteta segmentiranih 2D CT snimaka. Poboljšanje kvaliteta se ogleda u vidu pojačanja kontrasta između geometrijskih entiteta na CT snimcima primenom metode fazi isodata/fazi klasterizacije radi ekstrakcije piksela od značaja. U cilju postizanja veće efikasnosti i smanjenja vremena potrebnog za segmentaciju koristi se histogram intenziteta slike kod postupka klasterizacije. Uloga metode rasta regiona jeste segmentacija i generisanje binarnih 2D slika gde je pri tome je takođe razvijen inovativni

pristup za definisanje centra segmentiranih regiona nepravilne geometrije, zasnovan na standardnoj devijaciji intenziteta piksela.

#### **4.1 Razvoj hibridnog modela za segmentaciju snimaka generisanih primenom kompjuterizovane tomografije**

Na osnovu analize literature u prethodnim poglavljima, postavljene su odgovarajuće podloge neophodne za razvoj modela za segmentaciju i rekonstrukciju 3D modela na bazi generisanih CT snimaka. Osnovni okvir za razvoj hibridnog modela za segmentaciju se bazira na primeni dve metode: metode fazi klasterizacije (FCM) i metode rasta regiona (RG).

Uzimajući u obzir probleme, obrazložene u prethodnim poglavljima, koji se mogu javiti prilikom akvizicije CT snimaka MMC kod CT sistema, i problema oko tačne detekcije ivica različitih objekata prisutnih na rezultatima akvizicije u obzir su uzete ove dve metode iz razloga što njihova kombinacija može najbolje odgovoriti postavljenim zadacima. Metoda FCM omogućava adekvatnu klasifikaciju različitih objekata na CT snimcima na bazi njihove gustine materijala koja je prikazana sa različitim intenzitetom nijanse sive boje. Metoda RG, sa druge strane, omogućava adekvatnu segmentaciju na bazi novog razvijenog pristupa za izbor inicijalnog semena. Novi pristup za izbor semena omogućava tačno definisanje X,Y koordinata koje se nalaze unutar regiona (objekta) koji je potrebno segmentirati.

Prilikom razvoja hibridnog modela za segmentaciju CT snimaka, na osnovu postavljenih ciljeva i pripremljenih literaturnih podloga iz prethodnih poglavlja, pošlo se od sledećih zahteva koje ovakav jedan model treba da omogući:

- primenu više različitih metoda za segmentaciju generisanih CT snimaka,
- primenu metode FCM za adekvatnu klasifikaciju i poboljšanje generisanih CT snimaka,
- primenu metode RG bazirane na selekciji regiona sa najvećom vrednosti standardne devijacije, a unutar kojeg će se definisati inicijalno seme za segmentaciju,
- prpratnu analizu segmentiranih snimaka, kako bi se utvdila tačnost njihove segmentacije primenom više različitih statističkih metoda za analizu oblika i granica segmentiranih objekata,
- odgovarajući grafički prikaz za rezultate analize, kao i numerički zapis rezultata,
- jednostavno i korisnički intuitivno okruženje pri interakciji korisnika sa programskim sistemom,
- određeni stepen automatizovanosti i fleksibilnosti kod segmentacije koji bi mogao da obezbedi ekstrakciju različitih objekata sa generisanih CT snimaka.

Hibridni model za segmentaciju CT snimaka je modularne strukture i sastoji se od tri glavna modula (Slika 4.1):

- Modul za unos podataka;

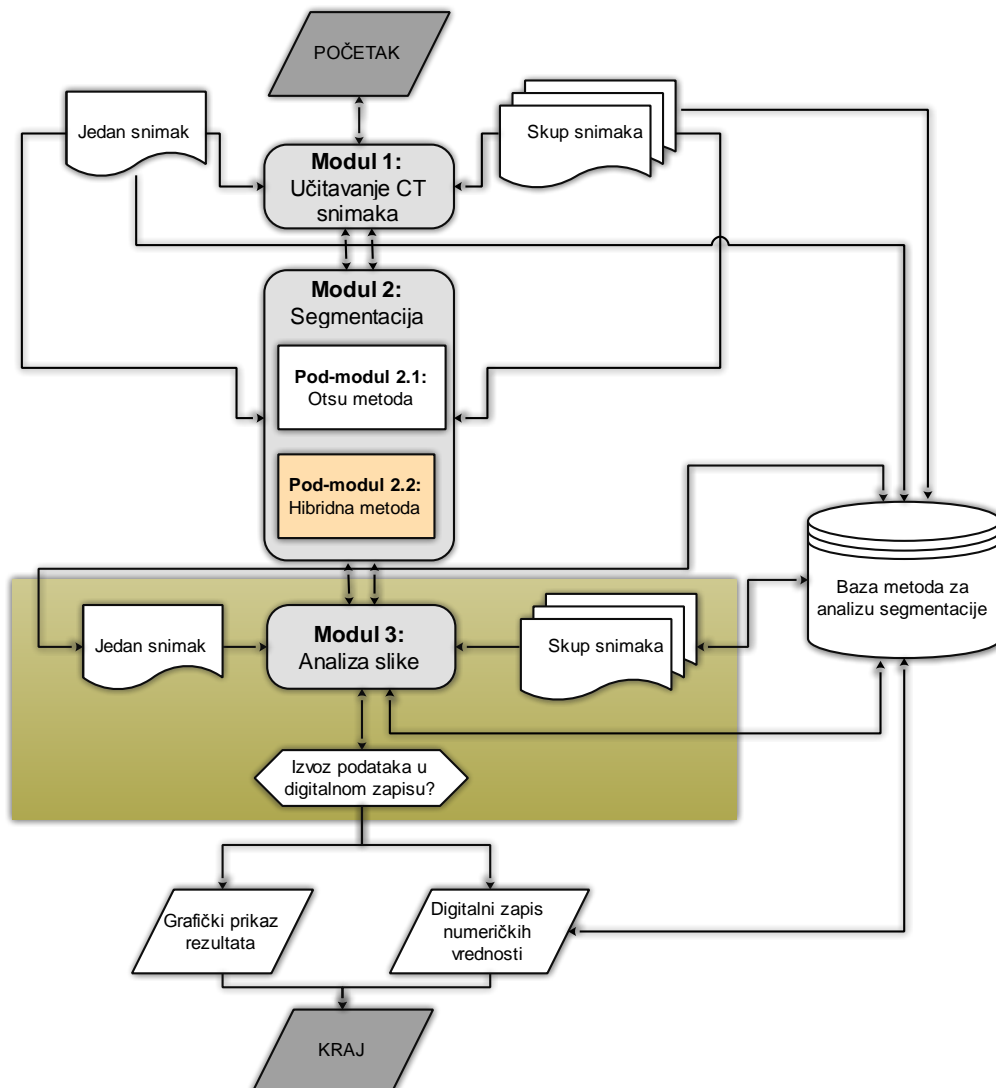
## HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE

- Modul za segmentaciju:
  - Pod-modul za segmentaciju primenom Otsu metode,
  - Pod-modul za segmentaciju primenom hibridne metode;
- Modul za analizu slike.

Model obuhvata bazu znanja koju čine četiri celine:

1. Baza metoda za analizu greške površine kod segmentacije;
2. Baza metoda za analizu greške granica kod segmentacije;
3. Baza metoda za evaluaciju segmentacije;
4. Baza metoda za statističku analizu kod segmentacije.

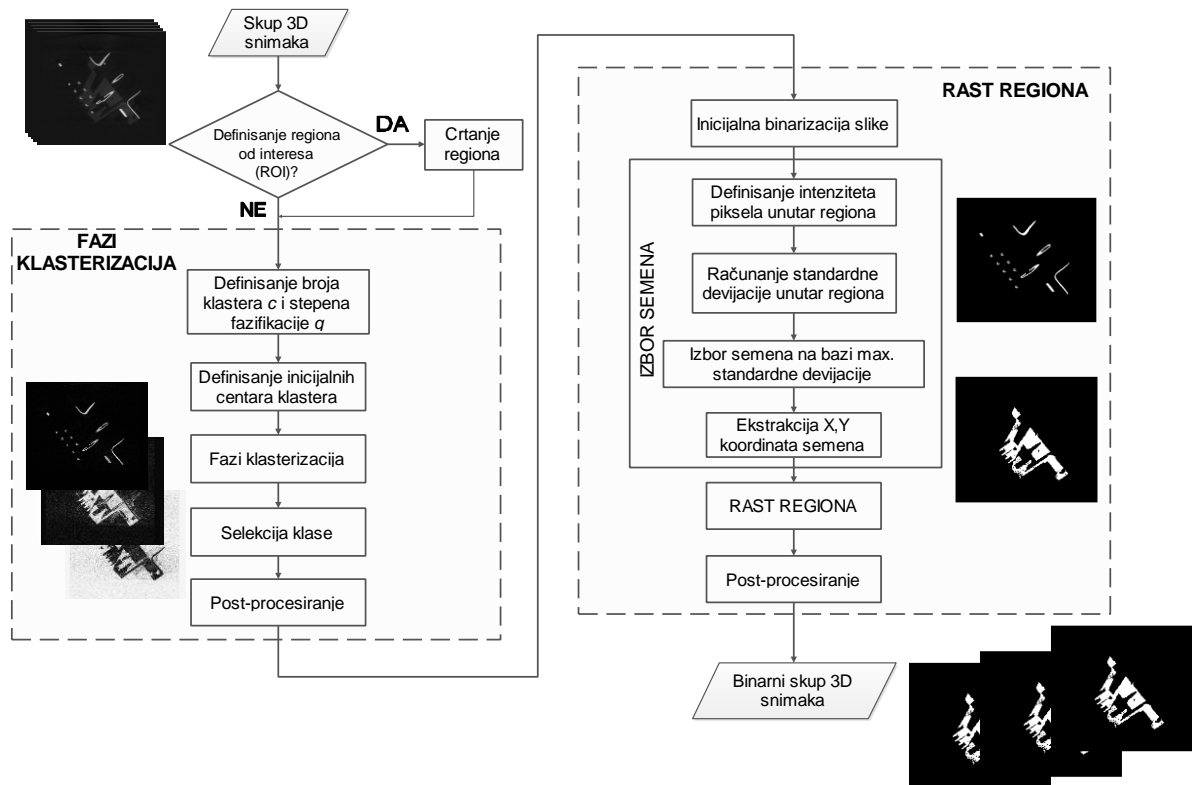
Dijagram toka na slici 4.1 prikazuje međusobni odnos modula i baze znanja modela za segmentaciju CT snimaka generisanih primenom CT sistema.



Slika 4.1 Međusobni odnos modula i baze znanja u okviru hibridnog modela za segmentaciju CT snimaka

## 4.2 Hibridna metoda za segmentaciju

Pod-modul za segmentaciju primenom hibridne metode predstavlja centralni deo hibridnog modela i prikazan je na slici 4.2. Razvijena hibridna metoda je bazirana na dve metode, FCM i RG, koje su izabrane iz razloga što njihova kombinacija doprinosi poboljšanoj segmentaciji i ekstrakciji ivica različitih objekata prisutnih na CT snimcima, a što je obrazloženo u prethodnom potpoglavlju.



Slika 4.2 Prikaz hibridne metode u okviru hibridnog pod-modula za segmentaciju

### 4.2.1 FCM metoda

Kod definisanja ulaznih parametara u algoritam potrebno je definisati broj klastera  $c$  (koji ujedno predstavlja i najvažniji parametar) i težinski eksponent  $q$  koji definiše stepen fazifikacije ( $q \geq 1,1$ ), odnosno pripadnosti piksela klasterima.

FCM zasnovan algoritam razvijen u okviru ovog istraživanja je iterativan u cilju postizanja veće efikasnosti i smanjenja vremena potrebnog za segmentaciju. U tu svrhu se koristi histogram intenziteta slike kod postupka klasterizacije umesto samih podataka slike (piksela). Izjednačavanje histograma slike je standardna tehnika koja se koristi za poboljšanje generisanih slika.

Na ovaj način se ubrzava i poboljšava celokupan postupak fazi klasterizacije, što pogotovo dolazi do izražaja kod primene ove metode na velikim skupovima snimaka.

Opis funkcionisanja algoritma za jednu sliku je dat u nastavku, dok se isti koristi za skup snimaka primenom *for* petlje<sup>9</sup> sa ciljem ponavljanja bloka naredbi za ceo skup snimaka, i sastoji se iz sledećih koraka:

1. Učitavanje ulazne slike *im* i definisanje ulaznih parametara *c* (broj klastera) i *q* (stepen fazifikacije);

2. Izračunavanje minimalne ( $I_{min}$ ) i maksimalne ( $I_{max}$ ) vrednosti intenziteta piksela slike *im* i sistematizacija vrednosti u rastućem nizu (4.1):

$$I = (I_{min} \gg \gg \gg I_{max}) \quad (4.1)$$

3. Pronalaženje veličine ulazne slike *I* i dodeljivanje naziva *si*. Izračunavanje histograma (*H*) od ulazne slike *im*;

4. Izračunavanje inicijalne veličine klastera (*dI*) koristeći jednačinu (4.2):

$$dI = \frac{(I_{max} - I_{min})}{c} \quad (4.2)$$

5. Izračunavanje inicijalnih centara klastera  $C(i)$  prema formuli (4.3). Centri klastera su ekvidistantno raspoređeni duž intenziteta piksela na slici.

$$C(i) = I_{min} + \frac{dI}{2} + \sum_{j=1}^i dI \quad (4.3)$$

gde jednačina (4.3) obezbeđuje tačke centara sa: Start >>>> Class\_Gap >>>> Kraj

6. Postavljanje inicijalne greške  $dC = \infty$ ;

7. Ponavljanje koraka (8) do (13) sve dok  $dC < 0,000001$ ;

8. Postavljanje inicijalne matrice  $CO = [C(i)]$ ;

9. Računanje udaljenosti *D* između svakog centra i svakog intenziteta piksela primenom jednačina (4.4) i (4.5):

$$D(j, i) = |I(j) - C(i)| \quad (4.4)$$

$$D(j, i) = D(j, i)^{2/(q-1)} \quad (4.5)$$

gde  $i=1,2,\dots,c, j=1,2,\dots,si$ ;

10. Računanje fazi pripadnost intenziteta svakog piksela (za svaki klaster) primenom jednačine (4.6):

$$U(j, i) = \frac{1}{D(j, i) \sum_{i=1}^c \frac{1}{D(j, i)}} \quad (4.6)$$

---

<sup>9</sup> *for* petlja predstavlja naredbu ponavljanja, odnosno izvršava grupu komandi unapred definisan broj puta.

11. Zatim se računa matrica pripadnosti za histogram  $UH$  koristeći jednačinu (4.7):

$$UH(j, i) = U(j, i)^q \cdot H(j) \quad (4.7)$$

12. Izračunavanje nove lokacije centra svakog klastera korišćenjem jednačine (4.8):

$$C(i) = \frac{\sum_{j=1}^{s_i} UH(j, i) \cdot I(j)}{\sum_{j=1}^{s_i} UH(j, i)} \quad (4.8)$$

gde  $i=1, 2, \dots, c$ .

13. Izračunavanje greške maksimalne razlike  $dC$  između novih i starih klastera primenom jednačine (4.9):

$$dC = \max(|C_0(i) - C(i)|) \quad (4.9)$$

gde je  $i=1, 2, \dots, c$ .

FCM algoritam se zaustavlja kada je razlika  $dC$  između dve uzastopne iteracije manja od terminacionog koeficijenta koji je unapred definisan. Ukoliko nije, vraća se na korak 7.

Nakon toga se vrši postupak defazifikacije tako što se klasterima dodeljuju pikseli na bazi najvećeg stepena pripadnosti datog piksela odgovarajućem klasteru i generiše se mapa intenziteta pripadnosti piksela za svaki klaster.

Procesiranje snimaka je potrebno kako bi se normalizovali intenziteti piksela na slikama. Nakon što su slike poboljšane primenom FCM, njihov intenzitet piksela varira između 0 i 1 i treba da se izvrši normalizacija intenziteta piksela (za 8-bitne slike ovaj raspon iznosi 0-255, dok za 16-bitne slike iznosi 0-65535). Predloženi koraci su upotreba medijana filtera za uglašavanje (3×3 matrica se koristi kao strukturni element), a zatim linearna normalizacija snimaka u cilju usklađivanja donje i gornje granice intenziteta piksela.

Linearna normalizacija se vrši prema formuli (4.10):

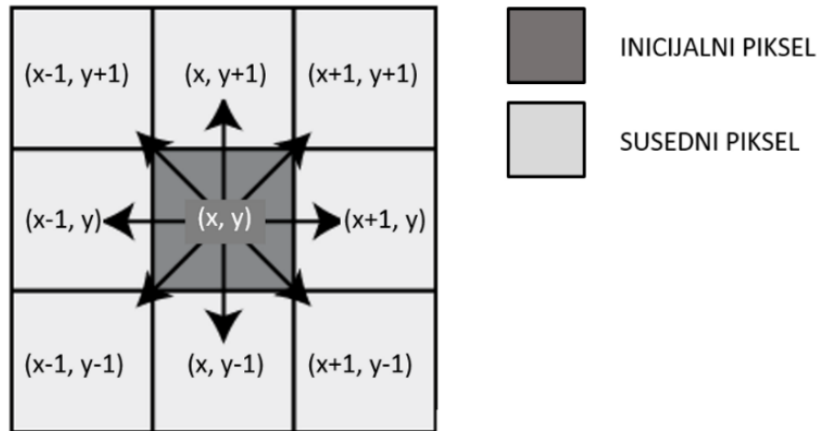
$$I_N = (I - Min) \frac{noviMax - noviMin}{Max - Min} + noviMin \quad (4.10)$$

gde je  $I$  intenzitet piksela na polaznoj slici sa vrednostima intenziteta u rasponu ( $Min, Max$ ), a  $I_N$  je intenzitet piksela na novoj slici sa vrednostima intenziteta u rasponu ( $noviMin, noviMax$ ).

#### 4.2.2 Rast regiona

Osnovni cilj segmentacije slike jeste podeliti sliku u smislene regione. Segregacija zasnovana na metodi RG je tehnika za direktno određivanje regiona. U okviru RG algoritma razvijenog u hibridnom modelu, povezivanje piksela je izvršeno kao 8-povezan sistem (Slika 4.3) zasnovan na povezivanju susednih piksela (svetlo siva boja) preko njihovih ivica ili uglova

(temena) sa početnim inicijalnim pikselom (tamno siva boja). Ovi pikseli su povezani horizontalno, vertikalno i dijagonalno preko svojih koordinata  $(x \pm 1, y \pm 1)$ .



Slika 4.3 Povezanost susednih osam piksela

Osnovni postupak je prikazan u nastavku:

Segmentacija mora biti potpuna, odnosno svaki piksel mora biti unutar regiona. Pristup zasnovan na rastu regiona može se opisati na sledeći način [133]:

Pikseli unutar regiona se moraju povezati po unapred definisanom pravilu, a koje u ovom slučaju predstavlja intenzitet piksela.

Pri tom mora biti zadovoljen uslov da unija svih regiona bude jednaka celokupnoj slici (4.11):

$$\bigcup_{i=1}^n R_i = R \quad (4.11)$$

gde  $R$  predstavlja celu sliku, dok je  $R_i$  povezani region,  $i=1, 2, \dots, n$ ; Takođe, tačke unutar regiona se moraju povezati po unapred definisanom pravilu (4.12):

$$R_i \cap R_j = \emptyset \text{ za } i \neq j \quad (4.12)$$

za  $i=1, 2, \dots, n$  koje ukazuje na to da se regioni ne preklapaju. Regioni moraju biti homogeni po odgovarajućem kriterijumu (4.13).

$$P(R_i) = TRUE \quad (4.13)$$

za  $i=1, 2, \dots, n$ , gde je  $P$  logički predikat koji uzima vrednost  $TRUE$  ukoliko je region  $R_i$  homogen, odnosno  $FALSE$  ako region nije homogen po odabranom kriterijumu (u okviru ovog rada kriterijum je intenzitet piksela, a mogu se koristiti i drugi kriterijumi, kao npr. boja). Pored toga, unija dva susedna regiona mora rezultovati nehomogenim regionom po datom kriterijumu (4.14):



$$P(R_i \cup R_j) = FALSE \text{ za bilo koji susedni region } R_i \text{ i } R_j \quad (4.14)$$

što ukazuje na izostanak preterane segmentacije i na to da je svaki region različit po datom kriterijumu homogenosti. Gore navedeni uslovi ukazuju na to da segmentacija treba da bude potpuna (to jest, svaki piksel se mora nalaziti unutar jednog regiona). Svaki region treba da poseduje unapred definisane karakteristike, prema predikatu  $P$ .

#### 4.2.2.1 Inovativni pristup u izboru semena

U cilju poboljšanja tačnosti izbora inicijalnog semena, a koji ujedno predstavlja ulaz kod metode RG, predstavljen je inovativni pristup razvijen u okviru ove doktorske disertacije. Ovaj pristup je zasnovan na izboru regiona sa najvećom vrednošću standardne devijacije intenziteta piksela i ekstrakcijom X,Y koordinata za seme. Za svaku 2D sliku zasebno se u celom skupu snimaka (prethodno poboljšanih primenom FCM metode) vrši inicijalna binarizacija slike (primenom Otsu metode) i podeljenih regiona na njoj. Osnovna pretpostavka jeste definisanje maksimalne vrednosti standardne devijacije (STD) intenziteta piksela prvobitno podeljenih regiona kod segmentacije. Svi pikseli u tim regionima imaju određeni nivo intenziteta i sa većim rasponom odstupanja intenziteta piksela, vrednost STD će biti veća. Na ovaj način veličina regiona ne utiče na izbor semena. Regioni koji su poboljšani primenom FCM metode će imati veću STD npr. prilikom poređenja sa regionima dobijenim iz originalne slike.

Za vektor slučajne promenljive  $A$  sačinjen od  $N$  skalarnih opservacija, STD je definisana kao (4.15):

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (A_i - \mu)^2} \quad (4.15)$$

Gde je  $\mu$  prosečna vrednost vektora  $A$  (4.16):

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A_i \quad (4.16)$$

Kada je pronađen region sa najvećom vrednošću STD, njegov centar se bira kao početno seme za metodu rasta regiona. Međutim, pošto regioni mogu varirati od jednostavnog oblika do veoma složenog i nepravilnog oblika, kako bi se osiguralo da će početno seme biti unutar regiona, razvijen je algoritam u cilju prevazilaženja ovog problema.

Ovaj algoritam se zasniva na principu skeletonizacije ili stanjivanja regiona sa najvećom vrednošću STD. Kao rezultat skeletonizacije, generiše se skelet (ili linija) regiona koji se sastoji iz velikog broja tačaka sa njihovim X,Y koordinatama. Ekstrakcijom srednjeg para X,Y koordinata se obezbeđuju koordinate za inicijalno seme za rast regiona. Na ovaj način je osigurano da će izabrano seme ostati unutar odabranog regiona sa maksimalnom vrednošću

STD što je prikazano na slici 4.4. Tabela 4.1 prikazuje algoritam za izbor XY koordinata inicijalnog semena.

*Tabela 4.1 Algoritam za izbor XY koordinata inicijalnog semena kod RG metode*

**Algoritam:** Izbor semena

**ULAZ:** *img* – region sa maksimalnom vrednošću STD

**IZLAZ:** X, Y koordinate

**L1** → označi *img*

**m** → skeletonizacija **L1**

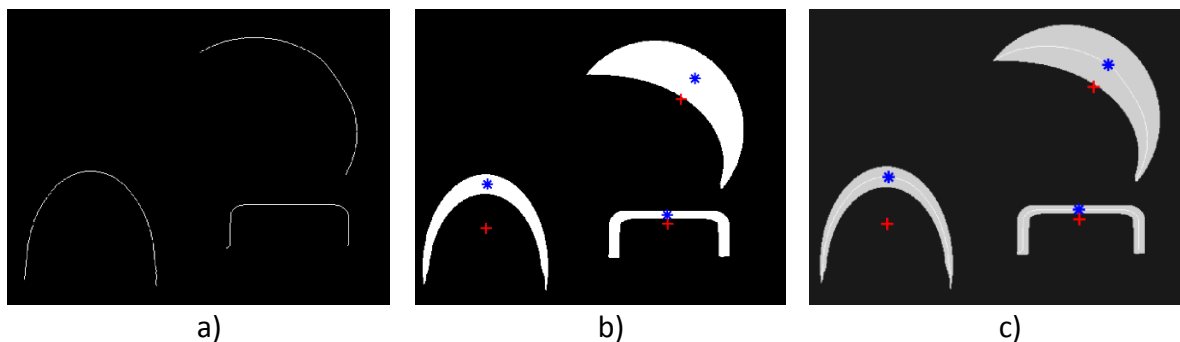
**L2** → označi **m**

**pronađi** PixelList od **L2**

**pronađi** srednji par koordinata iz PixelList

**Ekstrakuj** X, Y koordinate iz PixelList

**KRAJ**



*Slika 4.4 Prikaz a) skeletonizacija regiona, b) lokacije centroida svih regiona na slici prikazane sa crvenim i plavim markerima i c) preklapanje slika*

Slika 4.4 prikazuje centre regiona određene korišćenjem centra masa regiona (crveni marker) i korišćenjem predložene metode (plavi markeri). Sa slike se može uočiti da crveni markeri pokazuju netačno definisana inicijalna semena koja se nalaze izvan regiona. U nekim specifičnim aplikacijama selekcija inicijalnog semena bazirana na definisanju centra mase nekog oblika može predstavljati prihvatljivo rešenje, međutim kada je reč o složenijim i nepravilnim oblicima, ovakav pristup neće pružiti prihvatljive rezultate, što je opet veoma bitno kod primene inicijalnog semena za metodu RG. Kada se koristi predloženi pristup, složenost oblika ne predstavlja problem (prikazano plavim markerima), što dodatno doprinosi ukupnoj tačnosti i stabilnosti predstavljenog pristupa.

#### 4.2.3 Postprocesiranje (obrada) segmentiranih snimaka

Kao završni korak nakon segmentacije snimaka, potrebna je postprocesna obrada kako bi se eventualno uklonili šumovi u vidu malih piksela koji okružuju segmentirani objekat na snimku. Ovde se koriste alati za popunjavanje malih otvora na binarnim slikama koji su zasnovani na algoritmima baziranim na morfološkoj rekonstrukciji, a to su erozija i dilatacija [160].

### 4.3 Programski sistem

U cilju provere funkcionalnosti predstavljenog hibridnog modela za segmentaciju CT snimaka, razvijen je programski sistem. Sistem je razvijen u MATLAB (MathWorks, Inc.) programskom okruženju (verzija R2018b) [161].

MATLAB omogućava manipulisanje matricama, prikazivanje funkcija i fitovanje, implementaciju algoritama, kreiranje grafičkog korisničkog interfejsa kao i povezivanje sa programima pisanim u drugim jezicima među kojima su C, C++, C#, Java, Fortran i Python [161]. Zbog ovih odlika je i odabran, a izboru je doprinelo i to što omogućava efikasan rad sa matricama i vektorima, kao i sa naprednim modulima za obradu slike što je važno za primenu u oblasti mašinstva i kompjuterizovane tomografije u okviru koje je napisana ova doktorska disertacija.

Programski sistem je razvijen primenom M-funkcija u okviru MATLAB programskog jezika. Ove funkcije predstavljaju tekstualne datoteke sa različitim komandama. Realizovan programski sistem za procesiranje podataka zasnovan je na GUI (engl. *Graphical User Interface*) pristupu primenom kontrolnog prozora GUI-a (GUIDE). Programski sistem sastoji se iz osnovne GUI M-funkcije (programirane od strane GUIDE-a) preko koje se pozivaju ostali dijalog okviri kroz koje se zadaju parametri i dodatne komande u ovom programskom sistemu. U okviru ovih dodatnih dijalog okvira se pozivaju pomoćne M-funkcije implementirane sa ciljem primene različitih alata za obradu i analizu slike. Slika 4.5 prikazuje segment osnovne GUI M-funkcije.

Realizovani programski sistem, nazvan ProSEG3D, sastoji se iz glavnog dijalog okvira prikazanog na slici 4.6 iz kojeg se pozivaju pomoćni dijalog okviri, koji su razvijeni na bazi modela tri pod-modula za unos ulaznih podataka, segmentaciju učitanih CT snimaka, kao i analizu i grafički prikaz rezultata segmentacije primenom statističkih metoda i evaluatora. Drugim rečima, ProSEG3D obuhvata tri programska podsistema:

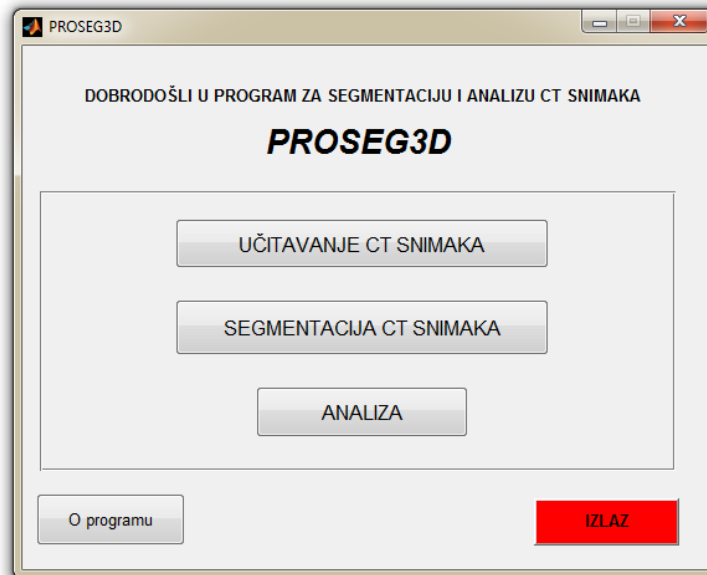
1. Podsystem za unos ulaznih podataka (CT snimaka);
2. Podsystem za segmentaciju ulaznih podataka, koji čine:
  - 2.1 Panel za segmentaciju baziran na Otsu-ovoj metodi;
  - 2.2 Panel za hibridnu segmentaciju;
3. Podsystem za analizu slike i grafički prikaz rezultata.

```
function varargout = PROSEG3D(varargin)
% PROSEG3D MATLAB cod
% Glavni prozor PROSEG3D programskog sistema
% PROSEG3D - Program za segmentaciju 3D snimaka (Program for segmentation of 3D images)
% singleton*.
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% POČETAK PROGRAMSKOG SISTEMA
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',    mfilename, ...
                  'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @PROSEG3D_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn', @PROSEG3D_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn', [], ...
                  'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
```

Slika 4.5 Segment osnovne GUI M-funkcije programirane u GUIDE kontrolnom prozoru



Slika 4.6 Glavni dijalog okvir razvijenog programskog sistema ProSEG3D

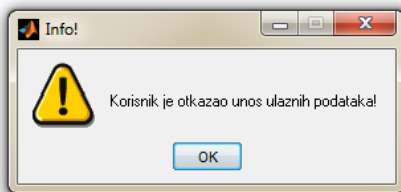
U glavnom dijalog okviru se nalazi pristup prema sva tri podsistema u okviru programskog sistema ProSEG3D. U donjem delu glavnog dijalog okvira nalaze se opcije (realizovane u obliku tastera) „O programu“ i „IZLAZ“. Opcija „O programu“ sadrži uputstvo ProSEG3D programskog rešenja u obliku PDF (engl. *Portable Document Format*) dokumenta sa opisom ProSEG3D sistema. Tasterom „IZLAZ“ koji je markiran sa crvenom bojom je omogućen izlaz iz programa.

## HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE

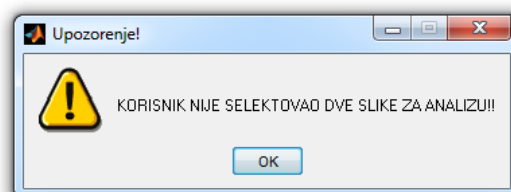
Ovaj taster je prisutan u svim dijalog okvirima ProSEG3D programa sa ciljem da se u bilo kom trenutku omogući prekid rada u softveru. ProSEG3D sistem takođe sadrži mehanizme (procedure) za proveru ulaznih podataka, iskačuće dijalog okvire o odlukama i o nastalim greškama u programskom sistemu.

Nekoliko ovih dijalog okvira u vidu upozorenja, sugestija, kao i izvršenih akcija su prikazani u nastavku na slici 4.7a-e:

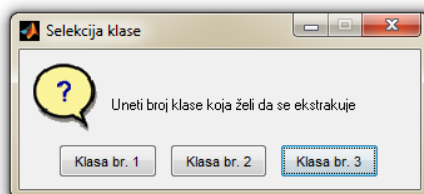
- Panel za obaveštenje korisnika o otkazivanju unosa ulaznih podataka. Ovo je akcija koju sam korisnik izvršava, a program izveštava o izvršenoj radnji;
- Panel za prikaz učitavanja CT snimaka u radni prostor MATLAB-a. U zavisnosti od veličine i broja ulaznih podataka (CT snimaka), ovaj proces traje do nekoliko sekundi;
- Panel za selekciju broja klase koja želi da se ekstrakuje. Ovaj dijalog panel se nalazi u okviru podmodula za hibridnu segmentaciju CT snimaka. Upitnog je karaktera i zahteva se od korisnika da izabere jednu od naznačenih klasa (ukupan broj klasa definiše sam korisnik);
- Panel za obaveštenje korisnika o izvozu rezultata analize slike u .csv (Microsoft Excel) datoteku. Ovaj grafički panel je informativnog karaktra i obaveštava korisnika nakon što se proces izvoza rezultata završi.



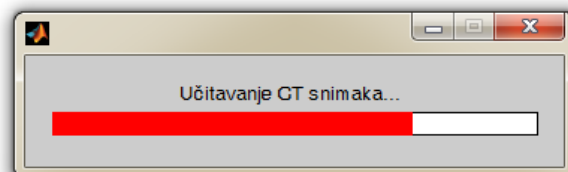
a)



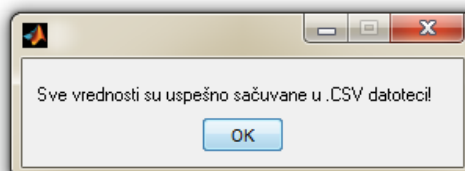
b)



c)



d)

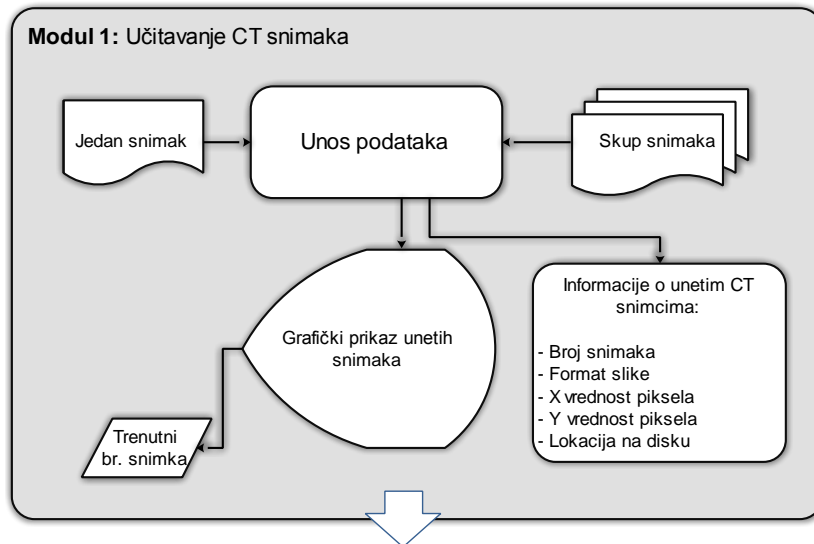


e)

Slika 4.7 Prikaz primera dijalog okvira u okviru ProSEG3D programskog sistema za a), b) upozorenja, c) upite, i d), e) izvršenje komandi

#### 4.3.1 Programski podsistem (modul) za unos ulaznih podataka

Svrha ovog modula je unos ulaznih podataka, odnosno generisanih CT snimaka koji su predmet segmentacije i na osnovu kojih se žele generisati površinski 3D modeli. Šematski prikaz ovog modula je prikazan na slici 4.8.



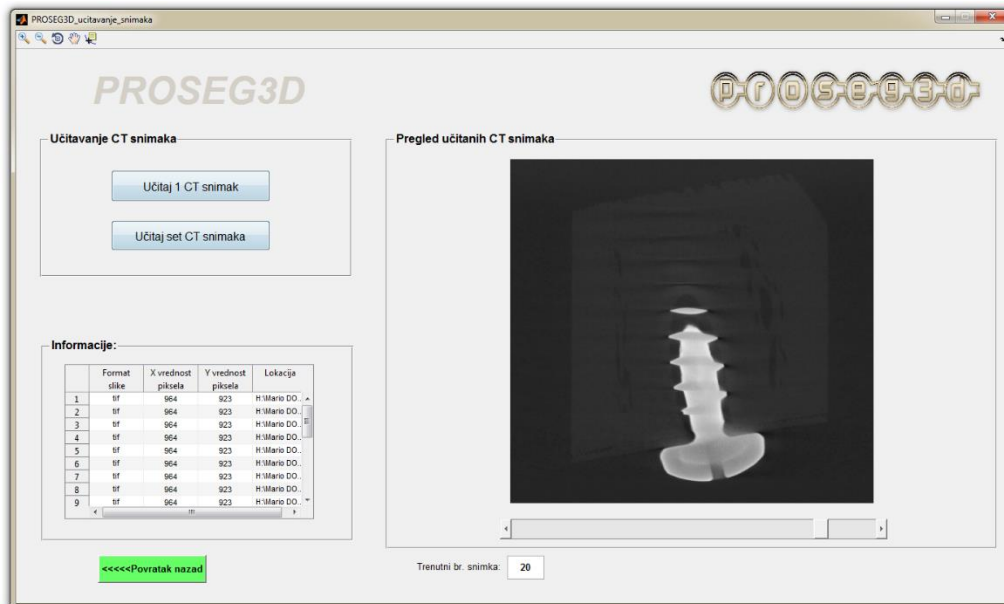
Slika 4.8 Međusobni odnosi unutar modula 1: Učitavanje CT snimaka u okviru hibridnog modela za segmentaciju CT snimaka

Koncept ovog modula je osmišljen tako da omogućuje unos samo jednog 2D snimka, ili celog skupa 3D snimaka. Na ovaj način podsistem daje slobodu da se na osnovu učitano 2D snimka ili skupa 3D snimaka kasnije izvrši segmentacija, rekonstrukcija 3D modela i/ili analiza i grafički prikaz rezultata segmentacije. Pored ovoga, podsistem pruža i povratne informacije na osnovu učitano 2D snimka/skupa 3D snimaka, u okviru kojih su dostupni podaci o:

- ukupnom broju učitanih snimaka,
- digitalnom formatu učitanih snimaka (ekstenzije kao što su \*.jpg, \*.tif ili \*.png),
- X vrednost piksela, odnosno njegova rezolucija po X osi,
- Y vrednost piksela, odnosno njegova rezolucija po Y osi,
- lokacija učitano 2D snimka/skupa 3D snimaka na hard disku računara.

U okviru grafičkog dijaloga okvira za ulaz podataka su sadržani paneli za učitavanje CT snimaka, informacije o učitanim CT snimcima, panel za grafički prikaz učitanih snimaka, kao i prikaz trenutnog broja snimka prisutnog u panelu za grafički prikaz, prikazano na slici 4.9. Primenom horizontalnog klizača je omogućen pregled učitanih CT snimaka, kao i dobijanje povratne informacije o 2D snimku koji je trenutno prikazan u panelu za grafički prikaz. Ovo je omogućeno prikazom u malom panelu pod nazivom „Trenutni br. snimaka“. U okviru ovog panela se nalazi taster „<<<<<Povratak nazad“ koje omogućuje povratak u prethodni panel, a to je glavni dijalog okvir ProSEG3D programskog sistema, kako bi se nastavilo sa daljim koracima.

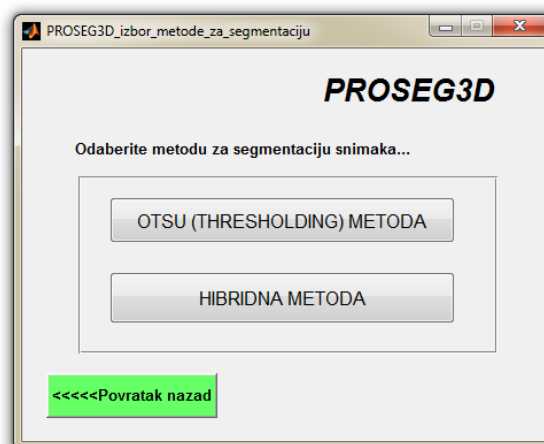
## HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE



Slika 4.9 Dijalog okvir za unos podataka u okviru ProSEG3D programskog sistema

### 4.3.2 Programski podsistem (modul) za izbor metode za segmentaciju ulaznih podataka

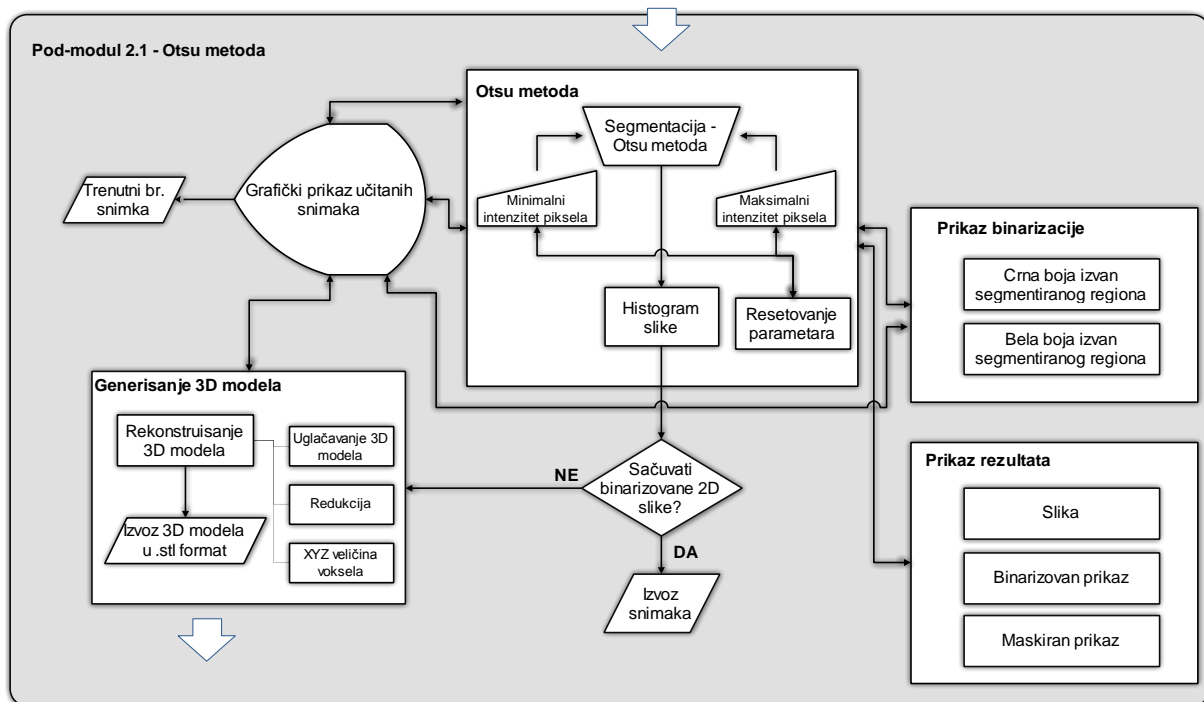
U okviru ovog modula može da se odabere način na koji želi da se izvrši segmentacija učitanih podataka (CT snimaka) primenom nekih od ponuđenih metoda. Prva metoda je Otsu metoda (više o ovoj metodi je dato u potpoglavlju 3.7.5), koja se može koristiti kod jednostavnijih slučajeva, kao i kod slučajeva gde su granice objekata prisutnih na CT snimcima jasno vidljive. Osnovna metoda koja je integrisana u ovaj programski sistem jeste hibridna metoda za segmentaciju, a koja je razvijena u okviru istraživanja sprovedenih u ovoj doktorskoj disertaciji. U okviru ovog grafičkog dijaloga u donjem levom uglu se nalazi taster „<<<<<Povratak nazad“ koji omogućava povratak na prethodni dijalog okvir. Na slici 4.10 je prikazan grafički prikaz ovog panela.



Slika 4.10 Dijalog okvir za selekciju metoda za segmentaciju u okviru ProSEG3D programskog sistema

### 4.3.3 Podmodul za segmentaciju primenom Otsu metode

U okviru ovog pod-modula je omogućena realizacija segmentacije koja se može koristiti kod trivijalnijih slučajeva i kod slučajeva gde su granice objekata prisutnih na CT snimcima jasno uočljive. Ovaj pristup se bazira na definisanju minimalnog i maksimalnog praga intenziteta piksela na CT snimku. Na ovaj način se vrši segmentacija i ekstrakcija objekata od interesa sa slike. Slika 4.11 prikazuje šematski prikaz ovog pod-modula.



Slika 4.11 Međusobni odnosi unutar pod-modula za segmentaciju CT snimaka primenom Otsu metode

Slika 4.12 prikazuje grafički dijalog okvir panela za segmentaciju primenom Otsu metode. U gornjem levom uglu se nalazi panel za definisanje minimalnih i maksimalnih vrednosti intenziteta piksela na snimku, kao i taster „RESETOVANJE PARAMETARA“. Na ovaj način se vrši segmentacija, odnosno ekstrakcija objekta od interesa sa CT snimka.

U okviru ovog dijaloga se takođe nalazi i histogram slike koji korisniku omogućava analizu rasporeda intenziteta piksela, i to u realnom vremenu za svaku sliku zasebno. Na ovaj način mogu da se definišu prethodno spomenuti parametri za segmentaciju.

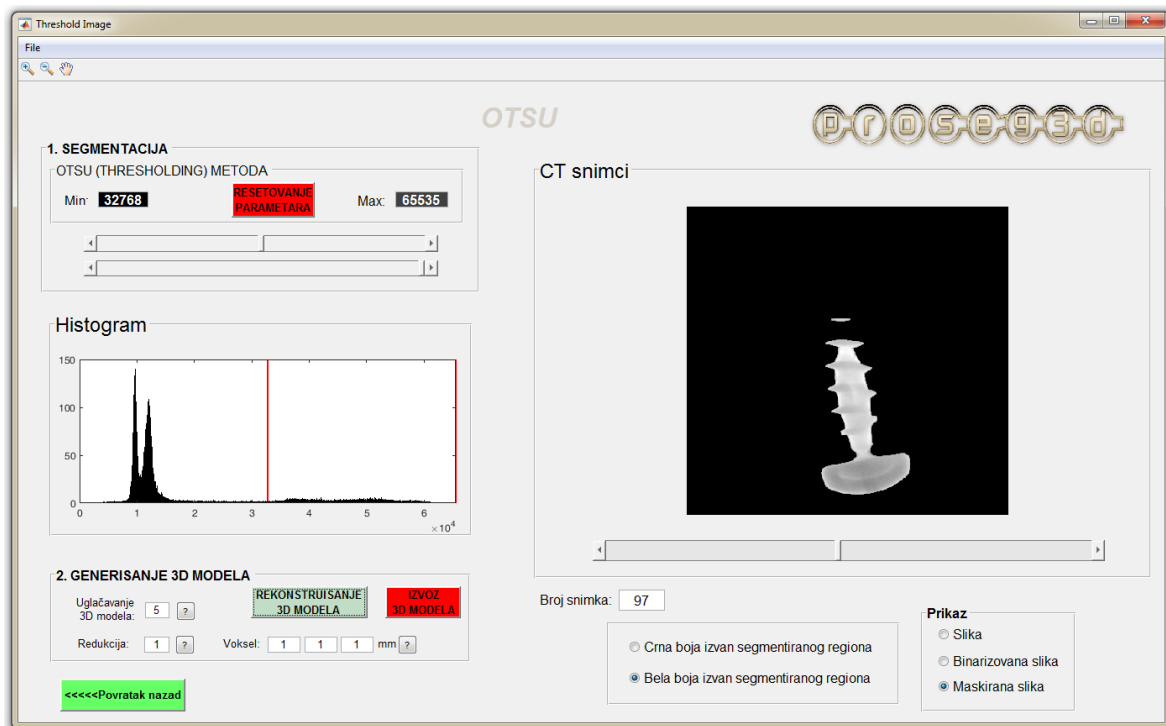
Pored toga, na raspolaganju je još nekoliko alata koji omogućavaju drugačiji grafički prikaz, a tiču se definisanja rezultata segmentacije koji mogu biti prikazani u binarnom prikazu, ili inverznom prikazu (menja se intenzitet binarne 2D slike, i to crno-belo u belo-crno). Na ovaj način se može definisati prikaz radi lakše interpretacije rezultata. Pored toga, omogućena su još tri načina prikaza rezultata segmentacije, a to su:

- Slika u RGB domenu (slika u boji);



## HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE

- Binarna slika;
- Maskirana slika (slika sa definisanim 2D granicama kao maskama).



Slika 4.12 Grafički prikaz dijalog okvira za segmentaciju CT snimaka primenom Otsu metode

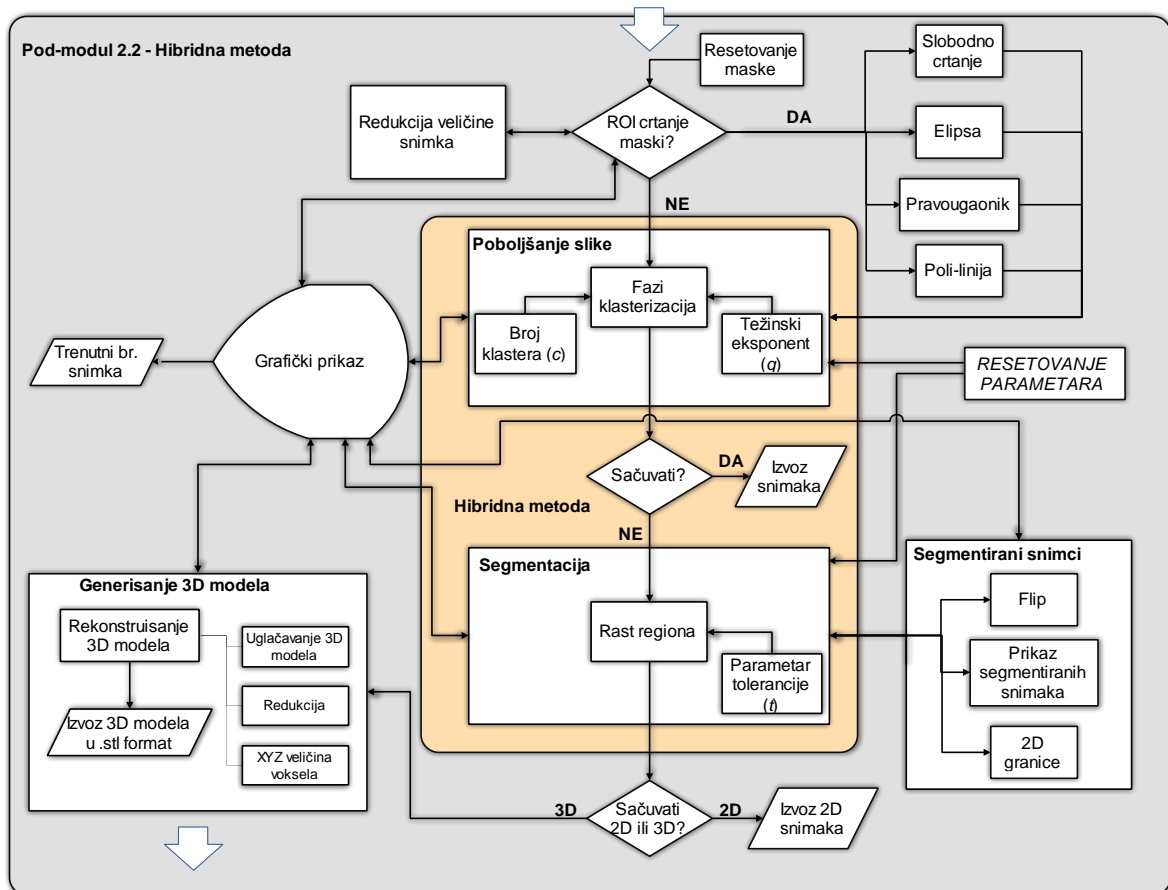
### 4.3.4 Podmodul za segmentaciju primenom hibridnog pristupa

Grafički dijalog okvir u programskom sistemu ProSEG3D za segmentaciju CT snimaka primenom hibridnog pristupa (koji je predstavljen u potpoglavlju 4.2) obuhvata četiri osnovne procedure:

1. ROI crtanje maski;
  - 1.1. Redukovanje veličine slike – ukoliko je učitani skup 3D snimaka veliki, i ukoliko su hardverske performanse računara na kojem se vrši segmentacija slika slabe, ova podprocedura omogućava redukciju ulaznog skupa slika za unapred definisani faktor (2x, 3x,...);
2. Poboljšanje slike;
3. Segmentacija;
  - 3.1. Segmentirani snimci – u okviru ove podprocedure su omogućena tri alata za manipulaciju generisanih binarnih 2D slika i prikaz segmentiranih granica;
4. Generisanje 3D modela.

U okviru navedene četiri procedure korisnik se intuitivno navodi kroz ceo postupak obrade, segmentacije i generisanja površinskog 3D modela. Slika 4.13 prikazuje međusobni odnos unutar podmodula za segmentaciju primenom hibridne metode.

## HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE



*Slika 4.13 Međusobni odnosi unutar pod-modula za segmentaciju CT snimaka primenom hibridne metode*

Na završetku svake od procedura sadržana je opcija da se sačuva trenutni rezultat u vidu procesiranih snimaka u nekom od grafičkih zapisa slike (\*.tif, \*.jpg, \*.png i dr.). Korisnik takođe može u ovom dijalog okviru da pregleda učitane slike koje se nalaze prikazane u panelu predviđenom za grafički prikaz lociran sa desne strane dijaloga okvira.

U okviru prve procedure pruža se mogućnost da se izabere jedan od četiri ponuđena načina za definisanje regiona od interesa prikazano na slici 4.14:

- slobodno crtanje,
- crtanje elipse,
- crtanje pravougaonika i
- crtanje poli-linijom.

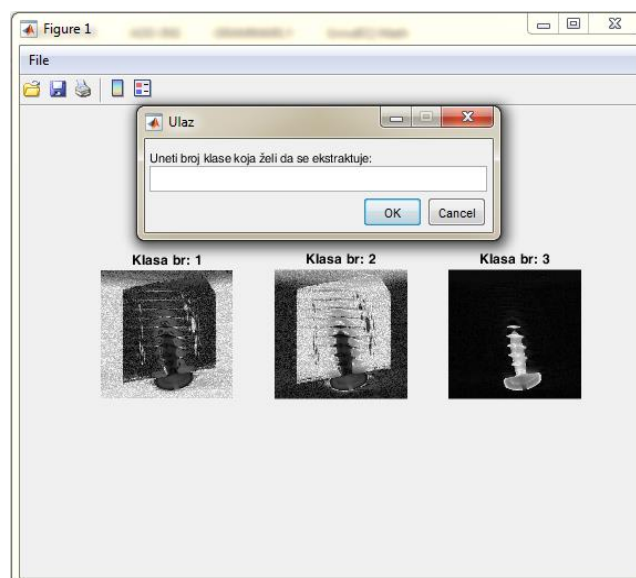
Ukoliko nije potrebno definisati region od interesa, njegova selekcija se može jednostavno isključiti selekcijom opcije „Deaktivirano“. Podrazumevana selekcija regiona od interesa je podešena na „Deaktivirano“ prilikom ulaska u ovaj pod-modul. Unutar ove procedure na raspolaganju je mogućnost redukcije veličine slike, odnosno smanjenje rezolucije CT snimaka. Ovo može biti od posebnog značaja kod obrade velikog skupa snimaka visoke rezolucije na računarima slabijih hardverskih karakteristika.

## HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE



Slika 4.14 Grafički prikaz dijalog okvira za segmentaciju CT snimaka primenom hibridne metode

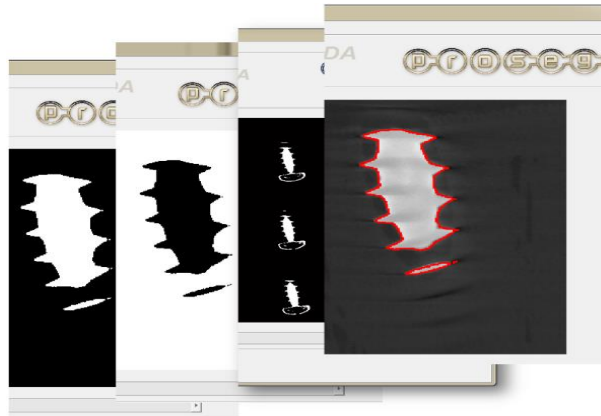
Sledeća procedura se odnosi na poboljšanje slike. U okviru nje se primenjuje metoda fazi klasterizacije (fazi isodata) za poboljšanje učitanih CT snimaka. Od korisnika se traži da definiše dva parametra, a to su broj klastera ( $c$ ) i težinski eksponent ( $q$ ) (više o ovome je dato u potpoglavlju 4.2.1). Nakon definisanja ovih parametara pojavljuje se novi dijalog okvir, prikazan na slici 4.15, u okviru kojeg je potrebno izabrati broj klase koja treba da se ekstrahuje. Broj klasa koje će biti ponuđene korisniku na izbor zavisi od definisanog broja klastera (primer: ukoliko korisnik definiše parametar  $c=3$ , broj ponuđenih klasa će biti tri). Nakon toga će u glavnom prozoru za grafički prikaz biti prikazani CT snimci na kojima su primenjeni ovi parametri kod metode fazi klasterizacije.



Slika 4.15 Grafički prikaz dijalog okvira za selekciju klase

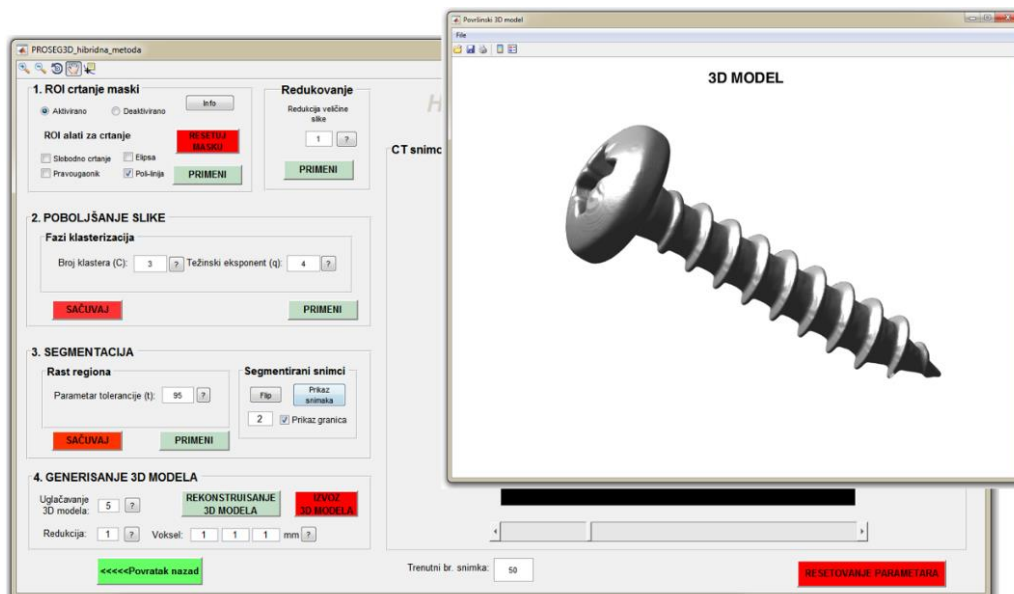
## HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE

Treća procedura se tiče segmentacije, odnosno binarizacije poboljšanih CT snimaka primenom metode rasta regiona. U njoj je potrebno definisati parametar tolerancije ( $t$ ). U okviru ove procedure se takođe nalazi jedna podprocedura u okviru koje se mogu izvršiti tri dodatne radnje, a to su okretanje intenziteta segmentiranih snimaka (tzv. *flip* funkcija), prikaz svih segmentiranih snimaka u glavnom prozoru za grafički prikaz i generisanje segmentiranih 2D granica na skupu 3D snimaka što je prikazano na slici 4.16. Na ovaj način se omogućuje pregled segmentiranih snimaka, kao i kvalitet izvršene segmentacije pre nego što se pređe na sledeći korak.



Slika 4.16 Grafički prikaz dijalog okvira za manipulaciju sa segmentiranim snimcima „flip“ intenziteta segmentiranih snimaka i prikaz svih segmentiranih CT snimaka

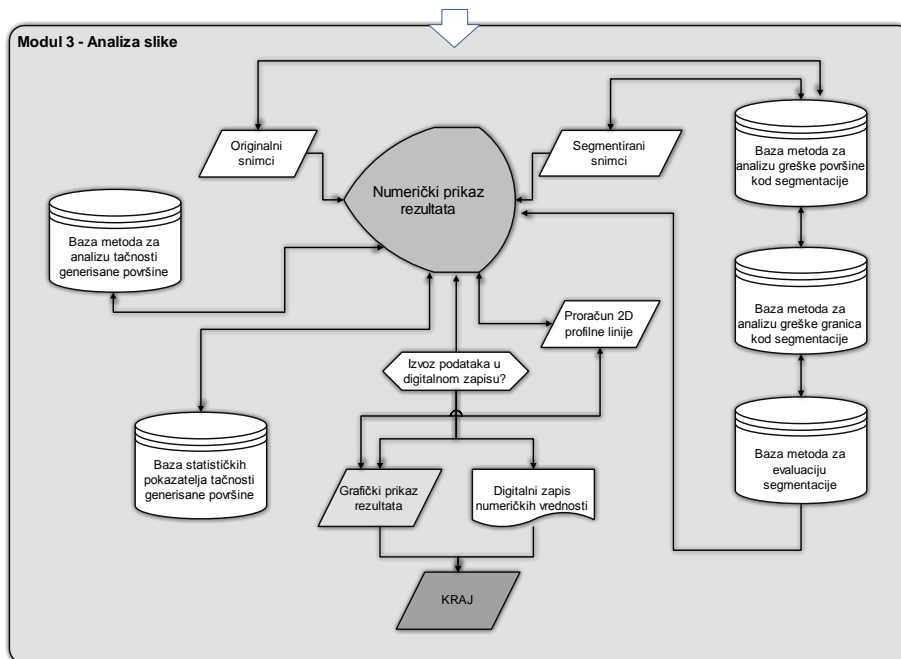
Četvrta procedura koja je prikazana na slici 4.17 realizuje generisanje površinskog 3D modela na osnovu segmentiranih 2D CT snimaka. Definišu se parametri ulaćavanja 3D modela, redukcije i XYZ vrednosti vokseli gde se zatim selekcijom tastera „*REKONSTRUKCIJA 3D MODELA*“ generiše površinski 3D model. Nakon generisanja površinskog 3D modela selektuje se taster *IZVOZ 3D MODELA* kako bi se realizovao izvoz 3D modela u \*.stl formatu zapisa.



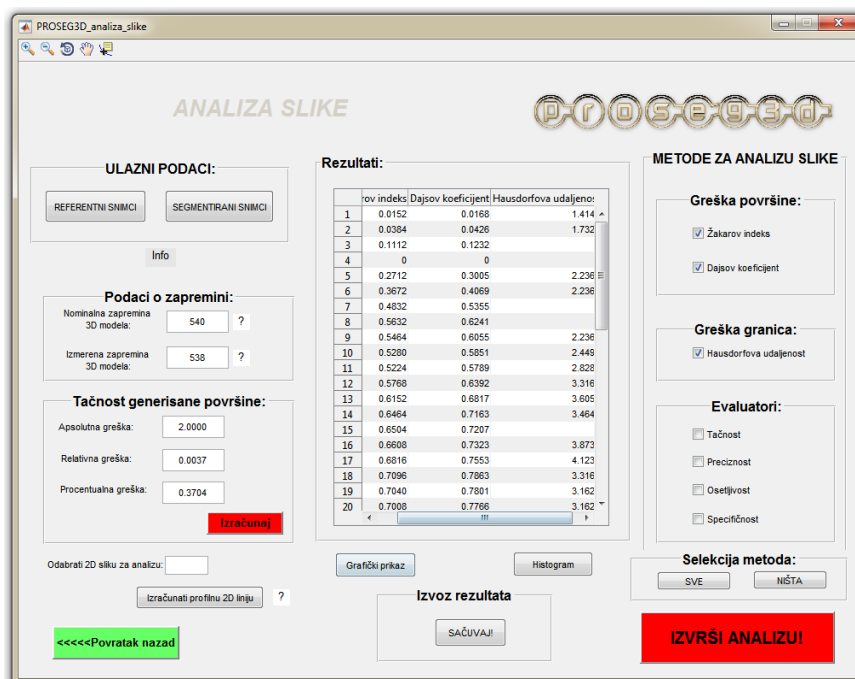
Slika 4.17 Grafički prikaz dijalog okvira za manipulaciju sa segmentiranim snimcima a) flip intenziteta segmentiranih snimaka i b) prikaz svih segmentiranih CT snimaka

#### 4.3.5 Programski sistem (modul) za analizu slike

Modul za analizu slike je zasnovan na primeni savremenih metoda za analizu slike koji se nalaze u literaturi (detaljniji opis ovih metoda je dat u potpoglavlju 3.9). Imajući u vidu kompleksnost integriranih analiza, u okviru ovog podsistema su ugrađena detaljnija objašnjenja zadržavanjem računarskog miša preko malih tastera za pomoć prikazanih u vidu upitnika (?) o primeni određene metode ili funkcije, i koja je njena uloga. Slika 4.18 prikazuje međusobne odnose unutar modula.



Slika 4.18 Međusobni odnosi unutar modula 3: Analiza slike

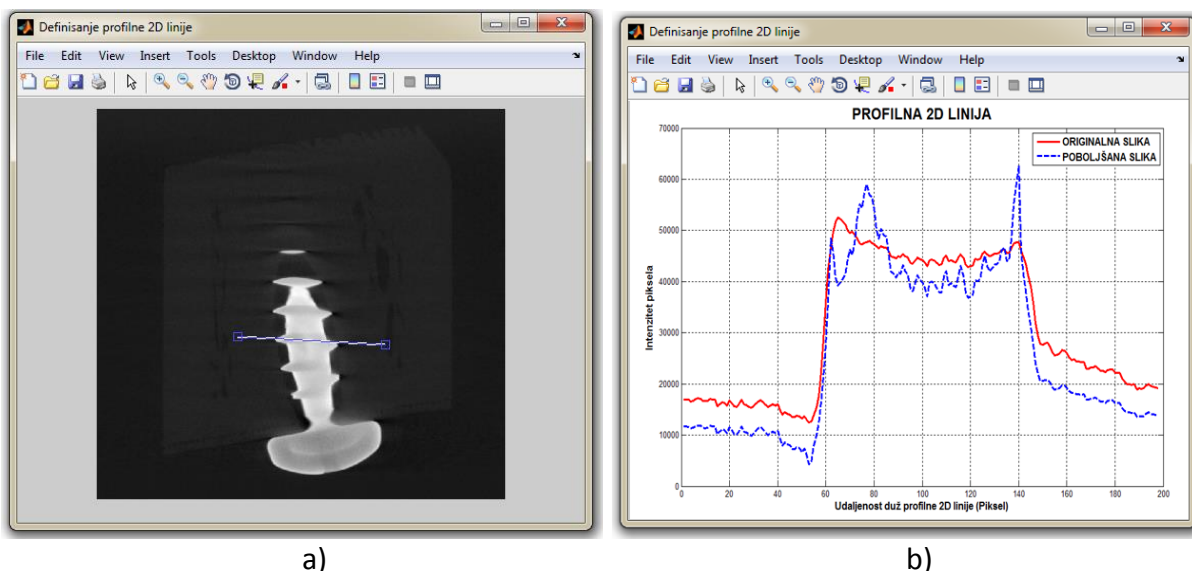


Slika 4.19 Grafički prikaz dijalog okvira za analizu slike

## HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE

Modul prikazan na slici 4.19 je kreiran tako da navodi korisnika na izvršenje svih neophodnih procedura kako bi se uspešno sproveda analiza slike, a što uključuje:

- *Uvoz referentnih i segmentiranih snimaka:*  
Omogućava učitavanje referentnih binarnih snimaka, kao i snimaka generisanih u ProSEG3D programskom sistemu kako bi se sproveda dalja analiza.
- *Analiza tačnosti generisane površine:*  
Mogućnost da se izračuna greška površine primenom statističkih pokazatelja opisanih u potpoglavlju 3.9.1.1. Od korisnika se traži da unese referentnu vrednost zapremine (zapremina CAD modela) i izmerenu vrednost zapremine 3D modela. Ovaj 3D model može biti generisan u pod-modulu 2 primenom hibridnog modela, Otsu metode, ili vrednost može biti uneta od 3D modela generisanog primenom nekog drugog softvera. Nakon što se unesu vrednosti nominalne i izračunate zapremine, selekcijom tastera „Izračunaj“ se dobijaju vrednosti apsolutne, relativne i procentualne greške zapremine 3D modela.
- *Analiza pojedinačnih snimaka pomoću 2D profilne linije:*  
Primena 2D profilne linije omogućava realizaciju analize pojedinačnog CT snimka, definisanjem njegovog broja u naznačeno polje pod nazivom „Odabрати 2D sliku za analizu“ i zatim selekcijom tastera „Izračunati profilnu 2D liniju“. Nakon toga se otvara novi dijalog okvir gde je potrebno definisati 2D liniju na odabranom CT snimku što je prikazano na slici 4.20a. Nakon toga se otvara drugi dijalog okvir sa prikazom rezultata 2D profilne linije u vidu 2D plota intenziteta piksela duž profilne 2D linije, prikazano na slici 4.20b.



Slika 4.20 Prikaz a) definisanja 2D profilne linije na odabranom CT snimku i b) 2D plot intenziteta piksela duž profilne 2D linije

## HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE

- *Primena metoda za analizu slike:*

U okviru metoda za analizu slike su integrisane tri osnovne grupe metoda (više o ovome je dato u potpoglavlju 3.9.2):

- 1) Metode za analizu greške površine;
- 2) Metode za analizu greške granica;
- 3) Evaluatori uspešnosti klasifikacije.

Procedura nudi mogućnost da se selektuju metode koje su pogodne za sprovođenje i evaluaciju konkretnih slučajeva. Nakon selekcije, potrebno je takođe selektovati taster „IZVRŠI ANALIZU“, na osnovu čega će se rezultati prikazati u glavnoj tabeli „Rezultati:“.

- *Selekcija metoda za analizu slike:*

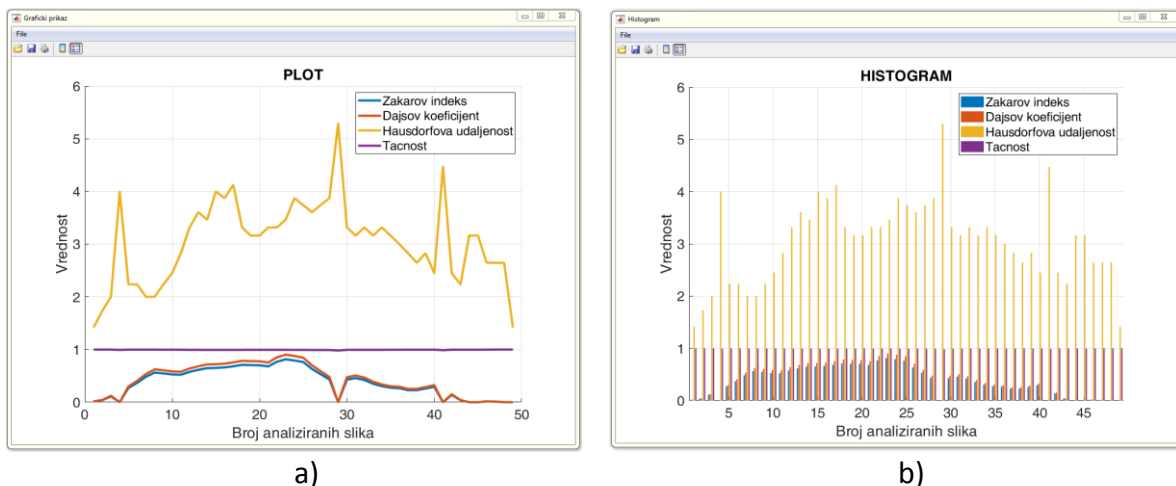
Korisnik ima opciju da selektuje sve metode ukoliko želi da ih uključi u analizu.

- *Numerički prikaz rezultata:*

Korisniku se takođe nudi i opcija grafičkog prikaza rezultata prikazanih u glavnoj tabeli „Rezultati:“.

- *Grafički prikaz rezultata:*

Prikaz rezultata može biti u vidu histograma i kao grafički prikaz u vidu plot koji se selektuju na tasteru „Grafički prikaz“ (Slika 4.21a) i „Histogram“ (Slika 4.21b).



Slika 4.21 Grafički prikaz rezultata u vidu a) plot i b) histograma

- *Memorisanje rezultata u \*.xls datoteku:*

Kao finalni vid distribucije rezultata analize, omogućen je izvoz rezultata u vidu Excel-ove datoteke u \*.xls formatu zapisa. Slika 4.22 prikazuje izvoz rezultata analize slike u \*.xls datoteku.

## HIBRIDNI MODEL ZA SEGMENTACIJU SNIMAKA GENERISANIH PRIMENOM KOMPJUTERIZOVANE TOMOGRAFIJE

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	Jaccard Index	Dice Coefficient	Tanimoto Coefficient	Hausdorff Distance	Accuracy	Precision	Sensitivity	Specificity	Mean	STD	Entropy
2	0,0152	0,01684397	0,65517241	1,4142136	0,999745	0,01779	0,0159262	0,9993622	0,00074	0,027189	0,008761
3	0,528	0,58510638	0,85603113	2,4494897	0,997168	0,617978	0,5532272	0,9804317	0,018903	0,136184	0,135236
4	0,5224	0,57890071	0,80517879	2,8284271	0,995969	0,611423	0,5473596	0,9794112	0,019311	0,137618	0,137556
5	0,5768	0,6391844	0,75339603	3,3166248	0,99398	0,675094	0,6043588	0,9756863	0,021735	0,145818	0,151073
6	0,6152	0,68173759	0,75318315	3,6055513	0,993571	0,720037	0,6445935	0,9740535	0,023571	0,151712	0,161049
7	0,6464	0,71631206	0,7412844	3,4641016	0,992806	0,756554	0,6772842	0,9722931	0,024668	0,155114	0,166905
8	0,6504	0,72074468	0,73574661	4	0,992551	0,761236	0,6814753	0,9719104	0,025128	0,156514	0,169335
9	0,6608	0,7322695	0,73684211	3,8729833	0,992474	0,773408	0,6923722	0,9715022	0,025204	0,156746	0,169738
10	0,6816	0,75531915	0,74022589	4,1231056	0,992372	0,797753	0,714166	0,9707368	0,026709	0,161234	0,17761
11	0,7096	0,78634752	0,77943761	3,3166248	0,993597	0,830524	0,7435038	0,9710685	0,026352	0,160182	0,175754
12	0,704	0,78014184	0,78571429	3,1622777	0,993878	0,82397	0,7376362	0,9715277	0,026684	0,161159	0,177478
13	0,0384	0,04255319	0,50526316	1,7320508	0,998801	0,044944	0,0402347	0,9976783	0,002423	0,04917	0,0245
14	0,7008	0,776589	0,75318315	3,6055513	0,993571	0,720037	0,6445935	0,9740535	0,023571	0,151712	0,161049
15											

Slika 4.22 Izvoz rezultata analize slike u \*.xls datoteku



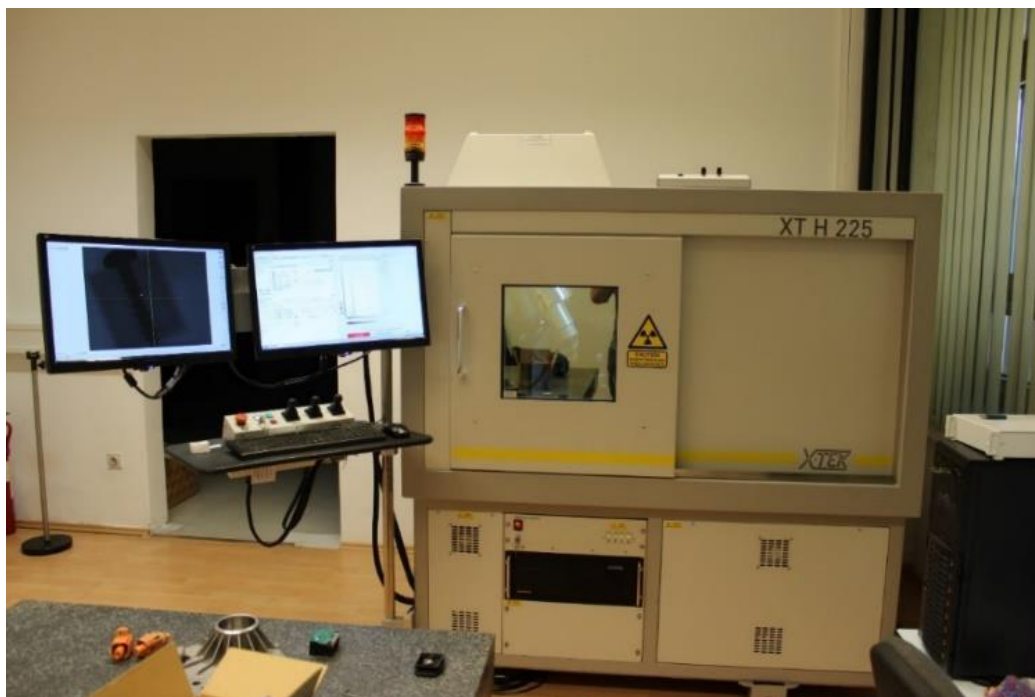
## 5. VERIFIKACIJA HIBRIDNOG MODELA

U okviru ovog poglavlja biće predstavljena verifikacija razvijenog programskog sistema ProSEG3D. Verifikacija je realizovana kroz tri studije slučaja, i to dve studije slučaja iz oblasti mašinskog inženjerstva, i jedna studija slučaja iz oblasti biomedicinskog inženjerstva.

Postupak verifikacije je prikazan kroz primenu celokupnog ProSEG3D programskog sistema: od unosa ulaznih podataka, preko obrade i segmentacije CT snimaka, pa sve do generisanja površinskog 3D modela i sprovođenje dimenzionalne analize.

### 5.1 Verifikacija na primerima iz mašinskog inženjerstva

Prve dve studije slučaja su bazirane na esperimentalnim rezultatima primenom industrijskog CT sistema NIKON XT H 225, na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu, Republika Hrvatska, u Laboratoriji za nerazorna ispitivanja (Slika 5.1).



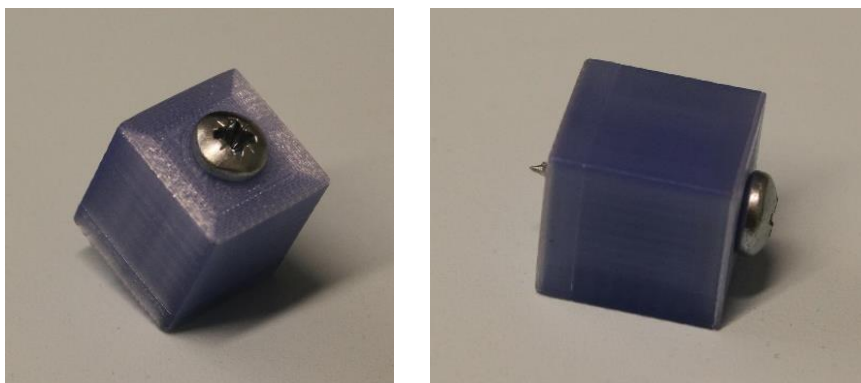
*Slika 5.1 Industrijski CT sistem NIKON XT H 225 na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu, Republika Hrvatska*

Da bi se generisao zapreminski model, serija sekvencijalnih 2D rentgenskih slika je snimljena dok se predmet rotira za 360 ° oko svoje ose. Prilikom postavljanja dela u radni prostor CT-a potrebno ga je pozicionirati tako da stoji ispred izvora X-zraka. Kod ovog CT sistema se koristi 16-bitni flat panel detektor, gde se raspon intenziteta piksela kreće od 0 do 65536. Takođe treba voditi računa o adekvatnom pozicioniranju ranog predmeta u radnom prostoru CT sistema.

### 5.1.1 Studija slučaja 1 - Vijak postavljen u plastično kućište

MMC komponente, kao što je ranije napomenuto, kod kojih se pri tome žele adekvatno prikazati svi elementi, predstavljaju veliki izazov kod generisanja geometrijski tačnih 3D modela, usled prisustva dva i više materijala različitih specifičnih gustina (a najčešće su u pitanju metalni i polimerni materijali). Artefakti (najčešće su u pitanju efekat senke koju materijal veće gustine baca na materijal sa manjom gustinom - engl. *Streak artefacts*, kao i očvršćavanje X-zraka – engl. *Beam hardening*) nastaju tako što usled prolaska X-zraka kroz objekat, fotoni sa niskom energijom imaju veću tendenciju da oslabe<sup>10</sup>, dok preostali fotoni sa visokom energijom teže oslabe prilikom prolaska kroz objekat [10].

Slika 5.2 prikazuje predmet koji predstavlja prvu studiju slučaja u okviru verifikacije. U pitanju je čelični pan vijak 4x25 mm sa upuštenom glavom postavljen u plastično kućište dobijeno primenom tehnologije 3D štampe od PLA materijala (Polilaktična kiselina, engl. *Polylactic Acid*). Čelik, kao materijal sa velikom gustinom, predstavlja problematičan materijal za skeniranje na CT uređajima usled njegove veće gustine i potrebe za većom prodornom moći samog CT sistema, odnosno velikom apsorpcijom X-zraka, za razliku od okolne plastike koju karakteriše znatno manja gustina. U slučajevima gde se žele ekstrahovati samo materijali većih gustina (dok se lake komponente zanemaruju), primenom CT-a se mogu postići veoma dobri rezultati.



Slika 5.2 Objekat studije slučaja 1 - vijak umetnut u plastično kućište

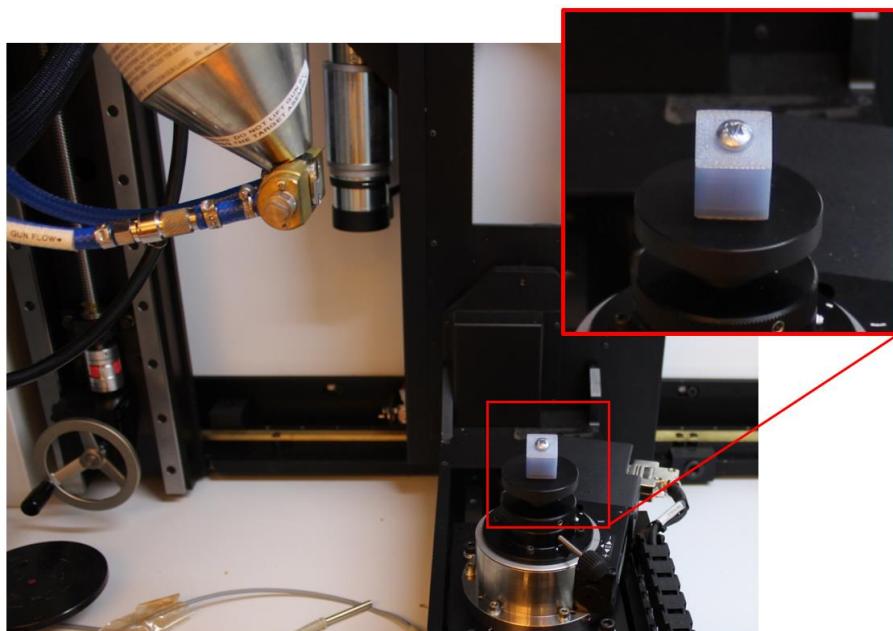
<sup>10</sup> Ovo je poseban problem kod materijala sa velikim atomskim brojem u poređenju sa materijalima sa malim atomskim brojem, gde materijali sa velikim atomskim brojem drastično povećavaju prigušenje fotona pri nižim energijama.

Tabela 5.1 prikazuje parametre koji su korišćeni prilikom akvizicije CT snimaka vijka na CT sistemu NIKON XT H 225.

*Tabela 5.1 Parametri korišćeni za akviziciju CT snimaka za studiju slučaja 1 na NIKON XT H 225 CT sistemu*

	Energija X-zraka (kV):	Jačina struje ( $\mu$ A):	Snaga penetriranja X-zraka (W):	Veličina vokseli X,Y,Z osa ( $\mu$ m)	Rezolucija slike X x Y (piksel)	Broj projekcija	Veličina piksela na detektoru ( $\mu$ m)
Studija slučaja 1	180	93	20	27,604	3192 x 2296	1200	127

Prilikom postavljanja predmeta u radni prostor CT-a, prikazano na slici 5.3, potrebno ga je postaviti tako da stoji ispred izvora X-zraka. Obrtni sto na kome se nalazi radni komad može pomerati u 5 osa što omogućava njegovo pravilno pozicioniranje (Slika 5.4).

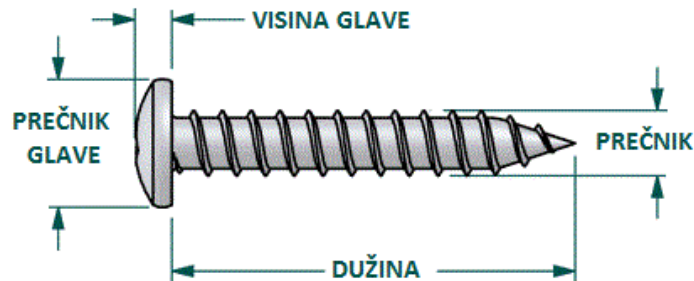


*Slika 5.3 Postavljanje i skeniranje radnog predmeta na NIKON XT H 225 CT sistemu*



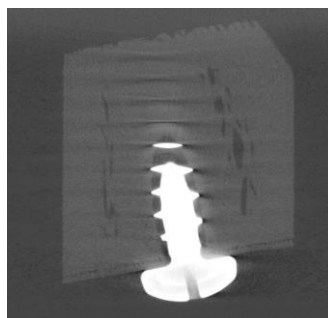
*Slika 5.4 Prozračen deo prilikom postavke prikazan u softveru CT Pro 3D*

Kako bi se izvršila analiza uspešnosti predstavljenog modela prilikom redukcije i/ili uklanjanja artefakata, korišćen je CAD model spomenutog vijka kao referentni 3D model u daljoj analizi. Slika 5.5 prikazuje CAD model vijka sa osnovnim dimenzionalnim karakteristikama koje su korišćene u daljoj analizi.

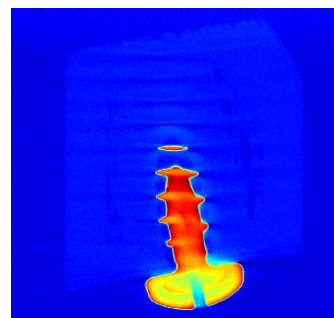


Slika 5.5 Dimenzionalne karakteristike korišćene za analizu kod vijka

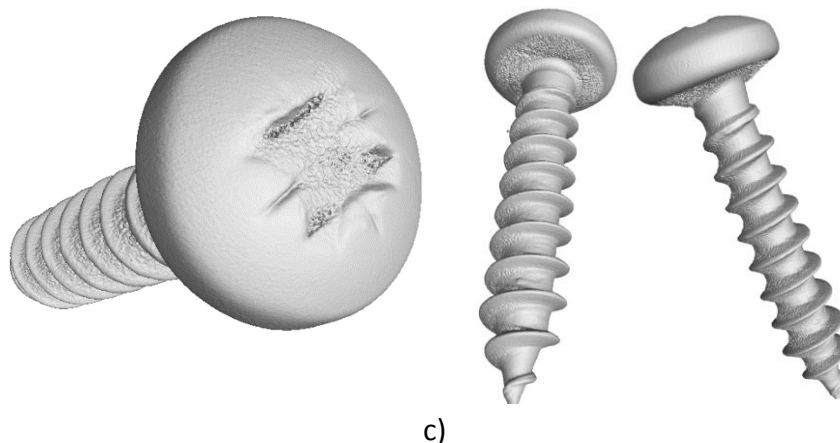
Slika 5.6a prikazuje rezultat CT snimanja u vidu jednog 2D CT snimka (snimak br. 547) gde se mogu videti artefakti u vidu šuma na predelu oko glave vijka, kao i na samom navoju vijka. Ono što takođe predstavlja problem jeste generisanje i prikaz plastičnog kućišta u kojem se nalazi vijak. U okviru analize ove studije slučaja, fokus je bio na redukciji šuma na samom čeličnom vijku, kao i na ekstrakciji njegovog 3D modela. U studiji slučaja 2 će se posvetiti posebna pažnja segmentaciji i ekstrakciji plastičnih komponenti, kao kompleksnijem slučaju. Artefakti prisutni sa CT snimcima su dobro poznati izvori sistemskih grešaka u dimenzionalnom CT merenju. Oni potiču od različitih fizičkih i tehničkih efekata, kao i ograničenja CT sistema za akviziciju snimaka [162]. Slika 5.6b prikazuje rekonstrukciju CT snimka u pseudo-koloru. Veštačkim „bojenjem“ slike se omogućava lakše vizuelno uočavanje artefakata, kao i interpretacija detalja slike. Slika 5.6b prikazuje artefakte u vidu očvršćavanja snopa X-zraka i artefakte u vidu rasipanja X-zraka. Kada bi sistem za akviziciju CT snimaka bio „idealno“ sistem bez ikakvih smetnji, i kada bi se snimale komponente gde je debljina svih materijala ista, bile bi vidljive samo tri osnovne boje: tamno plava za vazduh, svetlo plava za plastično kućište, i tamno crvena za čelični vijak [162]. Međutim, u ovom konkretnom slučaju, može se videti da se boja pozadine u spoljašnjoj i unutrašnjoj oblasti vijka razlikuje usled različite apsorpcije X-zraka. Slika 5.6c prikazuje generisani površinski 3D model generisan u softveru VGStudio Max v3.1.



a)



b)



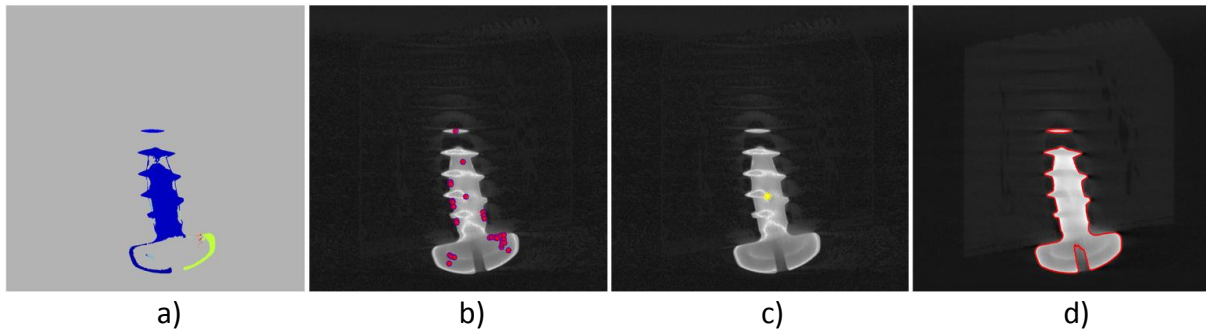
Slika 5.6 Rekonstrukcija vijka: a) 2D CT snimak br. 547 b) prikaz u kodiranoj boji i c) generisani zapreminski model u softveru VGStudio Max v3.1

U nastavku eksperimentalne analize su korišćena još dva softvera za komparaciju, a to su GOM Inspect i VGStudio Max. Softver GOM Inspect (GOM GMBH, Nemačka) koji se u početku koristio kao softver za analizu i upravljanje sistemima 3D digitalizacije kompanije GOM GMBH, ubrzo se proširio i na oblast dimenzionalne metrologije, a sa poslednje dve verzije softvera (počevši od v2016) u ovom softveru je omogućen i uvoz rezultata akvizicije sa CT sistema u svim najčešće primenjivanim formatima, kao što su \*.vgi, \*.vgl, \*.pcr, \*.ekv, \*.rek, itd..

Softver VGStudio Max v3.1 (Volume Graphics GmbH, Nemačka) danas predstavlja standardni softver koji se koristi za analizu i ekstrakciju informacija sa industrijskih CT snimaka. U okviru ovog softvera se nalazi dijapazon različitih algoritama koji služe za ekstrakciju informacija i obradu slike, među kojima je svakako najpoznatija tzv. ISO 50% metoda. Pored ove metode, danas se za potrebe akvizicije i metroloških merenja uglavnom koristi metoda adaptivnog praga.

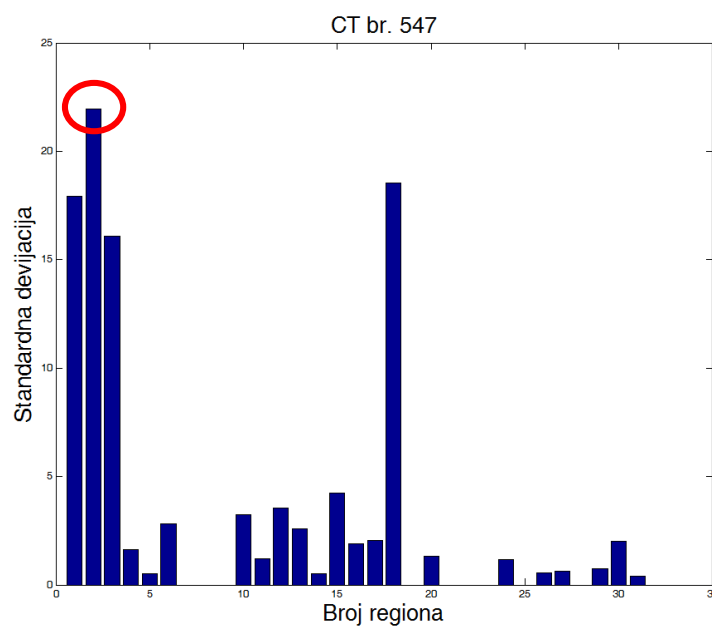
### 5.1.2 Primena hibridnog modela i programskog sistema ProSEG3D

Prvi korak jeste primena FCM metode kako bi se poboljšao kontrast kod samih granica objekta. Nakon toga u softveru ProSEG3D se pristupa postupku segmentacije primenom metode RG gde se kao glavni parameter koristi parameter tolerancije  $t$ . Pored ovog parametra, ukoliko se generiše površinski 3D model u samom ProSEG3D softveru, potreban je i podatak o veličini voksel. Pošto je model izotropan, X, Y i Z vrednosti voksel su iste. Nakon rekonstrukcije 3D modela, isti se izvozi iz ProSEG3D softvera u binarnom \*.stl formatu zapisa, kao jednom od najčešće korišćenih formata za razmenu podataka između različitih sistema. Slika 5.7 prikazuje postupak selekcije inicijalnog semena, kao i rezultat segmentacije slike primenom metode RG na osnovu intenziteta piksela za jedan 2D CT snimak.



Slika 5.7 Postupak selekcije inicijalnog semena za rast regiona za 2D CT snimak br. 547 a) inicijalna binarizacija slike, b) lokacija svih otkrivenih centara regiona na slici, c) selektovani centar regiona sa najvećom vrednošću standardne devijacije i d) segmentirani CT snimak primenom metode RG sa „nalepljenim“ granicama na originalni CT snimak

Pošto algoritam baziran na FCM metodi omogućava poboljšanje granica objekata prisutnih na CT snimcima, RG metoda može uspešno segmentirati objekte od interesa na bazi poboljšanih slika kako bi se generisale tačnije binarne 2D slike neophodne za rekonstrukciju 3D modela. Slika 5.8 prikazuje standardnu devijaciju intenziteta piksela za CT snimak br. 547 u inicijalno segmentiranim regionima koja se dobija na osnovu ukupnog broja regiona. U ovom slučaju otkriven je ukupno 31 region, od kojih region br. 2 ima najveću vrednosti standardne devijacije (ona iznosi 21,93).



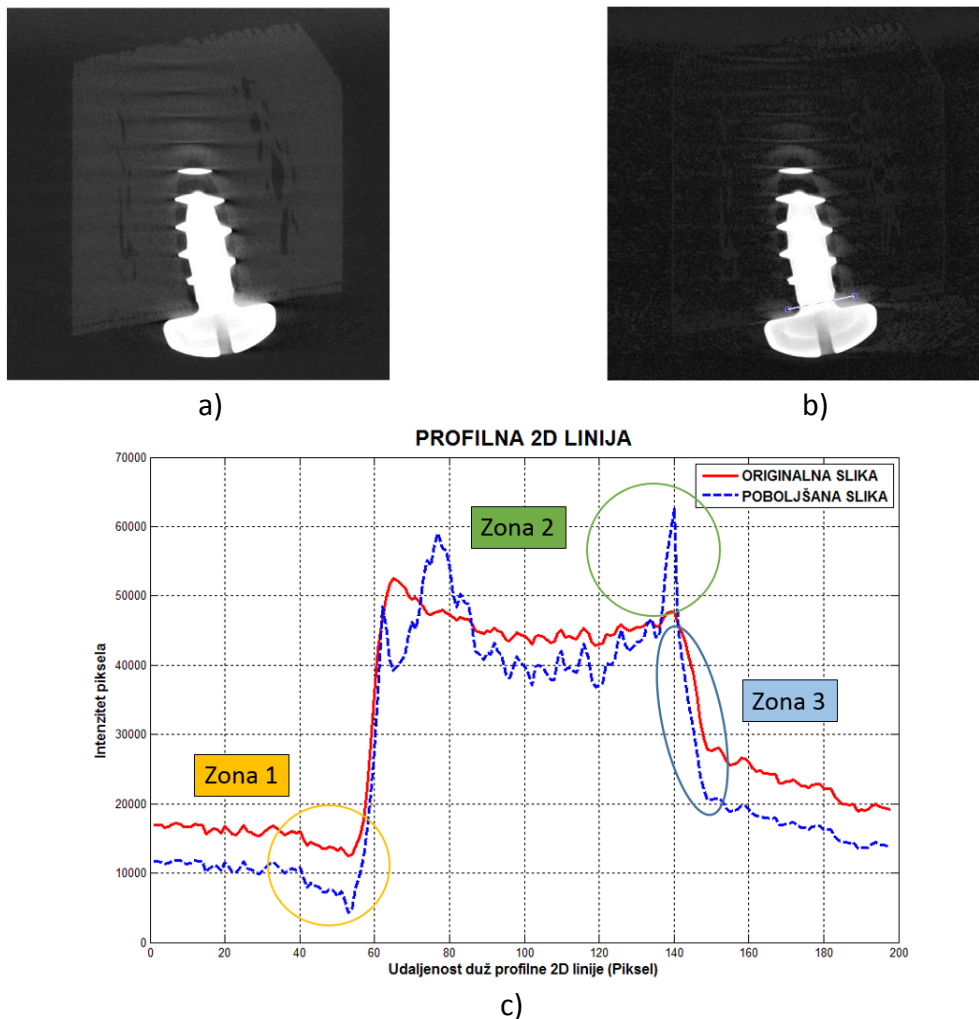
Slika 5.8 STD plot regiona CT snimka br. 547 (region sa najvećom vrednosti standardne devijacije intenziteta piksela je označen sa crvenim krugom)

### 5.1.2.1 Analiza profilne 2D linije

Kako bi se verifikovale performanse predloženog poboljšanja CT snimaka primenom FCM metode, definisana je dvodimenzionalna (2D) linija profila na istoj lokaciji na 2D CT snimku pre



(Slika 5.9a) i nakon primene (Slika 5.9b) FCM metode. Intenzitet piksela duž ovih 2D linija se upoređuje kako bi se utvrdile razlike između dva CT snimka što je prikazano na slici 5.9c.



Slika 5.9 Analiza profilne 2D linije na a) originalnom, b) poboljšanom CT snimku i c) komparacija originalne i poboljšane slike za studiju slučaja 1 - Vijak

Na slici se mogu uočiti tri karakteristične zone na kojima se mogu, primenom profilne 2D linije, uočiti sledeća poboljšanja:

- U zoni 1 može se uočiti kako dolazi do naglog pada intenziteta piksela kod poboljšanog snimka u odnosu na originalana 2D CT snimak. Na ovoj strani nije bila prisutna velika količina artefakata, pa se na osnovu naglog pada u intenzitetu dolazi do lakše segmentacije.
- U zoni 2 može se uočiti nagli skok u intenzitetu piksela u odnosu na originalno stanje, i to na prelazu između područja niskog i visokog intenziteta piksela što dovodi do lakše segmentacije.
- U zoni 3 može se uočiti pomeranje same granice objekta usled redukcije prisutnog šuma na 2D CT snimku. Pošto je ova strana više zahvaćena artefaktima, na ovaj

način se tačnije definiše granica objekta čime se povećava i tačnost generisanog 3D modela.

Komparacija (Slika 5.9c) pokazuje da postupak poboljšanja slike primenom FCM metode dovodi do:

- 1) Normalizacije intenziteta piksela što predstavlja veoma važnu osobinu kod ovog pristupa usled toga što se prilikom normalizacije intenziteta olakšava postupak segmentacije samog objekta.
- 2) Veće vrednosti intenziteta piksela na prelazu između područja niskog i visokog intenziteta piksela.

Analiza navedenih zona i primena metode fazi klasterizacije su veoma važne jer primena FCM doprinosi lakšoj i boljoj segmentaciji primenom RG metode usled toga što su granice objekta jasnije definisane. Drugim rečima, dolazi do jačeg kontrasta u intenzitetu piksela na samoj granici objekta i pozadine, i time se redukuje uticaj artefakata koji su nastali prilikom akvizicije CT snimaka.

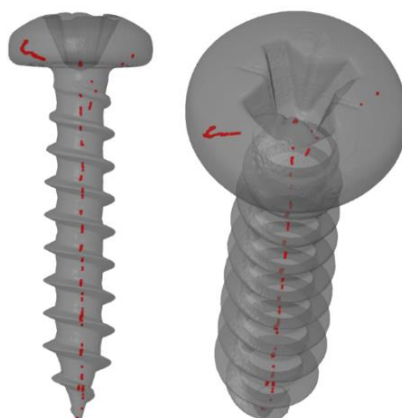
#### **5.1.2.2 Analiza performansi selekcije semena RG metode kod hibridnog modela**

Da bi se testirala tačnost selekcije inicijalnog semena koristeći razvijenu RG metodu, testiranje je sprovedeno na studiji slučaja 1 gde je analiziran postotak uspešnosti pravilno klasifikovanih i definisanih X,Y koordinata koje su definisane unutar materijala za ekstrakciju (u ovom slučaju to je čelični vijak). Tabela 5.2 prikazuje analizu performansi algoritma za selekciju semena u okviru ProSEG3D programskog sistema. Slika 5.10 prikazuje raspodelu ovih tačaka preklapljenih sa generisanim površinskim 3D modelom vijka.

*Tabela 5.2 Analiza učinka za selekciju semena ProSEG 3D programskog sistema za studiju slučaja 1*

	Ukupan broj snimaka	Broj snimaka uzet za analizu	ISD	Tačnost (%)
Studija slučaja 1	1002	404	404	100

**ISD - broj snimaka na kojima je inicijalno seme pravilno definisano**



*Slika 5.10 Prikaz generisanih X,Y koordinata za RG metodu na 3D modelu vijka u XYZ prostoru*

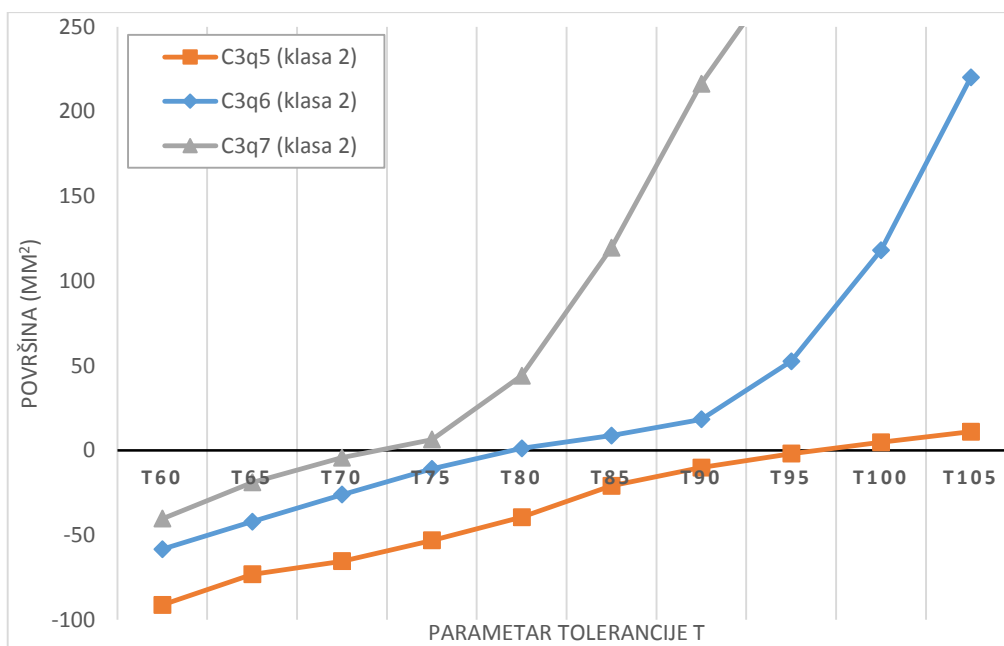


### 5.1.2.3 Analiza uticaja parametara na tačnost generisanog 3D modela u softveru ProSEG3D

U okviru programskog sistema ProSEG3D izbor adekvatnih parametara za segmentaciju ima veliki uticaj na generisanje tačnog 3D modela.

U okviru ovog potpoglavlja izvršena je analiza tačnosti generisanog 3D modela variranjem parametara  $c$  i  $q$  kod FCM metode i parametra  $t$  kod RG metode u ProSEG3D programskom sistemu. Variranje parametara je sprovedeno na CT snimcima vijka (studija slučaja 1) gde se kao rezultat njihovog variranja generiše 3D model vijka čija se zapremina zatim upoređuje sa zapreminom CAD modela.

Kada se govori o parametrima koji se definišu u softveru ProSEG3D najveći uticaj na generisanje dimenziono tačnijeg 3D modela ima parametar  $c$  koji predstavlja broj klastera. Ovo je bitan parametar koji korisnik definiše vizuelno, a vezan je za definisanje grupacija piksela unutar skupa CT snimaka. Pošto se na CT snimcima nalaze tri regiona, a to su vijak, plastično kućište i prazan prostor oko kućišta, broj klastera je definisan kao  $c=3$  za ovu analizu. Slika 5.11 prikazuje uticaj i zavisnost ovih parametara. Numeričke vrednosti su date u prilogu 8.1.

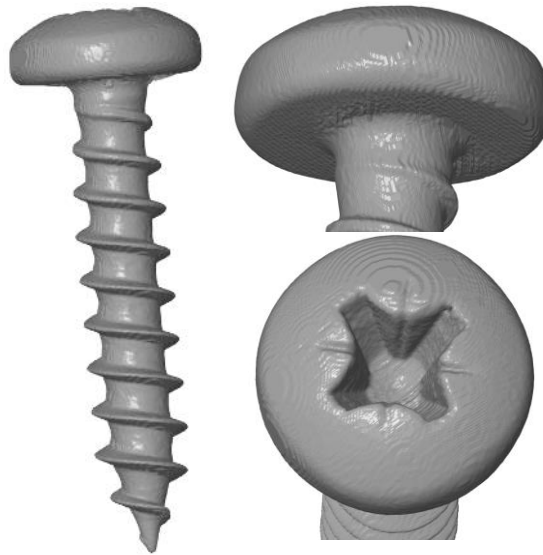


Slika 5.11 Analiza uticaja variranja parametara na tačnost generisanog 3D modela u ProSEG3D programu

Parametar tolerancije  $t$  kod RG metode je variran za inkrement 5 u rasponu od 60 do 105, dok je parametar  $q$  variran za tri slučaja od 5 do 7. Rezultati analize su prikazani na slici 5.11 i to za  $c=3$  i  $q=5$  (narandžasta linija),  $c=3$  i  $q=6$  (plava linija) i  $c=3$  i  $q=7$  (siva linija). Razlog zbog koga je odlučeno da se izvrši variranje za samo ova tri slučaja jeste što daljim variranjem dolazi do značajne degradacije u kvalitetu generisanih 3D modela, kao i njihovoj tačnosti.

Kod FCM metode u sva tri slučaja odabrana je klasa 2 kao najpogodnija jer omogućava najbolju separaciju između vijka i plastičnog kućišta. Na osnovu prikazanih krivih može se zaključiti kako su najbolji rezultati, u vidu tačnosti generisanih 3D modela, ostvareni primenom parametara  $c=3$ ,  $q=6$  i  $t=80$  (klasa 2) prikazanih plavom linijom, a 3D model generisan sa ovim skupom parametara u okviru programskog sistema ProSEG3D je prikazan ispod na slici 5.12. Za ove vrednosti parametara je razlika između zapremine CAD modela i 3D modela generisanog primenom ProSEG3D programa iznosila  $1,135 \text{ mm}^3$ , što predstavlja najpovoljniji rezultat u odnosu na generisane 3D modele primenom drugih kombinacija parametara. Ovi parametri su korišćeni za segmentaciju CT snimaka i generisanje 3D modela u daljim analizama za ovu studiju slučaja.

Generisani 3D modeli primenom ovog seta parametara variranjem različitih vrednosti parametra tolerancije  $t$  su prikazani u prilogu 8.2 ove doktorske disertacije.



*Slika 5.12 Generisani 3D model vijka u ProSEG3D programu primenom parametara  $c=3$ ,  $q=6$  i  $t=80$  (klasa 2)*

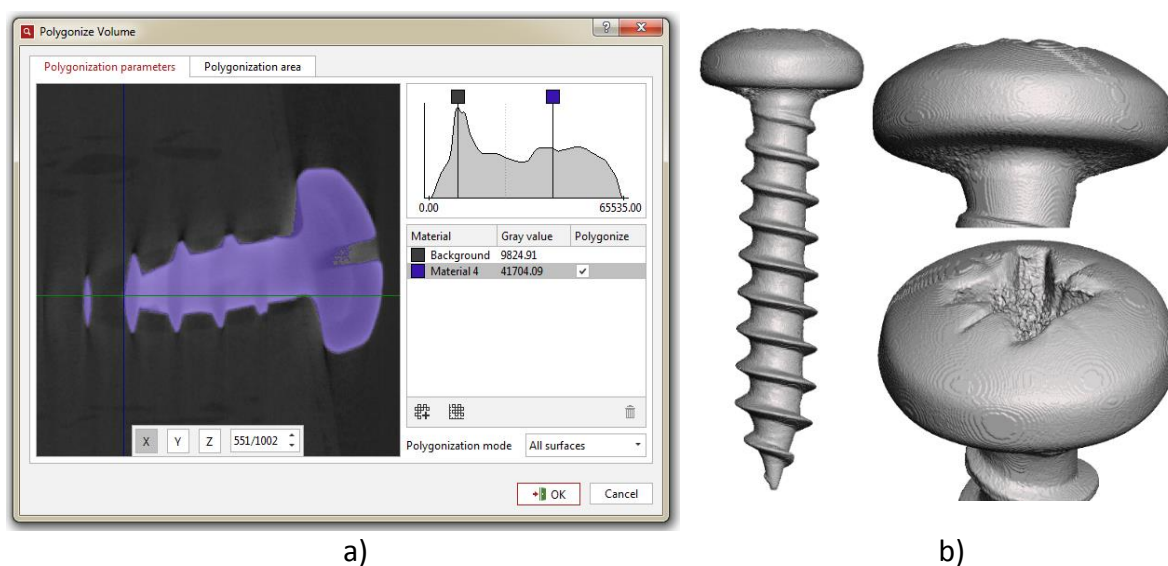
### **5.1.3 Komparativna analiza geometrije generisanih 3D modela**

Nakon izvršene segmentacije i generisanja 3D modela, izvršena je komparacija odnosa piksel – površina, u okviru kojeg se definiše broj piksela po jednom 2D snimku, a zatim se upoređuje ukupan broj piksela za celu površinu 3D modela.

Ovaj vid verifikacije predstavlja dobar način da se prikaže tačnost segmentacije objekata prisutnog na CT snimcima jer uzima u obzir broj piksela na svakom 2D CT snimku unutar celog skupa CT snimaka i prikazuje njihovu površinu po jednom 2D CT snimku. Ovde je korišćen CAD model vijka kao referentan 3D model u odnosu na čiju geometriju je poređena geometrija generisanih 3D modela u drugim softverima, uključujući i u ProSEG3D program.

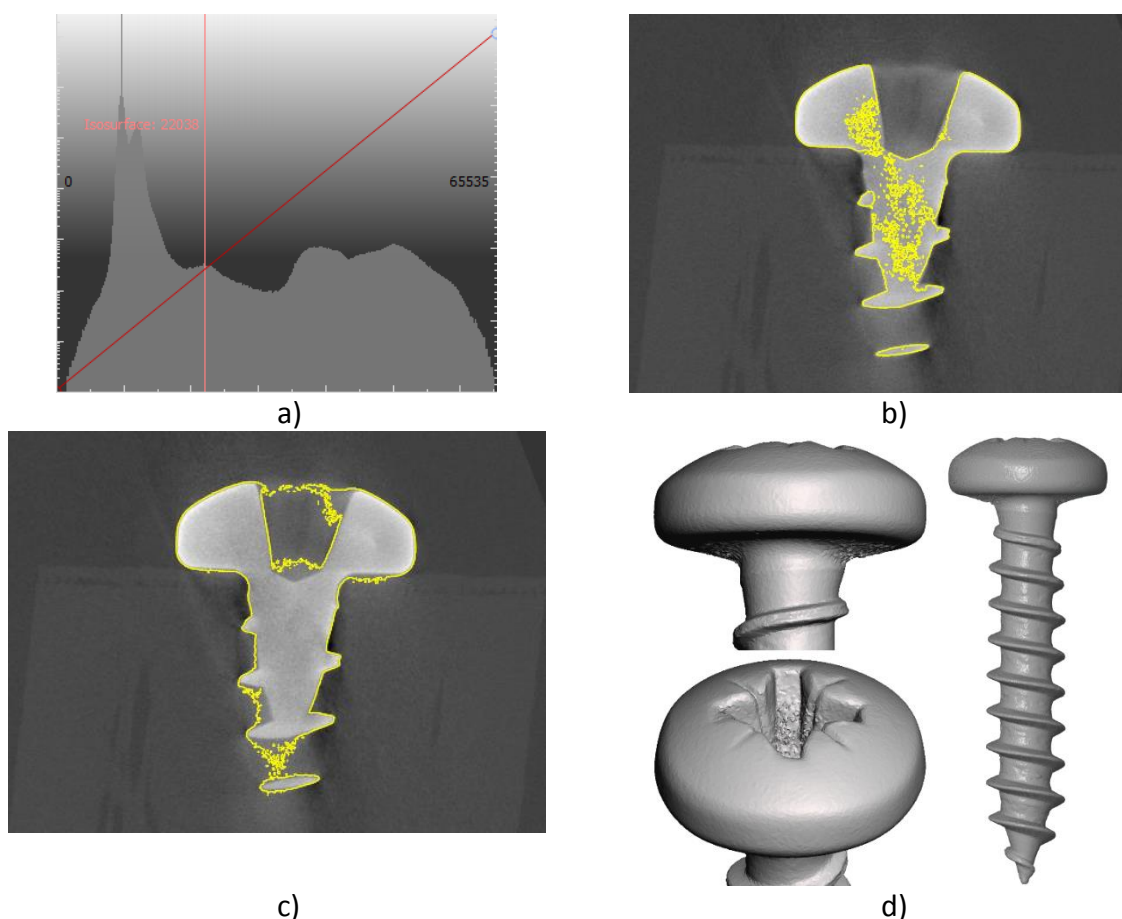
Komparativna analiza je sprovedena za površinske 3D modele generisane u softverima GOM Inspect v2018, VGStudio Max v3.1, kao i površinski 3D model generisan u razvijenom programskom sistemu ProSEG3D. U slučaju dva komercijalna softvera u obzir su uzeti 3D modeli generisani primenom automatske segmentacije (GOM Inspect), odnosno manuelne segmentacije (VGStudio Max).

U okviru GOM Inspect v2018 softvera razvijen je automatski pristup segmentaciji i ekstrakciji različitih materijala primenom metode adaptivnog praga. Parametri korišćeni u ovom softveru su min. 9824 i max. 41704, što je prikazano na slici 5.13a. Slika 5.13b prikazuje generisani 3D model vijka primenom automatskog postupka segmentacije na bazi prethodno navedenih vrednosti parametara. Uočljiva je prisutnost šuma u zoni glave vijka.



Slika 5.13 Automatska segmentacija u GOM Inspect v2018 softveru a) parametri segmentacije i b) ekstraktovani 3D model

Segmentacija i generisanje 3D modela u softveru VGStudio Max v3.1 je izvršena manuelno (u Laboratoriji za precizna mjerenja dužina na Fakultetu strojarstva i brodogradnje) od strane iskusnog operatora na CT uređaju, kako bi se dobio validan 3D model neophodan za dalju komparativnu analizu. Prilikom segmentacije vijka, pažnja je obraćena na histogram vijka (Slika 5.14a) kako bi se na adekvatan način definisali parametri za segmentaciju, na osnovu vrhova pikova na samom histogramu. Ukoliko se parametri za segmentaciju ne definišu adekvatno dolazi do redukovane segmentacije (engl. *undersegmentation*) prikazano na slici 5.14b ili usled povećanih vrednosti parametara može doći do preterane segmentacije (engl. *oversegmentation*) što je prikazano na slici 5.14c. Na slici se mogu videti ova dva slučaja gde primenom metode adaptivnog praga nije moguća adekvatna ekstrakcija granica objekta (vijak). Razlog je okolni šum prisutan u regionu oko glave vijka, a koji se javlja kao rezultat različite gustine dva materijala – čelik i plastika, što je prikazano na slici 5.14d.



Slika 5.14 Manuelna segmentacija u softveru VG Studio Max v3.1 a) histogram, b) redukcija segmentacije, c) preterana segmentacija i d) generisani 3D model vijka

Prilikom segmentacije i ekstrakcije površinskog 3D modela iz programskog modela ProSEG3D, parametri koji su korišćeni su broj klastera  $c$  i parametar stepena pripadnosti piksela  $q$ , vezani za FCM metodu, kao i parametar tolerancije  $t$  koji se koristi kod metode rasta regiona (ovi parametri su preuzeti na osnovu prethodne analize prikazane na slici 5.11).

U okviru programskog sistema ProSEG3D definisan je region od interesa oko vijka, a koji omogućuje lokalizaciju segmentacije. Na ovaj način se takođe postiže veća brzina kod segmentacije jer se ne uzima u obzir ceo CT snimak, već samo oblast definisana unutar regiona od interesa. Parametri su prikazani u tabeli 5.3.

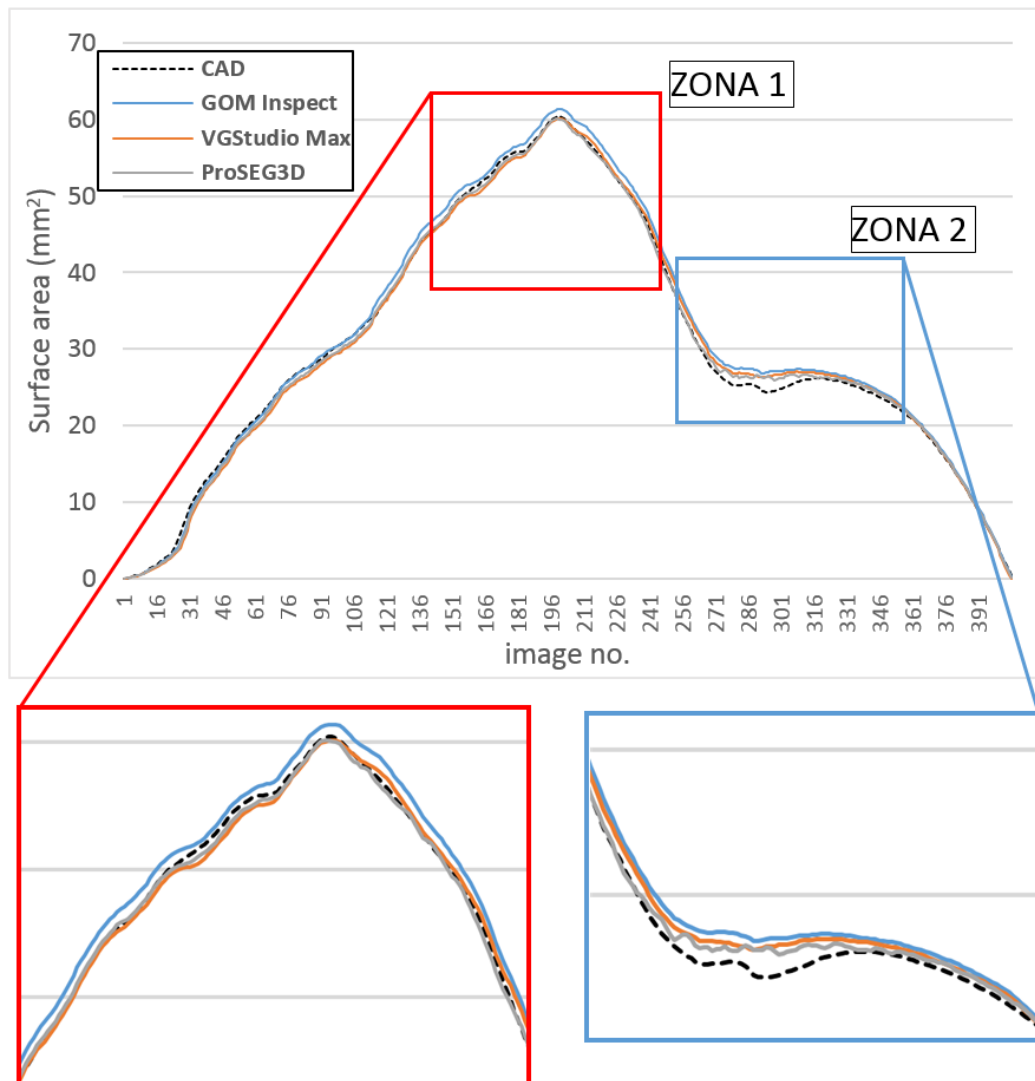
Tabela 5.3 Parametri segmentacije korišćeni za studiju slučaja 1 - Vijak u okviru programskog sistema ProSEG3D

ProSEG3D	Fazi klasterizacija			Rast regiona	Region od interesa
	Broj klastera ( $c$ )	Stepen Pripadnosti ( $q$ )	Selektovan klaster	Tolerancija ( $t$ )	
Parametri	3	6	2	80	Uključen

Na osnovu ovih prikazanih parametara može se videti kako je za selekciju parametra  $c$  (broj klastera) definisano ukupno 3 klastera. Kao klaster koji je selektovan i korišćen u daljoj obradi CT snimaka izabran je klaster br. 2 kao najpogodniji za ekstrakciju granica objekta usled toga što pokazuje najbolju separaciju površine vijka od okolnog plastičnog kućišta. CAD model, kao i površinski 3D modeli generisani u drugim softverima, je prethodno pozicioniran i poravnat kako bi se 3D geometrija preklapila sa 2D CT snimcima skeniranog vijka radi sprovođenja analize.

Poravnavanje CAD modela je izvršeno u softveru GOM Inspect v2018 primenom specijalizovanih alata za poravnavanje. Najpre je izvršeno početno poravnavanje primenom alata „*Predalignment*“, a zatim finalno poravnavanje sa mikro translacijama i rotacijama radi boljeg poravnanja dva 3D modela primenom „*Local Best-fit*“ metode.

Rezultati komparativne analize 3D geometrije ekstrakovane iz XY ravni su prikazani na slici 5.15, dok slika 5.16 prikazuje analizu 2D granica površinskih 3D modela, generisanih u softverima koji su korišćeni za analizu.

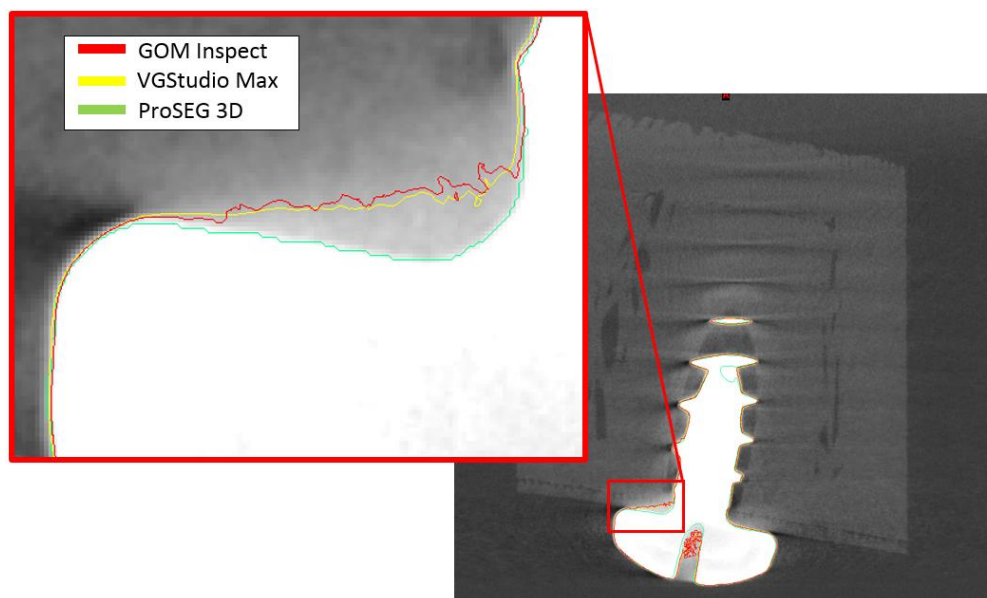


Slika 5.15 Analiza 3D geometrije odnosa broja piksela/površine za studiju slučaja 1 sa uveličanim prikazom zona 1 i 2

Slika 5.16 prikazuje ekstrakovane 2D granice objekata generisanih 3D modela u XY ravni koje su izražene preko odnosa broj piksela i površine. Generisane granice objekata preslikane na CT snimcima koje opisuju konturu vijka su uzorkovane i omogućavaju analizu preklapanja 2D granica u svakom pojedinačnom CT snimku sa 2D granicama CAD modela vijka.

Sa slike se može videti kako postoje dve zone (zona 1 i zona 2) u okviru kojih su prisutna značajnija odstupanja. U zoni 1 se na CT snimcima u rasponu od CT snimka br. 113 do 239 uočavaju odstupanja kod segmentiranih 2D granica za 3D model generisan automatskim pristupom u okviru GOM Inspect softvera (plava linija), dok se za VGStudio Max (narandžasta linija) kreću u rasponu od CT snimka br. 141 do 197. Najmanja odstupanja su prikazana sa sivom linijom čiji je 3D model generisan programskim sistemom ProSEG3D i kreće se u rasponu od 155 - 181 i 210 – 217.

Takođe, u zoni 2 se za CT snimke u rasponu od 253 do 323 mogu uočiti odstupanja segmentiranih 2D granica vijka generisanih u sva tri softvera. U ovom rasponu se nalazi 3D geometrija prelaza od glave vijka do stabla vijka, kao i unutrašnjost glave vijka, koje su najviše zahvaćene šumom. 3D model generisan u softveru GOM Inspect (plava linija) pokazuje najveće odstupanje u ovoj zoni od CAD modela (crna isprekidana linija). Granice generisane iz softvera VGStudio Max daju bolje rezultate (narandžasta linija), sa manjim odstupanjima. Granice 3D modela vijka generisanog u predstavljenom softveru ProSEG3D (siva linija) daju najbolje rezultate od sva tri softvera na osnovu prikazanog dijagrama gde su devijacije 2D granica najpribližnije idealnoj CAD geometriji što pokazuje veću tačnost kada je u pitanju odstupanje segmentiranih 2D granica objekta (vijak) u odnosu na CAD model.



*Slika 5.16 2D CT snimak sa prikazanim segmentiranim 2D granicama primenom softvera GOM Inspect (crvena boja), VGStudio Max (žuta boja) i ProSEG3D (zelena boja) prilikom komparativne analize*

Na osnovu analize segmentiranih 2D granica može se uočiti kako u zoni oko glave vijka, gde su prisutni artefakti, GOM Inspect i VGStudio Max softveri za obradu i segmentaciju CT

snimaka imaju poteškoća sa segmentacijom i tačnom ekstrakcijom granica objekta. U slučaju primene hibridnog modela postižu se evidentno bolji rezultati u vidu tačnije segmentacije. Primenom FCM metode se dodatno naglašavaju granice objekta zahvaćene prisustvom šuma, što olakšava segmentaciju primenom RG metode.

Na osnovu prikazane analize moguće je takođe izvući podatke o ukupnoj zapremini generisanih 3D modela što je prikazano u tabeli 5.4. Ova analiza tačnosti generisane zapremine je vezana za merenje ukupne zapremine generisanih 3D modela i njihovo poređenje sa zapreminom CAD modela. Svrha ove analize je da se primenom podataka o zapremini CAD modela izvrši komparativna analiza tačnosti generisanih 3D modela primenom ovih softvera, bez ulaženja u detalje vezane za mernu nesigurnost ili uticaje prilikom akvizicije samih CT snimaka (što nije tema istraživanja ove doktorske disertacije). Više o ovoj oblasti istraživanja se može naći u referencama [163–169].

*Tabela 5.4 Analiza greške zapreminskih modela*

Parametri	Softver	CAD model	GOM Inspect v2018	VGStudio Max v3.1	ProSEG3D
Zapremina (mm <sup>3</sup> )		400,09	426,39	410,61	<b>398,96</b>
Apsolutna greška (mm <sup>3</sup> )		/	26,3	10,52	<b>1,13</b>
Relativna greška		/	0,0657	0,0262	<b>0,0028</b>
Procentualna greška (%)		/	6,57	2,62	<b>0,28</b>

Na osnovu podataka iz tabele, može se videti kako predstavljeni hibridni model, upakovan u ProSEG3D programsko rešenje, omogućava generisanje tačnijeg površinskog 3D modela u odnosu na druga dva analizirana softvera. Ako se uporedi originalni CAD model, kao i 3D model generisan primenom automatske segmentacije u GOM Inspect softveru koji daje najlošije rezultate, može se doći do zaključka kako se primenom ProSEG3D postiže značajna redukcija nastalog šuma što dovodi do generisanja tačnijeg 3D modela objekta.

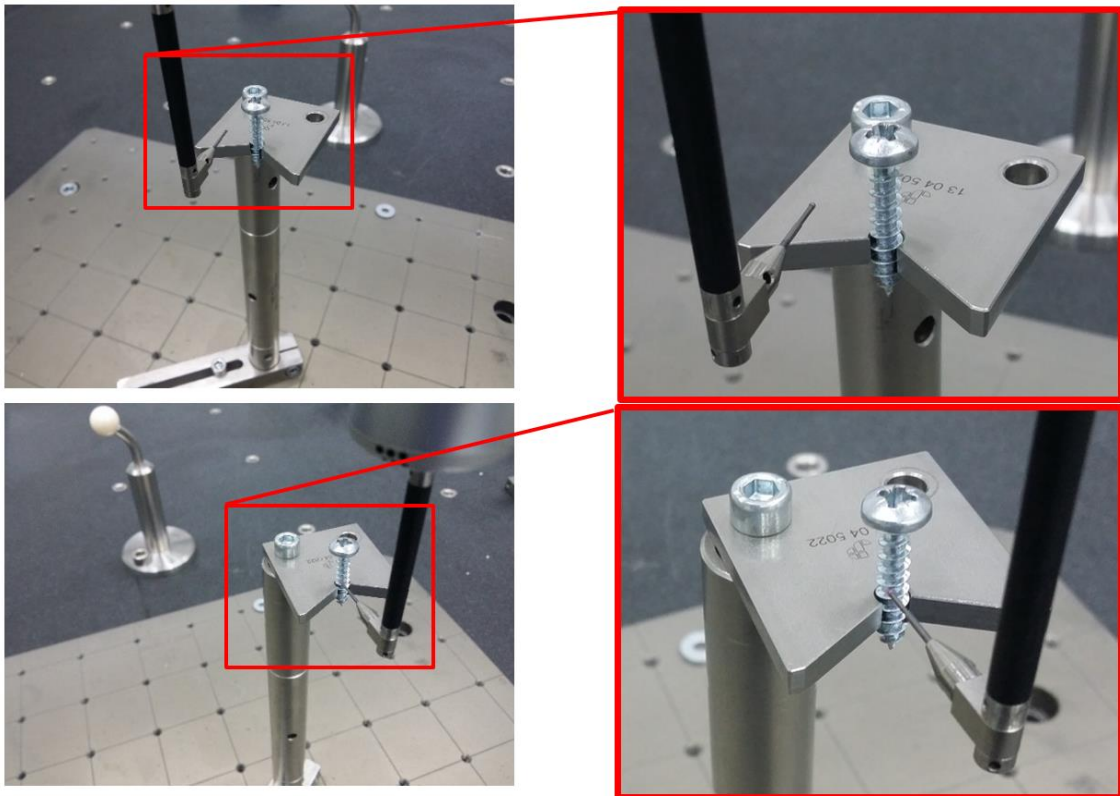
Površinski 3D model generisan u softveru GOM Inspect dao je najlošije rezultate u odnosu na originalni CAD model (procentualna greška iznosi 6,57 %, dok su apsolutna i relativna greška 26,3 i 0,0657), pretežno iz razloga što nije u mogućnosti da adekvatno izvrši segmentaciju CT snimaka na kojima je prisutan šum. 3D model generisan u softveru VGStudio Max v3.1 daje bolje rezultate u vidu procentualne greške koja iznosi 2,62 %, dok su vrednosti apsolutne i relativne greške 10,52 i 0,0262. Razvijeni hibridni model omogućava najviši nivo redukcije nastalog šuma između poređenih softvera, gde greška generisane zapremine iznosi 0,28% što za rezultat ima generisanje tačnijeg 3D modela. Ovaj podatak takođe potvrđuju vrednosti apsolutne i relativne greške merenja koje iznose 1,13 i 0,0028.



### 5.1.4 Komparativna dimenzionalna analiza referentnih mera na KMM

Kontaktne i optičke merni sistemi se često koriste kao referentni instrumenti kako bi se iskazale nesigurnosti (sistematske greške) dimenzionalnih CT merenja [70].

Izvršena je komparacija četiri osnovne dimenzionalne karakteristike gde su pritom njihove referentne mere prikupljene na tro-osnoj koordinatnoj mernoj mašini Contura G2 (CARL ZEISS). Merenje na KMM je prikazano na slici 5.17. Osnovna merenja su sprovedena primenom kontaktnog mernog pipka prečnika 1 mm, i dužine stabla L=50 mm u mernoj laboratoriji sa kontrolisanim mikroklimatskim uslovima ( $20 \pm 0.5$ ) °C. Merna zapremina ove mašine iznosi x=1000, y=1200, z=600 mm. Referentne mere su prikupljene na osnovu definisanja osnovnih geometrijskih obeležja, a čija analiza kao i ekstrakcija referentnih mera je izvršena u softveru CALYPSO v4.8.



Slika 5.17 Merenje izvršeno na koordinatnoj mernoj mašini CONTURA G2, CARL ZEISS

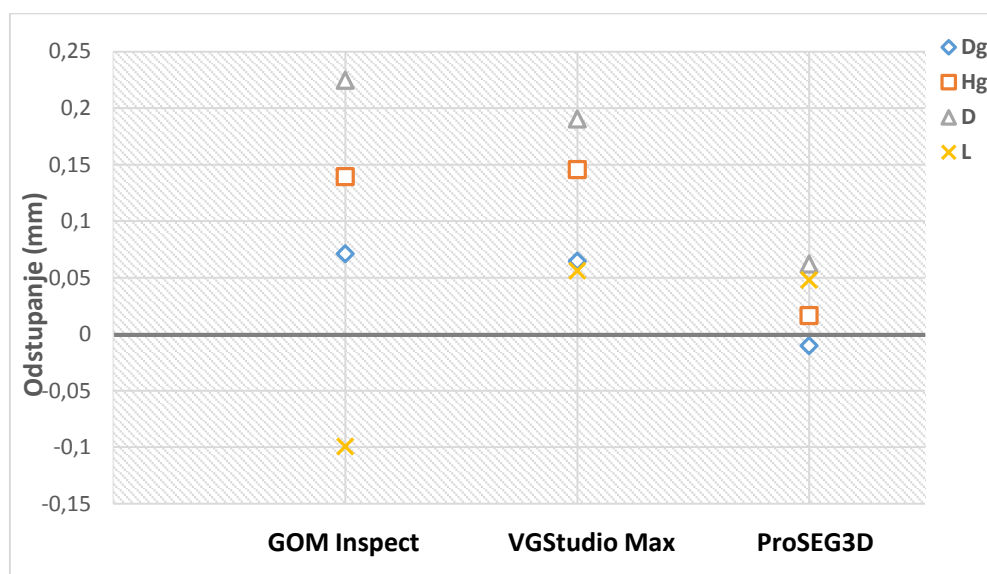
Rezultati merenja na KMM koji su upotrebljeni kao referentne vrednosti za spovođenje dimenzionalne analize se nalaze u prilogu, kao i izmerene vrednosti na osnovu 3D modela generisanih u softverima GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D. Analiza je sprovedena na četiri osnovne dimenzionalne karakteristike  $D_g$ ,  $H_g$ ,  $D$  i  $L$  prikazana je u tabeli 5.5. Sprovedena merenja, kao i fitovanje nominalne geometrije na generisane 3D modele je izvršeno primenom istog pristupa koji se sastojao iz fitovanja prostih geometrijskih obeležja (ravan, cilindar, kružnica) primenom Gaussove best-fit metode. Ovaj isti princip je takođe primenjen i za drugu studiju slučaja.



Tabela 5.5 Rezultati merenja za četiri osnovne dimenzionalne karakteristike Dg, Hg, D i L

	Izmerene vrednosti na KMM [mm]	GOM Inspect v2018 [mm]	VGStudio Max v3.1 [mm]	ProSEG3D [mm]
Prečnik glave (Dg)	9,759	9,8301	9,8236	9,7845
Visina glave (Hg)	3,479	3,6184	3,6247	3,6036
Prečnik (D)	4,744	5,0687	5,0343	4,9451
Dužina (L)	24,312	24,2127	24,3153	24,0208

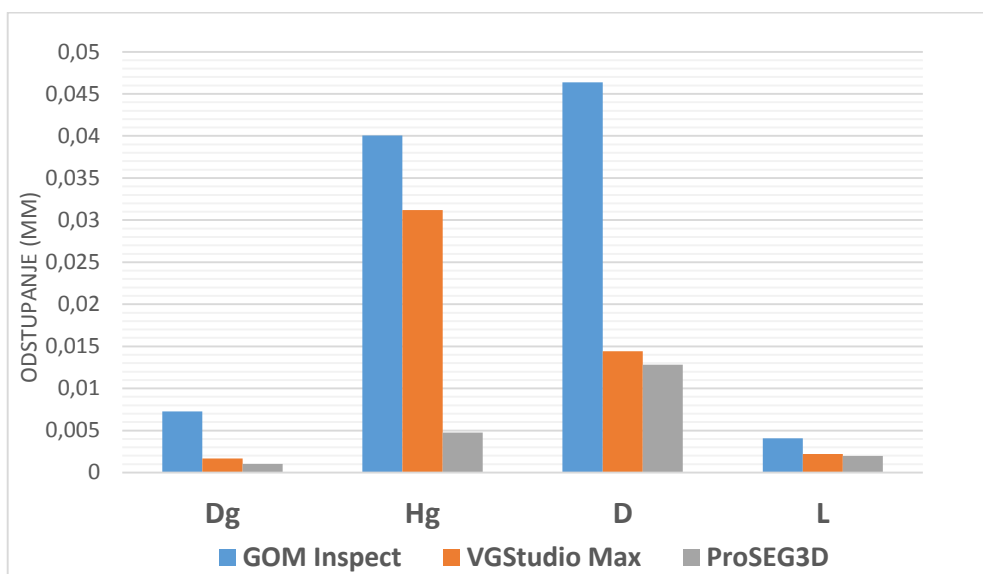
Razlika dimenzionih mera u odnosu na nominalne mere izmerene na KMM je prikazana na slici 5.18.



Slika 5.18 Analiza dimenzionog odstupanja od referentnih vrednosti sa KMM za studiju slučaja 1

Na osnovu slike može se videti kako definisane mere na osnovu 3D modela generisanog u softveru GOM Inspect daju najlošije rezultate, pogotovo za dimenzionu karakteristiku Hg (koja predstavlja visinu glave). Merenje ove merne vrednosti predstavlja problem usled toga što je u toj regiji prisutan šum koji onemogućava pravilnu ekstrakciju informacija iz te zone. 3D model generisan u softveru VGStudio Max pokazuje bolje rezultate u odnosu na ovaj softver. Dok trend pokazuje kako dimenzionalne karakteristike izmerene na 3D modelu generisanom u softveru ProSEG3D daju najniže vrednosti, odnosno pokazuju najmanje odstupanje u odnosu na nominalne mere prikupljenje sa KMM. Ovde se posebno može videti razlika za dimenzionu karakteristiku Hg – visina glave, usled toga što je ta zona bila zahvaćena šumom, a što predstavlja poteškoću za ekstrakciju tačne dimenzionalne vrednosti.

Analiza odstupanja izmerenih vrednosti je takođe prikazana preko relativne greške merenja izmerenih vrednosti za dimenzionalne karakteristike Dg, Hg, D i L na slici 5.19.



Slika 5.19 Relativna greška merenja dimenzionih karakteristika Dg, Hg, D i L za 3D modele generisane u softverima GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D

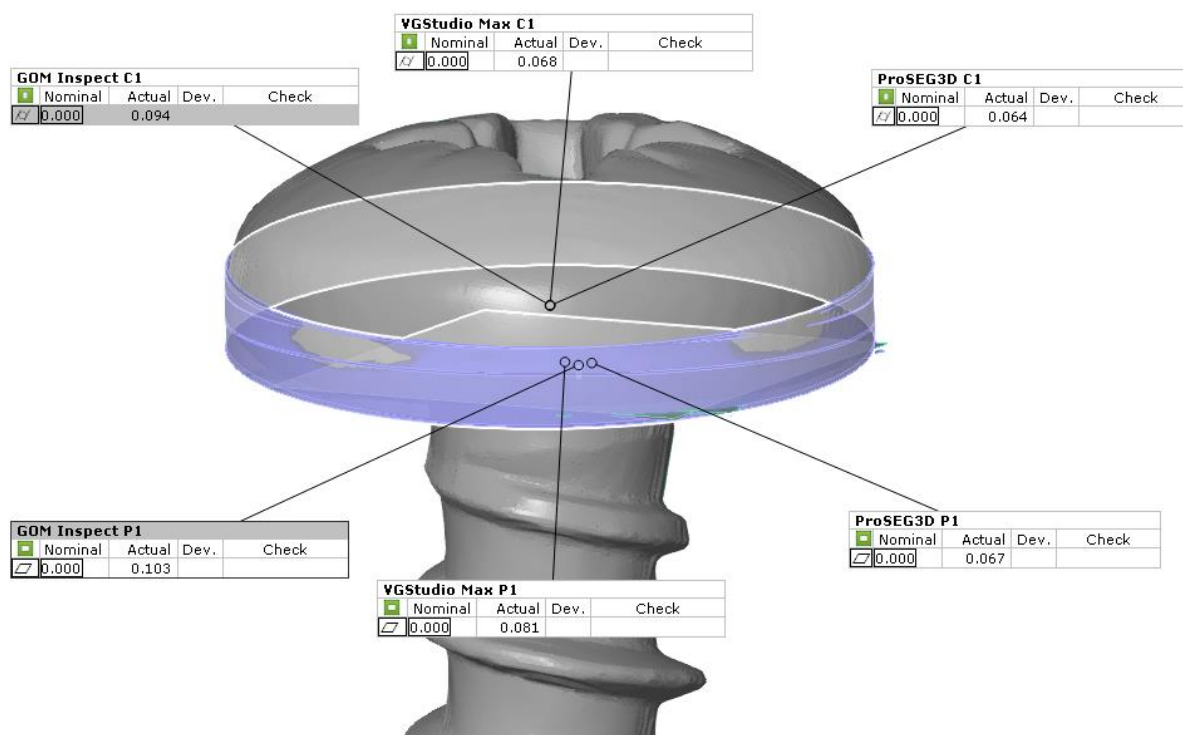
Slika 5.19 prikazuje komparaciju greške merenja dimenzionalnih karakteristika radnog predmeta dobijene pomoću tri različita softvera za obradu CT snimaka GOM Inspect (plava boja), VGStudio Max (narandžasta boja) i ProSEG3D (siva boja). Već na osnovu vizuelne analize relativne greške merenja definisanih dimenzionalnih karakteristika dolazi se do zaključka da se za novu metodu, predstavljenu u okviru ove doktorske disertacije, uočavaju manje greške u poređenju sa drugim metodama prisutnim u preostala dva softvera koja su korišćena za analizu. Na osnovu prethodno iznetih rezultata može se zaključiti kako hibridni model predstavlja kompetentno rešenje za segmentaciju prilikom poređenja rezultata merenja sa softverom VGStudio Max (usled sličnih vrednosti za karakteristike Dg, D i L). Na osnovu slike 5.19 se takođe ne mogu uočiti neki veći uticaji merne udaljenosti na relativne greške merenja, uzimajući u obzir geometrijske karakteristike Hg i L. Eksperimentalne analize koje su sprovedene za ispitivanje tačnosti segmentacije, koristeći metodu predstavljenu u okviru ove doktorske disertacije, pokazuju da se najveći apsolutni uticaj merenja dimenzija u testiranom stanju može smanjiti na vrednost od 5  $\mu\text{m}$ .

### 5.1.5 Inspekcija geometrijskih tolerancija oblika

U cilju ispitivanja uticaja rekonstrukcije površine na geometrijski oblik objekata izvršena je inspekcija geometrijske tolerancija oblika. Merenje je izvršeno na istoj KMM koja je korišćena kod dimenzionalne analize. Cilindričnost i ravnost su odabrane kao geometrijske karakteristike oblika za inspekciju. Kod analize tolerancije oblika, merenja na KMM su izvršena primenom strategije 2D kružnice sa uzorkovanim tačkama definisanim na ekvidistantnoj udaljenosti od 0,1 mm, i gde su pri tome 2D kružnice definisane na međusobnom rastojanju od 0,1 mm. Strategija ekvidistantnih tačaka primenjena je i kod definisanja merne strategije merenja za

analizu ravnosti. Postupak ekstrakcije geometrijskih karakteristika je takođe izvršen i za površinske 3D modele generisane primenom tri softvera (GOM Inspect, VGStudio Max i predloženi ProSEG3D softver), kako bi se uporedile devijacije odstupanja oblika u odnosu na vrednosti dobijene na KMM.

Slika 5.20 prikazuje analizu geometrijskih tolerancija oblika koja je izvršena u GOM Inspect v2018 softveru.



Slika 5.20 Inspekcija geometrijske tolerancije oblika za površinske 3D modele generisane u softverima GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D

Tabela 5.6 prikazuje rezultate analize za studiju slučaja 1 upoređujući rezultate prikupljene sa površinskih 3D modela od sva tri komparirana softvera i rezultate dobijene sa KMM.

Tabela 5.6 Numeričke vrednosti dobijene primenom KMM i tri komparirana softvera GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D za studiju slučaja 1 - Vijak

	Geometrijske karakteristike	KMM [mm]	GOM Inspect [mm]	VGStudio Max [mm]	ProSEG3D [mm]
Studija slučaja 1 (Vijak)	Cilindričnost (C1)	0,062	0,094	0,068	0,064
	Ravnost (P1)	0,018	0,103	0,081	0,067

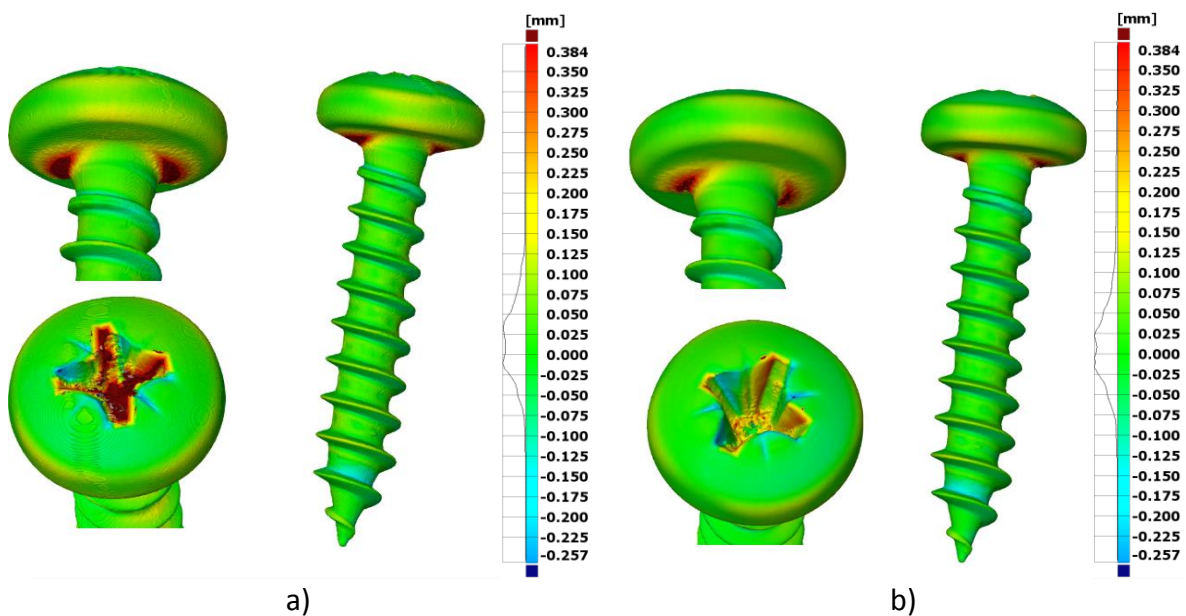
Što se tiče analize odstupanja od oblika cilindričnosti, kada se upoređuju rezultati dobijeni na KMM sa rezultatima dobijenim na osnovu tri analizirana softvera, može se primetiti da površinski 3D model generisan primenom GOM Inspect softvera pokazuje najveće odstupanje od oblika cilindričnosti u odnosu na rezultate dobijene na KMM, dok predloženi ProSEG3D

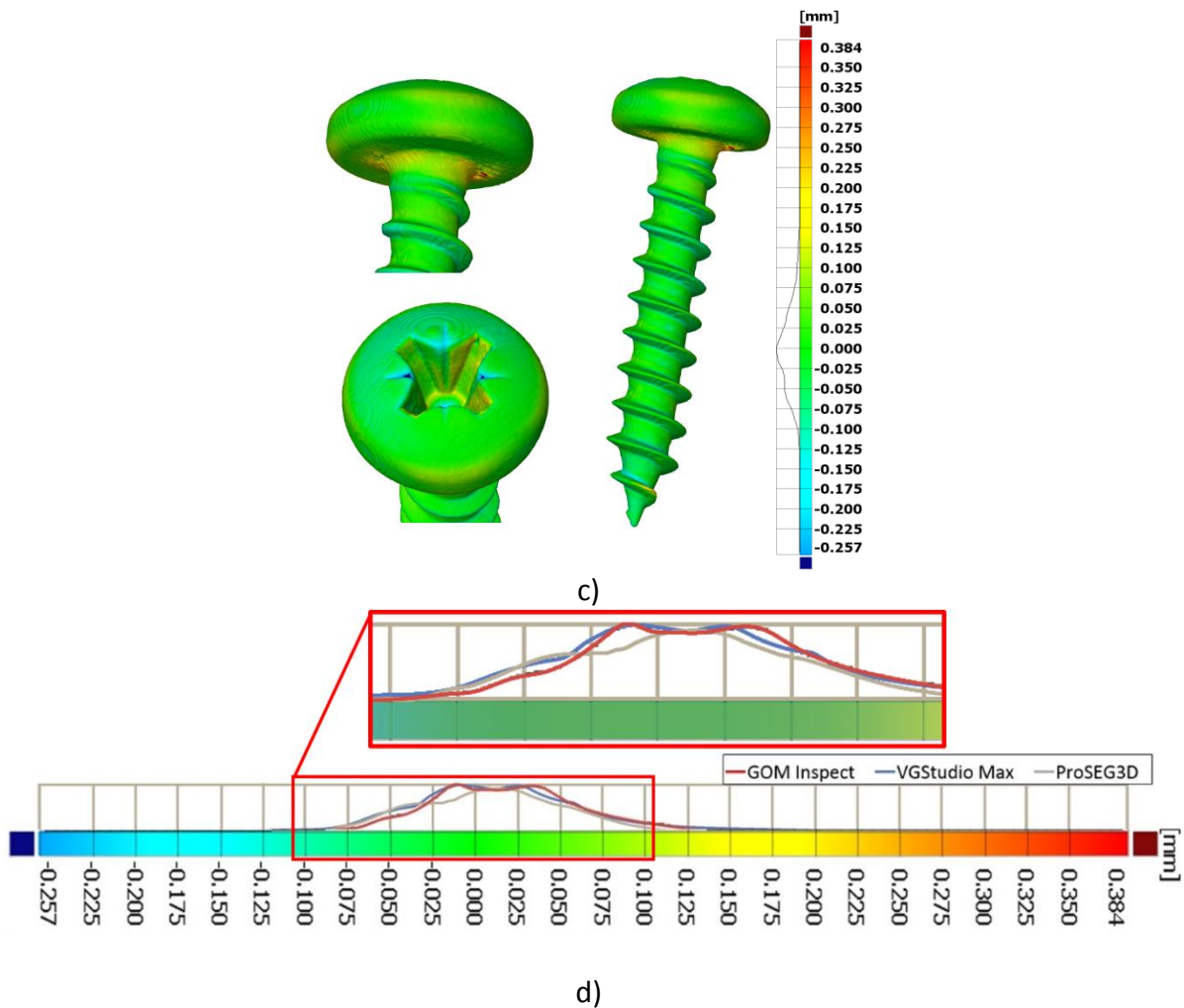
softver pokazuje najmanje odstupanja, koja su takođe veoma bliska izmerenoj vrednosti na KMM. Za inspekciju ravnosti najbolji rezultati se dobijaju ponovo primenom površinskog 3D modela generisanog u ProSEG3D softveru, dok je GOM Inspect pokazao najveća odstupanja od rezultata na KMM. Međutim, analiza ravnosti donje površine vijka je pokazala veća odstupanja za sva tri površinska 3D modela u poređenju sa rezultatima dobijenim na KMM.

Na osnovu rezultata ove analize je pokazano da rezultati analize geometrijskih karakteristika oblika cilindričnosti, i pre svega ravnosti, pokazuju isti trend, a koji korespondira sa rezultatima sprovedene dimenzionalne analize u prethodnom potpoglavlju. Dobijena odstupanja koja su identifikovana kroz ovu analizu geometrijskih tolerancija ukazuju da prisustvo artefakata i šuma ima uticaj na rezultate sprovedene analize.

### 5.1.6 CAD inspekcija

Kao finalni vid dimenzionalne i komparativne analize izvršena je CAD inspekcija 3D modela generisanih u spomenuta tri softvera. CAD inspekcija je izvršena u softveru GOM Inspect v2018. Pre sprovođenja inspekcije neophodno je izvršiti poravnavanje generisanih 3D modela sa CAD modelom. Najpre je izvršeno početno poravnavanje, a zatim je korišćena metoda "Local best-fit". Slika 5.21 prikazuje rezultate CAD inspekcije, dok tabela 5.7 prikazuje numeričke vrednosti odstupanja.





Slika 5.21 CAD inspekcija 3D modela generisanih u softverima a) GOM Inspect, b) VGStudio Max, c) ProSEG3D i d) analiza preklopljenih dijagrama devijacija

Tabela 5.7 Rezultati odstupanja CAD inspekcije

	Granične vrednosti devijacija	Granice koncentracija devijacija	Srednja vrednost odstupanja	Standardna devijacija
GOM Inspect	-0,075 +0,125	-0,015 +0,030	+0,061	+0,162
VGStudio Max	-0,1 +0,125	±0,025	+0,032	+0,091
ProSEG3D	± 0,1	+0,003 +0,025	-0,002	+0,055

Na osnovu izvršene CAD inspekcije za sva tri generisana 3D modela, mogu se uočiti zone u kojima je prisutan šum na vijku (prikazano crvenom bojom). Ove zone su vidljive kod 3D modela generisanih u softverima GOM Inspect i VGStudio Max, i to u regionu kod glave vijka, dok ta zona prikazana žutom bojom kod 3D modela generisanog u ProSEG3D softveru, indikuje da je postignuta redukcija šuma u ovoj zoni. Na osnovu dijagrama odstupanja kod 3D modela generisanog u GOM Inspect softveru može se videti da se granična odstupanja kreću u rasponu

od -0,075 mm do +0,125 mm, dok se granice koncentracija devijacija nalaze u rasponu -0,015 mm to +0,030 mm. Razlog za širi opseg većine odstupanja jeste prisustvo šuma na 3D modelu, pri čemu srednja vrednost odstupanja iznosi +0,061 mm, a standardna devijacija +0,162 mm.

Kod CAD inspekcije 3D modela generisanog u softveru VGStudio Max može se videti da su dobijeni bolji rezultati kod odstupanja, gde se granična odstupanja kreću u rasponu od -0,1 mm to +0,125 mm. Takođe se može videti kako je histogram odstupanja normalniji u raspodeli usled toga što za razliku od 3D modela iz GOM Inspect-a postignuta je redukcija određenog nivoa šuma, međutim ne u potpunosti, a što je opet potvrđeno izvršenim analizama u prethodnim potpoglavljima. Ovo zapažanje takođe potvrđuju i srednja vrednost odstupanja koja iznosi +0,032 mm, kao i standardna devijacija koja je +0,091 mm. Granice koncentracije devijacija se kreću u rasponu od -0,025 mm do +0,025 mm.

CAD inspekcija 3D modela generisanog u razvijenom softveru ProSEG3D pokazuje manje rasipanje devijacija, odnosno manje odstupanje 3D modela u zoni oko glave vijka gde je prisutan šum što srednja vrednost odstupanja od -0,002 mm i standardna devijacija od +0,055 mm potvrđuju. Takođe, može da se vidi kako se granična odstupanja kreću u rasponu od  $\pm 0,1$  mm. Takođe se može videti kako histogram ima normalnu raspodelu odstupanja gde se granice devijacija nalaze oko granične nule (od +0,003 mm do +0,025 mm).

Sprovedena CAD inspekcija je imala za cilj da prikaže dimenziono odstupanje generisanih 3D modela prilikom njihovog poređenja sa nominalnom CAD geometrijom. Rezultati jasno pokazuju da je 3D model generisan u ProSEG3D programu (siva linija) dao bolje rezultate u poređenju sa 3D modelima generisanim u GOM Inspect (crvena linija) i VGStudio Max (plava linija) softverima.

## 5.2 Studija slučaja 2 – Subminijturni konektor sa 9 pinova (DB-9M)

Predmet verifikacije hibridnog modela u okviru druge studije slučaja je subminijturni konektor sa 9 pinova (DB-9M) koji se često koristi za RS 232 komunikaciju. Ovaj proizvod, u odnosu na prethodni primer, predstavlja dosta kompleksniji slučaj usled svoje geometrije, kao i prisustva više različitih materijala. Danas se za potrebe inspekcije u automobilske industriji i oblasti računarske elektronike koriste CT sistemi kako bi se na brz i efektivan način izvršila njihova inspekcija. Zbog toga je u ovoj studiji slučaja fokus stavljen na rekonstrukciju metalnih komponenata i pinova koji se nalaze u konektoru, kao i na plastično kućište samog konektora usled različite gustine materijala od kojih je napravljen. Takođe, poseban akcenat je stavljen i na tačnost segmentacije generisanih 3D modela koji će biti verifikovani primenom KMM.

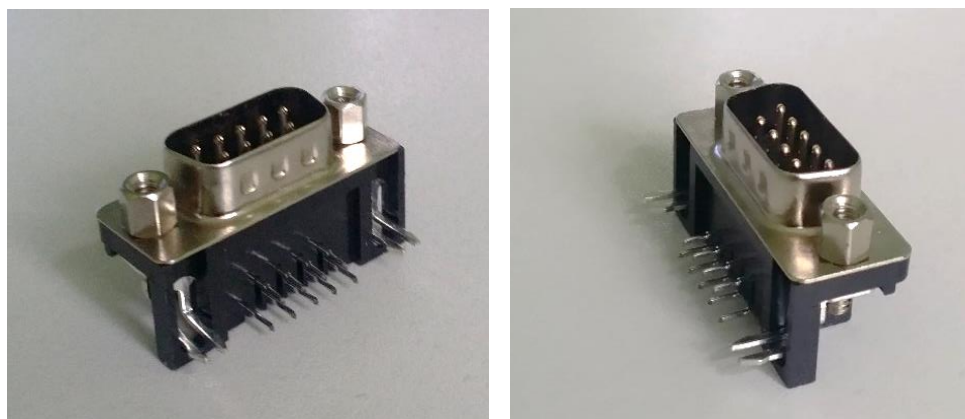
Slika 5.22 prikazuje DB-9M konektor koji u stvari predstavlja jednu MMC komponentu, odnosno proizvod koji se sastoji iz više različitih materijala (više od dva materijala). Tabela 5.7 prikazuje osnovne materijale iz kojih se on sastoji.

Tabela 5.8 Osnovne komponente DB-9M konektora

Komponente	Vijak	Pinovi	Lim	Plastično kućište
Materijal	UČKV*	Mesing C2680	tanki lim od UČKV	PBT**

\*UČKV - ugljenični čelik komercijalnog kvaliteta (prema Japanskom standardu JIS G3141)

\*\*PBT – polibutilen tereftalat



Slika 5.22 DB-9M konektor

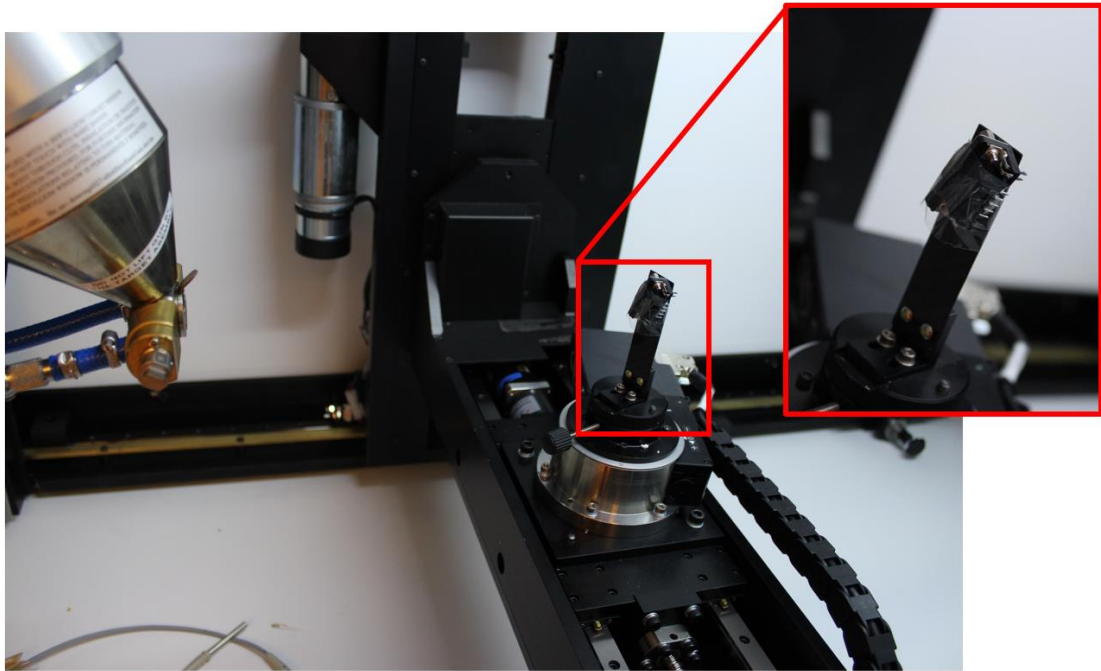
CT snimci konektora su, kao i u prvoj studiji slučaja, generisani na CT sistemu NIKON XT H 225 i izvezeni su u \*.tif formatu zapisa, a parametri prilikom njihove akvizicije se nalaze ispod u tabeli 5.9.

Tabela 5.9 Parametri korišćeni za akviziciju CT snimaka za studiju slučaja 2 na NIKON XT H 225 CT sistemu

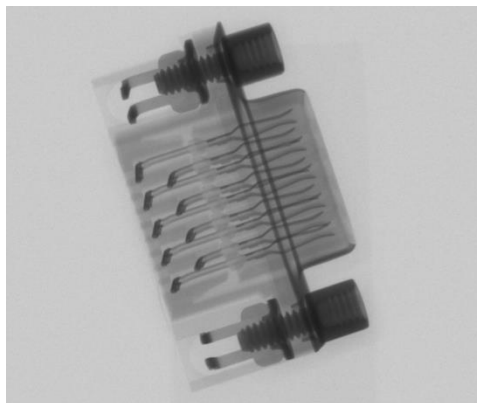
	Energija X-zraka (kV):	Jačina struje ( $\mu$ A):	Snaga penetriranja X-zraka (W):	Veličina voksela X,Y,Z osa ( $\mu$ m)	Rezolucija slike X x Y (piksel)	Broj projekcija	Veličina piksela na detektoru ( $\mu$ m)
Studija slučaja 2	180	95	20	18	3192 x 2296	1200	127

Slika 5.23 prikazuje postavljanje DB-9M konektora u radni prostor CT-a, dok slika 5.24 prikazuje prozračen deo postavljen u CT sistem. Slika 5.25 prikazuje CAD model sklopa konektora koji će se koristiti kao referentni 3D model u daljoj analizi.

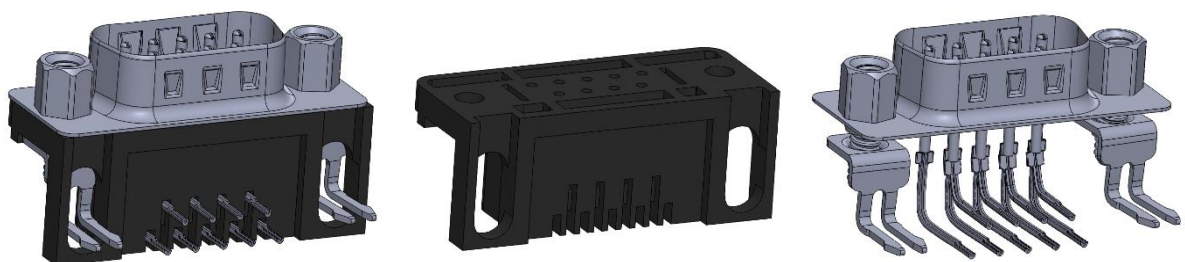




Slika 5.23 Postavljanje i skeniranje radnog predmeta na NIKON XT H 225 CT sistem



Slika 5.24 Prozračen deo prilikom postavke prikazan u softveru CT Pro 3D



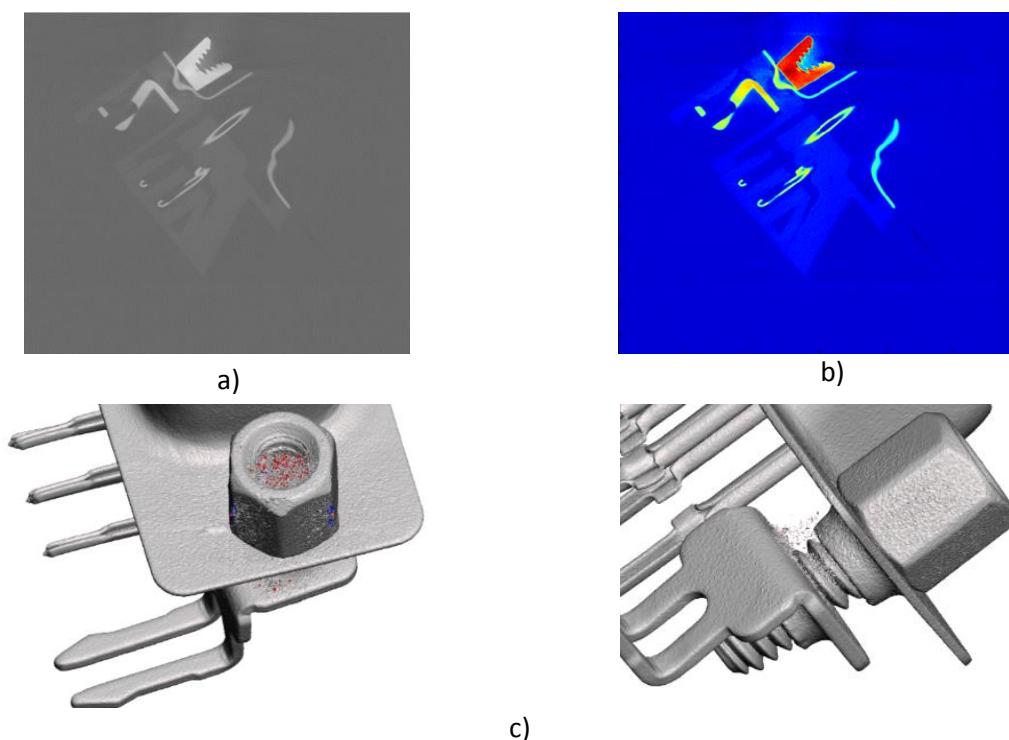
Slika 5.25 CAD model sklopa DB-9M konektora

Slika 5.26a prikazuje rezultate akvizicije CT snimaka u vidu jednog CT snimka (br. 204), dok slika 5.26b prikazuje rekonstrukciju istog CT snimka u pseudo-koloru čijim se veštačkim „bojenjem“ omogućava lakše vizuelno uočavanje artefakata, kao i interpretacija detalja slike. Slika 5.26b prikazuje vidljive artefakte i nastali šum u predelu oko glave čeličnog vijka i okolne plastike, gde je prisutna velika devijacija u intenzitetu piksela, a koja je rezultat različite gustine



dva materijala. Na osnovu pseudo-kolor prikaza CT snimka može se uočiti čak pet osnovnih boja: tamno plava za vazduh, svetlo plava za plastično kućište, zuta-zelena-svetlo plava za lim i tamno crvena za vijak. Konkretno, može se videti kako se boja pozadine u spoljašnjoj i unutrašnjoj regiji objekta veoma razlikuje.

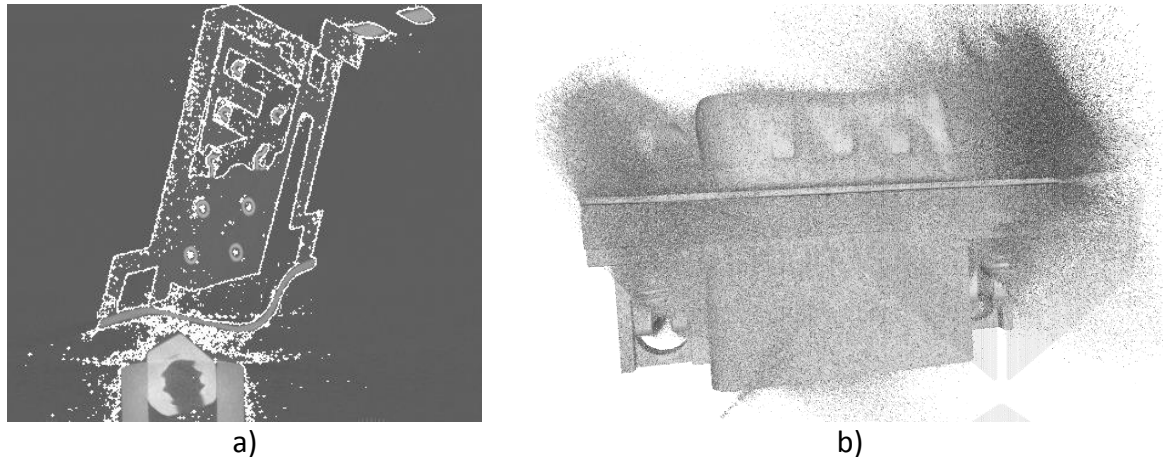
Slika 5.26c prikazuje generisani površinski 3D model (generisan u softveru VGStudio Max v3.1) gde se mogu videti artefakti u vidu šuma unutar vijaka za fiksiranje konektora, kao i na pločici oko vijaka koja nije u potpunosti segmentirana i čije su 2D granice parcijalno prikazane. U okviru analize ove studije slučaja, fokus je bio na redukciji šuma u regionu unutar vijka radi sprovođenja dimenzionalne analize, kao i na potpunoj segmentaciji i kompletnoj rekonstrukciji metalne konstrukcije i plastičnog kućišta DB-9M konektora.



Slika 5.26 CT snimak br. 204 i generisani 3D model u softveru VGStudio Max v3.1

Međutim, ono što predstavlja problem jeste tačna ekstrakcija svih objekata izrađenih od različitih materijala prisutnih na skupu CT snimaka. U ovom slučaju, pošto metalne komponente imaju veću gustinu od plastičnog kućišta, njihova ekstrakcija je, do određenog stepena, olakšana. Ali kada je potrebno izvršiti segmentaciju plastičnih komponenti sa CT snimaka, mnogi softveri imaju velikih poteškoća sa njihovom ekstrakcijom. Neki softveri čak nisu ni u mogućnosti da uopšte generišu adekvatne 3D modele MMC komponenti na CT snimcima. S obzirom da je plastika, kao materijal sa manjim atomskim brojem od metalnih komponenti, teža za adekvatnu ekstrakciju, u softveru VGStudio Max ova ekstrakcija predstavlja gotovo nemoguć zadatak. Kada je u pitanju segmentiran 2D CT snimak plastičnog kućišta prikazan na slici 5.27a može se videti kako separacija metala i plastike nije moguća usled toga što ne postoji mogućnost određivanja adekvatnih parametara za segmentaciju.

Problem koji se ovde javlja jeste što usled različite gustine dva materijala dolazi do različitog nivoa apsorpcije usmerenog snopa X-zraka (različiti atomski broj) što se prikazuje na detektoru kod CT uređaja u vidu nasumičnog šuma u ovim zonama. Kao rezultat ovog svojstva generiše se 3D model prikazan na slici 5.27b sa velikom količinom okolnog šuma, što onemogućava sprovođenje dalje dimenzionalne analize i geometrijske inspekcije 3D modela.

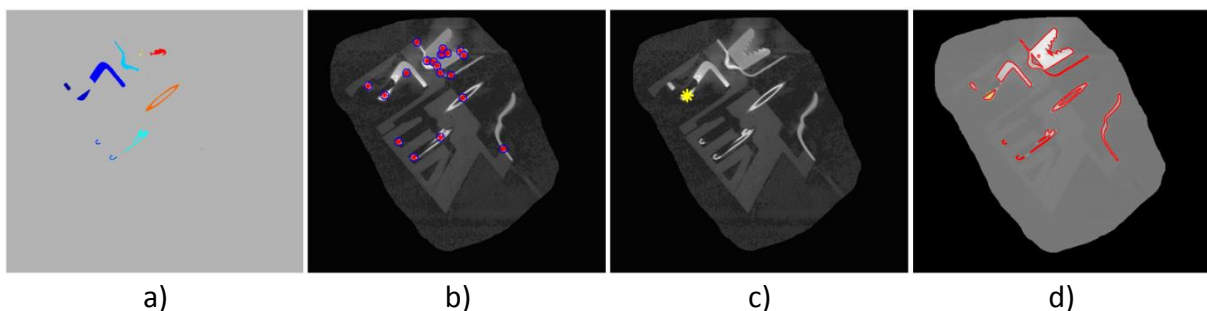


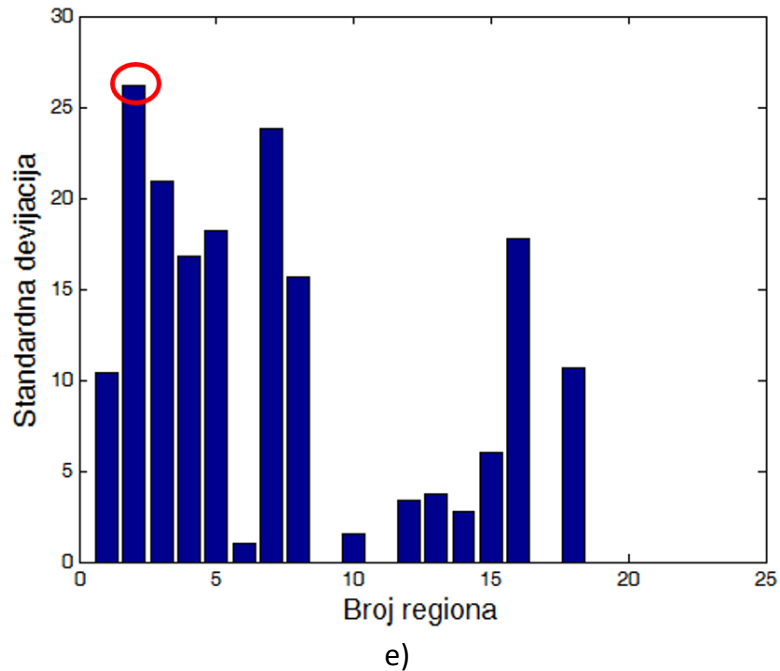
Slika 5.27 Prikaz a) segmentacije i ekstrakcije 2D granica plastičnog kućišta sa jednog 2D CT snimka i b) generisani zapreminski model u softveru VGStudio Max v3.1 sa prisutnim šumom

### 5.2.1 Primena hibridnog modela i programskog sistema ProSEG3D

Kao i kod prethodne studije slučaja, prvi korak jeste primena FCM metode radi poboljšanja kontrasta kod samih granica objekta. Nakon toga se u softveru ProSEG3D pristupilo segmentaciji primenom metode RG. Kao glavni parameter koristio se parameter tolerancije  $t$ . Pored ovog parametra, ukoliko se generiše 3D model u samom ProSEG3D softveru, potreban je i podatak o X,Y,Z veličini vokselu (koji iznosi 0,018 mm). Nakon rekonstrukcije 3D modela, isti se izvozi iz ProSEG3D softvera u binarnom \*.stl formatu zapisa.

Slika 5.28a-d prikazuje postupak selekcije inicijalnog semena, kao i rezultat segmentacije slike primenom metode RG na osnovu intenziteta piksela za jedan CT snimak. Slika 5.28e prikazuje plot standardne devijacije intenziteta piksela regiona na CT snimku br. 547 u inicijalno segmentiranim regionima. Na ovom snimku ima ukupno 18 regiona, od kojih region br. 2 ima najveću vrednosti standardne devijacije (koja iznosi 26,17).





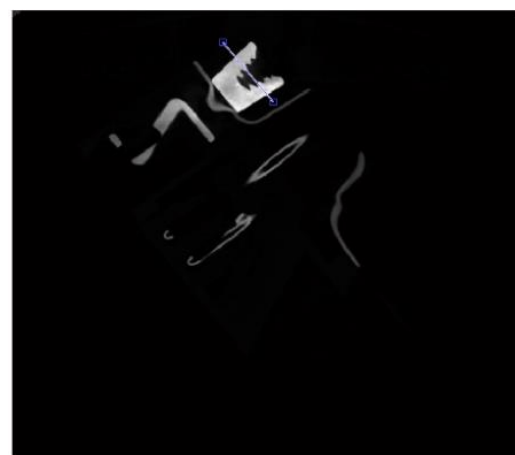
e)  
 Slika 5.28 Postupak selekcije inicijalnog semena za rast regiona za CT snimak br. 547 a) inicijalna binarizacija slike, b) lokacija svih otkrivenih regiona na slici, c) selektovani region sa najvećom vrednošću standardne devijacije, d) segmentirani CT snimak primenom metode RG sa „nalepljenim“ granicama na originalni snimak i e) STD plot regiona CT snimka (region sa najvećom vrednosti standardne devijacije intenziteta piksela je označen sa crvenim krugom)

### 5.2.1.1 Analiza profilne 2D linije

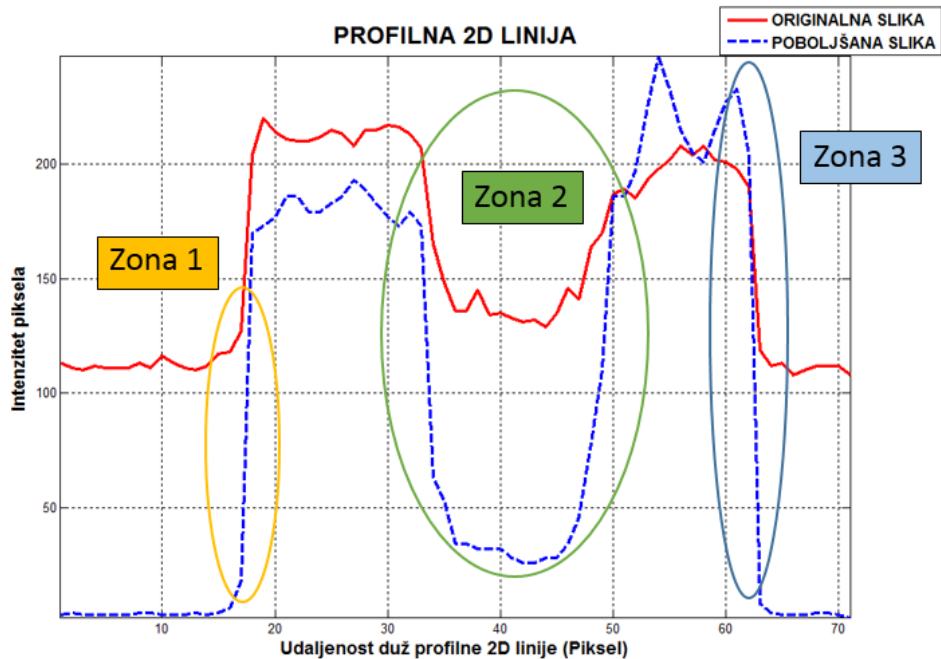
Rezultat profilne 2D linije je prikazan pre (Slika 5.29a) i nakon poboljšanja snimka (Slika 5.29b) kao u prethodnoj studiji slučaja. Intenzitet piksela duž profilne 2D linije prikazan na slici 5.29c se upoređuje kako bi se utvrdile razlike između dva CT snimka.



a)



b)



c)

Slika 5.29 Analiza profile 2D linije na originalnom i poboljšanom CT snimku za studiju slučaja 2 – DB-9M konektor

Na prethodnoj slici se mogu uočiti tri karakteristične zone na kojima se primenom profilne 2D linije mogu uočiti sledeća poboljšanja:

- U zoni 1, kao i u prethodnoj studiji slučaja, se može se primetiti kako takođe dolazi do naglog pada intenziteta piksela kod poboljšanog snimka u odnosu na originalan 2D CT snimak. Na ovoj strani nije bilo prisutna velika količina artefakata, pa se na osnovu naglog pada u intenzitetu piksela omogućava lakša segmentacija.
- U zoni 2 je takođe, kao i u prethodnoj studiji slučaja, prikazana velika razlika u intenzitetu piksela, pogotovo uzimajući u obzir da se u ovoj zoni nalazi unutrašnjost čeličnog vijka koja je najviše bila zahvaćena šumom.
- U zoni 3 je veoma slična situacija kao i u zoni 1, s tim što se može uočiti blago pomeranje same granice objekta usled redukcije prisutnog šuma na 2D CT snimku.

Analiza profilne 2D linije pokazuje da postupak poboljšanja slike primenom FCM metode za studiju slučaja 2 takođe dovodi do:

- 1) Normalizacije intenziteta piksela što predstavlja veoma važnu osobinu kod ovog pristupa usled toga što se prilikom normalizacije intenziteta olakšava postupak segmentacije samog objekta.
- 2) Veće vrednosti intenziteta piksela u prelazu između područja niskog i visokog intenziteta piksela.

Analiza zona, kao i primena FCM metode su veoma značajne jer doprinose redukciji prisutnog šuma na snimcima, što olakšava segmentaciju primenom RG metode. Granice objekta su jasnije definisane, odnosno dolazi do većeg kontrasta u intenzitetu piksela na samoj granici objekta i pozadine, što dodatno redukuje uticaj artefakta koji je nastao prilikom akvizicije CT snimaka.

### 5.2.1.2 Analiza performansi selekcije semena RG metode

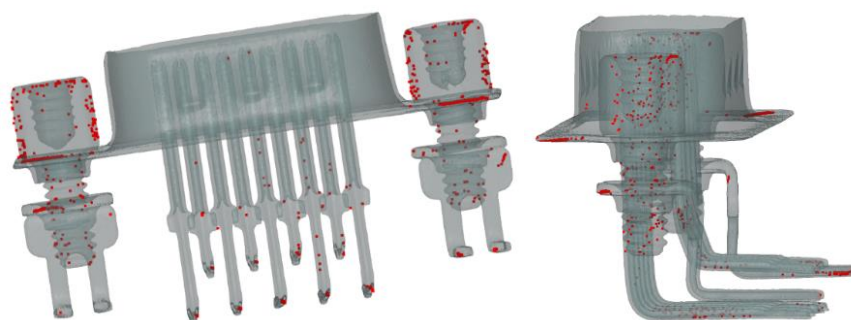
U cilju provere tačnosti selekcije inicijalnog semena primenom razvijene RG metode, testiranje sprovedeno na studiji slučaja 2 je obuhvatilo analizu postotka uspešnosti pravilno klasifikovanih i definisanih X,Y koordinata koje su definisane unutar materijala koji je izabran za ekstrakciju (u ovom slučaju to je metalna struktura konektora). Radi računarski efikasnije analize u obzir su uzeti samo CT snimci na kojima se nalaze metalno i plastično kućište konektora, a koji se nalaze u rasponu od 698 CT snimaka. Tabela 5.10 prikazuje analizu performansi algoritma za selekciju semena u okviru ProSEG3D programskog sistema. Na osnovu rezultata iz tabele se može videti kako predstavljeni model za definisanje inicijalnog semena ima uspešnost 100%, na osnovu ISD podatka.

Slika 5.30a prikazuje raspodelu svih inicijalnih tačaka koje su korišćene za segmentaciju primenom RG metode za metalni deo, dok slika 5.30b prikazuje raspodelu tačaka za plastično kućište. Pošto je svaka tačka uzorkovana za jedan CT snimak, na ovaj način je prikazana njihova raspodela u 3D prostoru (XYZ) preklopljenih sa generisanim 3D modelom metalne strukture i plastičnog kućišta DB-9M konektora.

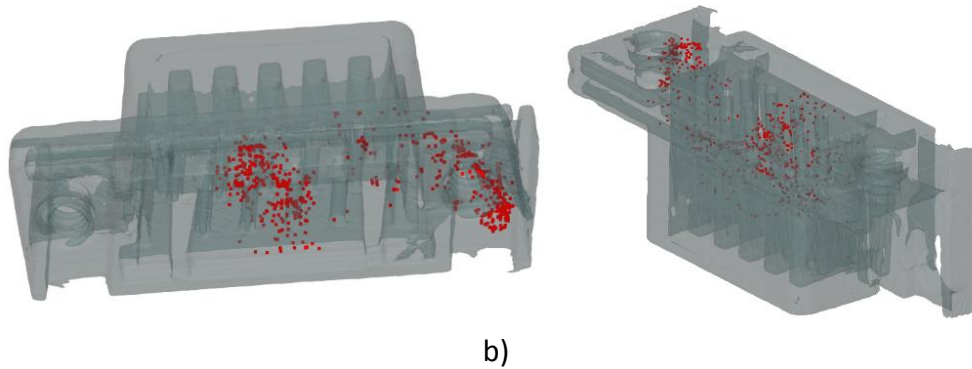
Tabela 5.10 Analiza učinka za selekciju inicijalnog semena za RG metodu kod ProSEG3D programskog sistema za studiju slučaja 2

	Ukupan broj snimaka	Broj snimaka uzet za analizu	ISD*	Tačnost (%)
Studija slučaja 2: Metalna struktura	1839	698	698	100
Studija slučaja 2: Plastično kućište			698	100

\*ISD - broj snimaka na kojima je inicijalno seme pravilno definisano



a)

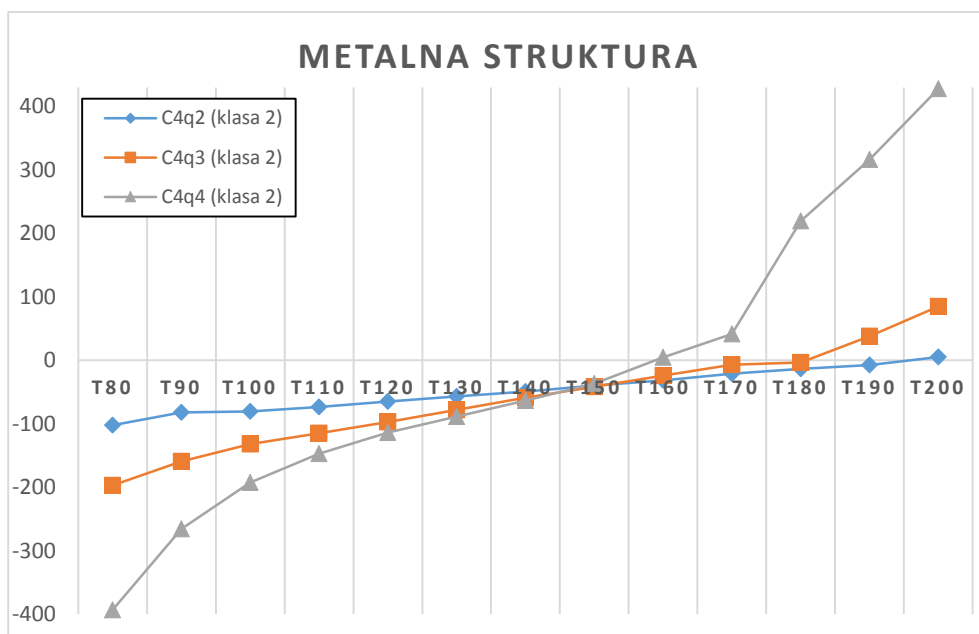


b)

Slika 5.30 Prikaz generisanih koordinata za RG metodu preklopljenih sa a) 3D modelom metalnog dela kućišta i b) 3D modelom plastičnog kućišta DB-9M konektora u XYZ prostoru

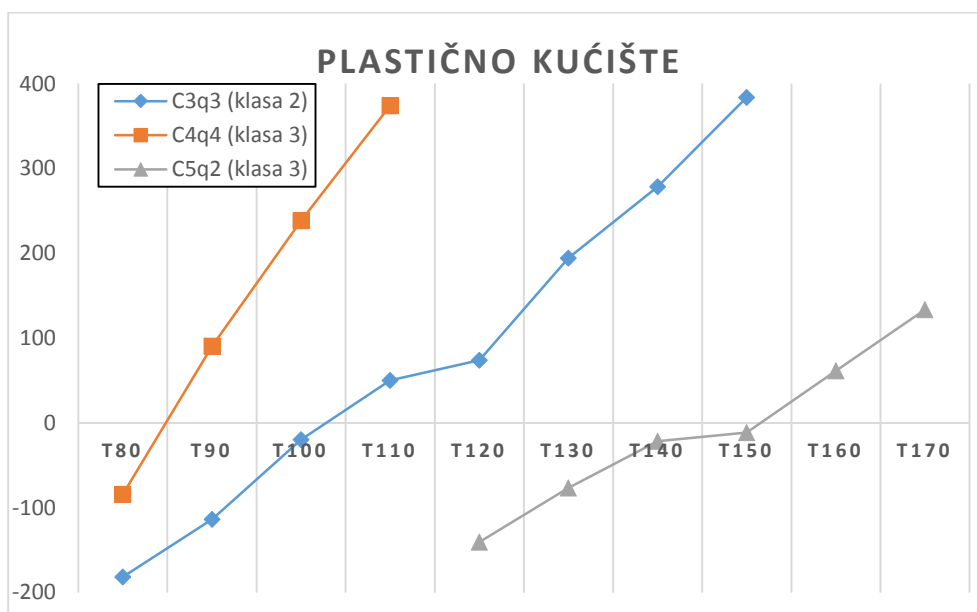
### 5.2.1.3 Analiza uticaja parametara na tačnost generisanog 3D modela u softveru ProSEG3D

Slika 5.31 prikazuje varijaciju parametara kod segmentacije metalne strukture i plastičnog kućišta DB-9M konektora kao i uticaj variranja ovih parametara na tačnost generisane zapremine metalnog dela. Kod variranja parametara za metalnu strukturu, prikazano na slici 5.31a, u obzir je uzeta samo klasa 2, kao klasa koja sadrži metalnu strukturu za ekstrakciju, dok je kod plastičnog kućišta prikazano na slici 5.31b u obzir uzeta klasa 3 sa drugim setom parametara koja sadrži plastično kućište za ekstrakciju. Numeričke vrednosti ovih parametara su date u prilogu 8.3.



a)





b)

Slika 5.31 Analiza uticaja variranja parametara na tačnost generisanog 3D modela u ProSEG3D programu za a) metalnu strukturu i b) plastično kućište DB-9M konektora

Slika 5.31a pokazuje da za metalnu strukturu, za raspon parametra tolerancije od  $t=80$  do  $t=200$ , dolazi do velikih varijacija u tačnosti generisane zapremine, pri čemu se variranjem parametara  $c=4$  i  $q=2$  (klasa 2) dobijaju velike devijacije za inkrement od 10 parametra tolerancije  $t$ .

Nasuprot tome se za plastično kućište sa slike 5.31b može videti kako variranjem parametra tolerancije  $t$ , koje je izvršeno za vrednosti od  $t=80$  do  $t=170$ , takođe dolazi do velikih varijacija u tačnosti generisane zapremine, gde se za variranje parametara  $c=4$  i  $q=4$  (klasa 3) dobijaju velike devijacije za inkrement od 10 parametra tolerancije  $t$ .

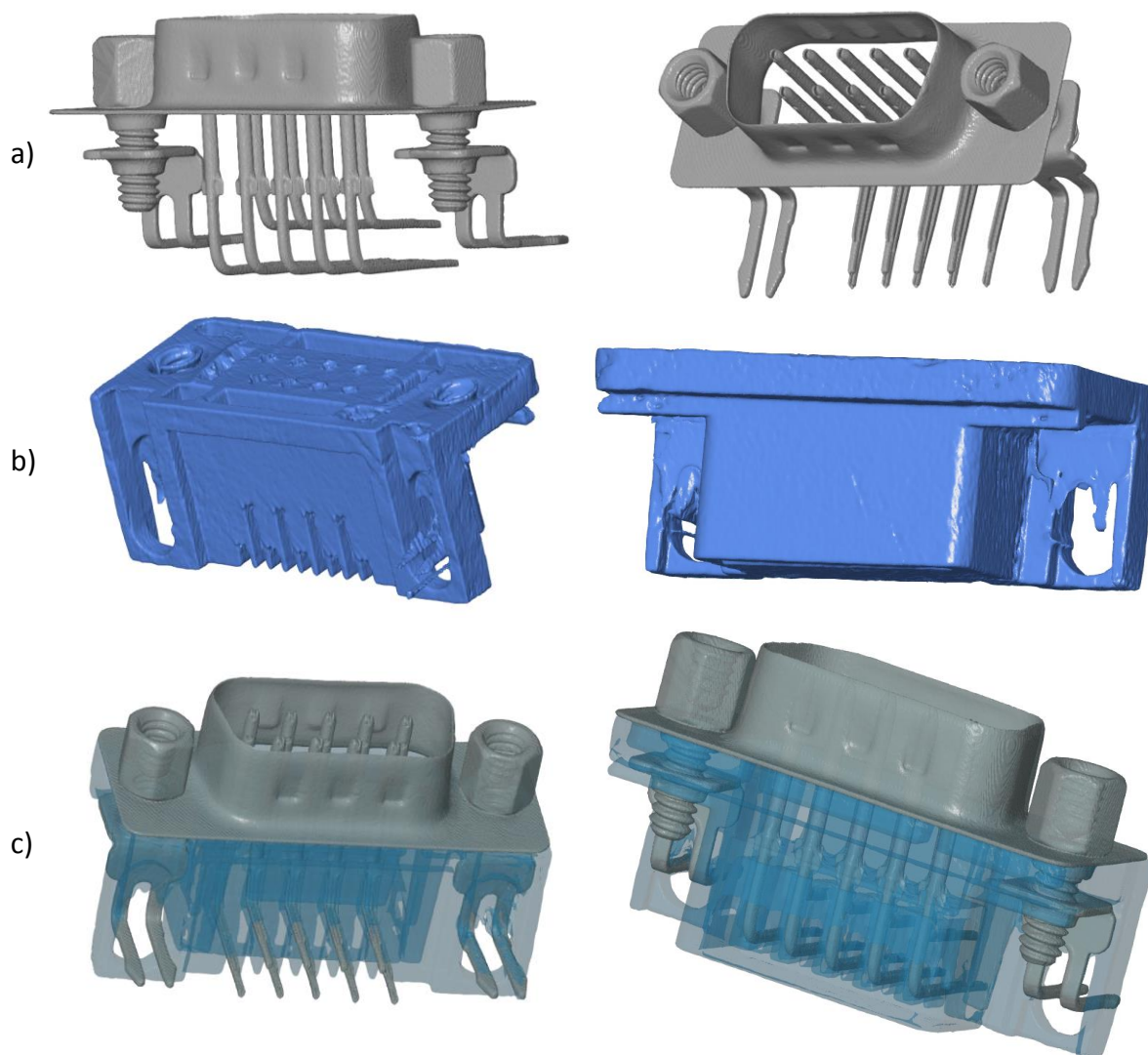
Najbolji rezultati kod segmentacije metalne strukture su postignuti primenom seta parametara  $c=4$  i  $q=3$  (klasa 2) (narandžasta linija), gde se na osnovu dijagrama prikazanog na slici 5.31a može videti kako kombinacija parametara  $c=4$ ,  $q=3$  i  $t=180$  (klasa 2) daje najbolje rezultate. Razlika između zapremine referentnog CAD modela i generisanog 3D modela primenom ovog seta parametara iznosi  $3,583 \text{ mm}^3$  (na osnovu koje se može uočiti blago uvećanje zapremine u odnosu na originalni CAD model). 3D model generisan ovim setom parametara je uzet za dalju analizu.

U slučaju plastičnog kućišta se može videti sa slike 5.31b kako za različit raspon parametra tolerancije dolazi do velikih varijacija u tačnosti generisane zapremine. Za razliku od prethodnog slučaja variranja parametara za metalnu strukturu, kod ekstrakcije plastičnog kućišta dolazi do velikih odstupanja. U skladu sa tim je i sam grafik dosta oskudniji, odnosno dosta je uže područje za sprovođenje ove analize. Ovo je evidentno prikazano na slici 5.31b, gde variranje parametara dovodi do drastične razlike u generisanoj zapremini 3D modela.

Na osnovu dijagrama se može videti kako su najbolji rezultati postignuti primenom seta parametara  $c=5$ ,  $q=2$  i  $t=150$  (klasa 3) prikazanih plavom linijom. Razlika između zapremine

CAD modela i rekonstruisanog 3D modela primenom ovog seta parametara iznosi  $11,413 \text{ mm}^3$  (ova vrednost govori da je generisana zapremina plastičnog kućišta takođe uvećana u odnosu na originalni CAD model plastičnog kućišta).

3D modeli metalne strukture i plastičnog kućišta generisani odgovarajućim setom parametara, kao i njihov sklop su prikazani na slikama 5.32a-c. 3D modeli metalne strukture i plastičnog kućišta generisani variranjem različitih vrednosti tolerancije  $t$  prikazani u prilogima 8.4 i 8.5 doktorske disertacije.

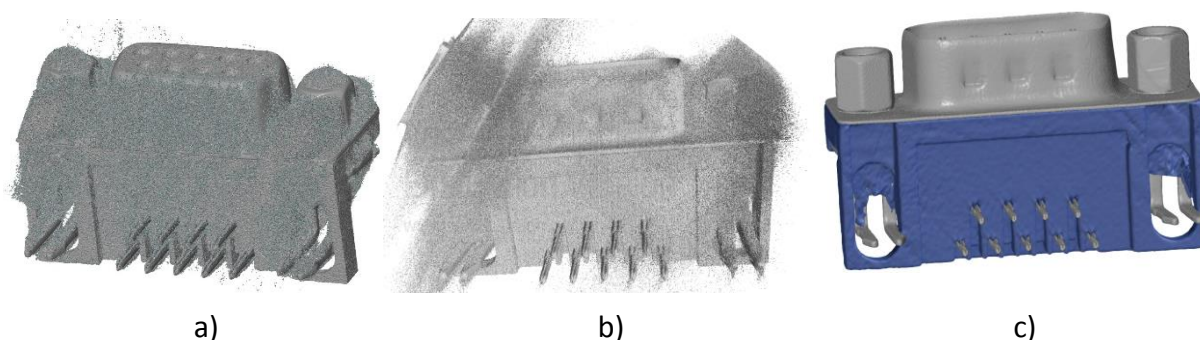


*Slika 5.32 Generisani 3D modeli DB-9M konektora u ProSEG3D programskom sistemu a) metalne strukture (primenom parametara  $c=4$ ,  $q=3$  i  $t=180$  (klasa 2)), b) plastičnog kućišta (primenom parametara  $c=5$ ,  $q=2$  i  $t=150$  (klasa 3)) i c) kompletnog DB-9M konektora u sklopu*

Vizuelnom komparacijom generisanih 3D modela metalnog kućišta i plastičnog kućišta generisanih u softverima GOM Inspect (Slika 5.33a), VGStudio Max (Slika 5.33b) i ProSEG3D (Slika 5.33c) se može lako uočiti poboljšanje segmentacije kod MMC (gde je cilj ekstrakcija svih komponenti prisutnih u MMC), što svakako potvrđuje uspešnost predstavljenog hibridnog



modela, pri čemu se razvijeni sistem može uspješno komparirati, sa u praksi potvrđenim komercijalnim sistemom za obradu industrijskih CT snimaka kao što je VGStudio Max.



Slika 5.33 Generisani 3D modeli DB-9M konektora u softverima a) GOM Inspect, b) VGStudio Max i c) ProSEG3D

Tabela 5.11 prikazuje parametre koji su korišćeni za segmentaciju CT snimaka i generisanje 3D modela metalne strukture i plastičnog kućišta u daljim analizama za ovu studiju slučaja.

Tabela 5.11 Parametri korišćeni za studiju slučaja 2 – DB-9M konektor u okviru programskog sistema ProSEG3D

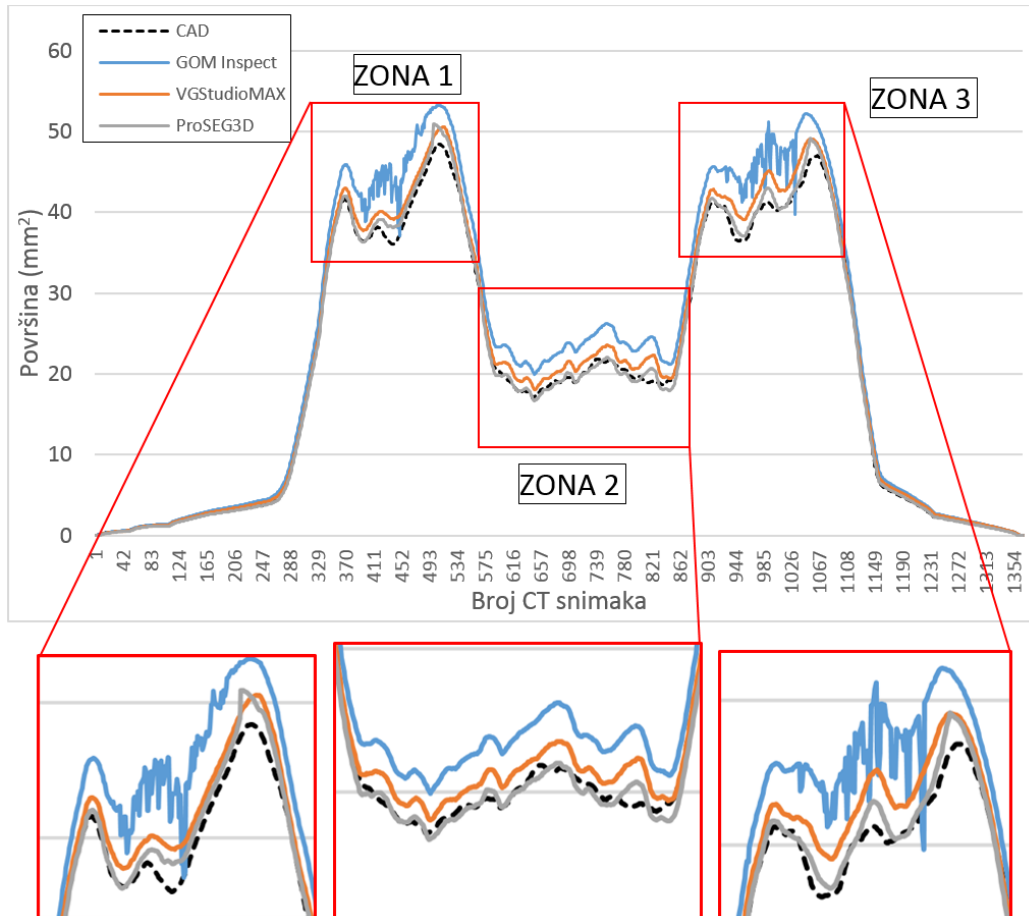
ProSEG3D	Fazi klasterizacija			Rast regiona	Region od interesa (Uključen/Isključen)
	Broj klastera (C)	Stepen Pripadnosti (q)	Selektovan klaster	Tolerancija (t)	
Metal	4	3	2	180	Uključen
Plastika	5	2	3	150	Isključen

Na osnovu prikazanih parametara može se videti kako su za selekciju parametra *c* definisana ukupno 4 klastera. U ovom slučaju na CT snimcima se nalaze četiri regiona, a to su: pozadina, vijci, metalni deo i plastično kućište. Kao klaster koji je selektovan i korišćen u daljoj obradi CT snimaka izabran je klaster br. 2, kao najpogodniji za ekstrakciju granica objekta usled toga što pokazuje najbolju separaciju metala od plastike. Pri tome se naglašava kontrast između njih, a na taj način i redukuje nivo šuma prisutnog na CT snimcima u tim zonama. U slučaju plastičnog kućišta je u obzir uzeto pet klastera, jer se tako postiže bolja separacija plastike od okolnih struktura, pri čemu je klaster br. 3 selektovan kao najpogodniji za ekstrakciju plastičnog kućišta sa CT snimaka. Još jedan razlog za to je što se klasifikacijom može grupisati šum prisutan na CT snimcima i na taj način redukovati/ukloniti.

## 5.2.2 Komparativna analiza generisane 3D geometrije

Poravnavanje i pozicioniranje CAD modela i površinskih 3D modela je izvršeno kao i u prethodnoj studiji slučaja. Rezultate komparativne analize 3D geometrije ekstrahovane iz XY ravni prikazuje slika 5.34 gde je takođe izvršena analiza granica površinskih 3D modela

prikazana na slici 5.35, generisanih u softverima koji su korišćeni za analizu, na pojedinačnim 2D CT snimcima. U ovom pogledu nalazi se ukupno 1351 projekcija (broj 2D CT snimaka) DB-9M konektora koja je uzeta u obzir.



Slika 5.34 Analiza 3D geometrije odnosa broja piksela/površina za studiju slučaja 2

Slika 5.34 prikazuje ekstrakovane 2D granice objekata generisanih 3D modela u XY ravni koje su izražene preko odnosa broj piksela i generisane površine za svaki 2D CT snimak. Generisane 2D granice objekata koje su preslikane na CT snimcima prikazuju unutrašnjost dva vijka (unutrašnji navoj) postavljenih na metalnu strukturu, a koji prolaze kroz plastično kućište.

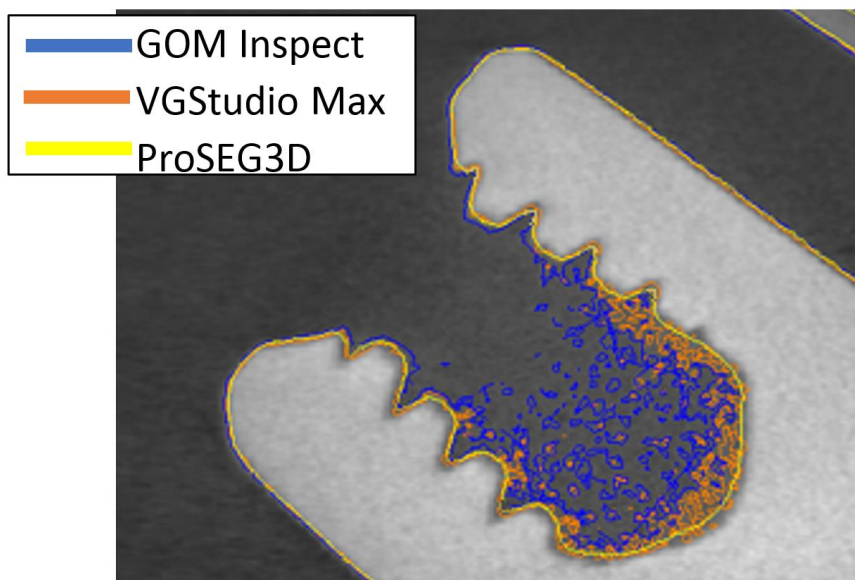
Sa slike se može videti kako se na CT snimcima nalaze tri karakteristične zone koje prikazuju prisustvo devijacija geometrije generisanih 3D modela u odnosu na CAD model. Zona 1 predstavlja odstupanja vezana za prisustvo šuma u prvom vijku, zona 2 predstavlja odstupanja vezana za centralni deo metalnog kućišta oko pinova, dok zona 3 predstavlja odstupanja vezana za prisustvo šuma kod drugog vijka na DB-9M konektoru.

U zoni 1 se može uočiti kako za 2D CT snimke u rasponu od snimka br. 288 do 575 najveća odstupanja pokazuje GOM inspect (plava linija) što takođe potvrđuje činjenica da u toj zoni dolazi do povećanja ukupne površine (usled dodatnog šuma). 3D model generisan u softveru VGStudio Max (narandžasta linija) pokazuje manja odstupanja, iako i dalje dolazi do povećanja ukupne površine u toj zoni. U ovom rasponu se nalazi 3D geometrija prvog čeličnog vijka, a

čija unutrašnjost je najviše zahvaćena sa šumom. Unutar zone 1 3D model generisan u softveru ProSEG3D (siva linija) je pokazao najmanja odstupanja.

U zoni 2 koja se nalazi u rasponu od 575 od 862 snimka softver GOM Inspect ponovo pokazuje velika odstupanja dok su kod VGStudio Max softvera manja odstupanja u odnosu na GOM Inspect, a opet veća u odnosu na 3D model generisan u programskom sistemu ProSEG3D.

Zona tri, koja predstavlja region kojim je obuhvaćen drugi čelični vijak prikazuje sličan obrazac kao i zona 1, s tim da su ovde prikazana odstupanja za drugi čelični vijak. 3D model generisan u softveru GOM Inspect ukazuje na veliku količinu šuma u toj zoni, što je opet vidljivo na osnovu prikazane slike i naglih oscilacija odstupanja u toj zoni. 3D model generisan u softveru VGStudio MAX prokazuje manja odstupanja u odnosu na GOM Inspect za unutrašnjost drugog vijka, dok su odstupanja za ProSEG3D drastično smanjena što pokazuje veću tačnost kada je u pitanju komparativna analiza odstupanja segmentiranih 2D granica.



*Slika 5.35 2D CT snimak br. 423 sa prikazanim segmentiranim granicama primenom tri analizirana softvera GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D*

Na osnovu analize segmentiranih 2D granica može se uočiti kako u zoni oko glave vijka, gde su prisutni artefakti, softveri za obradu i segmentaciju CT snimaka bazirani na algoritmu lokalnog praga imaju poteškoća sa segmentacijom i tačnom ekstrakcijom granica objekta. Za razliku od njih, primenom hibridnog modela postižu se bolji rezultati u vidu tačnije segmentacije. Ovo se, takođe, može smatrati potvrdom da primena FCM metode dodatno naglašava granice objekta zahvaćene prisustvom šuma, što olakšava kasniju segmentaciju primenom RG metode.

Na osnovu prikazane analize moguće je izvući podatke o ukupnoj zapremini generisanih 3D modela koji se nalaze u tabeli 5.12. Ova analiza tačnosti generisane zapremine je u vezi sa merenjem ukupne zapremine generisanih 3D modela i njihovim poređenjem sa zapreminom nominalnog CAD modela.

Tabela 5.12 Analiza greške generisanih 3D modela za DB-9M konektor

	METAL				PLASTIKA			
	CAD model	GOM Inspect v2018	VGStudio Max v3.1	ProSEG3D	CAD model	GOM Inspect v2018	VGStudio Max v3.1	ProSEG3D
Zapremina (mm <sup>3</sup> )	499,183	578,68	569,067	<b>502,766</b>	1990,608	/	/	<b>2002,021</b>
Apsolutna greška(mm <sup>3</sup> )	/	79,479	69,884	<b>3,583</b>	/	/	/	<b>11,413</b>
Relativna greška	/	0,1592	0,1399	<b>0,0071</b>	/	/	/	<b>0,0057</b>
Procentualna greška (%)	/	15,92	13,99	<b>0,71</b>	/	/	/	<b>0,57</b>

Na osnovu podataka iz tabele može se videti kako hibridni model omogućava generisanje tačnijeg 3D modela, u odnosu na softvere GOM Inspect i VGStudio Max za metalnu strukturu DB-9M konektora. Prilikom poređenja zapremine nominalnog CAD modela sa zapreminama 3D modela generisanim primenom tri komparirana softvera može se uočiti i kako se primenom ProSEG3D programskog sistema postiže značajna redukcija nastalog šuma u zonama glave vijaka kod navoja što implicira generisanje tačnijeg 3D modela. Generisani 3D model u softveru GOM Inspect je pokazao najlošije rezultate u vidu apsolutne, relativne i procentualne greške koje iznose 79,479 mm<sup>3</sup>, 0,1592 i 15,92 %, respektivno. Generisani 3D model u softveru VG Studio Max daje bolje rezultate u vidu procentualne greške koja iznosi 13,99 %, dok su apsolutna i relativna greška 69,884 mm<sup>3</sup> i 0,1399. Na osnovu ovih rezultata može se zaključiti kako metoda za segmentaciju ISO 50% ima poteškoća kod ekstrakcije objekata od interesa usled nehomogenosti intenziteta piksela u zonama kod vijka i navoja, a koja se javlja usled nastanka šuma u tim zonama. Na osnovu procentualne greške se može videti kako predstavljeni hibridni model omogućuje veću redukciju nastalog šuma u odnosu na preostala dva softvera, gde greška generisane zapremine iznosi 0,71 % što za rezultat ima generisanje tačnijeg 3D modela. Ovom podatku takođe idu u prilog i vrednosti apsolutne i relativne greške merenja koje iznose 3,583 mm<sup>3</sup> i 0,0071.

Kod analize plastičnog kućišta, usled nemogućnosti adekvatne segmentacije u softverima GOM Inspect i VGStudio Max i ekstrakcije njihovih 3D modela, dalja analiza za plastično kućište uključuje samo predstavljeni ProSEG3D programski sistem. Mogućnost segmentacije plastičnog kućišta svakako predstavlja veliku prednost predloženog hibridnog modela u okviru ove doktorske disertacije. Ako se pogledaju rezultati analize zapreminskih modela, može se videti kako greška generisane zapremine iznosi 0,57% gde ovaj podatak takođe potvrđuju vrednosti apsolutne i relativne greške merenja koje iznose 11,413 mm<sup>3</sup> i 0,0057.

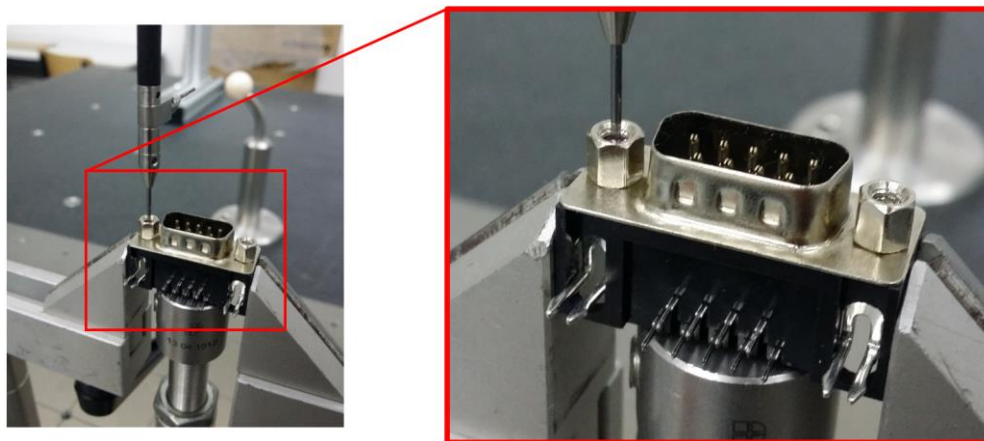
### 5.2.3 Komparativna dimenzionalna analiza referentnih mera na KMM

Izvršena je komparacija mernih karakteristika definisanih CAD modelom, pri čemu su referentne mere za metalni deo konektora, kao i za plastično kućište izmerene na KMM CONTURA G2 CARL ZEISS. Osnovna merenja su sprovedena primenom istog mernog pipka kao

u prethodnoj studiji slučaja (prečnik 1 mm, dužina stabla L=50 mm). Merenje je sprovedeno u mernoj laboratoriji sa kontrolisanim mikroklimatskim uslovima ( $20 \pm 0.5$ ) °C. Referentne mere su prikupljene na osnovu definisanja osnovnih geometrijskih obeležja, a analiza i ekstrakcija referentnih mera je, kao i u prethodnoj studiji slučaja, izvršena u softveru CALYPSO v4.8.

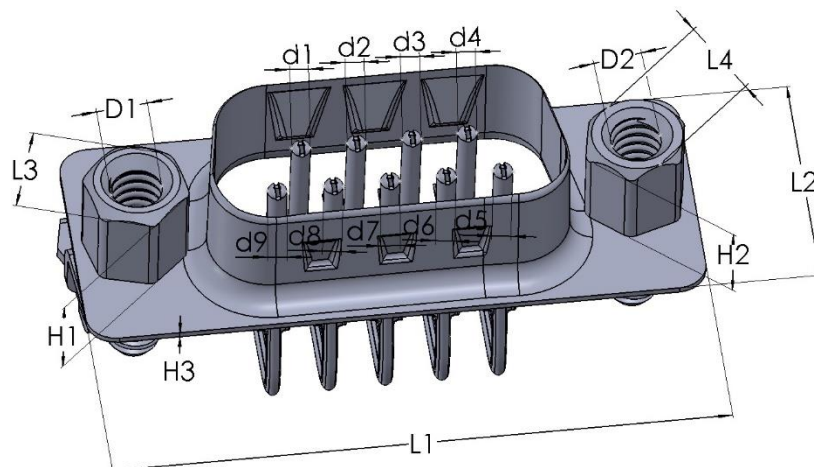
### 5.2.3.1 Analiza referentnih mera metalne konstrukcije DB-9M konektora

Rezultati merenja na KMM prikazanog na slici 5.36, kao i izmerene vrednosti na osnovu 3D modela generisanih u softverima, VGStudio Max i ProSEG3D za metalnu konstrukciju DB-9M konektora se nalaze u tabeli 5.13.



Slika 5.36 Merenje referentnih mera DB-9M konektora na KMM CONTURA G2, CARL ZEISS

Analiza je sprovedena na četiri osnovne grupe dimenzionih karakteristika  $D(i)$ ,  $H(i)$ ,  $L(i)$  i  $d(i)$  prikazanih na slici 5.37. Sprovedena merenja, kao i fitovanje nominalne geometrije na generisane 3D modele je izvršeno primenom istog pristupa koji se sastojao iz poravnavanja osnovnih geometrijskih obeležja (ravan, cilindar, kružnica) primenom Gauss-ove metode najboljeg poravnavanja (engl. *best-fit*).



Slika 5.37 Osnovne grupe dimenzionih karakteristika  $D(i)$ ,  $H(i)$ ,  $L(i)$  i  $d(i)$  DB-9M konektora definisane radi sprovođenja komparativne dimenzionalne analize na KMM

VERIFIKACIJA HIBRIDNOG MODELA

Tabela 5.13 Rezultati merenja dimenzionih karakteristika  $D(i)$ ,  $H(i)$ ,  $L(i)$  i  $d(i)$  za metalnu konstrukciju DB-9M konektora

Oznaka	Izmerene vrednosti na KMM [mm]	GOM Inspect v2018 [mm]	VGStudio Max v3.1 [mm]	ProSEG3D [mm]
D1	2,3894	2,281	2,3112	2,3535
D2	2,3896	1,9767	2,0319	2,3738
H1	4,6461	4,675	4,6648	4,6668
H2	4,6678	4,6843	4,6648	4,6649
H3	0,3629	0,3321	0,3445	0,3489
L1	30,8136	30,634	30,8054	30,7613
L2	12,479	12,4898	12,4912	12,4515
L3	4,6639	4,6869	4,666	4,7106
L4	4,6639	4,686	4,7134	4,7109
d1	0,964	1,0398	1,025	0,959
d2	0,9805	1,0237	1,0266	0,9546
d3	0,9802	1,0294	1,0188	0,9503
d4	0,9828	1,0317	1,024	0,9515
d5	0,9928	1,0301	0,9707	0,9478
d6	0,9863	1,0297	0,9207	0,9483
d7	0,9855	1,031	0,9203	0,9501
d8	0,9917	1,0306	0,931	0,9533
d9	0,9880	1,0308	0,9222	0,956

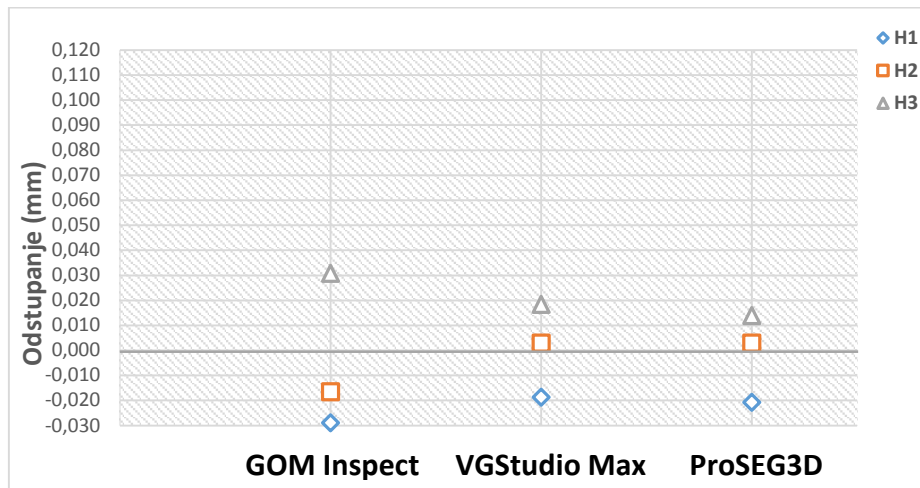
Dimenzionalna odstupanja definisanih dimenzionih karakteristika u odnosu na referentne mere (za metalnu konstrukciju DB-9M konektora) su prikazana na slici 5.38.



a) Dimenzionalno odstupanje  $D1$  i  $D2$



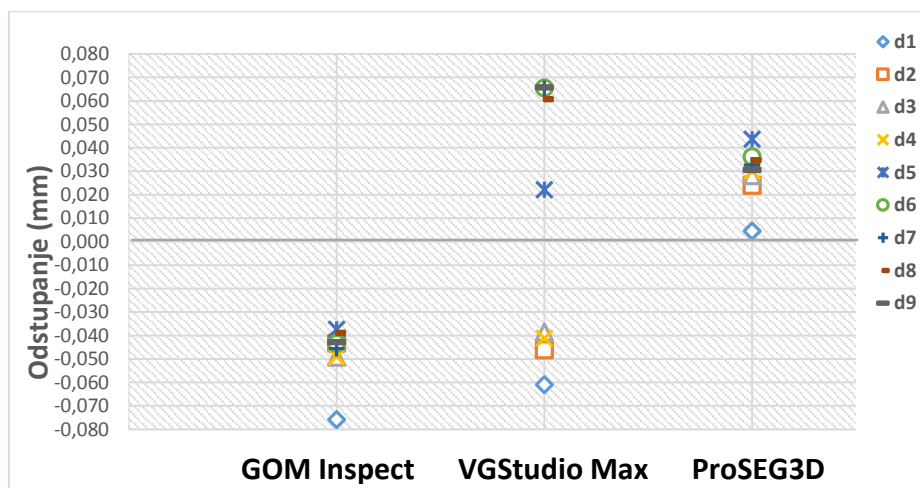
## VERIFIKACIJA HIBRIDNOG MODELA



b) Dimenzionalno odstupanje H1 - H3



c) Dimenzionalno odstupanje L1 - L4



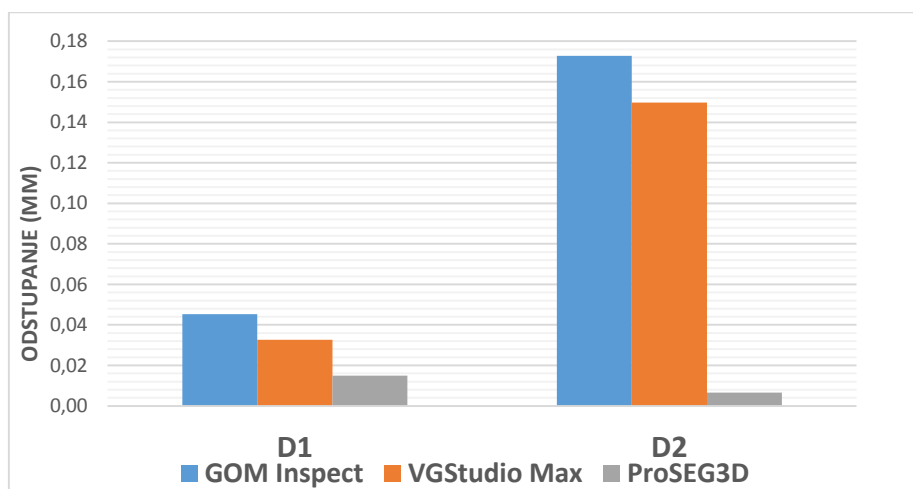
d) Dimenzionalno odstupanje pinova d1 - d9

Slika 5.38 Komparativna analiza dimenzionalnih odstupanja površinskih 3D modela generisanih u analiziranim softverima od referentnih vrednosti sa KMM za metalnu konstrukciju DB-9M konektora

Na osnovu prikazanih dijagrama mogu se uočiti određene varijacije rezultata dimenzionalne analize:

- Polazeći od prvog dijagrama gde su analizirana dimenzionalna odstupanja otvora D1 i D2, može se videti kako su odstupanja ovde najveća za dimenzionalna merenja u softveru GOM Inspect. Razlog je upravo to što je u toj regiji prisutan šum koji onemogućava pravilnu ekstrakciju informacija iz tih zona.
- Kod dimenzionalnih odstupanja karakteristika H1 – H3 može se videti kako odstupanja imaju isti trend opadanja kod sva tri analizirana softvera.
- Kod analize dimenzionalnih odstupanja dužina L1 – L4 može se videti određeni diverzitet u rezultatima analize. Za dimenzionalnu karakteristiku L1 najmanja odstupanja su ostvorena primenom VGStudio Max softvera, za karakteristiku L2 GOM Inspect softver je pokazao najmanje odstupanje, dok su najmanja odstupanja za karakteristike L3 i L4 ostvorena primenom ProSEG3D softvera.
- Kod dimenzionalne analize odstupanja za devet pinova, izmerene vrednosti na KMM pokazuju nešto manje vrednosti u odnosu na vrednosti definisane tehničkom dokumentacijom proizvođača ( $d_{1-9} = \varnothing 1 \text{ mm}$ ).
- Ono što je ovde interesantno jeste disperzija rezultata merenja u softveru VGStudio Max, kada se porede sa rezultatima sa KMM, pri čemu se razlika rezultata merenja kreće u rasponu od -0,061 mm (pin 1) do +0,0658 mm (pin 9). Veću grupisanost rezultata pokazuje 3D model generisan u softveru GOM Inspect gde se odstupanja kreću od -0,0758 mm (pin 1) do -0,0373 mm (pin d5). Rezultati generisani u softveru ProSEG3D prokazuju takođe malo odstupanje od nominalnih vrednosti, kao i bolju grupisanost rezultata merenja gde se vrednosti pinova d1 – d9 kreću u rasponu +0,0045 mm (pin d1) do +0,0437 mm (pin d5).

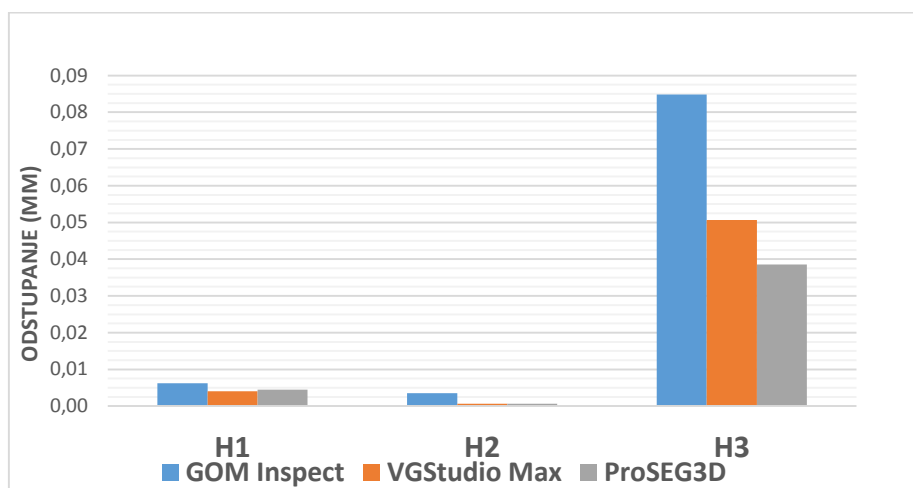
Radi boljeg uvida u razlike prethodno komentarisanih odstupanja, realizovana je i analiza relativne greške merenja. Slika 5.39 prikazuje relativne greške merenja izmerenih vrednosti za dimenzionalne karakteristike D(i), H(i), L(i) i d(i).



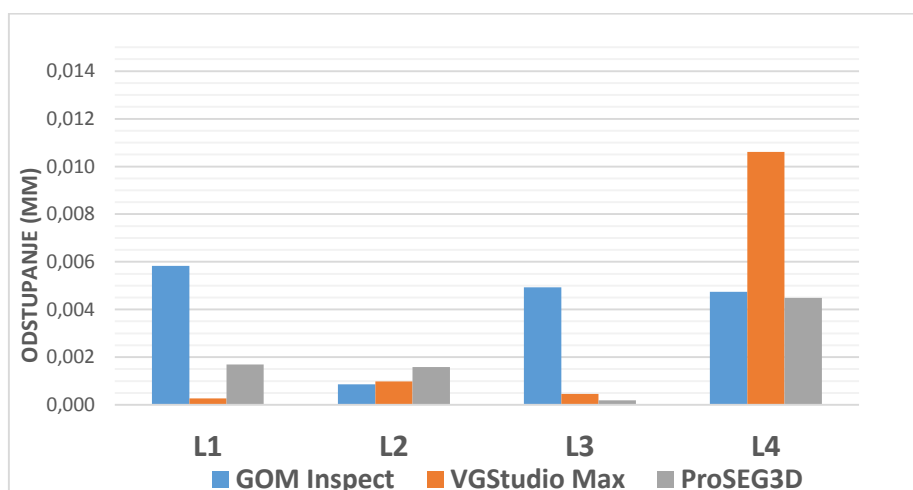
a) Relativna greška D1 i D2



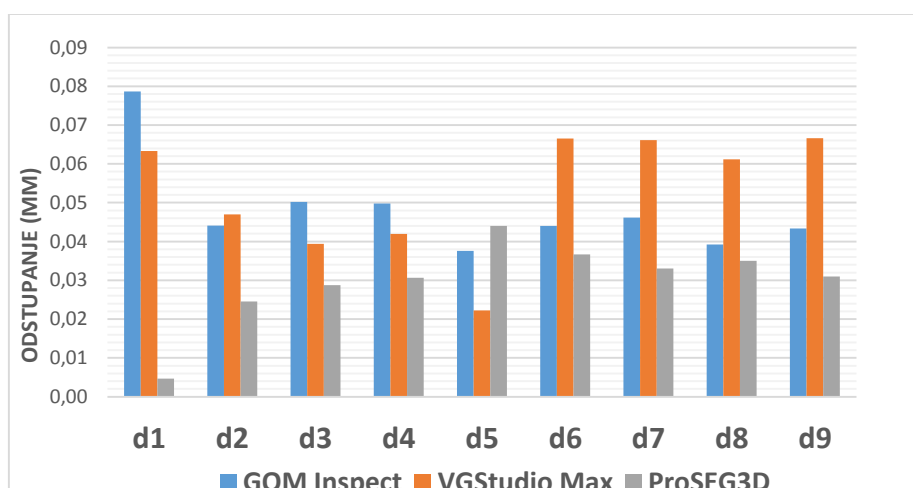
## VERIFIKACIJA HIBRIDNOG MODELA



b) *Relativna greška H1 - H3*



c) *Relativna greška L1 - L4*



d) *Relativna greška pinovi d1 - d9*

Slika 5.39 Relativne greške merenja dimenzionalnih karakteristika  $D(i)$ ,  $H(i)$ ,  $L(i)$  i  $d(i)$  za metalnu konstrukciju DB-9M konektora

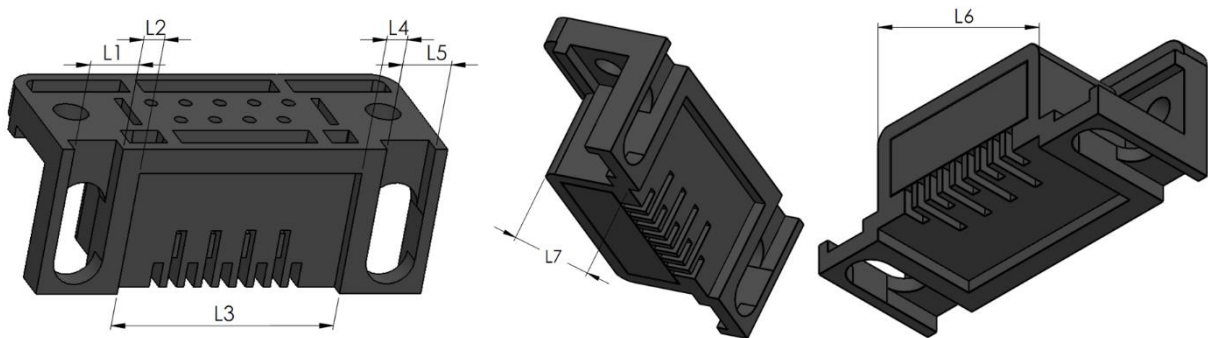
Rezultati analize relativne greške merenja definisanih dimenzionih karakteristika pokazuju sledeće:

- U slučaju prečnika D2 uočavaju se velike razlike, a kao glavni uzrok za znatno lošije rezultate generisane u softverima GOM Inspect i VGStudio Max može se smatrati prisutnost artefakata u zonama kod vijaka koji onemogućavaju adekvatno sprovođenje dimenzionalne analize.
- Relativna greška merenja za karakteristike H1 - H3 pokazuje da su najlošiji rezultati ostvareni primenom GOM Inspect softvera, dok je relativna greška merenja za karakteristike H1 i H2 pokazuje slične rezultate kod VGStudio Max i ProSEG3D softvera. Vrednost relativne greške za karakteristiku H3 je manja kod 3D modela generisanog u softveru ProSEG3D u odnosu na VGStudio Max gde je pri tome ostvarena redukcija relativne greške merenja od 0,012 mm, a u odnosu na GOM Inspect ova vrednosti redukcije iznosi čak 0,046 mm.
- Analiza relativne greške za karakteristike L1 – L4 pokazuje kako je za karakteristike L1 (VGStudio Max) i L2 (GOM Inspect) manja relativna greška postignuta primenom druga dva softvera. Međutim, treba uzeti u obziri i veliko odstupanje kod softvera GOM Inspect za karakteristike L1 i L3, kao i kod VGStudio Max softvera za karakteristiku L4. Relativna greška merenja za karakteristike L3 i L4 kod ProSEG3D softvera je manja u odnosu na druga dva softvera sa ukupnom redukcijom relativne greške merenja ove dve karakteristike od 0,032 mm u odnosu na VGStudio Max i 0,025 mm u odnosu na GOM Inspect.
- Rezultati relativne greške za pinove d1 – d9 kod rezultata merenja 3D modela generisanog u VGStudio Max softveru pokazuju da se ona kreće u rasponu od 0,0223 mm (pin d5) do 0,0666 mm (pin d9). Relativna greška merenja za pinove d1 – d9 kod rezultata merenja 3D modela generisanog u softveru ProSEG3D kreće se u rasponu od 0,0047 mm (pin 1) do 0,044 mm (pin 5), dok se relativna greška merenja za GOM Inspect kreće u rasponu od 0,0376 mm (pin d5) do 0,0786 mm (pin d1). Na osnovu ovoga se može zaključiti kako je primenom ProSEG3D softvera ostvarena redukcija relativne greške merenja za 0,022 mm u odnosu na VGStudio Max i 0,018 mm u odnosu na GOM Inspect softver.

Ukoliko se uzme u obzir ukupna razlika relativne greške merenja kod analize svih dimenzionalnih karakteristika D(i), H(i), L(i) i d(i) može se zaključiti da ProSEG3D softver ostvaruje bolje rezultate u vidu ukupno smanjene relativne greške merenja u iznosu od 0,021 mm u odnosu na VGStudio Max, odnosno 0,023 mm u odnosu na GOM Inspect.

**5.2.3.2 Analiza referentnih mera plastičnog kućišta DB-9M konektora**

Dimenzionalna analiza plastičnog kućišta DB-9M konektora je sprovedena na sedam geometrijskih karakteristika  $L(i)$  prikazanih na slici 5.40. Izmerene vrednosti su date u tabeli 5.14. Usled nemogućnosti da se generiše dimenzionalno dosledan 3D model u softverima VGStudio Max i GOM Inspect, dalja analiza za plastično kućište je sprovedena samo za ProSEG3D razvijem u okviru doktorske disertacije.

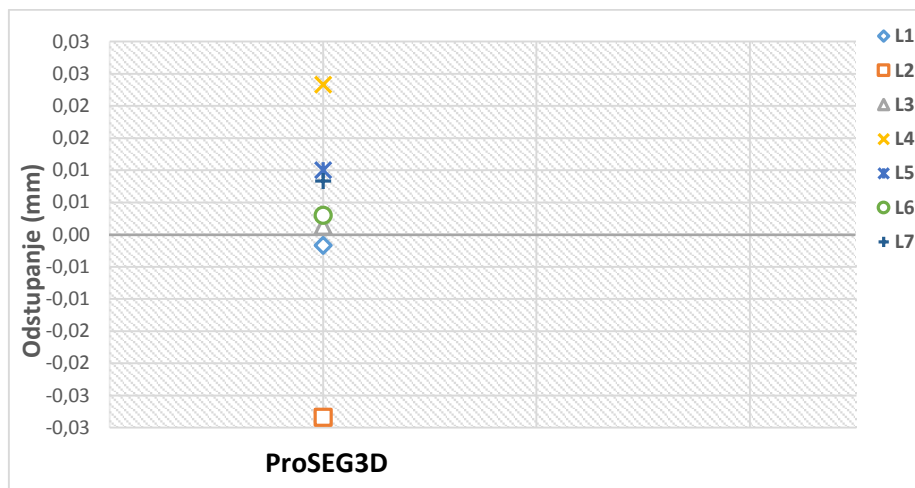


Slika 5.40 Definisane dimenzionalne karakteristike  $L(i)$  plastičnog kućišta DB-9M konektora

Tabela 5.14 Rezultati merenja dimenzionalnih karakteristika  $L(i)$  za plastično kućište DB-9M konektora

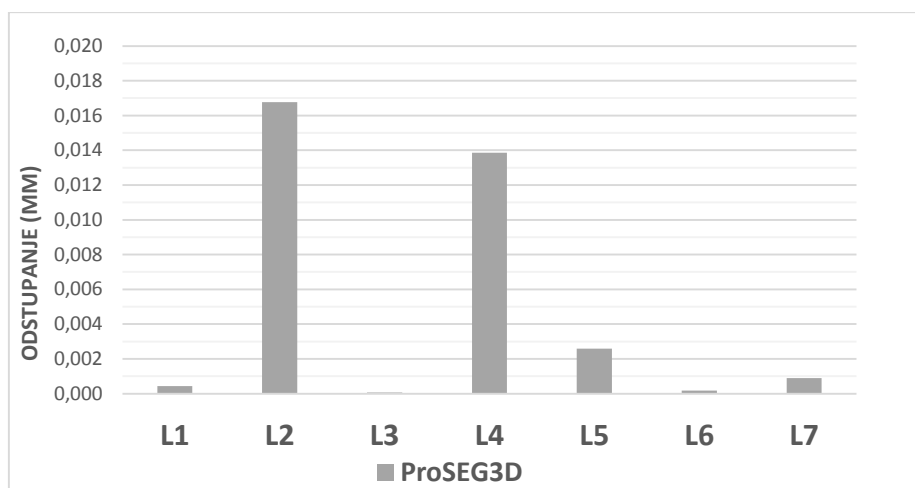
Oznaka	Izmerene vrednosti na KMM [mm]	ProSEG3D [mm]
L1	3,8701	3,8718
L2	1,6941	1,7225
L3	17,7192	17,7179
L4	1,6809	1,6809
L5	3,8605	3,8605
L6	17,7432	17,7402
L7	9,2497	9,2414

Slika 5.41 grafički interpretira dimenzionalna odstupanja definisanih dimenzionalnih karakteristika u ProSEG3D u odnosu na referentne mere izmerene primenom KMM na plastičnom kućištu DB-9M konektora.



Slika 5.41 Analiza dimenzionalnih odstupanja L1 – L7 od referentnih vrednosti sa KMM za plastično kućište DB-9M konektora

Analiza odstupanja izmerenih vrednosti na slici 5.42 je takođe prikazana preko relativne greške merenja izmerenih vrednosti za dimenzionalne karakteristike L(i).



Slika 5.42 Relativna greška merenja dimenzionalnih karakteristika L1 – L7 za plastično kućište DB-9M konektora

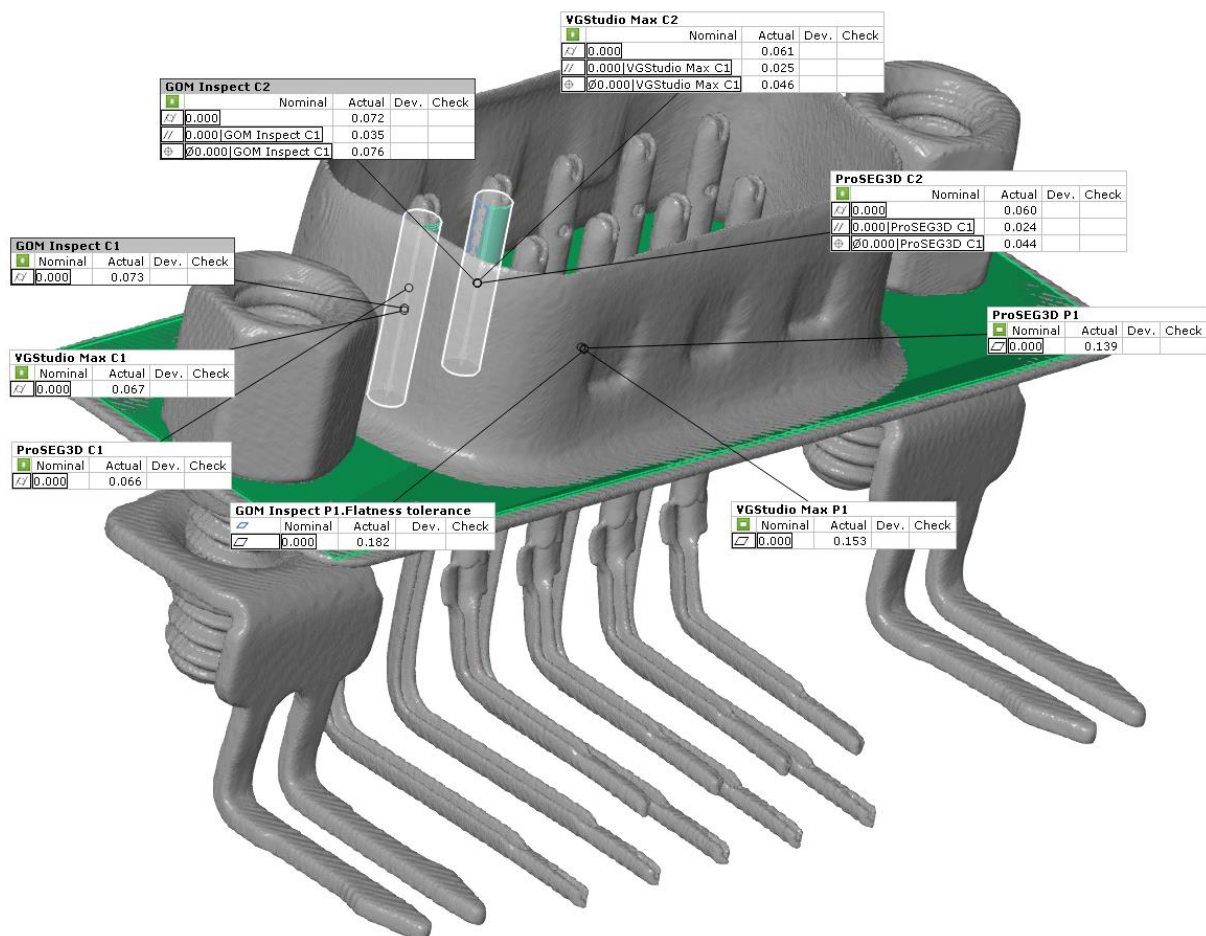
Na osnovu rezultata dimenzionalnih odstupanja prikazanih na slici 5.41 može se videti kako su dobijene vrednosti dimenzionalnih odstupanja za L1, L3, L5, L6 i L7 u rasponu od -0,004 mm do +0,01 mm. Slika 5.42 prikazuje kako su najveća odstupanja dobijena za karakteristike L2 (+0,0165 mm) i L4 (+0,0138 mm) kod plastičnog kućišta. Kod poređenja sa rezultatima odstupanja za metalnu konstrukciju može se videti kako su dimenzionalna odstupanja za plastično kućište, zajedno sa rezultatima relativne greške merenja, manja što ukazuje na povećanu tačnost.

### 5.2.4 Inspekcija geometrijskih tolerancija oblika i orijentacije

Za studiju slučaja 2 je takođe izvršena analiza odstupanja od geometrijskih tolerancija oblika i orijentacije. Merenje je takođe izvršeno na istoj KMM koja je korišćena za dimenzionalnu analizu. Pored cilindričnosti i ravnosti kao geometrijskih karakteristika oblika, za studiju slučaja 2 je takođe izvršena i analiza tolerancije orijentacije, a to su paralelnost i pozicija pinova C1 i C2 u odnosu na ravan P1. Kod merenja na KMM su primenjene iste strategije kao i kod studije slučaja 1 (strategija 2D kružnice sa uzorkovanim tačkama definisanim na ekvidistantnom rastojanju od 0,1 mm).

Postupak ekstrakcije geometrijskih karakteristika je izveden i za metalne komponente površinski 3D modela generisanih primenom tri softvera (GOM Inspect, VGStudio Max i predloženi ProSEG3D softver), kako bi se uporedile devijacije odstupanja oblika u odnosu na vrednosti dobijene na KMM. Plastično kućište nije uključeno u analizu usled toga što nisu dobijeni adekvatni površinski 3D modeli primenom GOM Inspect i VGStudio Max softvera.

Slika 5.43 prikazuje analizu geometrijskih tolerancija oblika i orijentacije koja je izvršena u GOM Inspect v2018 softveru.



Slika 5.43 Inspekcija geometrijskih tolerancija oblika i orijentacije za površinske 3D modele generisane u softverima GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D

Tabela 5.15 prikazuje rezultate analize za studiju slučaja 2 upoređujući rezultate prikupljene od površinskih 3D modela tri komparirana softvera sa rezultatima dobijenim sa KMM.

*Tabela 5.15 Numeričke vrednosti dobijene primenom KMM i tri komparirana softvera GOM Inspect, VGStudio Max i ProSEG3D za metalne komponente kod studije slučaja 2 - DB-9M konektor*

	Geometrijske karakteristike	KMM [mm]	GOM Inspect [mm]	VGStudio Max [mm]	ProSEG3D [mm]
Studija slučaja 2 (Metalne komponente)	Cilindričnost (C1)	0,072	0,073	0,067	0,066
	Cilindričnost (C2)	0,066	0,072	0,061	0,060
	Ravnost (P1)	0,111	0,182	0,153	0,139
	Paralelnost (C1-C2)	0,038	0,035	0,025	0,024
	Pozicija (C1-C2)	0,041	0,076	0,046	0,044

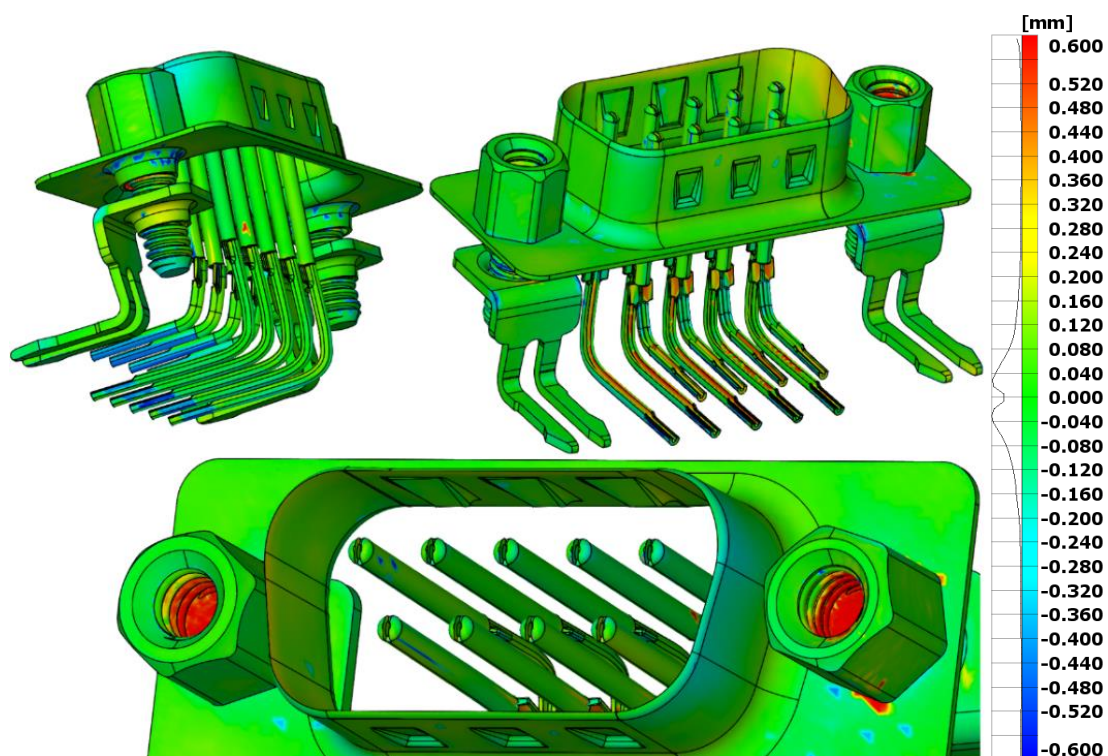
Za analizu tolerancije oblika i orijentacije kod metalnih komponenti za studiju slučaja 2 može se primetiti da su za ispitivanje tolerancije oblika cilindričnosti za pinve C1 i C2 dobijeni vrlo slični rezultati kod VGStudio Max i ProSEG3D softvera. Kod analize tolerancije oblika ravnosti, dobijene vrednosti u sva tri softvera su pokazale veća odstupanja u poređenju sa rezultatima dobijenim na KMM. Najveća odstupanja, u poređenju sa KMM, dobijena su primenom softvera GOM Inspect. Softver VGStudio Max pokazao je manja odstupanja u odnosu na GOM Inspect, dok su najbliži rezultati KMM dobijeni pomoću predloženog ProSEG3D softvera. Ispitivanje paralelnosti pinova C1-C2 pokazalo je da su najbolji rezultati takođe ostvareni na površinskom 3D modelu generisanom u ProSEG3D softveru. Analiza pozicije pinova C1-C2 je pokazala da je 3D model generisan u ProSEG3D softveru takođe ostvario najbolje rezultate.

Na osnovu rezultata ove analize je pokazano da rezultati analize geometrijskih tolerancija oblika i orijentacije pokazuju isti trend koji je usaglašen sa rezultatima sprovedene dimenzionalne analize u prethodnom potpoglavlju. Odstupanja od tolerancije oblika i orijentacije, a koja su identifikovana kroz ovu analizu, ukazuju da prisustvo artefakata i šuma ima uticaj na rezultate sprovedene analize.

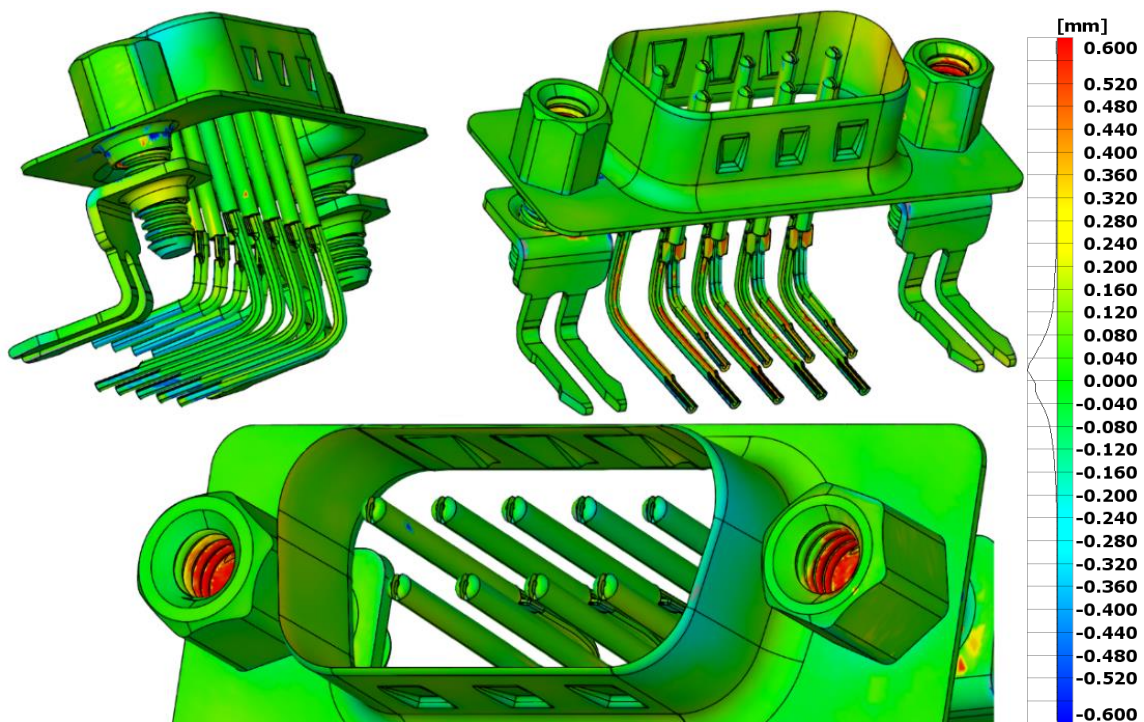
### 5.2.5 CAD inspekcija

Za studiju slučaja 2 je takođe sprovedena CAD inspekcija posebno za 3D modele metalne strukture DB-9M konektora generisanih u prethodno spomenuta tri softvera u GOM Inspect v2018 softveru. Izvršeno je poravnavanje generisanih 3D modela sa odgovarajućim CAD modelima metalne strukture, dok je CAD inspekcija plastičnog kućišta izvršena samo za 3D model generisan u okviru programskog sistema ProSEG3D. Slika 5.44 prikazuje rezultate CAD inspekcije za metalnu strukturu generisanu primenom GOM Inspect softvera, slika 5.45 prikazuje odstupanja za VGStudio Max softver, slika 5.46 prikazuje odstupanja predstavljenog ProSEG3D programskog sistema, dok slika 5.47 prikazuje komparativnu analizu za sva tri dijagrama devijacije kod CAD inspekcije.

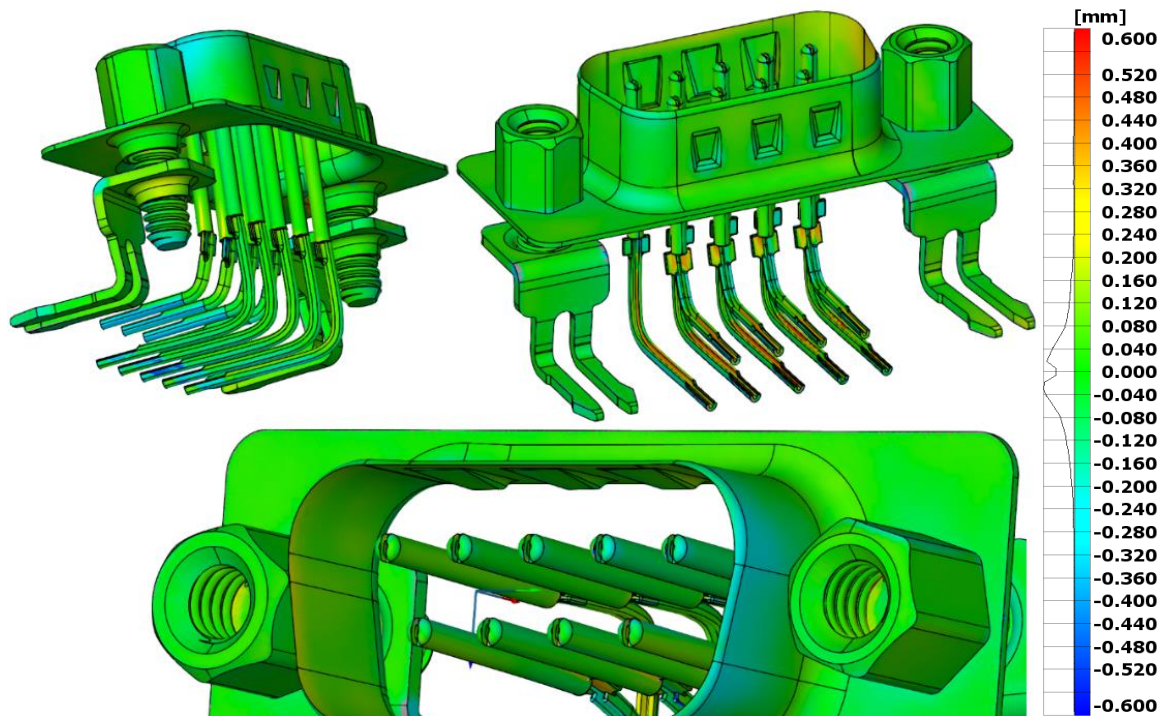




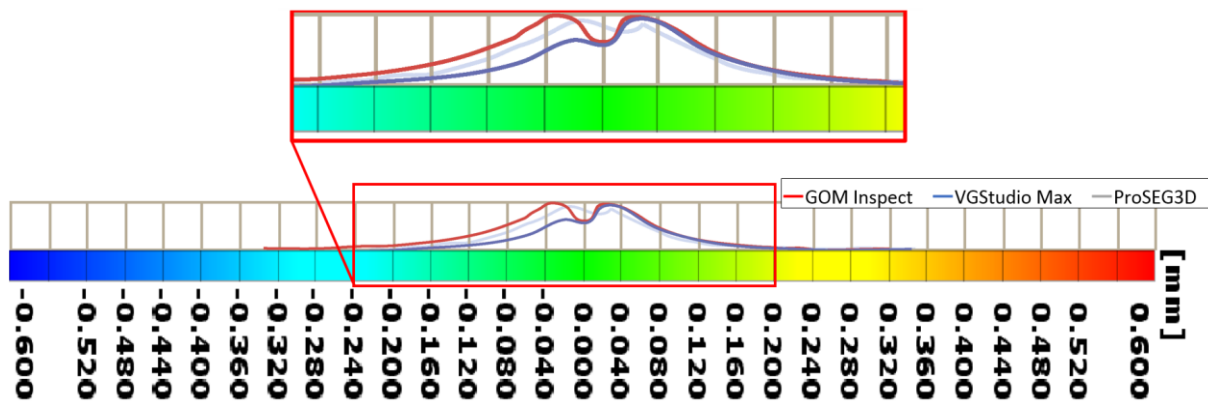
Slika 5.44 Rezultati CAD inspekcije za metalnu strukturu generisanu primenom GOM Inspect softvera



Slika 5.45 Rezultati CAD inspekcije za metalnu strukturu generisanu primenom VGStudio Max softvera



Slika 5.46 Rezultati CAD inspekcije za metalnu strukturu generisanu primenom ProSEG3D softvera



Slika 5.47 Analiza dijagrama devijacija generisanih u tri spomenuta softvera za metalnu strukturu DB-9M konektora

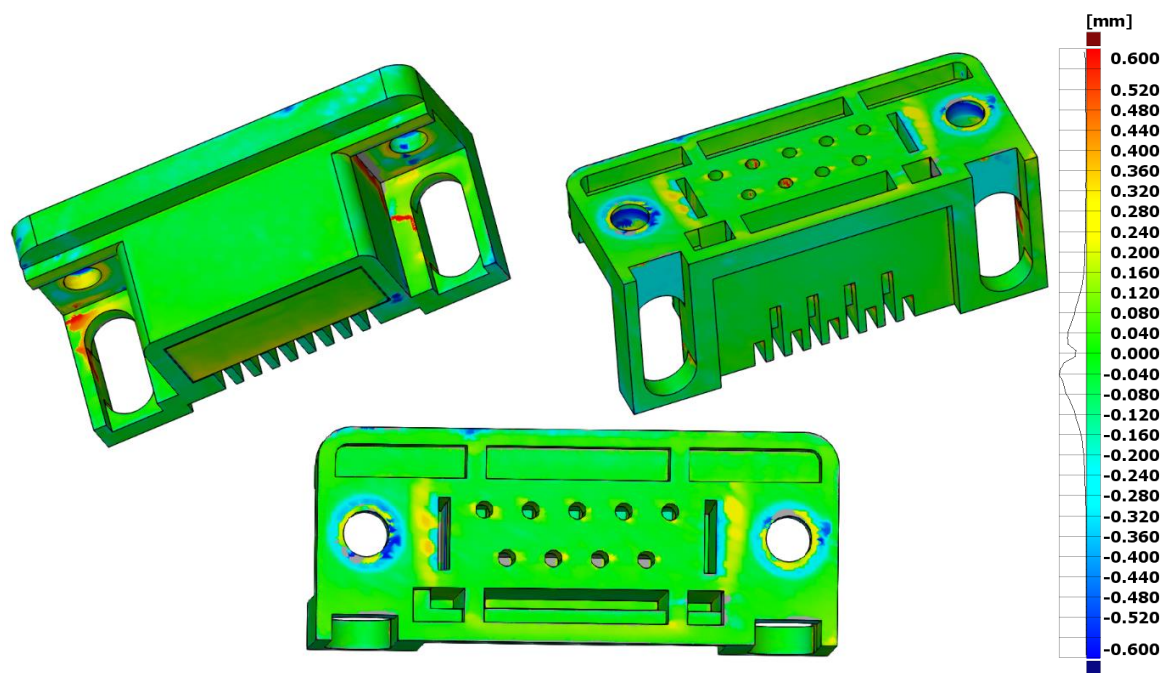
Na osnovu CAD inspekcije metalne strukture može se videti kako dimenzionalna odstupanja za sva tri 3D modela pokazuju sličan raspored. Međutim uočava se velika razlika u zoni unutar vijka, gde usled prisustva šuma, softveri GOM Inspect i VGStudio Max pokazuju slabije rezultate. Mogu se uočiti zone u kojima je prisutan šum unutar vijka generisanog primenom softvera GOM Inspect i VGStudio Max (prikazano crvenom bojom) prikazano na slikama 5.44 i 5.45, dok su kod 3D modela generisanog u ProSEG3D programskom sistemu devijacije unutar vijka svedene na minimum, na šta ukazuje zelena boja unutar vijaka prikazano na slici 5.46.

Upoređujući dijagrame devijacija na slici 5.47 može se videti kako odstupanja imaju sličnu karakteristiku, ali može se uočiti kako devijacije za ProSEG3D programski sistem pokazuju veću



koncentraciju oko nule, što potvrđuje tvrdnju o većoj tačnosti 3D modela generisanog primenom softvera na bazi razvijenog hibridnog modela.

Slika 5.48 prikazuje rezultate CAD inspekcije za 3D model plastičnog kućišta generisan samo primenom ProSEG3D programskog sistema, zbog ranije napomenute nemogućnosti adekvatne segmentacije i ekstrakcije plastike sa CT snimaka primenom softvera GOM Inspect i VGStudio Max.



Slika 5.48 CAD inspekcija 3D modela plastičnog kućišta generisanog u programskom sistemu ProSEG3D

Tabela 5.16 sadrži vrednosti geometrijskog odstupanja CAD inspekcije za metalnu strukturu i plastično kućište DB-9M konektora.

Tabela 5.16 Rezultati odstupanja CAD inspekcije metalne strukture i plastičnog kućišta za DB-9M konektor

	Softver	Granične vrednosti devijacija [mm]	Granice koncentracija devijacija [mm]	Srednja vrednost odstupanja [mm]	Standardna devijacija [mm]
Metalna struktura	GOM Inspect	$\pm 0,24$	-0,02	+0,004	+0,178
	VGStudio MAX	$\pm 0,2$	+0,015	+0,023	+0,142
	ProSEG3D	$\pm 0,2$	-0,015	-0,008	+0,124
Plastično kućište	ProSEG3D	+0,22 -0,25	-0,04	-0,006	+0,158

Rezultati odstupanja CAD inspekcije kod kompariranih 3D modela prikazuju da se granična odstupanja za 3D model generisan u softveru GOM Inspect kreću u rasponu od  $\pm 0,24$  mm, dok koncentracija i vrednost standardne devijacije iznose -0,02 mm i +0,178 mm, respektivno.

Kod 3D modela generisanog u VGStudio Max i ProSEG3D softveru granična odstupanja se kreću u rasponu od  $\pm 0,2$  mm za oba 3D modela, dok koncentracija devijacija iznosi  $+0,015$  mm za 3D model generisan u softveru VGStudio Max, a u softveru ProSEG3D ona iznosi  $-0,015$  mm. Kod srednje vrednosti odstupanja geometrije, može se videti kako je ProSEG3D ostvario bolje rezultate u vidu manjih odstupanja koja iznose  $-0,008$  mm, u odnosu na  $+0,023$  mm koliko iznosi srednje odstupanje za softver VGStudio Max. Ovo takođe potvrđuje i vrednost standardne devijacije koja iznosi  $+0,124$  mm za ProSEG3D, u poređenju sa  $+0,142$  mm za VGStudio Max i  $+0,178$  mm za GOM Inspect.

Rezultati CAD inspekcije za plastično kućište takođe pokazuju dobre rezultate sa malim rezultatima koncentracije devijacija koja iznosi  $-0,04$  mm, srednjom vrednošću odstupanja koja iznosi  $-0,006$  mm i vrednošću standardne devijacije koja iznosi  $+0,158$  mm za predstavljeni ProSEG3D programski sistem.

Na osnovu prikazane dimenzionalne analize može se videti kako prilikom poređenja generisanih 3D modela metalne strukture sa nominalnom CAD geometrijom 3D model generisan u ProSEG 3D programu prikazuje bolje rezultate. Kod plastičnog kućišta, usled nemogućnosti komparativne dimenzionalne analize sa softverima GOM Inspect i VGStudio Max, rezultati su takođe zadovoljavajući što svakako predstavlja značajnu prednost programskog sistema razvijenog u okviru ove disertacije koji omogućava, pored segmentacije i ekstrakcije metalne strukture i ekstrakciju plastičnog kućišta DB-9M konektora, odnosno segmentaciju MMC komponenti.

### **5.3 Studija slučaja 3 - Segmentacija CBCT snimaka sa artefaktima u oblasti biomedicinskog inženjerstva**

Polazeći od činjenice da u oblasti biomedicinskog inženjerstva postoji sve veća potreba za generisanjem 3D modela visoke tačnosti, usled toga što se sa razvojem aditivnih tehnologija i njihovom ekspanzijom u različite oblasti medicine (ortopedije, maksilofacijale, stomatologije itd.) [170,171] otvaraju nove mogućnosti kod dizajna i implementacije personalizovanih implanata [172], kao treća studija slučaja je izabran problem iz oblasti biomedicinskog inženjerstva.

Verifikacija razvijenog hibridnog modela u okviru treće studije slučaja je fokusirana na obradu i segmentaciju medicinskih CBCT snimaka gornje vilice, na kojima poroznost kosti implicira problem adekvatne segmentacije i ekstrakcije informacija koje treba da služe kao osnova za dizajniranje personalizovanih implanata.

CBCT snimci su prikupljeni na CBCT uređaju SOREDEX SCANORA 3D prikazanog na slici 5.49, a parametri skeniranja su prikazani u tabeli 5.17.



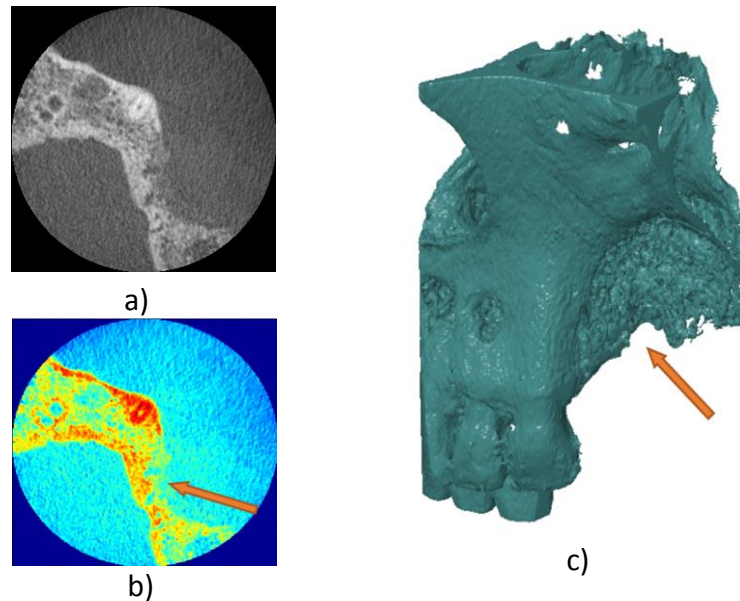
Slika 5.49. Medicinski CT sistem SOREDEX SCANORA 3D

Tabela 5.17 Parametri korišćeni za akviziciju medicinskih CT snimaka za studiju slučaja 3 na SOREDEX SCANORA 3D CT sistemu

	Energija X-zraka (kV):	Jačina struje (mA):	Veličina voksel X,Y,Z osa (mm)	Rezolucija slike X x Y (piksel)	Broj slika
CBCT	89	8	0,133	300 x 300	451

Za potrebe analize i verifikacije hibridnog modela korišćeni su samo CBCT snimci zahvaćeni šumom na skupu CBCT snimaka. Radiolog je izvršio manuelnu segmentaciju selektovane grupe CBCT snimaka, a rezultati ove segmentacije pružili su binarne segmentirane 2D snimke koje će se koristiti kao referentne slike za evaluaciju i proveru hibridnog modela. Performanse hibridnog modela, primenjenog u vidu ProSEG3D programskog sistema, su poređene sa tri druge metode koje se koriste za segmentaciju medicinskih CT snimaka. Tri metode koje su se koristile za komparativnu analizu su metoda predstavljena u [173] a koja je zasnovana na kombinaciji metoda fazi klasterizacije i metode level set koja se sastoji od segmentacije na bazi praga skupa nejasnih nivoa (akronim FCMLSM), metoda u [174] zasnovana na povezivanju svakog piksela prisutnog na 2D slici sa različitim izlaznim centroidima koristeći funkciju fazi pripadnosti (akronim MFT) i metoda multiplikativne optimizacije komponenti (akronim MICO) iz [175]. Predstavljeni hibridni model i pomenute metode su testirani na definisanom skupu CBCT snimaka. Slika 5.50a prikazuje rezultate u vidu jednog 2D CBCT snimka (br. 13), slika 5.50b prikazuje njegov prikaz u pseudo koloru radi lakše identifikacije šuma, i slika 5.50c prikazuje generisani površinski 3D model (u softveru za obradu medicinskih snimaka 3D DOCTOR v4.0<sup>11</sup>) na kojem se mogu videti artefakti u vidu šuma u zoni oko kosti, a koji dodatno otežavaju adekvatnu segmentaciju i ekstrakciju 3D modela gornje vilice.

<sup>11</sup> 3D DOCTOR predstavlja komercijalni softver za obradu medicinskih snimaka, kao i sprovođenje merenja u oblasti medicine.

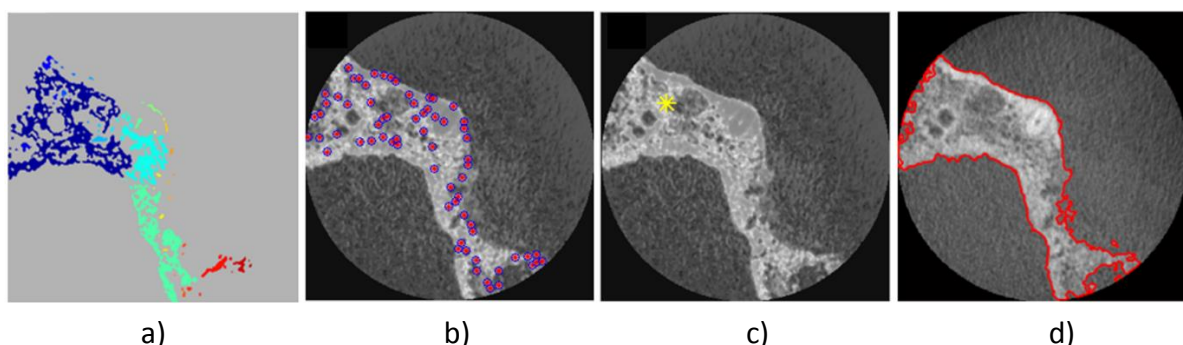


Slika 5.50. Predmet studije slučaja 3: a) 2D CT snimak br. 13, b) prikaz u pseudo koloru i c) 3D model

### 5.3.1 Primena hibridnog modela i programskog sistema ProSEG3D

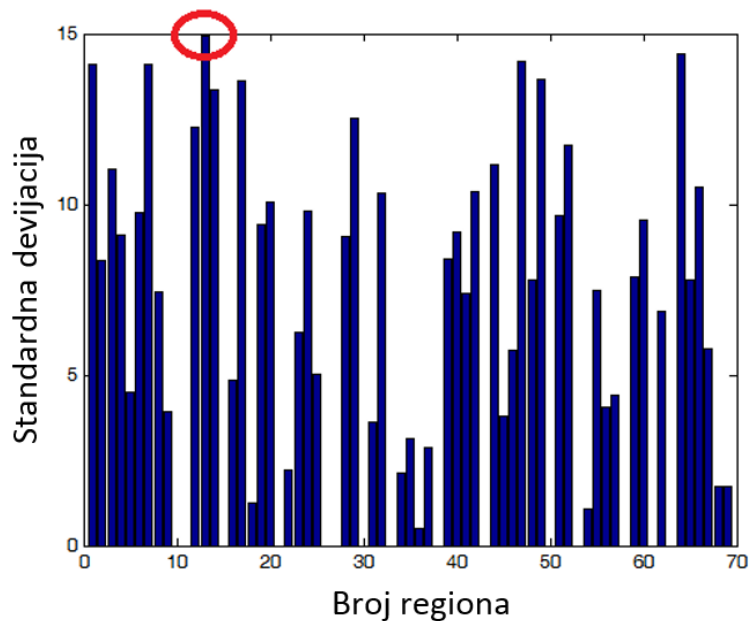
Nakon što su slike poboljšane primenom FCM metode, njihovi intenziteti piksela, kao i u prethodnim studijama slučaja, variraju u rasponu između 0 i 1, a potrebno je izvršiti normalizaciju poboljšanih slika, u ovom slučaju u opsegu [0, 255]. Medijana filter je takođe primenjen na poboljšanim CBCT snimcima koristeći matricu 3x3, tj. svaki izlazni piksel se računa na osnovu srednje vrednosti susednih piksela u matrici 3x3. Ova tehnika nelinearnog filtriranja je korišćena kako bi se smanjio bilo koji šum prisutan na slikama, jer predstavlja široko primenjenu tehniku koja je vrlo efikasna u redukciji šuma, dok se čuvaju ivice objekata [176–178].

Slika 5.51 prikazuje postupak selekcije inicijalnog semena, kao i rezultate segmentacije slike primenom metode RG na osnovu intenziteta piksela za CBCT snimak br. 13.



Slika 5.51 Postupak selekcije inicijalnog semena za rast regiona za CBCT snimak br. 13 koji prikazuje a) inicijalnu binarizaciju slike, b) lokaciju svih otkrivenih regiona na slici, c) selektovani region sa najvećom vrednošću standardne devijacije i d) segmentirani CBCT snimak primenom metode RG sa nalepljenim granicama na originalni snimak

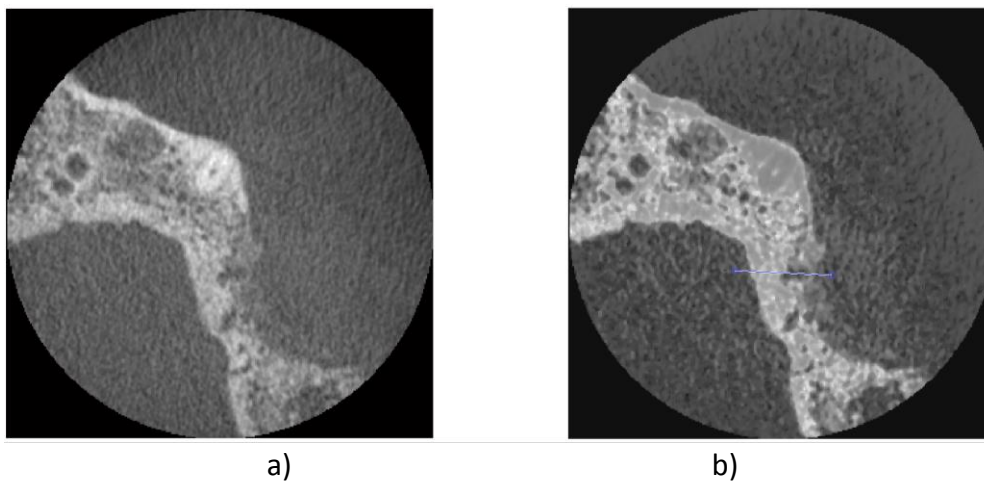
Standardna devijacija intenziteta piksela za CBCT snimak br. 13 u inicijalno segmentiranim regionima prikazana je na slici 5.52 na osnovu koje se može videti kako je za sliku br. 13 ukupno otkriveno 69 regiona, od kojih region br. 13 ima najveću vrednosti standardne devijacije, a koja iznosi 15.

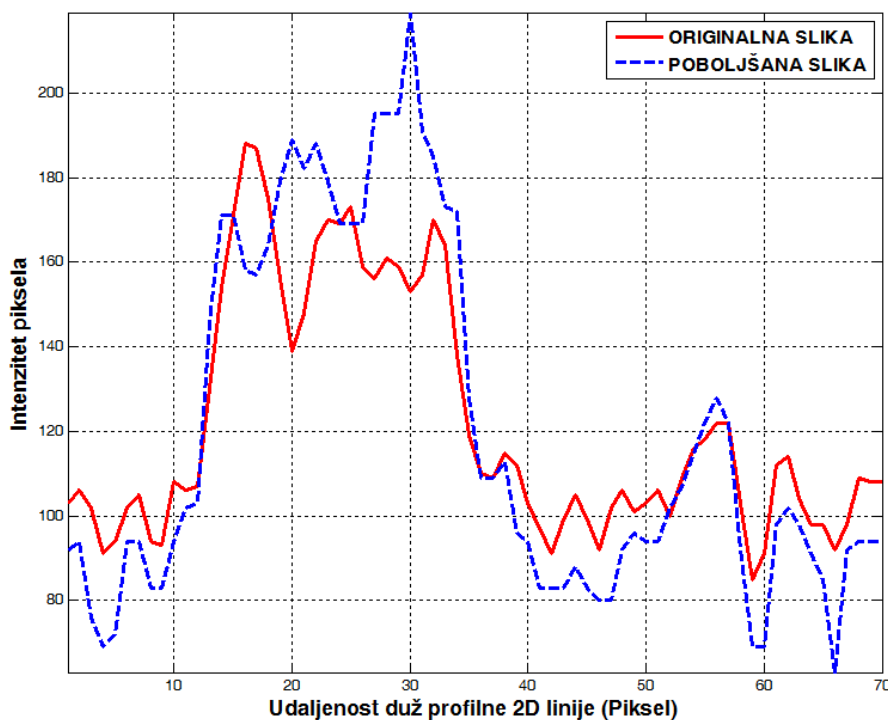


Slika 5.52 STD plot regiona CBCT snimka br. 13 (region sa najvećom vrednosti standardne devijacije intenziteta piksela je označen sa crvenom bojom)

### 5.3.1.1 Analiza profilne 2D linije

2D profilna linija definisana je na istoj lokaciji kod CBCT snimka pre (Slika 5.53a) i nakon poboljšanja (Slika 5.53b) sa ciljem utvrđivanja razlika između dva CBCT snimka.



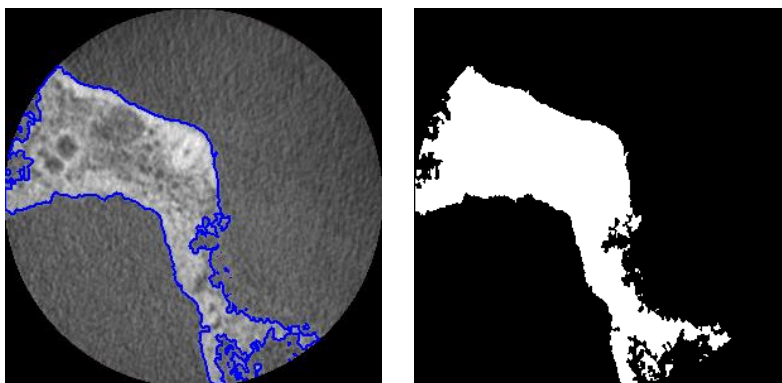


c)

Slika 5.53 Merenje profilne 2D linije na CBCT snimku: a) originalni CBCT snimak, b) poboljšan CBCT snimak i c) grafik koji prikazuje intenzitet piksela pre (crvena linija) i nakon poboljšanja primenom FCM metode (isprekidana plava linija)

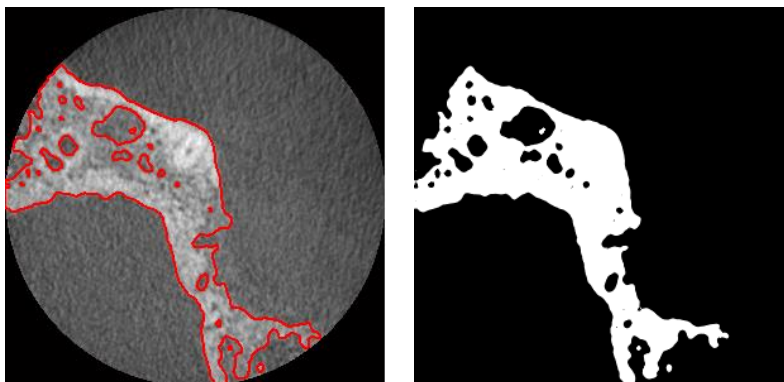
Poređenje na slici 5.53c pokazuje da procedura poboljšanja dovodi do: 1) normalizacije intenziteta piksela, 2) veće vrednosti intenziteta piksela na prelazu između područja niskog i visokog intenziteta piksela što olakšava segmentaciju primenom RG metode.

Slika 5.54 prikazuje rezultate kompariranih metoda za segmentaciju, tj. 2D granica segmentirane kosti za CBCT snimak br. 13. Slika 5.54a prikazuje granice referentnog manualno segmentiranog CBCT snimka prikazane plavom linijom, dok su performanse predstavljenog hibridnog modela ProSEG3D, kao i drugih metoda za segmentaciju prikazane crvenom linijom na slikama 5.54b-e.

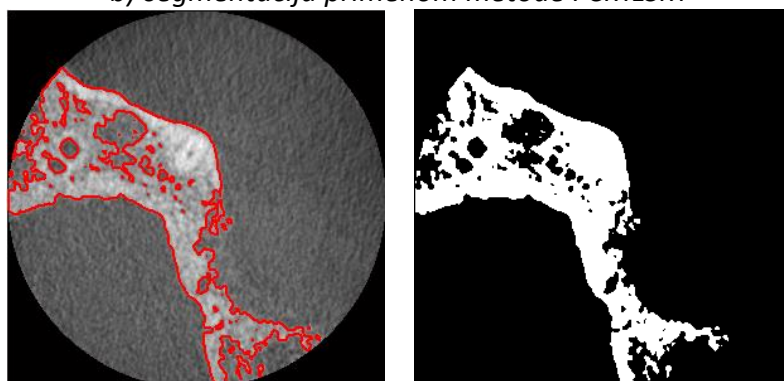


a) referentni CBCT snimak prikazan plavom linijom

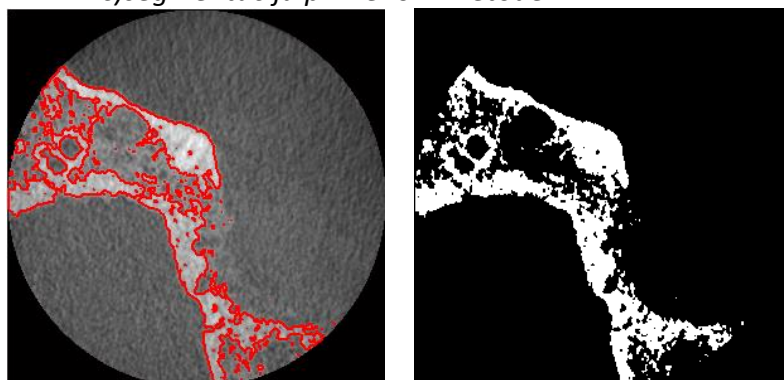




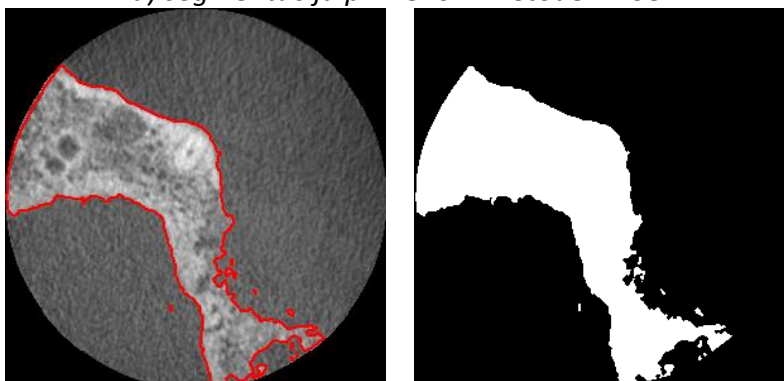
*b) segmentacija primenom metode FCMLSM*



*c) segmentacija primenom metode MFT*



*d) segmentacija primenom metode MICO*



*e) ProSEG3D sistem (parametri:  $c=3$ ,  $q=6$ ,  $t=25$ )*

*Slika 5.54 CBCT snimak br. 13 iz skupa CBCT snimaka gde su prikazani: a) referentni CBCT snimak prikazan plavom linijom, b) segmentacija primenom metode FCMLSM, c) metode MFT, d) metode MICO i e) predstavljena hibridna metoda ( $C=3$ ,  $q=6$ ,  $t=25$ ) prikazane crvenom linijom.*

**5.3.1.2 Analiza performansi selekcije semena RG metode**

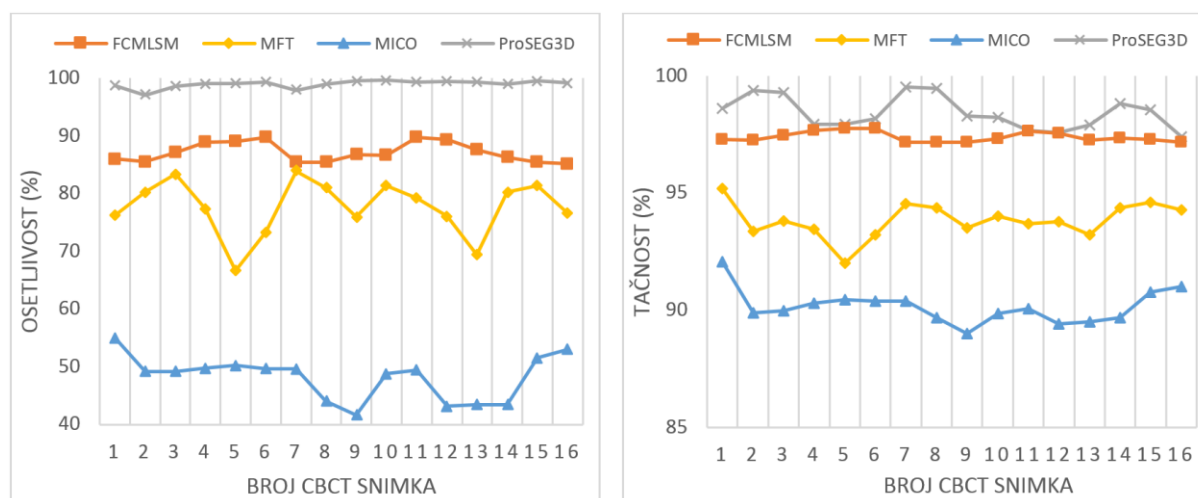
Analiza performansi algoritma za selekciju inicijalnog semena kod RG metode primenom skupa CBCT snimaka je prikazana u tabeli 5.18.

*Tabela 5.18 Analiza učinka za selekciju inicijalnog semena kod RG metode u okviru ProSEG3D programskog sistema za studiju slučaja 3*

	Ukupan broj snimaka	Broj snimaka uzet za analizu	ISD*	Tačnost (%)
CBCT	451	16	16	100

**\*ISD - broj snimaka na kojima je inicijalno seme pravilno definisano**

Slika 5.55 predstavlja rezultate uporedne analize ProSEG3D programskog sistema i metoda za segmentaciju FCMLSM [173], MFT [174] i MICO [175] za performanse osetljivosti i tačnosti za skup CBCT snimaka. Na osnovu slika se može zaključiti kako predstavljeni ProSEG3D programski sistem pokazuje bolje rezultate u odnosu na druge metode za parameter osetljivosti i tačnosti.



*Slika 5.55 Rezultati metrika osetljivosti i tačnosti poređenja između FCMLSM [173], MFT [174], MICO [175] i ProSEG3D sistema za skup medicinskih CBCT snimaka*

Tabela 5.19 rezimira rezultate evaluacije razvijenog ProSEG3D sistema i drugih metoda za segmentaciju. Može se uočiti kako predloženi algoritam pokazuje bolje rezultate u pogledu performansi tačnosti i osetljivosti u poređenju sa drugim metodama. Numeričke vrednosti se nalaze u priložima 8.6 i 8.7.



Tabela 5.19 Srednja vrednost merenja performansi klasifikacije koristeći FCMLSM [173], MFT [174], MICO [175] i razvijeni ProSEG3D sistem

	FCMLSM [173] (%)		MFT [174] (%)		MICO [175] (%)		ProSEG3D (%)	
	Osetljivost	Tačnost	Osetljivost	Tačnost	Osetljivost	Tačnost	Osetljivost	Tačnost
CBCT	87,14	97,39	93,84	77,66	48,20	90,15	<b>98,98</b>	<b>98,42</b>

### 5.3.1.3 Performanse segmentacije

Kako bi se utvrdio stepen podudaranja generisanih 2D binarnih CT snimaka sa njihovim referentnim CT snimcima (odnosno tačnost segmentacije) kao pokazatelji tačnosti primenjeni su Dajsov koeficijent i Žakarov indeks za skup analiziranih CBCT snimaka.

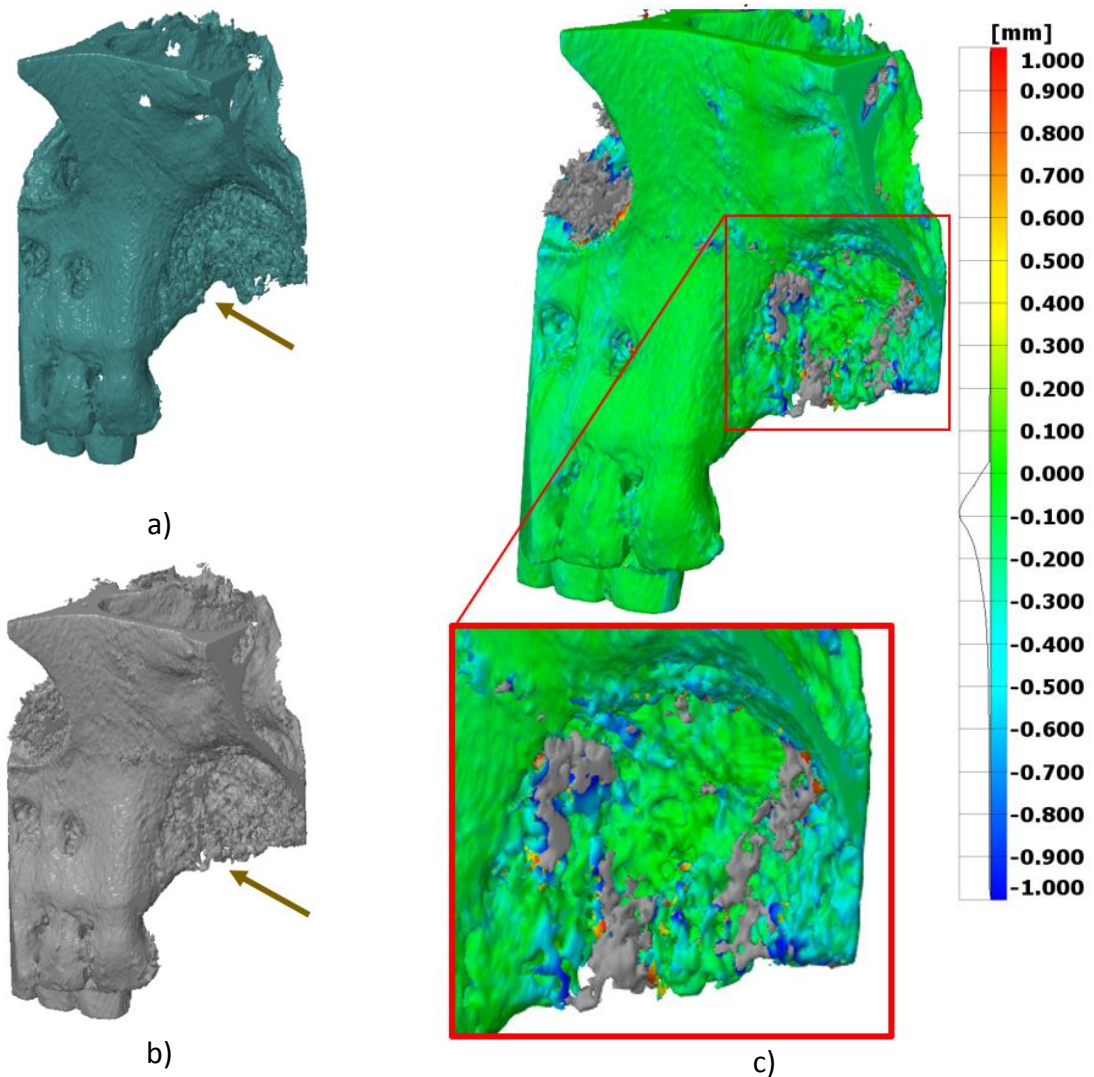
Srednje vrednosti Dajsov koeficijenta i Žakarovog indeksa su prikazane u tabeli 5.20. Na osnovu vrednosti iz tabele može se videti kako ProSEG3D programski sistem postiže rezultate 0,9553 za Dajsov koeficijent i 0,9152 za Žakarov indeks, što predstavlja visok stepen preklapanja segmentiranih CBCT snimaka sa njihovim referentnim snimcima. Iz tabele se takođe može videti kako predložena hibridna metoda značajno poboljšava detekciju koštanog tkiva na osnovu rezultata svih indeksa sličnosti i prevazilazi ostale primenjene metode za segmentaciju. Ovi rezultati potvrđuju da predloženi sistem generiše definisane regione iz skupa CBCT snimaka sa većom tačnošću. Numeričke vrednosti se nalaze u prilogima 8.8 i 8.9.

Tabela 5.20 Srednja vrednost merenja performansi segmentacije (Dajsov koeficijent i Žakarov indeks) primenom metoda FCMLSM [173], MFT [174], MICO [175] i ProSEG3D

	FCMLSM [173]		MFT [174]		MICO [175]		ProSEG3D	
	Dajsov koeficijent	Žakarov indeks	Dajsov koeficijent	Žakarov indeks	Dajsov koeficijent	Žakarov indeks	Dajsov koeficijent	Žakarov indeks
CBCT	0,9189	0,8501	0,8443	0,7313	0,6237	0,4542	<b>0,9553</b>	<b>0,9152</b>

### 5.3.1.4 CAD inspekcija generisanih 3D modela

Slika 5.56 prikazuje generisane površinske 3D modele dobijene na osnovu originalnih CBCT snimaka segmentiranih primenom softvera 3D DOCTOR v4.0 (Slika 5.56a), kao i na osnovu poboljšanih snimaka segmentiranih primenom predstavljenog hibridnog modela ProSEG3D prikazano na slici 5.56b. Na osnovu prikazanih 3D modela moguće je vizuelno uočiti poboljšanja nastala primenom hibridnog modela. Slika 5.56c prikazuje CAD inspekciju komparirana dva modela.



Slika 5.56 Komparativna analiza 3D modela generisanog u a) 3D DOCTOR-u, b) ProSEG3D programskom sistemu i c) CAD inspekcija dva analizirana 3D modela

Na osnovu CAD inspekcije kod treće studije slučaja može se videti kako dimenzionalna odstupanja između dva 3D modela pokazuju sličan raspored. Međutim, može se uočiti razlika u zoni u kojoj 3D model segmentiran primenom softvera 3D DOCTOR v4.0 pokazuje manju prisutnost koštane strukture (prikazano sivom bojom na uvećanom detalju) u odnosu na razvijeni ProSEG3D programski sistem.

Na osnovu histograma devijacija može se zaključiti kako se devijacije kreću u rasponu od +0,03 mm do -0,4 mm, dok je najveća koncentracija dva generisana 3D modela oko -0,1 mm. Na ovaj način je potvrđena tvrdnja o većoj tačnosti 3D modela generisanog primenom softvera na bazi razvijenog hibridnog modela, kao i mogućnosti ekstrakcije koštane strukture usled degradiranih CBCT snimaka.

## 6. ZAKLJUČCI

Kompjuterizovana tomografija, iako još relativno mlada tehnologija koja se intenzivno razvija, postaje sve značajnija u mašinskoj industriji za potrebe 3D digitalizacije, kontrole kvaliteta i dimenzionalne metrologije. Ključni razlog ovakvog trenda su mogućnosti CT sistema za ne-destruktivno mapiranje geometrije, kako spoljašnjih tako i unutrašnjih struktura objekata, često nedostupnih primenom ostalih koordinatnih mernih sistema. Imajući u vidu rastuću pojavu višekomponentnih (MMC) proizvoda, proizvedenih od različitih materijala, merne mogućnosti CT sistema predstavljaju značajnu prednost u savremenoj industrijskoj proizvodnji.

Međutim CT tehnologija je, kako je već napomenuto, mlada i kroz rastuću primenu se susreće sa brojnim izazovima. Jedan od važnijih je segmentacija, od koje u velikoj meri zavisi tačnost ovih sistema, pri čemu intenzitet piksela ima veliki uticaj na postupak segmentacije i generisanje 3D modela usled toga što prilikom definisanja parametara može doći do nedovoljne ili preterane segmentacije što za posledicu može imati generisanje 3D modela sa dimenziono različitim vrednostima. Pomenuti izazovi su posebno izraženi kod ekstrakcije informacija u kompleksnim slučajevima, pogotovo kod segmentacije MMC komponenti, gde je potrebno prikazati sve komponente iz kojih se MMC sastoji, a koje su često od materijala izrazito različitih specifičnih gustina (npr. metal i polimer). To implicira velike varijacije intenziteta piksela u određenim zonama na CT snimcima, što se primenom standardnih metoda poput metode adaptivnog praga i ISO50% metode često ne može prevazići. Drugim rečima, ne dobijaju se adekvatni rezultati usled toga što na nekim mestima dolazi do nedovoljne segmentacije, a na nekim mestima dolazi do preterane segmentacije, a što je upravo posledica varijacije u intenzitetu piksela usled primene materijala različite specifične gustine. Istraživanja realizovana u okviru ove doktorske disertacije su bila fokusirana na pronalaženje rešenja koja bi predstavljalo bolji odgovor na prethodno opisane izazove.

### 6.1 Rezultati istraživanja

Istraživanje sprovedeno u okviru ove doktorske disertacije je bilo fokusirano na unapređenje tačnosti i analizu rezultata segmentacije generisanih CT snimaka, što je rezultiralo razvojem inovativne metodologije primenljive u oblastima industrijske metrologije i biomedicinskog inženjerstva. Razvijena metodologija, realizovana u vidu hibridnog modela za segmentaciju snimaka generisanih primenom kompjuterizovane tomografije, je zasnovana na primeni različitih koncepata i metoda u oblasti vizuelne računarske tehnike, koje omogućavaju dobijanje dodatnih informacija u slučajevima CT snimaka lošijeg kvaliteta (sa prisutnim šumom), doprinoseći tako boljoj rekonstrukciji 2D granica između različitih struktura na generisanim CT snimcima. Hibridni model se pokazao robusnom metodom, koja je uspešno verifikovana kroz tri kompleksne studije slučaja. U cilju praktične aplikativnosti na osnovama koncipiranog hibridnog modela je razvijen i programski sistem u softveru MATLAB, nazvan ProSEG3D.

Polazeći od cilja istraživanja ove doktorske disertacije, može se zaključiti da je razvojem hibridnog modela zasnovanog na primeni FCM i RG metoda, kao i na njemu baziranog programskog sistema ProSEG3D za segmentaciju CT snimaka, isti u potpunosti ispunjen.

Ciljem istraživanja je obuhvaćena i praktična primena hibridnog modela, kroz razvijeni programski sistem ProSEG3D. Rezultati realizovanih studija slučaja, kroz koje sprovedena verifikacija hibridnog modela, a koje su uključivala segmentaciju CT snimaka generisanih na industrijskom CT sistemu NIKON i medicinskom CT sistemu SOREDEX, u potpunosti potvrđuju funkcionalnost i efikasnost hibridnog modela, odnosno ProSEG3D programskog sistema. Primena hibridnog modela je pokazala bolje rezultate u pogledu ekstrakcije važnih informacija sa CT snimaka u okviru komparativne analize sa drugim aktuelnim metodama i komercijalnim softverima. Prednosti hibridnog modela su posebno značajne kod segmentacije MMC komponenti snimljenih na CT sistemima sa jednim izvorom X-zraka i jednim detektorom, kada je cilj prikaz i rekonstrukcija svih komponenti (koje su najčešće od različitih materijala) sadržanih u MMC. Time se primena CT sistema sa jednim detektorom, inače dosta pristupačnije cene u poređenju sa sistemima sa dvojnim detektorima, čini značajno konkurentnijim. Sve tri studije slučaja su potvrđene detaljnim grafičkim i tabelarno predstavljenim rezultatima odgovarajućih analiza, karakterističnim za oblast istraživanja.

Studije slučaja na industrijskim CT snimcima su prikazale učinkovitost fazi klasterizacije kod pojačanja kontrasta na CT snimcima na kojima se nalaze MMC komponente. Primenom metoda matematičkih pokazatelja kvaliteta slike, ustanovljeno je da primena ovog pristupa za poboljšanje snimka primenom FCM metode daje vrlo dobre rezultate, dok automatizovani postupak segmentacije primenom RG metode omogućava nivo tačnosti ekstrakcije 2D granica koji je neophodan za rekonstrukciju dimenziono tačnijih 3D modela. Rezultati verifikacije potvrđuju i učinkovitost razvijenog inovativnog pristupa generisanja inicijalnog semena kod RG metode, koji je baziran na analizi standardne devijacije intenziteta piksela na CT snimku.

## ZAKLJUČCI

Rezultati analiza u vidu apsolutne i relativne greške merenja, zatim komparacije ukupne zapremine objekata, kao i analiza profilne 2D linije kod analize rezultata segmentacije, pokazuju visok nivo geometrijske usaglašenosti sa referentnim 3D modelima, kao i sa dimenzionalnim referentnim merenjima sprovedenim primenom KMM.

Studija slučaja iz oblasti biomedicinskog inženjerstva, je kroz primenu savremenih i najčešće primenjivanih statističkih evaluatora, potvrdila da se primenom hibridnog modela dobijaju bolji rezultati u poređenju sa drugim metodama iz literaturnih izvora.

Rezultati realizovanih istraživanja u potpunosti potvrđuju postavljene hipoteze:

*H1: Moguće je razviti hibridni model, zasnovan na kombinovanju metoda fazi C klasterizacije i rasta regiona, koji će omogućiti poboljšanu segmentaciju generisanih CT snimaka.*

- Razvijen je hibridni model zasnovan na kombinaciji FCM i RG metoda. Inovativni model je formalizovan u vidu aplikativnog programskog sistema pod nazivom ProSEG3D.
- Primenom ProSEG3D programskog sistema moguće je izvršiti poboljšanu segmentaciju i generisanje tačnijeg 3D modela.

*H2: Moguće je razviti inovativni pristup za definisanje centra segmentiranih regiona nepravilne geometrije, zasnovan na standardnoj devijaciji intenziteta piksela.*

- Pristup zasnovan na standardnoj devijaciji intenziteta piksela, integrisan u okviru programskog sistema ProSEG3D, omogućava tačno definisanje XY koordinata inicijalnog semena koje se nalazi unutar željenog regiona na CT snimcima, a koji je neophodan za primenu RG metode i adekvatnu segmentaciju.
- Pristup je primenjen i verifikovan na tri studije slučaja, pri čemu je u sve tri studije postignut maksimalan učinak od 100%, odnosno XY koordinate tačaka se nalaze unutar regiona od interesa za sve analizirane 2D CT snimke.

*H3: Poboljšana segmentacija CT snimaka primenom razvijenog hibridnog modela će omogućiti generisanje 3D modela unapređene tačnosti.*

- Generisani 3D modeli u sve tri studije slučaja su dobijeni sa redukovanim/uklonjenim šumom, što je za rezultat imalo generisane 3D modele objekata veće tačnosti.
- Primena ProSEG3D programskog sistema je pokazala bolje rezultate od komercijalnih softvera kod segmentacije MMC u dve studije slučaja iz oblasti mašinske industrije. Ovo je potvrđeno primenom savremenih metoda u okviru modula za analizu slike, kao i odgovarajućim dimenzionalnim merenjima.

- Odgovarajućim analizama primenjenim u trećoj studiji slučaja je potvrđeno da primena hibridnog modela, u poređenju sa drugim metodama predstavljenim u literaturi, daje tačnije rezultate i u oblasti segmentacije medicinskih snimaka.

### 6.2 Pravci budućih istraživanja

Arhitektura razvijenog hibridnog modela, odnosno programskog sistema ProSEG3D, omogućava dalje razvijanje sa ciljem poboljšanja ukupnih performansi. Buduća istraživanja, se u tom kontekstu, mogu klasifikovati u nekoliko ključnih pravaca:

- *Integracija novih metoda za segmentaciju u model, odnosno ProSEG3D programski sistem* – u okviru Modula 2: Modul za segmentaciju u kojem se nalaze dve metode za segmentaciju CT snimaka (Otsu metoda i hibridna metoda) se može unaprediti dodavanjem novih i postojećih metoda kako bi se povećale mogućnosti primene. Ovo bi uključilo i primenu razvijenog sistema u oblasti industrijske metrologije, kao i u oblasti medicine za segmentaciju bioloških anatomskih struktura.
- *Testiranje/verifikacija razvijenog hibridnog modela na CT snimcima generisanim na drugim CT sistemima* – takođe kao jedan od pravaca budućih istraživanja predstavlja analizu i verifikaciju hibridnog modela koristeći rezultate akvizicije sa drugih CT sistema.
- *Analiza merne nesigurnosti* – uzimajući u obzir da je merna nesigurnost često nepoznata usled velikog broja složenih faktora uticaja (koji mogu biti vezani za kalibraciju CT sistema, podešavanja parametara akvizicije, uticaja operatera itd.) buduća istraživanja će se takođe fokusirati na ovu oblast.
- *Vremenska efikasnost ProSEG3D programskog sistema* - ako se uzme u obzir praktična primenljivost predstavljenog hibridnog modela, pogotovo kod obrade industrijskih CT snimaka, ProSEG3D programski sistem je svakako pokazao poboljšanje kod ekstrakcije važnih informacija. Međutim, obrada ovih CT snimaka u MATLAB programskom sistemu zahteva dosta operativne RAM memorije (za studiju slučaja 1 čak do 20 GB RAM memorije je korišćeno prilikom obrade, dok je za studiju slučaja 2 ovaj broj iznosio oko 27 GB).
- *Integracija razvijenog hibridnog modela u druge komercijalne softvere* - usled povoljnih rezultata ostvarenih kroz eksperimentalnu analizu primenom ProSEG3D programskog sistema, jedna od mogućnosti jeste svakako implementacija razvijenog hibridnog modela kao dodatnog modula u okviru drugih komercijalnih softvera.

## 7. LITERATURA

- [1] Y. Tan, K. Kiekens, F. Welkenhuyzen, J. Kruth, W. Dewulf: Defining the Optimal Beam Hardening Correction Parameters, International Conference on Competitive Manufacturing - COMA 13, 30.01. – 01.02., Stelenboš, Južna Afrika, pp. 1–7, 2013.
- [2] B. Gapinski, M. Wieczorowski, L. Marciniak-Podsadna, B. Dybala, G. Ziolkowski: Comparison of different method of measurement geometry using CMM, optical scanner and computed tomography 3D, Procedia Engineering, vol. 69, pp. 255–262, 2014.
- [3] V. C. Nardelli, F. A. Arenhart, and G. D. Donatelli: Using Calibrated Parts and Integral Surface Analysis to Investigate Dimensional CT Measurements, International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography, 02.07. – 04.07., Berlin, Nemačka, pp. 1–8, 2011.
- [4] M. Kroll, B. Schütze, T. Geisbe, H.-G. Lipinski, D. H. W. Grönemeyer, T. J. Filler: Embedded systems for signing medical images using the DICOM standard, International Congress Series, vol. 1256, pp. 849–854, 2003.
- [5] J. Chabraais, B. Gibaud: DICOM, the standard for medical imaging, EMC-Radiologie, vol. 1, no. 6, pp. 577–603, 2004.
- [6] ISO 15708-1:2017; Non-destructive testing – Radiation methods for computed tomography – Part 1: Terminology, 2018.
- [7] Christoph Heinz:, Analysis and Visualization of Industrial CT Data, Doktorska disertacija, Institut za kompjutersku grafiku i algoritme, Vienna University of Technology, Austrija, 2008.
- [8] J. Hsieh: Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. Hoboken: John Wiley & Sons, 2009.
- [9] F. Welkenhuyzen: Investigation of the accuracy of an X-ray CT scanner for dimensional metrology with the aid of simulations and calibrated artifacts, Doktorska disertacija, KU Leuven, Holandija, 2016.
- [10] F. E. Boas, D. Fleischmann: CT artifacts: causes and reduction techniques, Imaging in Medicine, vol. 4, no. 2, pp. 229–240, 2012.
- [11] H. Villarraga-Gómez: X-ray Computed Tomography for Dimensional Measurements, Digital Imaging 2016, 25 – 26.07., Masačusets, SAD, 2016, pp. 44–57.

## LITERATURA

- [12] MarketsandMarkets: Non Destructive Testing (NDT) Market by Method (UT, RT, LPT, MPT, ECT, VI), End-User (Aerospace & Defense, Power Generation, Infrastructure, Oil & Gas, Automotive), Technique, Application & Region (G7, BRICS, RoW) – Global Forecast to 2020,” 2016.
- [13] Global Industry Analysts: Industrial X-Ray Inspection Systems: A Global Strategic Business Report, pp. 1–14, 2014.
- [14] P. Müller: Coordinate Metrology by Traceable Computed Tomography, Doktorska disertacija, Technical University, Danska, 2012.
- [15] C. Scarfe, G. Farman: What is Cone-Beam CT and How Does it Work?, The Dental Clinics of North America, vol. 52, pp. 707–730, 2008.
- [16] R. Hanke, T. Fuchs, N. Uhlmann: X-ray based methods for non-destructive testing and material characterization, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, vol. 591, no. 1, pp. 14–18, Jun. 2008.
- [17] L. De Chiffre, S. Carmignato, J.-P. Kruth, R. Schmitt, A. Weckenmann: Industrial applications of computed tomography, CIRP Annals, vol. 63, no. 2, pp. 655–677, 2014.
- [18] W. A. Kalender: Computed tomography: Fundamentals, system technology, image quality and applications. John Wiley & Sons, p. 372, 2011.
- [19] J. P. Kruth, M. Bartscher, S. Carmignato, R. Schmitt, L. De Chiffre, A. Weckenmann: Computed tomography for dimensional metrology, CIRP Annals, vol. 60, no. 2, pp. 821–842, 2011.
- [20] M. Simon, C. Sauerwein, I. Tiseanu, S. Burdairon: Multi-purpose 3D computed tomography system, 8th ECNDT, 17 – 21.06., Barsełona, Španija, 2002, pp. 1–13.
- [21] M. Kurudirek, M. E. Medhat: Robust determination of mass attenuation coefficients of materials with unknown thickness and density, Radiation Physics and Chemistry, vol. 100, pp. 65–69, 2014.
- [22] M. Katić, M. Šokac, I. Budak: Primjena računalne tomografije kod proizvoda od različitih materijala, International conference on materials, corrosion, heat treatment, testing and tribology, 04 – 07.10., Zadar , R. Hrvatska, 2017, pp. 217–222.
- [23] M. Bartscher, U. Neuschaefer-Rube, F. Wäldele: Computed tomography a highly potential tool for industrial quality control and production near measurements, VDI Berichte, no. 1860, pp. 3–8, 2004.
- [24] K. N. Manahiloh, K. A. Abera, M. Motalleb Nejad: A Refined Global Segmentation of X-Ray CT Images for Multi-phase Geomaterials, Journal of Nondestructive Evaluation, vol. 37, no. 3, p. 54, Sep. 2018.
- [25] P. Iassonov, T. Gebrenegus, M. Tuller: Segmentation of X-ray computed tomography images of porous materials: A crucial step for characterization and quantitative analysis of pore structures, Water Resources Research, vol. 45, no. 9, pp. 1–12, Sep. 2009.
- [26] P. Zhang S. Lu, J. Li, P. Zhang, L. Xie, H. Xue, J. Zhang: Multi-component segmentation of X-ray computed tomography (CT) image using multi-Otsu thresholding algorithm and scanning electron microscopy, Energy Exploration and Exploitation, vol. 35, no. 3, pp. 281–294, 2017.



## LITERATURA

- [27] M. Simon, I. Tiseanu, C. Sauerwein, H. Walischmiller: Advanced Computed Tomography System for the Inspection of Large Aluminium Car Bodies, 9th European NDT Conference (ECNDT), 25 – 29.09., Berlin, Nemačka, 2006, pp. 1–9.
- [28] S. Fintová, G. Anzelotti, R. KoneKonečná, G. Nicoletto: Casting pore characterization by x-ray computed tomography and metallography, *The Archive of Mechanical Engineering*, vol. 57, no. 3, pp. 269–273, 2010.
- [29] A. D. Plessis, P. Rossouw: X-ray computed tomography of a titanium aerospace investment casting, *Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation*, vol. 3, pp. 21–26, Apr. 2015.
- [30] Gapinski, P. Janicki, L. Marciniak-Podsadna, M. Jakubowicz: Application of the Computed Tomography to Control Parts Made on Additive Manufacturing Process, *Procedia Engineering*, vol. 149, no. June, pp. 105–121, 2016.
- [31] R. Bibb, D. Thompson, J. Winder: Computed Tomography characterization of additive manufacturing materials, *Medical Engineering and Physics*, vol. 33, pp. 590–596, 2011.
- [32] F. Léonard, S. Tammam-williams, I. Todd: CT for Additive Manufacturing Process Characterisation : Assessment of melt strategies on defect population, 6th Conference on Industrial Computed Tomography, 09 – 12.02., Vels, Austrija, 2016, pp. 1–8.
- [33] M. Pavan, T. Craeghs, R. Verhelst, O. Ducatteeuw, J. P. Kruth, W. Dewulf: CT-based quality control of Laser Sintering of Polymers, *Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation*, vol. 6, pp. 62–68, 2016.
- [34] Townsend, L. Pagani, P. Scott, L. Blunt: Areal surface texture data extraction from X-ray computed tomography reconstructions of metal additively manufactured parts, *Precision Engineering*, vol. 48, pp. 254–264, 2017.
- [35] P. Shah, R. Racasan, P. Bills: Comparison of different additive manufacturing methods using computed tomography, *Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation*, vol. 6, pp. 69–78, Nov. 2016.
- [36] C. Reinhart, C. Poliwoda, T. Günther: How industrial computer tomography accelerates product development in the light metal casting and injection moulding industry, 10th European Conference on Non-Destructive Testing – ECNDT, 07 – 11.06., Moskva, Rusija, 2010, pp. 1–10.
- [37] M. Bartscher, U. Hilpert, J. Goebels, G. Weidemann: Enhancement and Proof of Accuracy of Industrial Computed Tomography (CT) Measurements, *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, vol. 56, no. 1, pp. 495–498, 2007.
- [38] S. Carmignato: Traceability of dimensional measurements in computed tomography,” *Proceedings of 8th AITeM conference*, 10 – 12.09., Montecatini Terme, Italija, 2007, pp. 1–11.
- [39] ISO 15708-2:2017; Non-destructive testing – Radiation methods for computed tomography – Part 2: Principles, equipment and samples, 2018.
- [40] B. Runje, A. H. Novak, M. Orošnjak, A. Belošević: Influence of surface determination on CT measurement, *International Conference on Materials and Tribology - MATRIB 2018*, 27 – 28.06., Vela Luka, Korčula, R. Hrvatska, pp. 1–6.

## LITERATURA

- [41] C. Heinzl, J. Kastner, E. Gröller: Surface Extraction from Multi-Material Components for Metrology using Dual Energy CT, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 13, no. 6, pp. 1520–1527, Nov. 2007.
- [42] R. Hanke, T. Fuchs, N. Uhlmann: X-Ray based Methods for Non-destructive Testing and Material Characterization, *Nuclear Instruments and Methods in Physics*, vol. 591, no. 1, pp. 1–6, 2008.
- [43] Y. Tan, K. Kiekens, F. Welkenhuyzen, J. Angel, L. De Chiffre, J-P Kruth, W. Dewulf: Simulation-aided investigation of beam hardening induced errors in CT dimensional metrology, *Measurement Science and Technology*, vol. 25, no. 6, pp. 64–74, 2014.
- [44] VDI/VDE 2630-1.1. 2009, *Computed Tomography in Dimensional Measurement — Basics and Definitions*, 2009.
- [45] VDI/VDE 2630-1.2. 2010, *Computed tomography in dimensional measurement Influencing variables on measurement results and recommendations for computed-tomography dimensional measurements*, 2010.
- [46] VDI/VDE 2630-1.3. 2011, *Computed Tomography in Dimensional Measurement— Guideline for the Application of DIN EN ISO 10360 for Coordinate Measuring Machines with CT-sensors*, p. 10360, 2011.
- [47] VDI/VDE 2630-1.4. 2008, *Computed Tomography in Dimensional Metrology — Measurement Procedure and Comparability*, 2008.
- [48] VDI/VDE 2630-2.1. 2013, *Computed Tomography in Dimensional Measurement — Determination of the Uncertainty of Measurement and the Test Process Suitability of Coordinate Measurement Systems with CT Sensors*, 2013.
- [49] M. Bartscher, J. Illeemann, U. Neuschaefer-Rube: ISO test survey on material influence in dimensional computed tomography, *Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation*, vol. 6, pp. 79–92, 2016.
- [50] M. Bartscher, O. Sato, F. Härtig, U. Neuschaefer-Rube: Current state of standardization in the field of dimensional computed tomography, *Measurement Science and Technology*, vol. 25, no. 6, pp. 1–14, 2014.
- [51] H. Villarraga-Gómez, C. B. Lee, and S. T. Smith: Dimensional metrology with X-ray CT: A comparison with CMM measurements on internal features and compliant structures, *Precision Engineering*, vol. 51, pp. 291–307, 2018.
- [52] S. Carmignato: Accuracy of industrial computed tomography measurements: Experimental results from an international comparison, *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, vol. 61, no. 1, pp. 491–494, 2012.
- [53] R. Wenzel, T. Stocker, T. Hanke: Searching for the invisible using fully automatic x-ray inspection, *Foundry trade journal* 183, vol. 336, pp. 178–189, 2009.
- [54] R. Schmitt, C. Isenberg, C. Niggemann: Knowledge-Based System to improve dimensional CT Measurements, *4th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT)*, 19 – 22.09., Vels, Austrija, 2012, pp. 363–372.
- [55] T. Fuchs, T. Schön, R. Hanke: Translational Computed Tomography: A New Data Acquisition Scheme, *10th European conference and exhibition on non-destructive testing (ECNDT)*, 07 – 11.06., Moskva, Rusija, 2010, pp. 1–9.

## LITERATURA

- [56] M. Baer, M. Hammer, M. Knaup, I. Schmidt: Scatter correction methods in dimensional CT, *iCT*, vol. 14, no. 1, pp. 41–46, 2012.
- [57] Katsevich: A general inversion formula for cone beam CT, *International Journal of Mathematics and Mathematical Sciences*, vol. 21, pp. 1305–1321, 2003.
- [58] Maass, M. Knaup, M. Kachelriess: New approaches to region of interest computed tomography, *Medical physics*, vol. 38, no. 6, pp. 2868–2878, 2011.
- [59] S. James Chen J. D. Carroll: 3-D reconstruction of coronary arterial tree to optimize angiographic visualization, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 19, no. 4, pp. 318–336, 2000.
- [60] F. Borges de Oliveira, A. Stolfi, M. Bartscher, L. De Chiffre, U. Neuschaefer-Rube: Experimental investigation of surface determination process on multi-material components for dimensional computed tomography, *Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation*, vol. 6, pp. 93–103, Nov. 2016.
- [61] C. Heinzl, J. Kastner, B. Georgi, H. Lettenbauer: Comparison of surface detection methods to evaluate cone beam computed tomography data for three dimensional metrology, *International Symposium on Digital industrial Radiology and Computed Tomography - DIR 2007*, 25 – 26.07., Lion, Francuska, 2007, pp. 21–29.
- [62] S. Ontiveros, J. A. Yagüe, R. Jiménez, F. Brosted: Computer Tomography 3D Edge Detection Comparative for Metrology Applications, *Procedia Engineering*, vol. 63, no. 2010, pp. 710–719, 2013.
- [63] T. Fujimori, H. Suzuki: Surface Extraction from Multi-material CT Data Tomoyuki Fujimori Research Center for Advanced Science and Technology Related Works Multi-material Image Analysis, *IEEE Ninth International Conference on Computer Aided Design and Computer Graphics (CAD-CG'05)*, 07 – 10.05., Hong Kong, Kina, 2005, pp. 1–6.
- [64] M. Haitham Shammaa, Y. Ohtake, H. Suzuki: Segmentation of multi-material CT data of mechanical parts for extracting boundary surfaces, *Computer-Aided Design*, vol. 42, no. 2, pp. 118–128, Feb. 2010.
- [65] J. J. Lifton, A. A. Malcolm, J. W. McBride: On the uncertainty of surface determination in x-ray computed tomography for dimensional metrology, *Measurement Science and Technology*, vol. 26, pp. 1–8, 2015.
- [66] R. Jimenez, C. Comps, J. A. Yague: An Optimized Segmentation Algorithm for the Surface Extraction in Computed Tomography for Metrology Applications, *Procedia Engineering*, vol. 132, pp. 804–810, 2015.
- [67] Y. Nagai, Y. Ohtake, H. Suzuki: SegMo: CT volume segmentation using a multi-level Morse complex, *Computer-Aided Design*, vol. 107, pp. 23-26, 2019.
- [68] J. A. Yagüe-Fabra, S. Ontiveros, R. Jiménez, S. Chitchian, G. Tosello, S. Carmignato: A 3D edge detection technique for surface extraction in computed tomography for dimensional metrology applications, *CIRP Annals*, vol. 62, no. 1, pp. 531–534, 2013.
- [69] Townsend, L. Pagani, L. Blunt, P. J. Scott, X. Jiang: Factors affecting the accuracy of areal surface texture data extraction from X-ray CT, *CIRP Annals*, vol. 66, no. 1, pp. 547–550, 2017.

## LITERATURA

- [70] T. Kowaluk, A. Wozniak: A new threshold selection method for X-ray computed tomography for dimensional metrology, *Precision Engineering*, vol. 50, pp. 449–454, Oct. 2017.
- [71] P. Schuetz, A. Miceli, I. Jerjena, A. Flisch, J. Hofmanna, R. Broennimanna, U. Sennhausera: Reducing environmental scattering in industrial computed tomography by system redesign, *NDT and E International*, vol. 58, pp. 36–42, 2013.
- [72] Amirkhanov, C. Heinzl, M. Reiter, J. Kastner, M. E. Gröller: Projection-based metal-artifact reduction for industrial 3D X-ray computed tomography, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 17, no. 12, pp. 2193–2202, 2011.
- [73] K. Seemeen: Metal Artifact Reduction in Computed tomography, *Doktorska disertacija, Univerzitet u San Dijegu, SAD*, 2013.
- [74] H. Park J. Choi, K. Park, K. Kim, S. Lee, J. Ye, J. Seo: Metal artifact reduction in CT by identifying missing data hidden in metals, *Journal of X-Ray Science and Technology*, vol. 21, no. 3, pp. 357–372, 2013.
- [75] Y. Chen, Y. Li, H. Guo, Y. Hu, L. Luo, X. Yin, J. Gu, C. Toumoulin: CT Metal Artifact Reduction Method Based on Improved Image Segmentation and Sinogram In-Painting, *Mathematical Problems in Engineering*, vol. 2012, pp. 1–19, 2012.
- [76] U. Heil, D. Gross, R. Schulze, U. Schwanecke, E. Schomer, Metal artifact reduction in x-ray computed tomography: inpainting versus missing value, *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, 23 – 29.10., Sidnej, Australija, 2011, pp. 2675–2677.
- [77] Mehranian, M. R. Ay, A. Rahmim, H. Zaidi: Sparsity Constrained Sinogram Inpainting for Metal Artifact Reduction in X-ray Computed Tomography, *IEEE Nuclear Science Symposium Conference*, 29.10. – 03.11. Anahajm, Kalifornija, SAD, 2011, pp. 3694–3699.
- [78] Z. Tang, G. Hu, H. Zhang: Efficient Metal Artifact Reduction Method Based on Improved Total Variation Regularization, *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 34, no. 3, pp. 261–268, 2013.
- [79] K. Van Slambrouck, J. Nuyts: Metal artifact reduction in computed tomography using local models in an image block-iterative scheme, *Medical Physics*, vol. 39, no. 11, pp. 7080–7093, 2012.
- [80] W. Dewulf, Y. Tan, K. Kiekens: Sense and non-sense of beam hardening correction in CT metrology, *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, vol. 61, no. 1, pp. 495–498, 2012.
- [81] D. Lazarević, M. Mišić, B. Ćirković: Postojeće tehnike za segmentaciju slike, 41. Nacionalna konferencija o kvalitetu, 08 – 11.05., Kragujevac, R. Srbija, 2014, pp. 26–30.
- [82] R. Hasanzadeh, A. Rezaie, S. Sadeghi, M. Moradi, M. Ahmadi: A density-based fuzzy clustering technique for non-destructive detection of defects in materials, *NDT and E International*, vol. 40, no. 4, pp. 337–346, 2007.
- [83] D. Bradley, G. Roth: Adaptive Thresholding using the Integral Image, *Journal of Graphics Tools*, vol. 12, no. 2, pp. 13–21, 2007.

## LITERATURA

- [84] D. C. Sáenz, N. G. Castillo, C. R. Romeva, J. L. Macià: A fuzzy approach for the selection of non-traditional sheet metal cutting processes, *Expert Systems with Applications*, vol. 42, no. 15–16, pp. 6147–6154, 2015.
- [85] N. M. Zaitoun, M. J. Aqel: Survey on Image Segmentation Techniques, *Procedia Computer Science*, vol. 65, pp. 797–806, 2015.
- [86] L. Geyer, U. Schoepf, F. Meinel J. Nance, G. Bastarrika, J. Leipsic, N. Paul, M. Rengo, A. Laghi, C. De Cecco: State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques, *Radiology*, vol. 276, no. 2, pp. 339–357, 2015.
- [87] R. Yogamangalam, B. Karthikeyan: Segmentation Techniques Comparison in Image Processing, *International Journal of Engineering and Technology (IJET)*, vol. 5, no. 1, pp. 307–313, 2013.
- [88] D. J. Withey, Z. J. Koles: A Review of Medical Image Segmentation: Methods and Available Software, *Methods*, vol. 10, no. 3, pp. 125–148, 2008.
- [89] R. Saini, M. Dutta, R. Kumar: A comparative study of several image segmentation techniques, *Journal of Information and Operations Managements*, vol. 3, no. 1, pp. 21–24, 2012.
- [90] D. Kaur, Y. Kaur: Various Image Segmentation Techniques: A Review, *International Journal of Computer Science and Mobile Computing*, vol. 3, no. 5, pp. 809–814, 2014.
- [91] C. Pantofaru, M. Hebert: A Comparison of Image Segmentation Algorithms, *Robotics*, vol. 40, no. 5, pp. 123–130, 2005.
- [92] X.-Y. Wang, X.-J. Zhang, H.-Y. Yang, J. Bu: A pixel-based color image segmentation using support vector machine and fuzzy -means, *Neural Networks*, vol. 33, pp. 148–159, 2012.
- [93] D. Liu, J. Yu, Otsu method and K-means, 9th International Conference on Hybrid Intelligent Systems - HIS 2009, 12 – 14.08., Šenjang, Liaoning, Kina, 2009, pp. 344–349.
- [94] S. Matta: Review: Various Image Segmentation Techniques, *International Journal of Computer Science and Information Technologies*, vol. 5, no. 6, pp. 7536–7539, 2014.
- [95] R. Muthukrishnan, M. Radha: Edge Detection Techniques for Image Segmentation, *International Journal of Computer Science & Information Technology (IJCSIT)*, vol. 3, no. 6, pp. 259–267, 2011.
- [96] V. Caselles, R. Kimme, G. Sapiro: Geodesic Active Contours, *International Journal of Computer Vision*, vol. 22, no. 1, pp. 61–79, 1997.
- [97] T. Saikumar, K. Sainadh Sandeep: Various Image Segmentation Methods Based On Partial Differential Equation - A Survey, *International Conference on Computer & Communication Technologies 2K14*, 28 - 29.03. Hajderabad, India, 2014, pp. 183–186.
- [98] Z. Bin, Y. Xiao-Lin, L. Rui, W. Wei: Image Segmentation with Partial Differential Equations, *Information technology journal*, vol. 9, no. 5, pp. 1049–1052, 2010.
- [99] S.Thayammal, D.Selvathi, A Review On Segmentation Based Image Compression Techniques, *Journal of Engineering Science and Technology Review*, vol. 6, no. 3, pp. 134–140, 2013.
- [100] S. Torres, F. C. Monteiro: Image segmentation by graph partitioning, *IPB Campus Santa Apolónia*, vol. 805, pp. 802–805, 2012.

## LITERATURA

- [101] K. Mrudula, D. B. Kshirsagar: Probabilistic model based image segmentation, *The International Journal of Multimedia & Its Applications (IJMA)*, vol. 6, no. 2, pp. 11–22, 2014.
- [102] T. Chan, M. Moelich, B. Sandberg: Some Recent Developments in Variational Image Segmentation, *Image Processing Based on Partial Differential Equations*, Springer Berlin pp. 175–210, 2007.
- [103] Y. Li, X. Feng: A multiscale image segmentation method, *Pattern Recognition*, vol. 52, pp. 332–345, 2016.
- [104] S. Lu, S. Wang, Y. Zhang: A note on the marker-based watershed method for X-ray image segmentation, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 141, pp. 1–2, 2017.
- [105] M. Ciecholewski: Automated coronal hole segmentation from Solar EUV Images using the watershed transform, *Journal of Visual Communication and Image Representation*, vol. 33, pp. 203–218, 2015.
- [106] G. Hamarneh, X. Li: Watershed segmentation using prior shape and appearance knowledge, *Image and Vision Computing*, vol. 27, no. 1–2, pp. 59–68, 2009.
- [107] L. Vincent, L. Vincent, P. Soille: Watersheds in Digital Spaces: An Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 13, no. 6, pp. 583–598, 1991.
- [108] S. Eddins: “<https://www.mathworks.com/company/newsletters/articles/the-watershed-transform-strategies-for-image-segmentation.html>,” MathWorks, 2002 (pristupljeno 06.05.2018).
- [109] N. Salman: Image Segmentation Based on Watershed and Edge Detection Techniques, *The International Arab Journal of Information Technology*, vol. 3, no. 2, pp. 104–110, 2006.
- [110] Ž. Jakovljević, P. Petrović: Prepoznavanje kontaktnih stanja u robotizovanoj montaži, Univerzitet u Beogradu, Mašinski fakultet, Beograd, 2011.
- [111] J. C. Dunn: A Fuzzy Relative of the ISODATA Process and Its Use in Detecting Compact Well-Separated Clusters, *Journal of Cybernetics*, vol. 3, no. 3, pp. 32–57, 1974.
- [112] J. C. Bezdek: Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms, *SIAM Review*, vol. 25, no. 3, pp. 442–442, 1983.
- [113] J. C. Bezdek, R. Ehrlich, W. Full: FCM: The fuzzy c-means clustering algorithm, *Computers & Geosciences*, vol. 10, no. 2–3, pp. 191–203, 1984.
- [114] E. A. Zanaty: Determining the number of clusters for kernelized fuzzy C-means algorithms for automatic medical image segmentation, *Egyptian Informatics Journal*, vol. 13, no. 1, pp. 39–58, 2012.
- [115] M. Šokac, I. Budak, N. Ralević, M. Soković, Ž. Santoši: Accuracy analysis of clustering algorithms for segmentation of industrial CT images, *Journal of Production Engineering*, vol. 18, no. 1, pp. 65–68, 2015.
- [116] Q. Niu, X. Huang: An improved fuzzy C-means clustering algorithm based on PSO, *Journal of Software*, vol. 6, no. 5, pp. 873–879, 2011.
- [117] L. Cinque, G. Foresti, L. Lombardi: A clustering fuzzy approach for image segmentation, *Pattern Recognition*, vol. 37, no. 9, pp. 1797–1807, 2004.

## LITERATURA

- [118] J. Valente de Oliveira, W. Pedrycz: *Advances in Fuzzy Clustering and its Applications*, Hoboken, SAD, John Wiley & Sons, Ltd, 2007.
- [119] R. Adams, L. Bischof: Seeded region growing, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 16, no. 6, pp. 641–647, 1994.
- [120] Y. Qian Zhao, X. Hong Wang, X. Fang Wang, F. Y. Shih: Retinal vessels segmentation based on level set and region growing, *Pattern Recognition*, vol. 47, no. 7, pp. 2437–2446, 2014.
- [121] P. Görgel, A. Sertbas, O. N. Ucan: Mammographical mass detection and classification using Local Seed Region Growing-Spherical Wavelet Transform (LSRG-SWT) hybrid scheme, *Computers in Biology and Medicine*, vol. 43, no. 6, pp. 765–774, 2013.
- [122] R. Rouhi, M. Jafari, S. Kasaei, P. Keshavarzian: Benign and malignant breast tumors classification based on region growing and CNN segmentation, *Expert Systems with Applications*, vol. 42, no. 3, pp. 990–1002, 2015.
- [123] X. Lu, J. Wu, X. Ren, B. Zhang, Y. Li: The study and application of the improved region growing algorithm for liver segmentation, *Optik*, vol. 125, no. 9, pp. 2142–2147, 2014.
- [124] J. Fan, G. Zeng, M. Body, M. S. Hacid, Seeded region growing: An extensive and comparative study, *Pattern Recognition Letters*, vol. 26, no. 8, pp. 1139–1156, 2005.
- [125] Eklund, P. Dufort, D. Forsberg, S. M. LaConte: Medical image processing on the GPU - Past, present and future, *Medical Image Analysis*, vol. 17, no. 8, pp. 1073–1094, 2013.
- [126] E. Udayakumar, S. Santhi, R. Gowrishankar, C. Ramesh, T. Gowthaman: Region Growing Image Segmentation for Newborn Brain MRI, *BioTechnology: An Indian Journal*, vol. 12, no. 12, pp. 1–8, 2016.
- [127] Z. Pan, J. Lu: A Bayes-based region-growing algorithm for medical image segmentation, *Computing in Science and Engineering*, vol. 9, no. 4, pp. 32–38, 2007.
- [128] Mehnert, P. Jackway: An improved seeded region growing algorithm, *Pattern Recognition Letters*, vol. 18, no. 10, pp. 1065–1071, 1997.
- [129] S. Kamdi, R. K. Krishna: Image Segmentation and Region Growing Algorithm, *International Journal of Computer Technology and Electronics Engineering*, vol. 2, no. 1, pp. 103–107, 2011.
- [130] R. Fisher, S. Perkins, A. Walker, E. Wolfart: <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/adpthrsh.htm>," The University of Edinburgh, 2003. (pristupljeno 04.07.2018).
- [131] C. K. Chow, T. Kaneko: Automatic boundary detection of the left ventricle from cineangiograms, *Computers and Biomedical Research*, vol. 5, no. 4, pp. 388–410, 1972.
- [132] Dixit, P. Sharma: A Comparative Study of Wavelet Thresholding for Image Denoising, *I.J. Image, Graphics and Signal Processing*, vol. 12, no. 12, pp. 39–46, 2014.
- [133] R. Gonzales, R. Woods: *Digital Image Processing 3rd edition*. Upper Saddle River, SAD: Pearson Education, 2008.
- [134] R. Fisher, S. Perkins, A. Walker, E. Wolfart: <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/threshld.htm>," Image processing learning resources, 2003. (pristupljeno 07.07.2018).

- [135] J. Zhang, J. Hu: Image Segmentation Based on 2D Otsu Method with Histogram Analysis, International Conference on Computer Science and Software Engineering, 12 – 14.12., Vuhan, Kina, 2008, pp. 105–108.
- [136] H. Wang, Y. Dong: An improved image segmentation algorithm based on Otsu method, International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT), vol. 1, no. 6, pp. 1–8, 2012.
- [137] Baştürk, E. Günay: Efficient edge detection in digital images using a cellular neural network optimized by differential evolution algorithm, Expert Systems with Applications, vol. 36, no. 2, pp. 2645–2650, 2009.
- [138] K. Jain, R. P. W. Duin, J. Mao: Statistical pattern recognition: a review, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 22, no. 1, pp. 4–37, 2000.
- [139] R. K. Mohanta, B. Sethi: A Review of Genetic Algorithm application for Image Segmentation, International Journal of Computer Technology & Applications, vol. 3, no. 2, pp. 720–723, 2007.
- [140] P. Jedlicka, T. Ryba: Genetic algorithm application in image segmentation, Pattern Recognition and Image Analysis, vol. 26, no. 3, pp. 497–501, 2016.
- [141] S. Chabrier, C. Rosenberger, B. Emile, H. Laurent: Optimization Based Image Segmentation by Genetic Algorithms, EURASIP Journal on Image and Video Processing, vol. 2008, 2008.
- [142] D. Kaushik, U. Singh, P. Singhal, V. Singh: Medical image segmentation using Genetic Algorithm, International Journal of Computer Applications, vol. 81, no. 18, pp. 10–15, 2013.
- [143] S. De, S. Bhattacharyya, S. Chakraborty, P. Dutta: Chapter 2 Image Segmentation: A Review 2.1, Hybrid Soft Computing for Multilevel Image and Data Segmentation, 2016, pp. 29–41.
- [144] M. S. H. Naveed Bin Rais: Adaptive thresholding technique for document image analysis, 8th International Multitopic Conference INMIC, 24 – 26.12., Lahor, Pakistan, 2004, pp. 61–66.
- [145] M. Sridevi, C. Mala: A Survey on Monochrome Image Segmentation Methods, Procedia Technology, vol. 6, pp. 548–555, 2012.
- [146] Z. Shi, L. He, K. Suzuki, T. Nakamura, H. Itoh: Survey on Neural Networks Used for Medical Image Processing, International journal of computational science, vol. 3, no. 1, pp. 86–100, 2009.
- [147] Sahiner, H.-P. Chan, N. Petrick, R. F. Wagner, L. Hadjiiski: Feature selection and classifier performance in computer-aided diagnosis: The effect of finite sample size, Medical Physics, vol. 27, no. 7, pp. 1509–1522, 2000.
- [148] H. P. Chan, B. Sahiner, R. F. Wagner, N. Petrick: Classifier design for computer-aided diagnosis: Effects of finite sample size on the mean performance of classical and neural network classifiers, Medical Physics, vol. 26, no. 12, pp. 2654–2668, 1999.
- [149] M. Šokac, I. Budak, Ž. Jakovljević, Ž. Santoši, Đ. Vukelić: Pregled stanja i analiza najčešće primenjivanih metoda za segmentaciju slike, International scientific conference - ETIKUM 2018, 06 – 08.12., Novi Sad, R. Srbija, 2018, pp. 81–84.



## LITERATURA

- [150] H. C.-M. Brihlmann: Methods in quantitative image analysis, *Histochemistry and Cell Biology*, vol. 105, no. 5, pp. 333–355, 1996.
- [151] J. K. Udupa V. LaBlanc, H. Schmidt, C. Imielinska, P. Saha, G. Grevera, Y. Zhuge, L. Currie, P. Molholt, Y. Jin: A methodology for evaluating image segmentation algorithms, *SPIE Medical Imaging*, vol. 9, no. 1, pp. 4–9, 2002.
- [152] F. Ge, S. Wang, T. Liu: New benchmark for image segmentation evaluation, *Journal of Electronic Imaging*, vol. 16, no. 3, p. 033011, 2007.
- [153] Seung-Seok, C. Sung-Hyuk, C. C. Tappert: A Survey of Binary Similarity and Distance Measures., *Journal of Systemics, Cybernetics & Informatics*, vol. 8, no. 1, pp. 43–48, 2010.
- [154] Y. Tan, K. Kiekens, F. Welkenhuyzen, J. Kruth, W. Dewulf: Beam hardening correction and its influence on the measurement accuracy and repeatability for CT dimensional metrology applications, *Conference on Industrial Computed Tomography*, 09 – 12.02., Vels, Austrija, 2012, pp. 355–362.
- [155] J. M. Warnett, V. Titarenko, E. Kiraci, A. Attridge, W. Lionheart, P. Withers, M. Williams: Towards in-process x-ray CT for dimensional metrology, *Measurement Science and Technology*, vol. 27, no. 3, p. 035401, Mar. 2016.
- [156] M. Dubuisson, A. K. Jain: A Modified Hausdorff Distance for Object Matching, *International Conference on Pattern Recognition*, 09 – 13.10., Jerusalem, Izrael, 1994, pp. 566–568.
- [157] J. Henrikson: Completeness and total boundedness of the Hausdorff metric, *MIT Undergraduate Journal of Math.*, vol. 1, pp. 69–79, 1999.
- [158] Huttenlocher, G. Klanderman, W. Rucklidge: Comparing images using the Hausdorff distance, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Learning*, vol. 15, no. 9, pp. 850–863, 1993.
- [159] B. Takács: Comparing Face Images Using the Modified Hausdorff Distance, *Pattern Recognition*, vol. 31, no. 12, pp. 1873–1881, 1998.
- [160] P. Soille: *Morphological image analysis: principles and applications*, Springer-Verlag, 1999, pp. 173–174.
- [161] Mathworks. <http://www.mathworks.com/help/index.html>,” 2014 (pristupljeno 24.07.2018).
- [162] J. Hiller, P. Hornberger: Measurement accuracy in X-ray computed tomography metrology: Toward a systematic analysis of interference effects in tomographic imaging, *Precision Engineering*, vol. 45, pp. 18–32, Jul. 2016.
- [163] P. Müller, J. Hiller, A. Cantatore, L. De Chiffre: A study on evaluation strategies in dimensional X-ray computed tomography by estimation of measurement uncertainties, *International Journal of Metrology and Quality Engineering*, vol. 3, no. 2, pp. 107–115, 2012.
- [164] M. Bartscher, M. Neukamm, U. Hilpert, U. Neuschaefer-Rube, F. Härtig, K. Kniel, K. Ehrig, A. Staude, J. Goebbels: Achieving Traceability of Industrial Computed Tomography, *Key Engineering Materials*, vol. 437, pp. 79–83, 2010.
- [165] P. Müller, J. Hiller, Y. Dai, J. L. Andreasen, H. N. Hansen, L. De Chiffre: Estimation of measurement uncertainties in X-ray computed tomography metrology using the

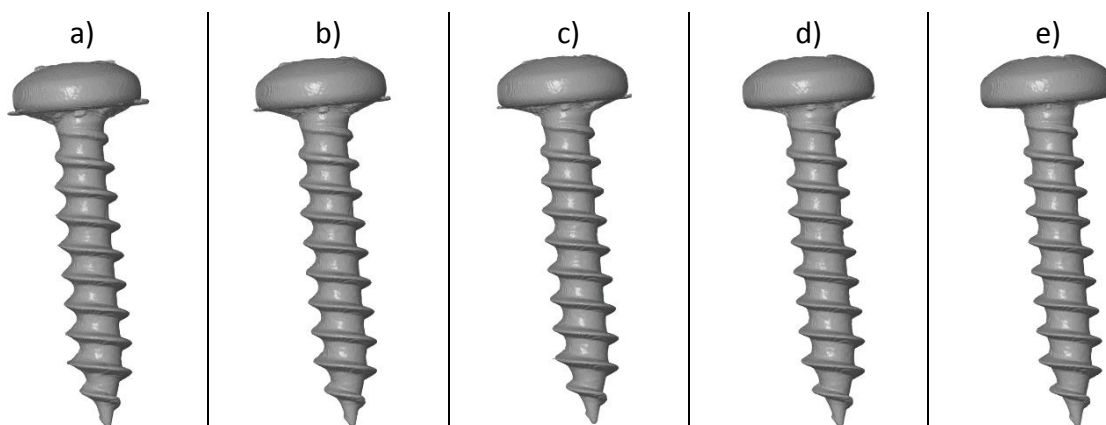
- substitution method, *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology*, vol. 7, no. 3, pp. 222–232, 2014.
- [166] A. Drégelyi-Kiss, N. M. Durakbasa: Measurement Error on the Reconstruction Step in Case of Industrial Computed Tomograph, *The International Symposium for Production Research – ISPR 2018*, 28 – 31.08., Beč, Austrija, 2018, pp. 309–323.
- [167] J. Hiller, G. Genta, G. Barbato, L. De Chiffre, R. Levi: Measurement uncertainty evaluation in dimensional X-ray computed tomography using the bootstrap method, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 15, no. 4, pp. 617–622, 2014.
- [168] Stolfi, M. K. Thompson, L. Carli, and L. De Chiffre: Quantifying the Contribution of Post-Processing in Computed Tomography Measurement Uncertainty, *Procedia CIRP*, vol. 43, pp. 297–302, 2016.
- [169] R. Schmitt, C. Niggemann: Uncertainty in measurement for x-ray-computed tomography using calibrated work pieces, *Measurement Science and Technology*, vol. 21, no. 5, 2010.
- [170] S. Peel, D. Eggbeer: Additively manufactured maxillofacial implants and guides – achieving routine use, *Rapid Prototyping Journal*, vol. 22, no. 1, pp. 189–199, 2016.
- [171] M. Salmi, J. Tuomi, K.-S. Paloheimo, R. Björkstrand, M. Paloheimo, J. Salo, R. Kontio, K. Mesimäki, A. Mäkitie: Patient-specific reconstruction with 3D modeling and DMLS additive manufacturing, *Rapid Prototyping Journal*, vol. 18, no. 3, pp. 209–214, 2012.
- [172] Budak, S. Mirkovic, M. Sokac, Z. Santosi, T. Puskar, D. Vukelic: An approach to modelling of personalized bone grafts based on advanced technologies, *International Journal of Simulation Modelling*, vol. 15, no. 4, pp. 637–648, 2016.
- [173] B. N. Li, C. Chui, Chang, S. Ong: Integrating spatial fuzzy clustering with level set methods for automated medical image segmentation, *Computers in Biology and Medicine*, vol. 41, no. 1, pp. 1–10, 2011.
- [174] S. Aja-Fernández, A. H. Curiale, G. Vegas-Sánchez-Ferrero: A local fuzzy thresholding methodology for multiregion image segmentation, *Knowledge-Based Systems*, vol. 83, no. 1, pp. 1–12, 2015.
- [175] C. Li, J. C. Gore, C. Davatzikos: Multiplicative intrinsic component optimization (MICO) for MRI bias field estimation and tissue segmentation, *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 32, no. 7, pp. 913–923, 2014.
- [176] H. Koyuncu, R. Ceylan: Elimination of white Gaussian noise in arterial phase CT images to bring adrenal tumours into the forefront, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 65, pp. 46–57, 2018.
- [177] U. Erkan, L. Gökrem, S. Enginoğlu: Different applied median filter in salt and pepper noise, *Computers and Electrical Engineering*, vol. 70, pp. 789–798, 2018.
- [178] Y. Zhu, C. Huang: An Improved Median Filtering Algorithm for Image Noise Reduction, *Physics Procedia*, vol. 25, pp. 609–616, 2012.

## 8. PRILOZI

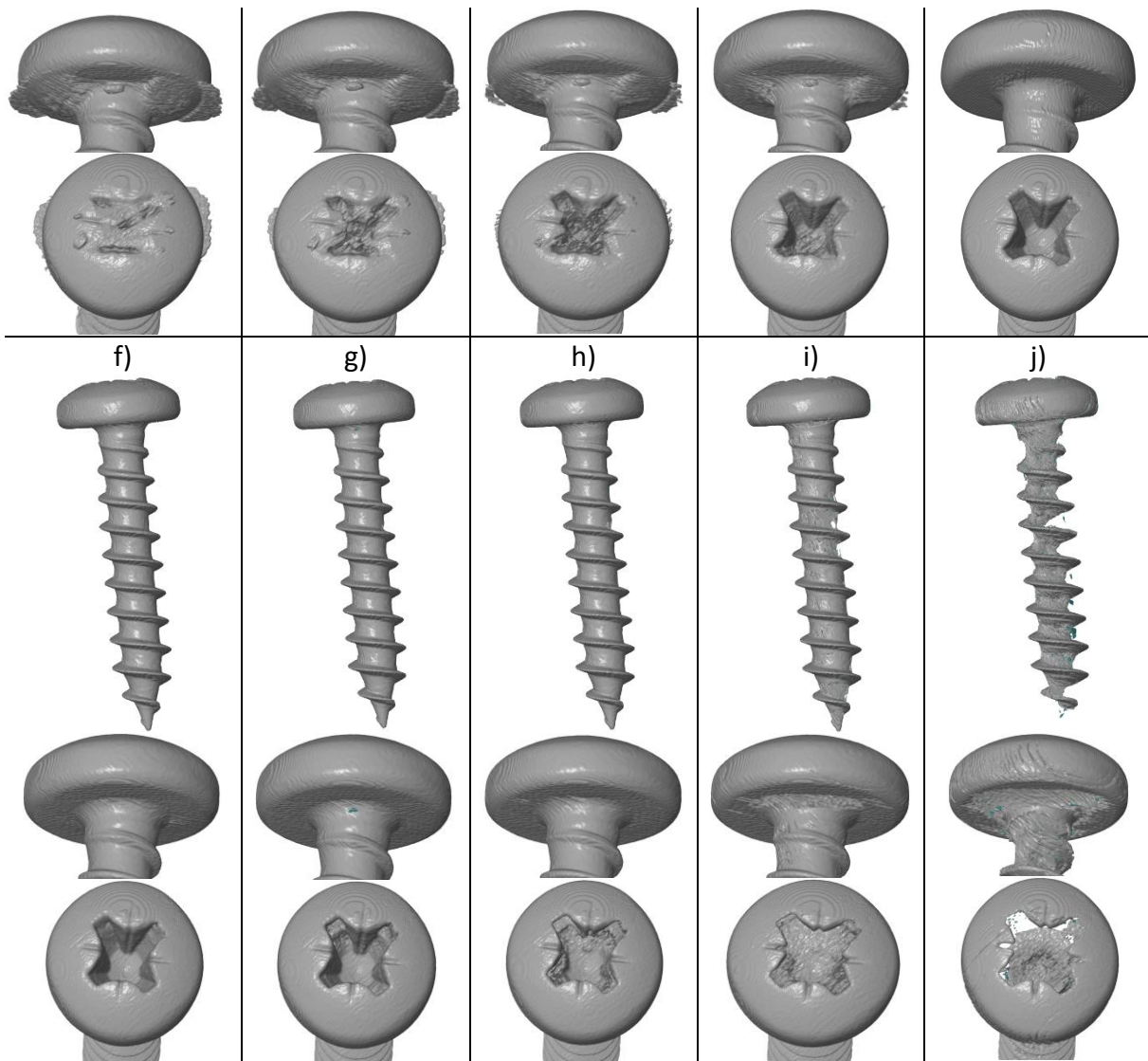
### 8.1 Uticaj variranja parametara na tačnost generisanog 3D modela u ProSEG3D programu za studiju slučaja 1: Vijak

	Parametar tolerancije (t) kod RG metode									
	t=60	t=65	t=70	t=75	t=80	t=85	t=90	t=95	t=100	t=105
C=3, q=5 (klasa 2)	-91,165	-73,195	-65,365	-53,095	-39,415	-20,925	-10,165	-1,915	4,735	10,985
C=3, q=6 (klasa 2)	-58,335	-42,095	-26,095	-10,885	1,135	8,765	18,275	52,585	118,075	219,985
C=3, q=7 (klasa 2)	-40,275	-18,915	-4,315	6,405	44,045	119,575	216,325	291,525	343,205	372,665

### 8.2 Generisani 3D model vijka u ProSEG3D programu primenom $c=3$ , $q=6$ (klasa 2) varijacije parametara za stepen tolerancije t: a) 60, b) 65, c) 70, d) 75, e) 80, f) 85, g) 90, h) 95, i) 100 i j) 105



PRILOZI



**8.3 Uticaj variranja parametara na tačnost generisanog 3D modela u ProSEG3D programu za studiju slučaja 2: DB-9M konektor**

Prilikom variranja parametara tolerancije, određene vrednosti su odbačene usled veoma velikih razlika sa nominalnom zapreminom CAD modela (ovo se odnosi kod variranja parametara za plastično kućište).

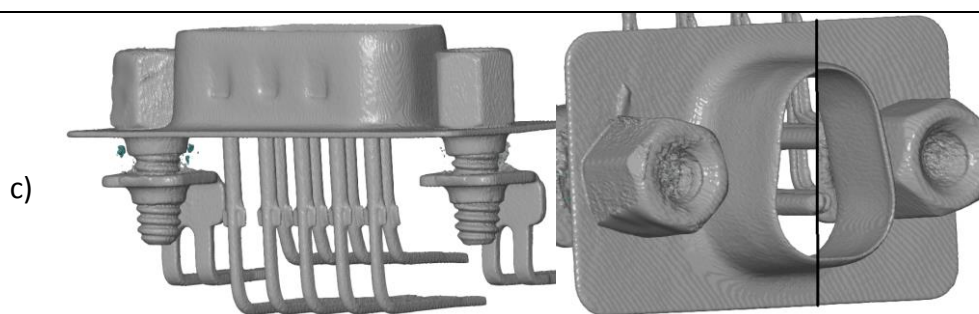
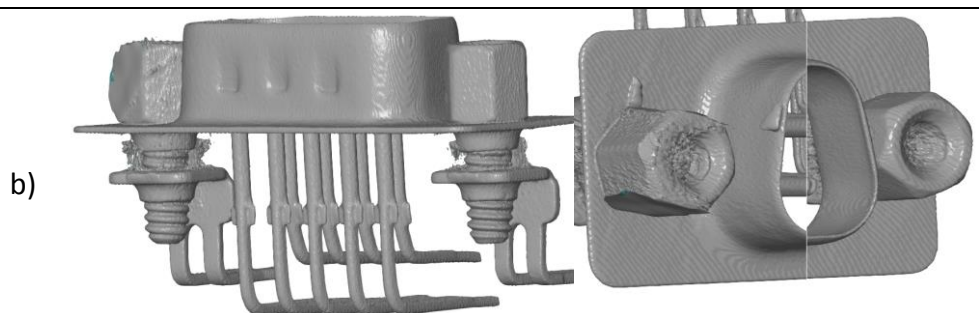
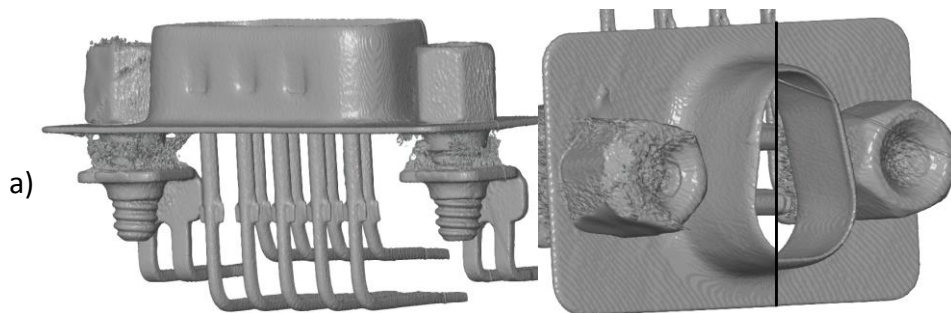
**Metalne komponente**

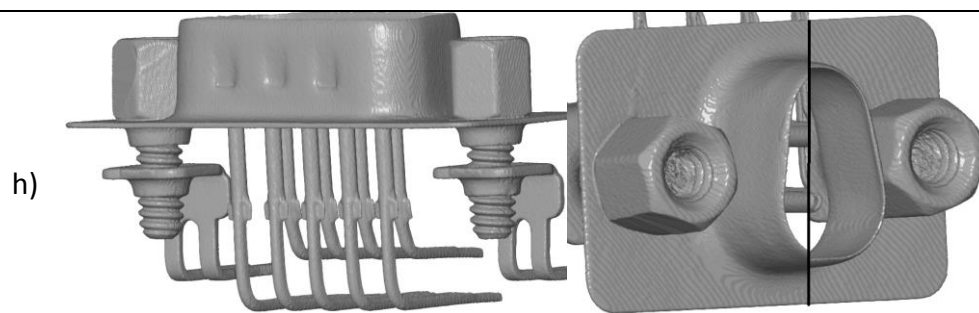
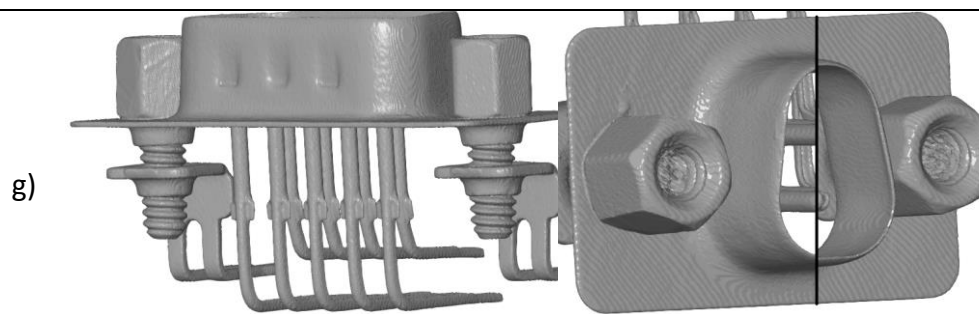
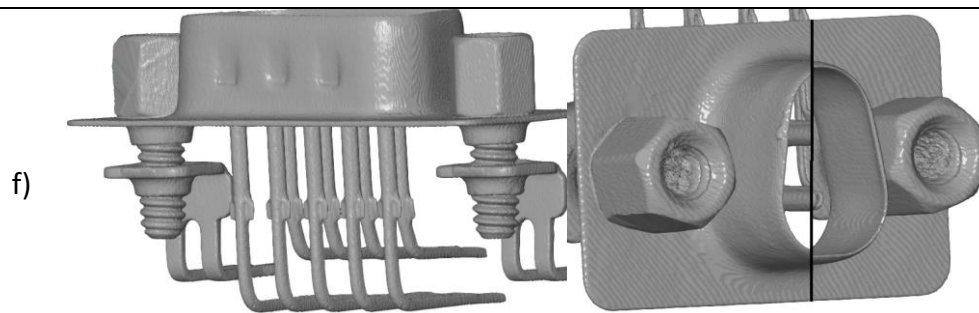
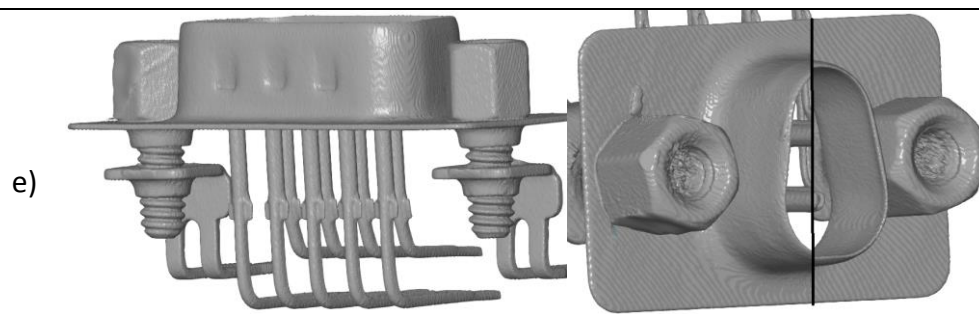
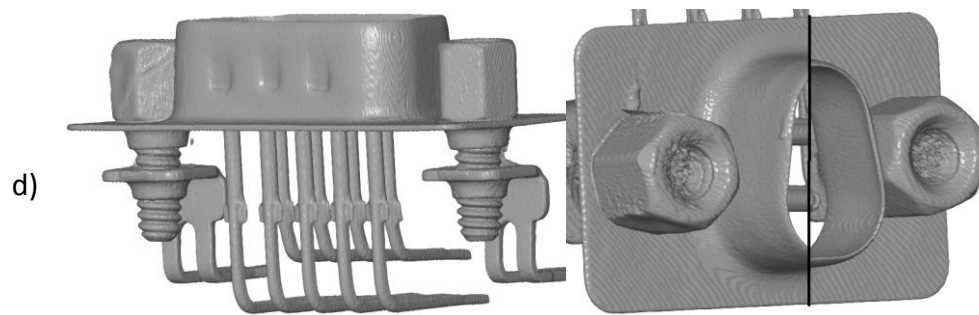
	Parametar tolerancije (t) kod RG metode												
	t=80	t=90	t=100	t=110	t=120	t=130	t=140	t=150	t=160	t=170	t=180	t=190	t=200
c=4, q=2 (klasa 2)	-102,29	-81,998	-80,751	-73,323	-65,098	-56,934	-49,575	-39,929	-31,56	-21,188	-13,312	-7,381	5,281
c=4, q=3 (klasa 2)	-196,96	-159,48	-132,25	-114,97	-97,475	-78,245	-59,051	-41,851	-23,893	-6,823	-3,583	37,673	84,699
c=4, q=4 (klasa 2)	-393,30	-265,56	-192,50	-147,01	-114,09	-88,879	-63,562	-36,97	4,704	41,605	219,61	316,35	427,69

**Plastično kućište**

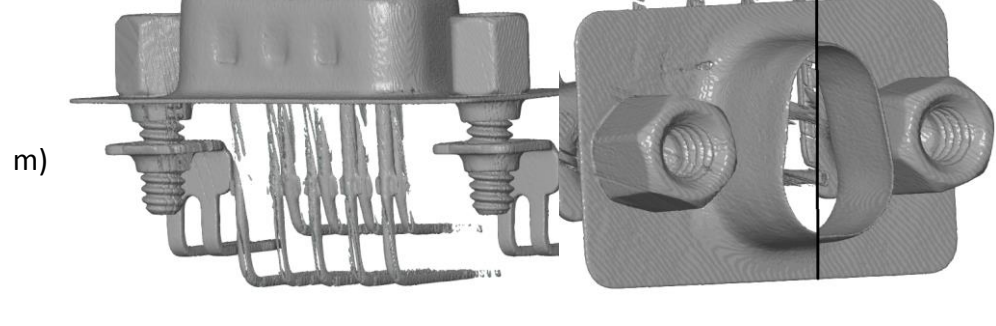
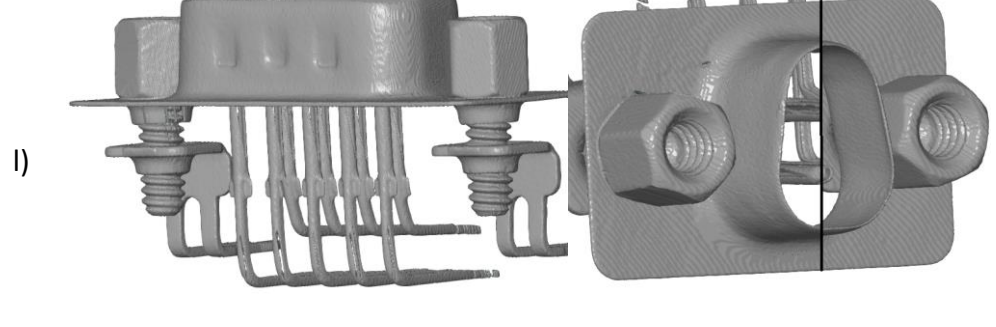
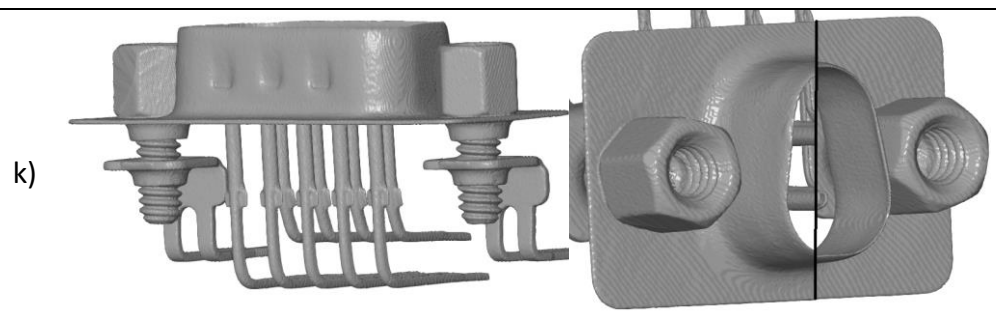
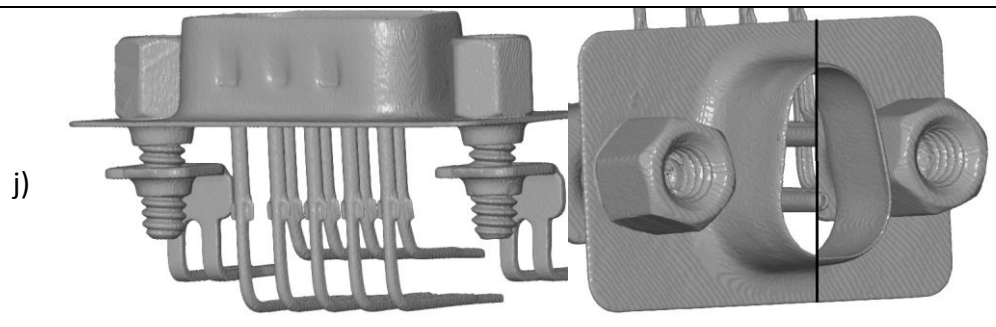
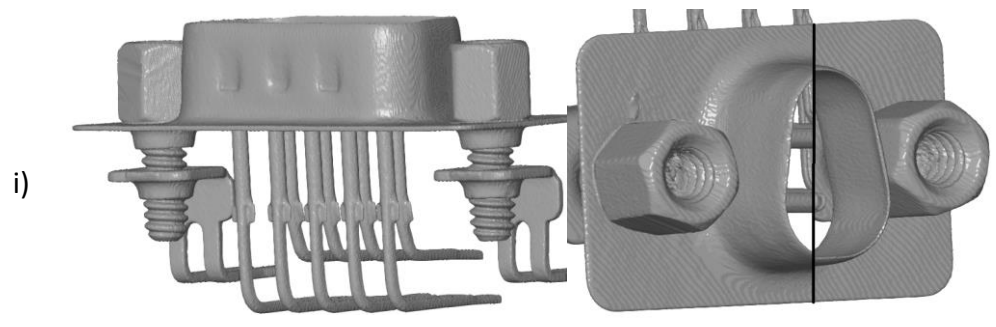
	Parametar tolerancije (t) kod RG metode									
	t=80	t=90	t=100	t=110	t=120	t=130	t=140	t=150	t=160	t=170
<b>c=3, q=3 (klasa 2)</b>	-181,54	-113,491	-19,469	50,161	73,952	194,229	278,65	383,87	/	/
<b>c=4, q=4 (klasa 3)</b>	-84,24	90,71	238,47	374,131	/	/	/	/	/	/
<b>c=5, q=2 (klasa 3)</b>	/	/	/	/	-140,5	-76,43	-21,54	-11,41	61,54	133,67

**8.4 Generisani 3D model metalne strukture za DB-9M konektor u ProSEG3D programu primenom C4q3 (klasa 2) varijacije parametara za stepen tolerancije t: a) 80, b) 90, c) 100, d) 110, e) 120, f) 130, g) 140, h) 150, i) 160, j) 170 k), 180, l) 190 i m) 200**

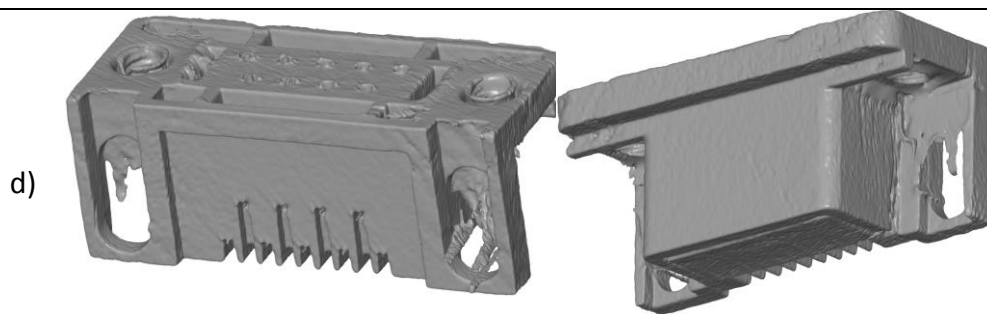
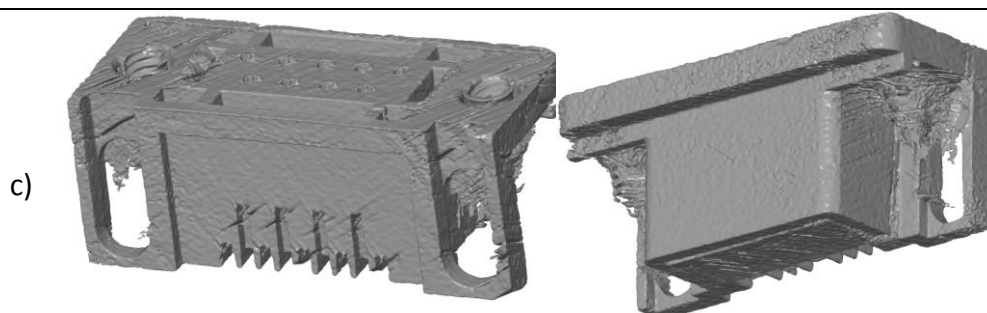
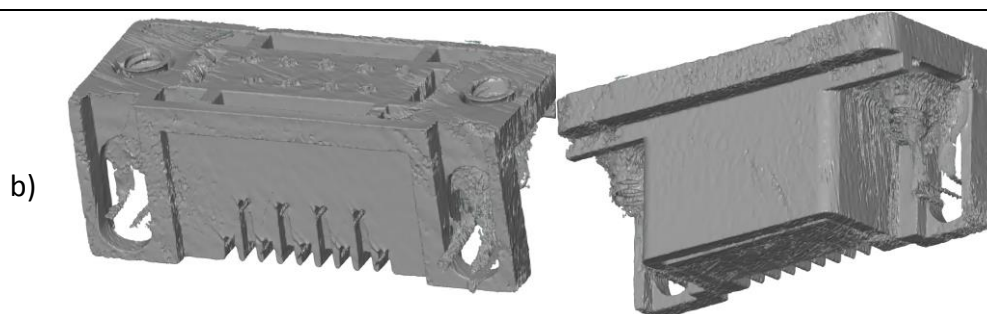
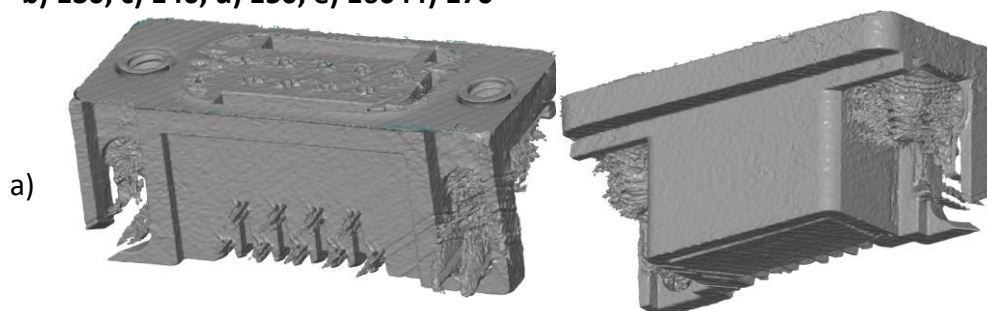




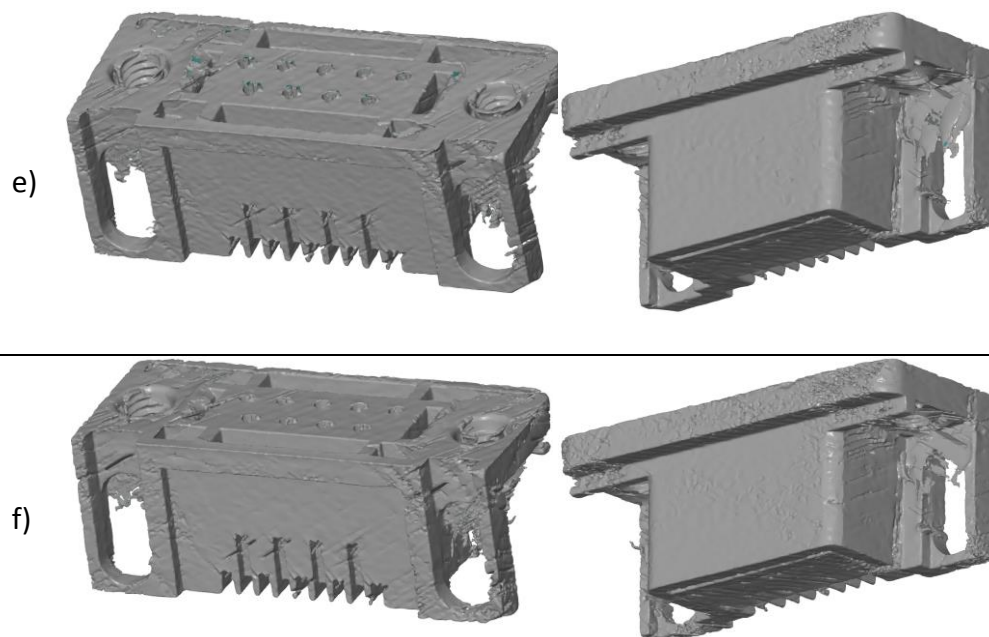




8.5 Generisani 3D model plastičnog kućišta za DB-9M konektor u ProSEG3D programu primenom  $c=5$ ,  $q=2$  (klasa 3) varijacije parametara za stepen tolerancije  $t$ : a) 120, b) 130, c) 140, d) 150, e) 160 i f) 170







**8.6 Tabela analize CBCT snimaka za parametar osetljivost za studiju slučaja 3: Medicinski CBCT snimci**

	Osetljivost			
	FCMLSM	MFT	MICO	ProSEG3D
1.	85,983	76,241	55,038	98,751
2.	85,516	80,277	49,172	97,095
3.	87,128	83,419	49,224	98,611
4.	88,882	77,470	49,716	99,065
5.	89,052	66,627	50,248	99,108
6.	89,797	73,336	49,697	99,357
7.	85,470	83,917	49,595	97,928
8.	85,422	81,048	44,058	98,924
9.	86,737	75,928	41,627	99,514
10.	86,626	81,352	48,776	99,685
11.	89,780	79,151	49,442	99,345
12.	89,331	76,097	43,128	99,45
13.	87,642	69,434	43,394	99,291
14.	86,281	80,287	43,481	98,940
15.	85,425	81,398	51,566	99,517
16.	85,152	76,550	52,990	99,229

### 8.7 Tabela analize CBCT snimaka za parametar tačnost za studiju slučaja 3: Medicinski CBCT snimci

Tačnost				
	FCMLSM	MFT	MICO	ProSEG3D
1.	97,278	95,195	92,068	98,617
2.	97,266	93,362	89,895	99,368
3.	97,456	93,821	89,985	99,299
4.	97,658	93,463	90,286	97,929
5.	97,757	92,022	90,456	97,94
6.	97,746	93,227	90,387	98,158
7.	97,158	94,537	90,392	99,527
8.	97,165	94,374	89,666	99,462
9.	97,160	93,501	88,995	98,299
10.	97,313	94,013	89,843	98,237
11.	97,639	93,68	90,066	97,665
12.	97,541	93,771	89,418	97,580
13.	97,268	93,216	89,511	97,919
14.	97,347	94,358	89,676	98,827
15.	97,283	94,596	90,766	98,558
16.	97,173	94,282	91,009	97,405

### 8.8 Tabela analize CBCT snimaka za parametar Dajsov koeficijent za studiju slučaja 3: Medicinski CBCT snimci

Dajsov koeficijent				
	FCMLSM	MFT	MICO	ProSEG3D
1.	0,917	0,872	0,708	0,961
2.	0,917	0,839	0,633	0,982
3.	0,923	0,853	0,633	0,980
4.	0,928	0,836	0,635	0,942
5.	0,931	0,783	0,642	0,942
6.	0,931	0,824	0,638	0,948
7.	0,913	0,869	0,645	0,986

PRILOZI

8.	0,912	0,861	0,595	0,984
9.	0,911	0,834	0,561	0,951
10.	0,917	0,854	0,623	0,951
11.	0,926	0,844	0,624	0,934
12.	0,923	0,840	0,574	0,931
13.	0,913	0,815	0,577	0,940
14.	0,914	0,860	0,581	0,965
15.	0,912	0,866	0,648	0,958
16.	0,907	0,852	0,656	0,925

**8.9 Tabela analize CBCT snimaka za parametar Žakarov indeks za studiju slučaja 3:  
Medicinski CBCT snimci**

	Žakarov indeks			
	FCMLSM	MFT	MICO	ProSEG3D
1.	0,847	0,774	0,548	0,926
2.	0,847	0,723	0,463	0,965
3.	0,857	0,744	0,463	0,961
4.	0,866	0,719	0,466	0,891
5.	0,871	0,643	0,473	0,892
6.	0,871	0,700	0,468	0,902
7.	0,841	0,768	0,476	0,973
8.	0,838	0,756	0,424	0,970
9.	0,837	0,716	0,390	0,908
10.	0,847	0,746	0,453	0,907
11.	0,863	0,730	0,453	0,877
12.	0,857	0,725	0,402	0,872
13.	0,841	0,688	0,405	0,887
14.	0,842	0,754	0,409	0,933
15.	0,838	0,765	0,480	0,920
16.	0,829	0,743	0,488	0,861

---

**EXTENDED ABSTRACT****1. INTRODUCTION AND LITERATURE REVIEW**

Rapid development and implementation of industrial X-ray computed tomography (CT) enabled its integration into the field of metrology applications. Given the fact that it presents a non-invasive technology, inspection and geometrical tolerance verification of internal structures of different parts in different fields such as automotive industry, aero industry, additive manufacturing and others [14, 24-26, 27-29, 30-36], presents its key advantage, when compared to laser scanners or coordinate measuring machines (CMMs). It is inevitable that CT technology, due to its numerous advantages, imposes itself as one of the key technologies in modern metrology, especially when it comes to the dimensional characterization of different objects [9, 17, 19, 41, 42]. Research in the application of these systems has been increasing in parallel with the growth of the commercial market for industrial CT systems. Consequently, there is a growing interest in the standardization of CT technology [11]. However, this is still a relatively new technology and there are still numerous factors that influence proper acquisition and extraction of data from CT systems that are subjects of researches [161]. In dimensional CT measurements, there are numerous factors influencing the reliability and accuracy of extracted data, such as image artefacts and noise, image unsharpness and image scaling. This, along with a definition of non-optimal threshold parameters, yields in measurement errors produced by CT systems [17-19]. Mentioned drawbacks limit the use of these systems, and increasing attention has been made on the post-processing procedures in order to enhance the accuracy of CT measurements, thus avoiding additional time for further scanning or hardware adjustment [60]. Surface determination presents a crucial step when it comes to performing dimensional analysis since its outcome strongly depends on the follow-up, which is fitting of geometrical objects in order to perform dimensional measurements [162]. Determination of surfaces and their extraction is performed using segmentation since its main goal is to determine and extract boundaries or contours of objects presented on CT data. In general, segmentation presents extraction of two-dimensional (2D) boundaries by using some kind of a descriptive task. Selection of the CT scanning parameters and proper surface determination parameters represent two important challenges faced by CT users [60]. Traditionally, for segmentation, there are several available methods that are mainly used, such as ISO-50%, local thresholding and region growing [60]. However, the problem arises when the volumetric model includes different materials, which CT number values largely differ. The development of 3D algorithms for surface determination of multi-material components (MMC) has not yet reached completely satisfactory results. It becomes clear that the use of a single threshold value for surface extraction from CT images is not suitable for scenarios where there are more materials present, and consequently, significant operator intervention is necessary for segmentation results post-processing [60]. Based on the previously mentioned problems and drawbacks of X-ray CT systems, it can be concluded that a further detailed study of such implementations is needed, and many authors have been dealing with this issue. A large number of algorithms coming from the machine vision community are gaining popularity for object boundary detection in X-ray CT images due to their robustness and ability to adapt to specific segmentation scenarios [64]. The need for developing new sophisticated algorithms and their application to metrological measurement tasks and surface extraction for X-ray CT metrology were also pointed out [61]. Besides the traditional global segmentation method for surface detection (such is the ISO 50% method), more effort has been put toward localization of dataset segmentation, in order to extract reliable information from the X-ray CT dataset [11]. Authors in [62] analyzed different segmentation methods from the aspect of their application in the field of industrial X-ray computed tomography and came to a conclusion that, for example, one of the tested methods (Canny method) provided better repeatability, but local thresholding method obtained smaller deviations. Another method was developed by authors in [64] where they proposed a combination of two methods (region growing and graph cut method) for the classification of volumetric models, with some limitation regarding surface extraction of materials with similar CT values and presence of noise on CT dataset. When it comes to uncertainty in surface determination for X-ray computed tomography, application of different segmentation methods used for surface extraction of different calibrated objects made from different materials (PEEK - *polyetheretherketone*, PPS - *polyphenylene sulphide* and aluminium) was presented in [60]. In regards to improving edge detection, authors in [68] demonstrated a new method for extracting data from industrial CT images. The local method for determining the iterative surface in the VGStudio Max v2.2 software has been implemented based on the local values of the grey values when compared to the ISO 50% method. Other authors implemented different methods for single surface extraction in X-ray computed tomography based on Canny

detector with sub-voxel resolution [68], for air and material separation [70], and presented the factors that are affecting the accuracy of surface extraction [69]. In recent research [67], the authors presented a new method for surface extraction in industrial X-ray computed tomography for the purposes of reverse engineering in industrial manufacturing, which enables more effective segmentation of complex assemblies. With the increasing demand for segmentation and analysis of MMC, implementation of dual-source X-ray CT systems with two different tubes offers certain advantages. Using dual-source X-ray CT systems [41], the acquisition results and the extraction of object boundaries are improved when compared to single-source X-ray CT systems. However, the price of dual-source CT systems is significantly higher in comparison to their single-source X-ray CT counterpart. In this doctoral dissertation is presented a developed hybrid model for improved segmentation of MMCs based on a combination of two methods, each having its own role for successful and accurate extraction of information from industrial X-ray CT images. These include Fuzzy C-means clustering (FCM) and Region growing (RG). In the proposed methodology FCM is utilized as a pre-processing step, in order to properly classify and enhance objects borders present on CT images. From there, RG method is used for accurate segmentation of enhanced images in order to obtain a dimensionally accurate 3D model. The novelty of the proposed approach also lies in the successful integration of the two mentioned methods for surface extraction of MMCs, as well as the development of a new technique for determining the initial seed selection for RG method.

## 2. DEVELOPMENT OF HYBRID MODEL

### 2.1 The proposed approach

The concept on which the proposed approach is developed consists of the implementation of two methods used in image processing - FCM and RG. The FCM method is used for pre-processing of industrial X-ray CT images in a way that enables proper classification of different materials present on X-ray CT image and their borders enhancement. After FCM based pre-processing, the objects are segmented using RG method. Depending on the desired result and localization of certain objects present within MMCs, drawing appropriate region of interest (ROI) can be used. The developed methodology is presented in Fig. 2.1.

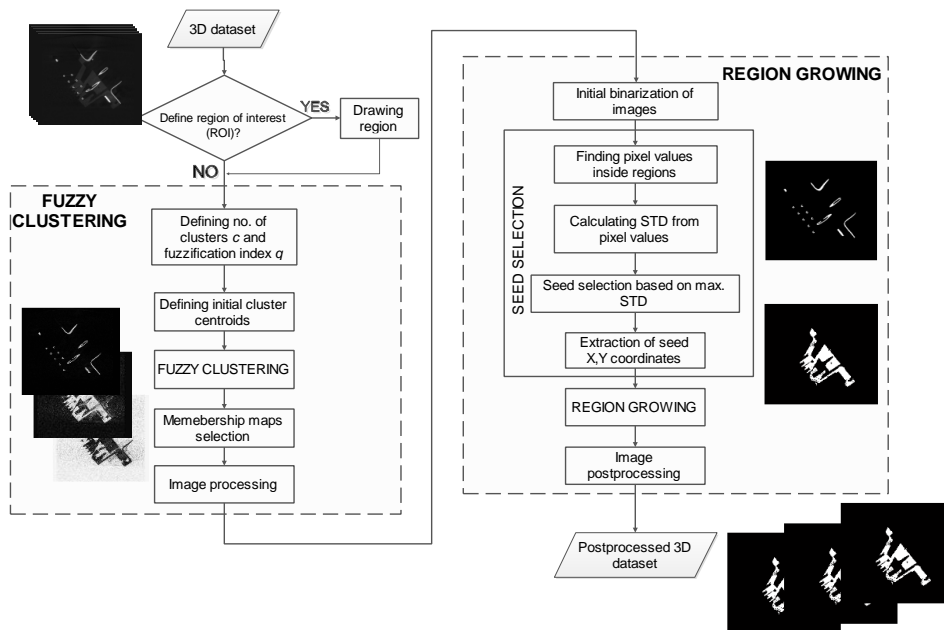


Fig. 2.1 Hybrid methodology for surface extraction of MMCs

#### 2.1.1 Classification of different materials present on MMC and their contrast enhancement by Fuzzy C-means clustering

Fuzzy C-means clustering has been known in the computer vision community for a long time and was successfully integrated into a large number of different applications due to its ability to be adapted to certain requirements. In this methodology, FCM is used for classification of different materials present on MMC and their contrast enhancement. To achieve computational efficiency, and to reduce the time required for

## EXTENDED ABSTRACT

segmentation of large 3D datasets, a histogram of pixel intensities was used during the clustering process instead of the raw image data.

The working principle of the proposed FCM method for image classification and enhancement consists of the following steps:

**Step 1:** Read the input set of images named  $im$  and define input parameters:  $c$  (no of clusters) and  $q$  (fuzzification index);

**Step 2:** Calculate the maximum ( $I_{max}$ ) and minimum intensity ( $I_{min}$ ) of each image in image set  $im$  and arrange the overall intensity in ascending order as (1):

$$I = (I_{min} \gg \gg \gg I_{max}) \quad (1)$$

**Step 3:** Find the size of  $I$  and assign it to a variable named  $si$ . Calculate the histogram ( $H$ ) of the image set  $im$ ;

**Step 4:** Generate the initial cluster segmentation size or class gap ( $dI$ ) using equation (2):

$$dI = \frac{(I_{max} - I_{min})}{c} \quad (2)$$

**Step 5:** Generate the initial cluster's centroids  $C(i)$  using equation (3). These centroids are equidistantly distributed along intensities present in the image

$$C(i) = I_{min} + \frac{dI}{2} + \sum_{j=1}^i dI \quad (3)$$

where equation (3) provides centroid points with: Start>>>>Class gap>>>>End;

**Step 6:** Set the initial error  $dC = \text{infinity}$ ;

**Step 7:** Repeat the Steps (8) to Step (14) until  $dC < 0.000001$ ;

**Step 8:** Set initial centroid matrix  $CO = [C(i)]$ ;

**Step 9:** Calculate the distance  $D$  between each centroid and each pixel's intensity of image using equations (4) and (5):

$$D(j, i) = |I(j) - C(i)| \quad (4)$$

$$D(j, i) = D(j, i)^{2/(q-1)} \quad (5)$$

Here  $i=1,2,\dots,c, j=1,2,\dots,si$ ;

**Step 10:** Calculate fuzzy membership of each pixel's intensity to each cluster using equation (6):

$$U(j, i) = \frac{1}{D(j, i) \sum_{i=1}^c \frac{1}{D(j, i)}} \quad (6)$$

**Step 11:** Calculate the membership-histogram matrix  $UH$  using equation (7):

$$UH(j, i) = U(j, i)^q \cdot H(j) \quad (7)$$

**Step 12:** Calculate new centroid location of each cluster using equation (8):

$$C(i) = \frac{\sum_{j=1}^{si} UH(j, i) \cdot I(j)}{\sum_{j=1}^{si} UH(j, i)} \quad (8)$$

Here  $i=1, 2, \dots, c$ ;

**Step 13:** Calculate the maximum difference error ( $dC$ ) between new and old clusters using equation (9).

$$dC = \max(|CO(i) - C(i)|) \quad (9)$$

Here  $i=1, 2, \dots, c$ ;

**Step 14:** Go to Step (7).

After the final step, defuzzification is performed by assigning the pixels to the clusters, for which those pixels have the maximum membership. Membership intensity map for each cluster is generated, and the most suitable cluster is selected for the next stage of the process - RG method implementation. The user who has to consider which material needs to be extracted from MMC carries out the selection manually, so selected class membership should have the best contrast separation between borders of the material in question and the rest of the image.

**2.1.2 Improving boundary detection of RG method by novel procedure developed for seed selection**

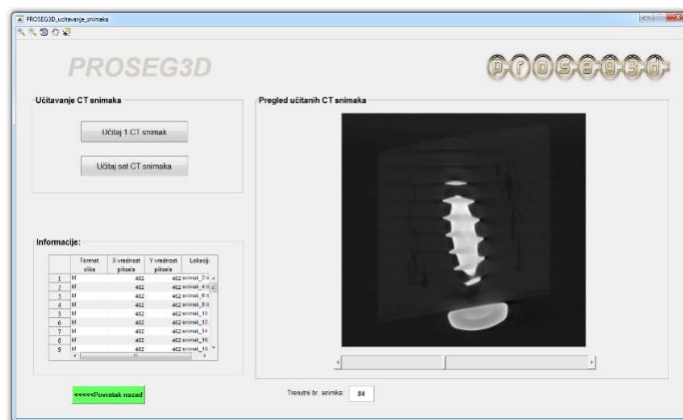
Region growing is a method that has been widely used in common and complex situations for image segmentation in computer vision with many successful outcomes, and as such has also been used in many applications for industrial X-ray CT [25, 29]. Here each region starts as a single seed element. At each iteration, the surrounding pixels are taken into account in order to determine whether the region should be expanded to include them or not, and this is controlled by a tolerance parameter  $t$ . Various metrics can be used as a basis for region growing, and we have opted to employ pixel's intensity. The selection of initial seed for the segmentation also has a big influence on the final results. To improve the accuracy of RG method, a new procedure for seed selection, based on standard deviation (STD) of pixels' intensities in the regions, has been developed. The seed is selected from the region with the highest standard deviation of pixels' intensities. Seed selection procedure starts from an initial, coarse, segmentation of the enhanced image. Initially segmented regions in the enhanced image are acquired by simple thresholding. These regions are then applied as a mask to the enhanced image and standard deviation (STD) of pixels' intensities is calculated for each of them. In the subsequent steps, the seed will be selected from the region with the highest value of STD. Considering the complexity of shapes that need to be segmented on industrial X-ray CT image, the new method is based on skeletonization or thinning of the region with the highest STD and extracting the middle pair of  $(X, Y)$  coordinates that will serve as initial seed location. For a random variable vector  $A$  (in this case pixel intensity vector) made up of  $N$  scalar observations, the standard deviation is defined according to Eq. (10):

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (A_i - \mu)^2} \tag{10}$$

where  $\mu$  is the average value of vector  $A$ , as shown in Eq. (11):

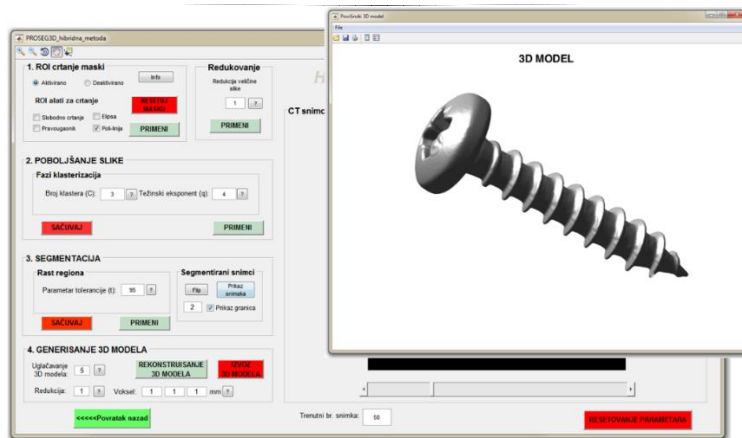
$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A_i \tag{11}$$

On bases of the presented hybrid model, software titled ProSEG3D (**Program for Segmentation of 3D datasets**) is developed. Figure 2.2 shows some of the main graphical user interfaces (GUI) of the developed software solution.

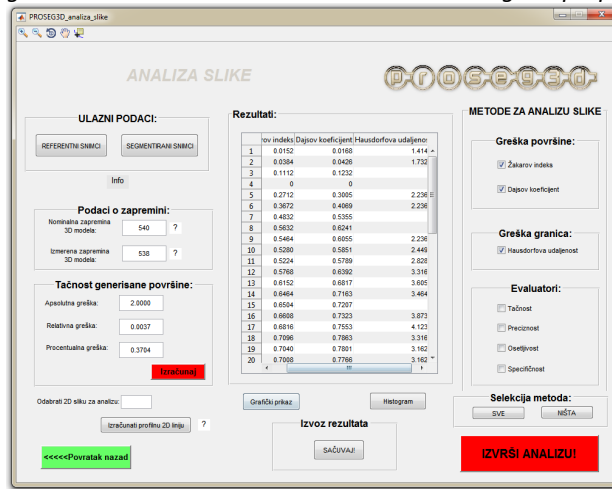


a) GUI for importing 2D image or 3D dataset into the ProSEG3D software

## EXTENDED ABSTRACT



b) GUI for segmentation and 3D model reconstruction using the proposed hybrid method



c) GUI for image analysis

Fig. 2.2 The Main GUIs of the developed ProSEG3D software

### 3. VERIFICATION OF THE DEVELOPED HYBRID MODEL

The developed hybrid model is verified on three case studies. The two were from the field of mechanical engineering, and one from the field of biomedical engineering.

#### 3.1 Case studies 1 and 2

The object used for the first case study is an M4x25 mm Phillips pan head sheet metal screw mounted in a polymer cube obtained by using 3D printing technology from PLA (Polylactic Acid) material that will serve as a “test” object. The second object is the DB-9M male connector which presents a real-world example. Both objects are shown in Fig. 3.1.

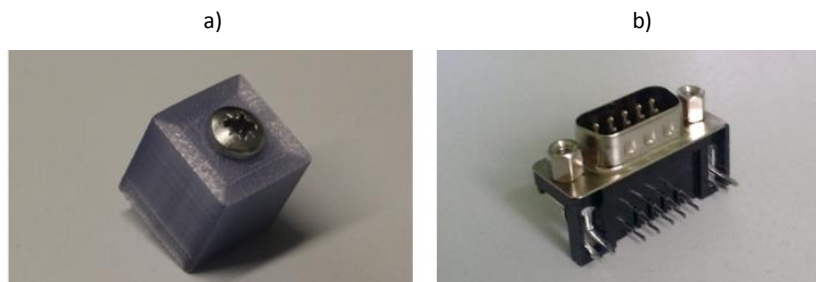
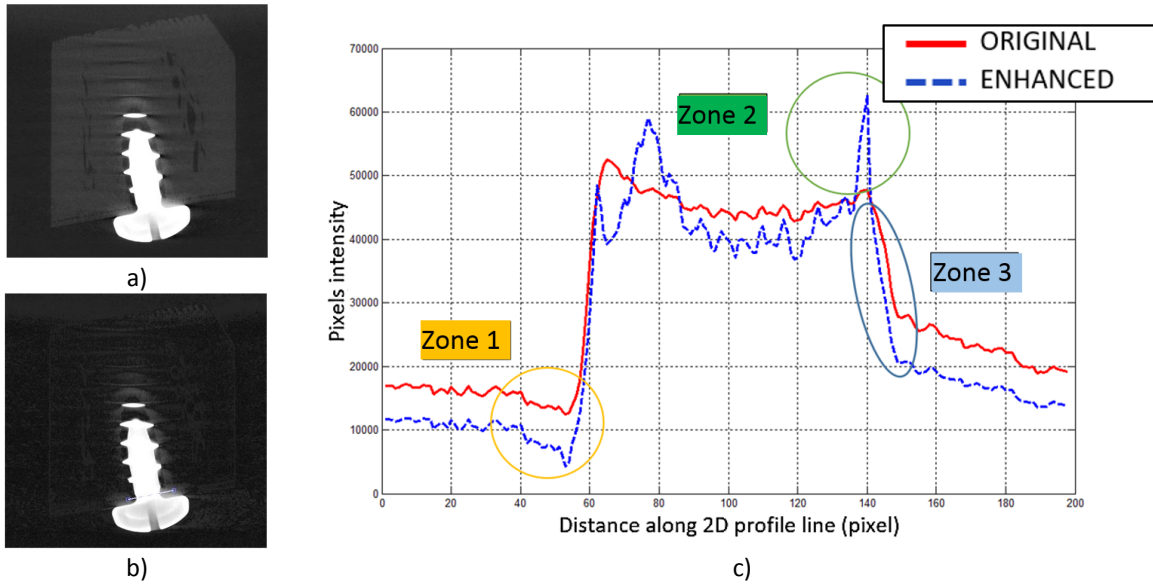


Fig. 3.1 Objects used for first two case studies: a) M4x25 mm Phillips pan head sheet metal screw mounted in a polymer cube and b) DB-9M connector

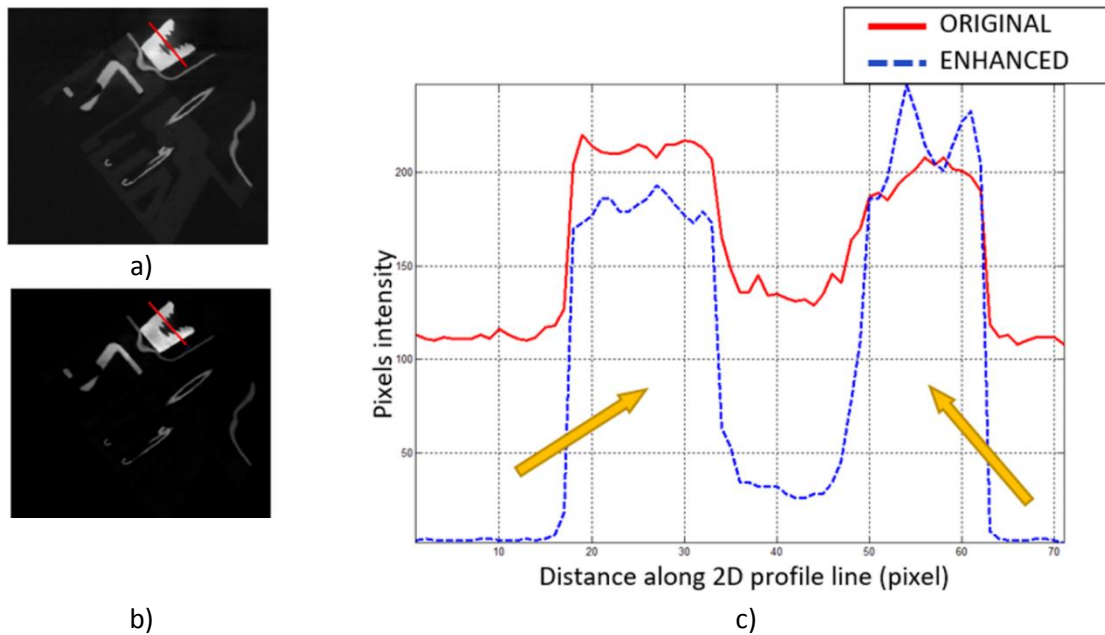


**3.1.1 Application of the developed hybrid model**

The first step was to apply the FCM method in order to improve the contrast of objects boundaries present on images. Fig. 3.2 shows the analysis of 2D profile line measurement conducted on 2D CT slice before (Fig. 3.2a) and after (Fig. 3.2b) the implementation of FCM method to classify and enhance the borders between the object in question. 2D plot (Fig. 3.2c) shows the difference that image classification and contrast enhancement have on 2D CT slice after implementation of FCM method by showing big valleys that are a result of classification and contrast enhancement of the objects boundaries (as seen for both case studies).



**Case study 1 – Steel screw**



**Case study 2 – DB-9M connector**

*Fig. 3.2 2D line profile measurement for both case studies of a) original 2D CT slice, b) enhanced 2D CT slice using FCM method and c) 2D plot showing the difference in contrast separation using pixels' intensity for case study 1 and 2*

Within the developed ProSEG3D software, boundary extraction can proceed using the RG method where the tolerance parameter  $t$  is defined. Figure 3.3 shows the initial seed selection approach, as well as the image segmentation result using the RG method based on the pixel intensity for a single CT slice using a relevant example in Fig. 3.3a-e.

EXTENDED ABSTRACT

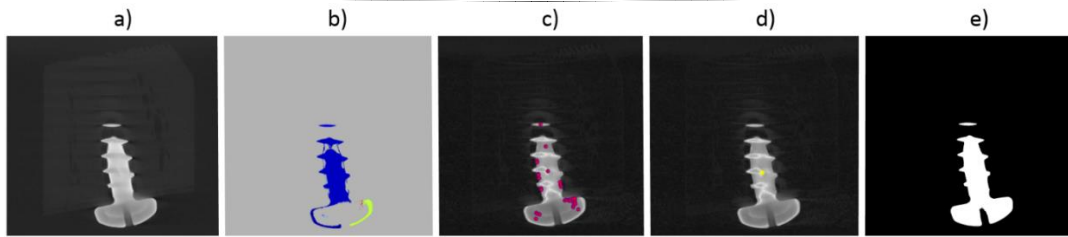


Fig. 3.3 The procedure for the initial seed selection for RG method of a steel screw used in this study showing a) 2D CT slice, b) initial binarization of the image, c) location of all detected regions within image, d) selected region with the highest value of STD, e) segmented 2D CT slice

Figure 3.4 shows the distribution of points X,Y coordinates for proposed initial seed selection approach for the RG method on 3D models of steel screw (Fig. 3.4a) and DB-9M connector (Fig. 3.4b and 3.4c) used for first two case studies.

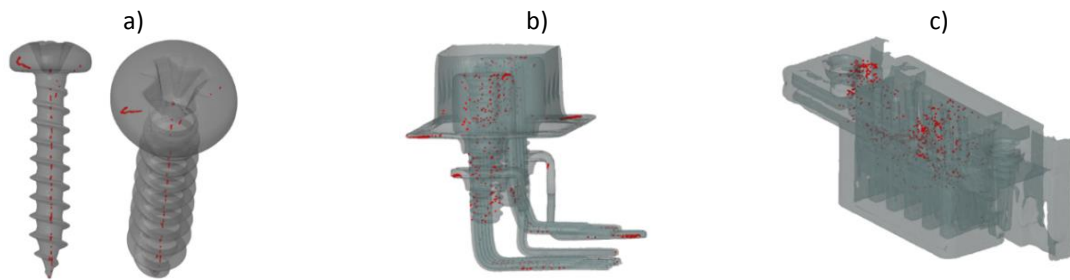


Fig. 3.4 Position of X,Y coordinates for the RG method shown on 3D model of the a) steel screw, b) metal component and c) polymer housing of DB-9M connector

For first two case studies, NIKON XT H 225 industrial CT system was used and Table 3.1 shows the acquisition parameters used for these two objects, while Table 3.1 presents the main materials from which the DB-9M connector consists of.

Table 3.1 Parameters used for acquisition of CT images for M4x25 steel screw and DB-9M connector on NIKON XT H 225 CT system

	X-ray energy (kV):	Current ( $\mu$ A):	X-ray penetration power (W):	Voxel size (X, Y, Z) ( $\mu$ m):	Image resolution XxY (pixel):	Number of projections:	Pixel size on detector ( $\mu$ m):
Steel screw	180	93	20	27.604	3192 x 2296	1200	127
DB-9M	180	95	20	18	3192 x 2296	1200	127

Table 3.2 Basic components and their materials of the DB-9M connector

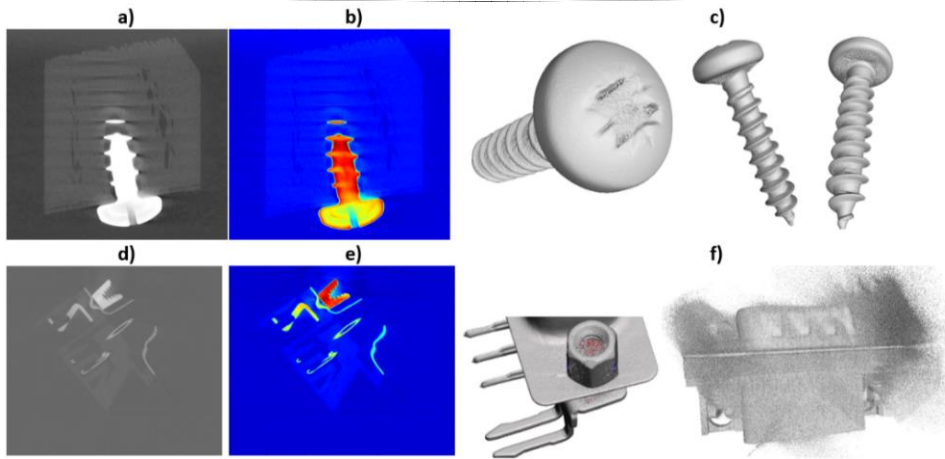
Components	Screw	Pins	Sheet	Polymer housing
Material	CGCS	Brass C2680	Thin sheet from CGCS	PBT

CGCS - commercial grade carbon steel

PBT – Polybutylene terephthalate

Results of X-ray CT scanning of two objects are shown in Fig. 3.5 using VGStudio Max v3.1 software.

## EXTENDED ABSTRACT



*Fig. 3.5 Generated results using VGStudio Max v3.1 software: a) 2D CT slice of steel screw, b) colour-coded slice with visible artefacts, c) surface 3D model of the steel screw, d) 2D CT slice of DB-9M connector, e) color-coded slice with visible artefacts, and f) 3D surface models of metal components and the polymer housing*

Steel presents a difficult material to scan on industrial X-ray CT system due to its higher density and the need for greater penetration power of the X-ray source, unlike surrounding polymer that has a much lower density. In cases where only high-density materials are extracted and reconstructed from MMC (while low-density components are ignored), very good results can be achieved using industrial X-ray CT systems. However, the aim of this study is to improve the extraction of all components present on MMC, using only one acquired set of industrial X-ray CT images.

As can be seen from Fig. 3.5 the main problem that occurs is the large difference in MMC with highly different attenuation characteristics. From Fig 3.5b and Fig 3.5e it can be seen that the colour-coded 2D slices provide good insight into the presence of the artefacts. Besides regular three colours (dark blue for the background, light blue for polymer and red for steel screw), the presence of artefacts is also depicted with yellow and cyan colour in and around the objects. Fig 3.5c and Fig 3.5f are showing the reconstruction results with present artefacts on the surface 3D models, especially pronounced on Fig. 3.5f for DB-9M connector for extraction of polymer housing where the presence of artefacts would have a strong influence on geometrical analysis. If segmentation parameters are not defined adequately, not enough data is extracted, or undersegmentation will occur. And vice versa, if segmentation parameters are increased, oversegmentation may occur.

### **3.1.1.1 Selection of parameters for surface extraction using the hybrid approach**

Selection of adequate segmentation parameters with the proposed hybrid methodology has a significant influence on proper surface extraction and the results of X-ray CT imaging. For the proposed methodology analysis of the accuracy of the generated 3D model was performed by varying the parameters  $c$  and  $q$  for the FCM method and the parameter  $t$  in the RG method. For the first case study, only the screw was the subject of reconstruction from X-ray CT images, as the aim of this case study was to perform accurate borders extraction of high-density material while ignoring the other objects present on image. Presented method primarily deals with surface extraction of fully displayed objects on industrial X-ray CT images. In case study 2 both components, metal components and polymer housing, were the subjects of reconstruction. As a result of parameters variation for the proposed method, 3D models of the steel screw and DB-9M connector were reconstructed, where the volume of reconstructed models was then compared with the volume of their corresponding referent CAD models. Surface reconstruction parameters of 3D models, that produced the closest values to the corresponding volume of their CAD counterpart, were used for this study. When it comes to the selection of parameters within the proposed method, the biggest impact on reconstructing a dimensionally more accurate 3D model has the parameter  $C$ , which represents the number of clusters in FCM method. This important parameter, defined by the user, is related to the classification of different objects present on a set of X-ray CT images containing MMCs. Fig. 3.6 shows the influence of varying parameters for classification and enhancement of steel screw for case study 1 and the metal component of DB-9M connector for case study 2 using the proposed methodology. Here, it can be noticed that, like with any other image segmentation method, with increased or decreased set of parameters under- or over-segmentation can occur. The key difference that makes the proposed method convenient is the proper classification and enhancement of object borders on X-ray CT images.

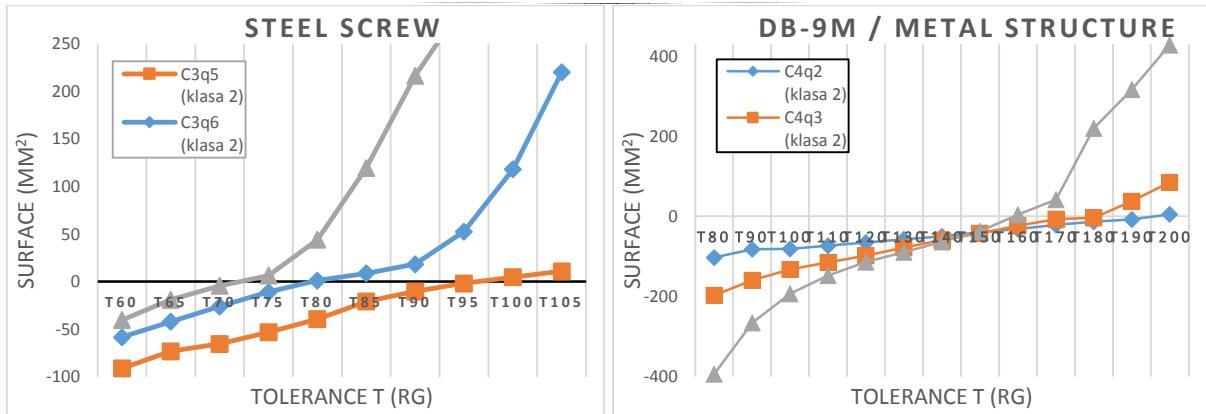


Fig. 3.6. Analysis of the influence of parameters on the accuracy of the reconstructed 3D model using the proposed method for a) steel screw and b) metal components of DB-9M connector

Parameters used for surface extraction using the proposed methodology for two case studies are given in Table 3.2.

Table 3.2 Parameters used for two case studies

		Fuzzy clustering			Region Growing	Region of interest (ROI)
		No. of clusters (c)	Fuzzification index(q)	Selected cluster	Tolerance (t)	
Case study 1	Steel screw	3	6	2	80	On
	DB-9M (Metal)	4	3	2	180	On
Case study 2	DB-9M (Polymer)	5	2	3	150	Off

Based on the parameters, it can be seen that for a steel screw a total of three clusters are defined for the selection of parameter *c*. Those three clusters should represent steel screw, polymer housing and the background. Fuzzification index *q* represents the belonging level of pixels to the clusters (higher number leads to increased membership of pixels to the surrounding clusters). For DB-9M connector regarding the metal components, X-ray CT images contain four regions, which are the background, screws, CGCS sheet, and polymer housing. The cluster no. 2 was selected and used in further processing of CT images, as the most suitable for extracting the boundaries of the object due to the fact that it showed the best separation of metal from the polymer, thereby emphasizing the contrast between them and reducing the noise level present on the CT images in these areas. With the polymer housing, five clusters are taken into account, where in this way a better separation of the polymer from the surrounding objects is achieved. Cluster no. 3 is selected as the most suitable for extracting a polymer housing from X-ray CT images. Another reason for increasing the number of clusters for extraction of polymer housing is that the surrounding noise can be classified into a separate cluster, thus reducing it, or even eliminating it.

In this doctoral dissertation, for comparison of first two case studies from the field of mechanical engineering two commercial software - VGStudio Max v3.1 (Volume Graphics, Germany) and GOM Inspect v2018 (GOM GMBH, Germany) – were used. In VGStudio Max software operator manually segmented the metal components and polymer housing using local thresholding method. For GOM Inspect software automated surface extraction was applied, also based on local thresholding. These 3D models were used for further comparison with the 3D models obtained using the proposed hybrid approach. For the analysis, nominal CAD models of steel screw and DB-9M connector were acquired. To compare the accuracy of surface models extracted by the hybrid approach and mentioned two software, their geometries were pre-positioned and aligned with the geometry of corresponding nominal CAD models. In this way, the analysis of 2D cross-sections and surface area from all three 3D models (obtained using the hybrid methodology and two software) was possible. The alignment of the CAD model was performed in the GOM Inspect v2018 software. Comparative 2D cross-section and surface area analysis of the 3D geometry extracted from the XY plane are shown in Fig. 3.7.

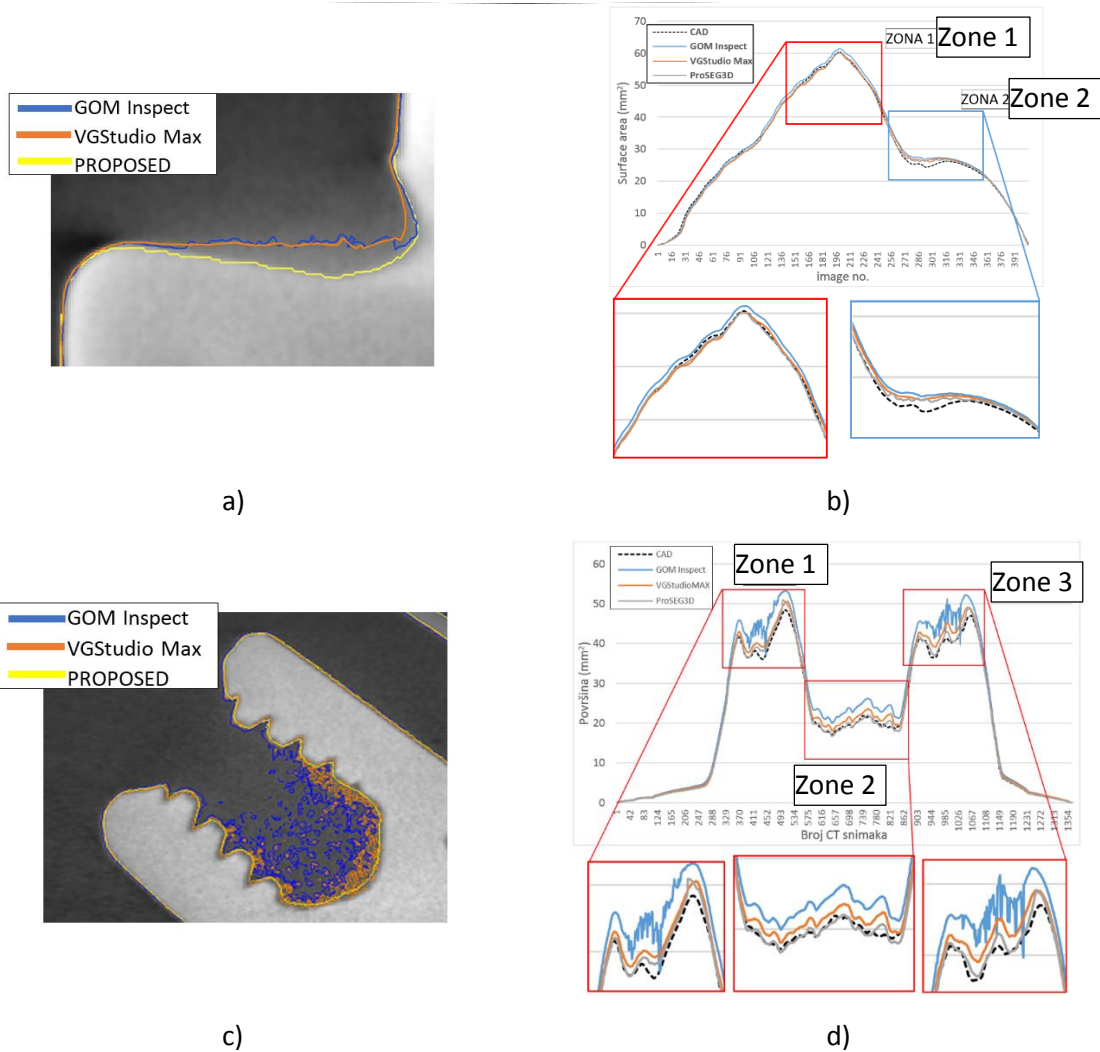


Fig. 3.7 2D CT slice with segmented borders using GOM Inspect software (blue line), VGStudio Max software (orange line) and proposed method (yellow line) for a) steel screw, b) plot for comparison of surface area for steel screw, c) DB-9M connector and d) plot for comparison of surface area for connector

Based on the analysis of segmented 2D boundaries (Fig. 7a and Fig. 7b), it can be noticed that in the zone around the head of the steel screw and in the threaded screw head for DB-9M connector where artefacts are present, GOM Inspect and VGStudio Max software have difficulty with accurate extraction of boundaries of the object in order to avoid under- or over-segmentation. Some parts of the air surrounding the two objects on X-ray CT image were classified by both software as a material, while the proposed hybrid method resulted in eliminating the noise surrounding the objects. Figures 3.7b and 3.7d show the extracted 2D boundaries of the objects of the generated 3D models in the XY plane expressed by the ratio of the number of pixels present in each 2D image. The generic boundaries of the objects mapped to the CT images describing the screw contour are sampled, which enabled an analysis of overlapping 2D boundaries in each single CT image with its corresponding 2D boundaries of the CAD model. It can be also seen that there are two zones present (zone 1 and zone 2) (Fig. 3.7b) where the deviations of the reconstructed boundaries, when compared to 2D boundaries of CAD model, are the largest. From fig. 3.7d regarding connector, there are three zones present with deviations of the reconstructed 2D boundaries referring to two screw heads and the pins located inside the connector.

Based on the analysis presented, it is also possible to extract information on the total volume of the reconstructed 3D model of steel screw (Table 3.3). This analysis is related to measuring the total volume of the generated 3D models and their comparison with the volume of the nominal CAD model. For this analysis, absolute error, relative error and percentage error were used as validation metrics. The purpose of this analysis is to compare the accuracy of obtained surface 3D models, using previously mentioned two software and the proposed method, by using the volume of the nominal CAD model for reference.



EXTENDED ABSTRACT

Table 3.3 Analysis of generated volumetric model of steel screw

Parameters	Software	CAD model	GOM Inspect v2018	VGStudio Max v3.1	ProSEG3D
Volume (mm <sup>3</sup> )		400.09	426.39	410.61	<b>398.96</b>
Absolute error (mm <sup>3</sup> )		/	26.3	10.52	<b>1.13</b>
Relative error		/	0.0657	0.0262	<b>0.0028</b>
Percentage error (%)		/	6.57	2.62	<b>0.28</b>

When it comes to analysis for DB-9M connector, it is important to notice that both, GOM Inspect and VGStudio Max software, were unable to extract polymer housing. Therefore, reconstructed 3D models from these software were unavailable for testing the absolute, relative and percentage errors (Table 3.4), while the developed ProSEG3D software was successful in obtaining accurate 3D model of the polymer housing. This presents a major advantage of the developed hybrid methodology when it comes to surface extraction of different low-density materials present in MMCs.

Table 3.4 Analysis of generated volumetric model of DB-9M connector

Parameters	Software	METAL				POLYMER			
		CAD model	GOM Inspect v2018	VGStudio Max v3.1	ProSEG3D	CAD model	GOM Inspect v2018	VGStudio Max v3.1	ProSEG3D
Volume (mm <sup>3</sup> )		499.183	578.68	569.067	<b>502.766</b>	1990.608	/	/	<b>2002.021</b>
Absolute error (mm <sup>3</sup> )		/	79.479	69.884	<b>3.583</b>	/	/	/	<b>11.413</b>
Relative error		/	0.1592	0.1399	<b>0.0071</b>	/	/	/	<b>0.0057</b>
Percent error (%)		/	15.92	13.99	<b>0.71</b>	/	/	/	<b>0.57</b>

Fig. 3.8 shows extracted 3D surface models using GOM Inspect (Fig. 3.8a), VGStudio Max (Fig. 3.8b) and the developed ProSEG3D software (Fig. 3.8c) of the steel screw and both metal components and polymer housing of DB-9M connector.

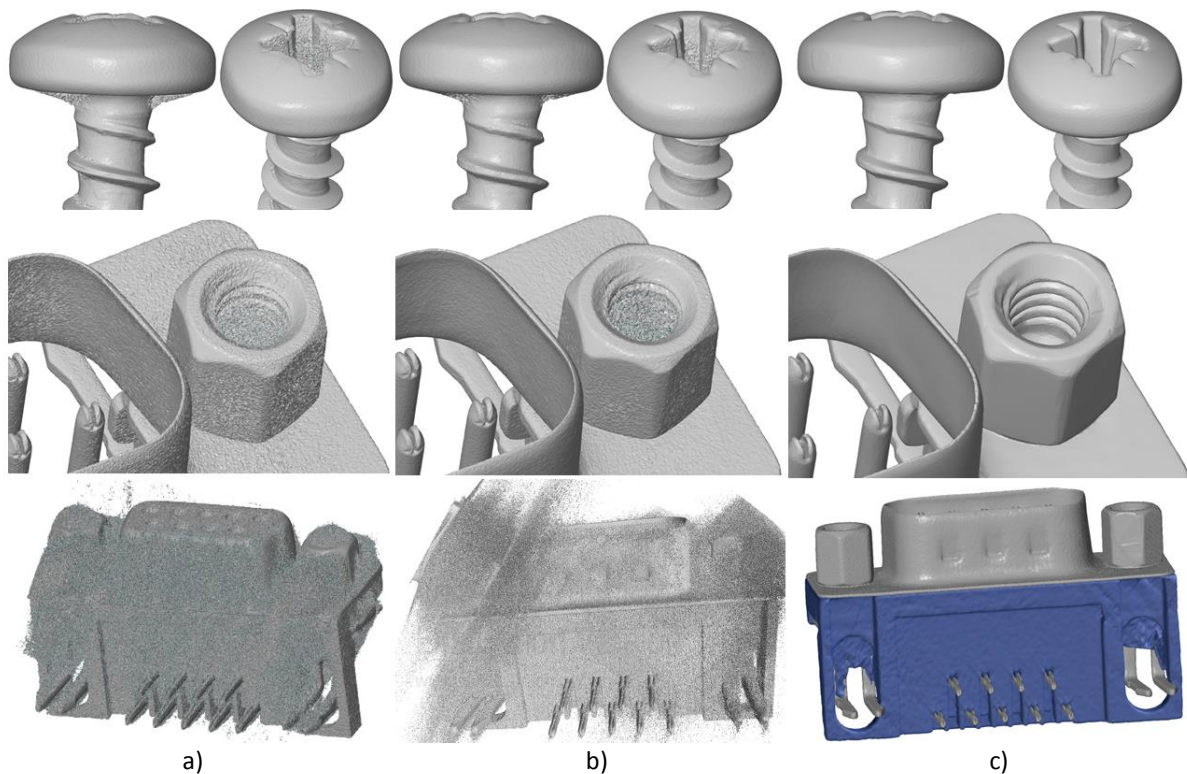


Fig. 3.8 Generated surface 3D models of steel screw and DB-9M connector using a) GOM Inspect v2018, b) VGStudio MAX v3.1 and c) ProSEG3D software

### 3.1.2 Dimensional analysis

Dimensional analysis was conducted for both case studies. Reference measurements were collected using a CMM Contura G2 (CARL ZEISS, Germany) (Fig. 3.9). The basic measurements were carried out using a contact measuring stylus with 1 mm diameter in a measurement laboratory with controlled microclimate conditions ( $20 \pm 0.5$ ) °C. Reference measurements were collected based on the definition of basic geometric features using CALYPSO v4.8 software.

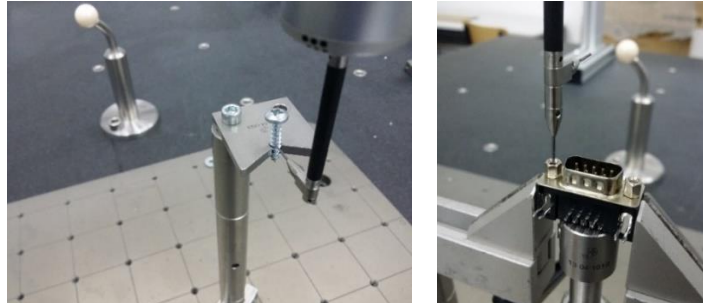


Fig. 3.9 Performed measurement using CMM CONTURA G2, CARL ZEISS

Objects with the measurements are shown in Fig. 3.10. Dimensional analysis was carried out on four groups of dimensional characteristics  $D(i)$ ,  $H(i)$ ,  $L(i)$  and  $d(i)$  (Fig. 3.10). Before performing measurements, fitting of nominal geometry to the reconstructed surface 3D models was carried out using the same approach consisting of fitting simple geometric features (plane, cylinder, circle) using the Gaussian Best Fit method.

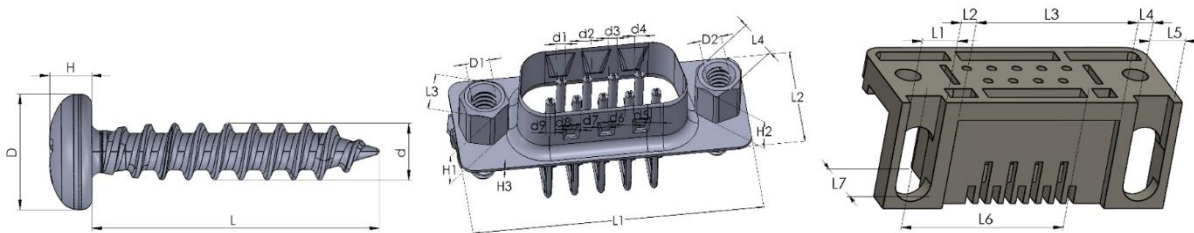
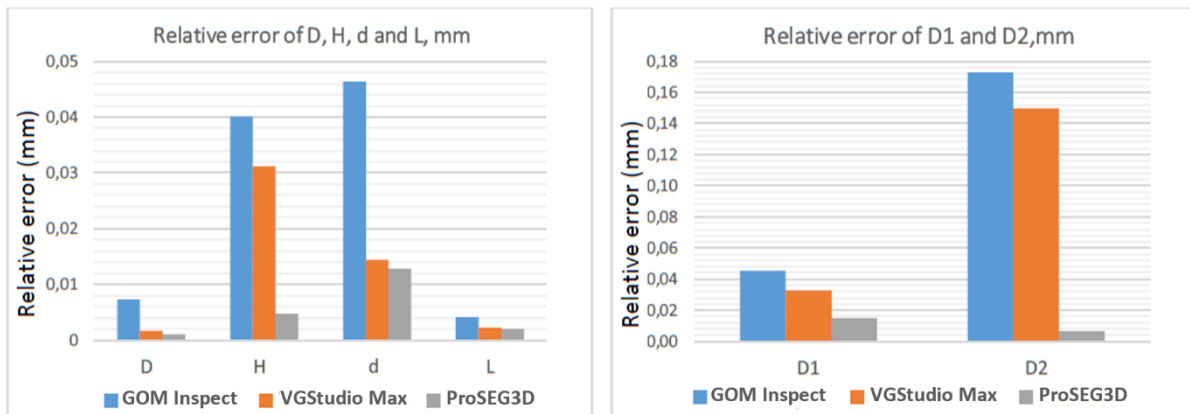


Fig. 3.10 Definition of four basic groups of dimensional characteristics  $D(i)$ ,  $H(i)$ ,  $L(i)$  and  $d(i)$  of the steel screw and DB-9M connector for the implementation of dimensional analysis

Comparison of relative error measurements of the dimensional characteristics for the steel screw is shown in Fig. 3.11a, while Fig. 3.11b-e show relative measurement errors of metal components with Fig. 3.11f showing relative error measurements of polymer housing for DB-9M connector. Relative error measurements are depicted for GOM Inspect software in blue, VGStudio Max in orange, and hybrid method in grey colour.



a)

b)

EXTENDED ABSTRACT

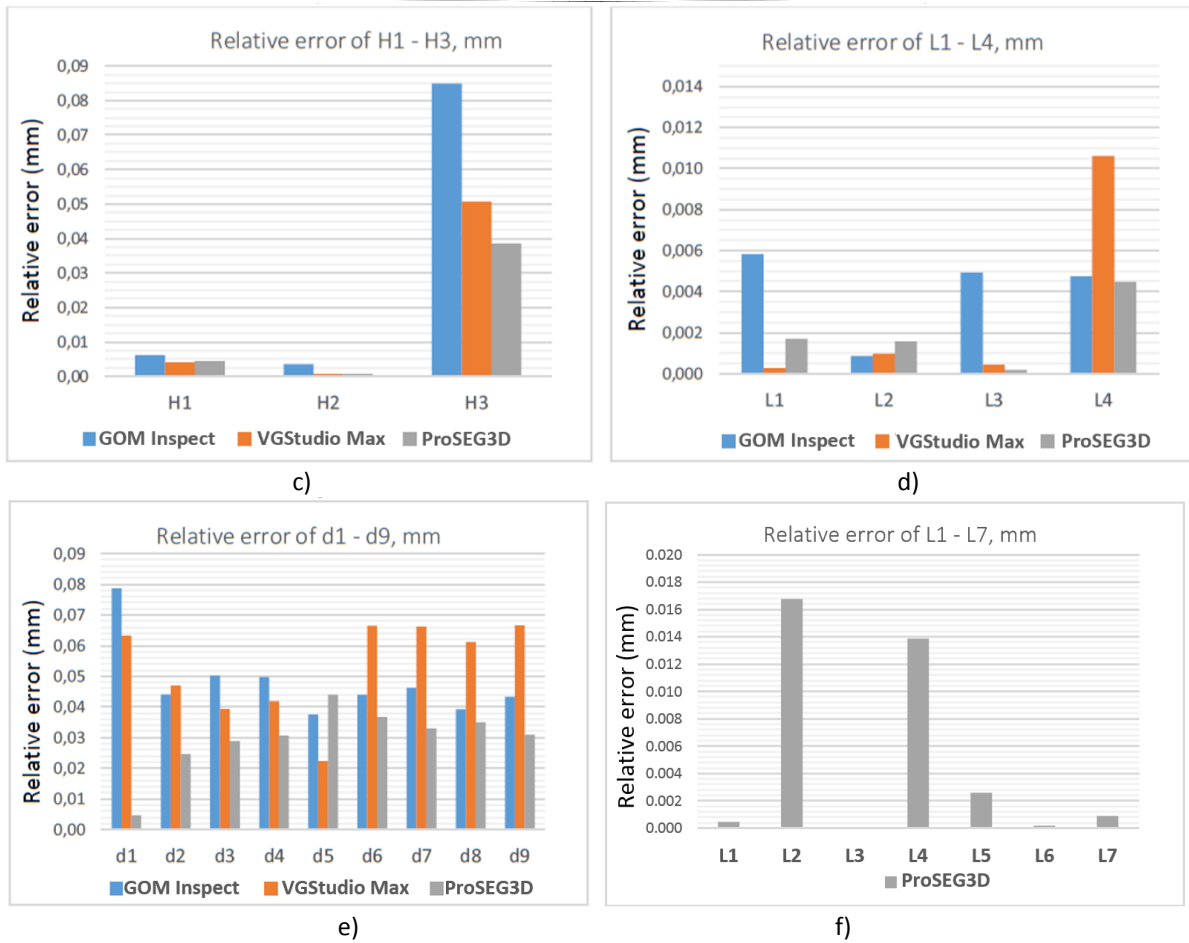


Fig. 3.11 Relative error measurements of dimensional characteristics  $D(i)$ ,  $H(i)$ ,  $L(i)$  and  $d(i)$  for the a) steel screw, b) to e) metal components and f) polymer housing of DB-9M connector (GOM Inspect and VGStudio Max errors are omitted since they were not able to generate adequate 3D model of polymer housing)

Fig. 3.11 confirms that the proposed hybrid approach represents a competent surface extraction tool. When comparing the results of ProSEG3D with the results of VGStudio Max software, obtained values for dimensional characteristics  $D$ ,  $d$  and  $L$  are very close. While high deviations are present for characteristic  $H$ , where the presence of artefacts is preventing accurate extraction of dimensional measurements in the case of VGStudio Max software. It can also be concluded that there are no significant effects of measuring distance on relative error measurements, taking into account the geometric characteristics  $H$  and  $L$ . The results of the relative error measurement of dimensional characteristics for metal components of DB-9M connector (Fig. 3.11b-e) show that large differences are observed for the diameter  $D2$ . The main cause for such a big relative error measurements using both GOM Inspect and VGStudio Max software is the presence of artefacts in the area around screw head, which disables the proper fitting of geometric features for conducting dimensional analysis. The relative measurement errors for the  $H1 - H3$  characteristics show that the biggest difference is observed for  $H3$  characteristic, which presents the thickness of the thin sheet. Relative error for the characteristics  $L1 - L4$  shows that for the characteristics  $L1$  (VGStudio Max) and  $L2$  (GOM Inspect) the minimal relative error was achieved using the other two software. However, consideration should be given to the large deviation in the GOM Inspect software for the  $L1$  and  $L3$  features, as well as the VGStudio Max software for the  $L4$  feature. Relative error measurement for the pins  $d1 - d9$  shows that by using the hybrid methodology relative measurement error was reduced by  $22.9 \mu\text{m}$  compared to VGStudio Max software and  $18.3 \mu\text{m}$  when compared to the GOM Inspect software. From the results shown, the total difference of the relative error measurement of all dimensional characteristics is reduced for both objects by the proposed hybrid methodology. Experimental analysis carried out on a steel screw shows that the highest absolute measuring error can be decreased to about  $5 \mu\text{m}$  using the proposed approach. For the metal components of the DB-9M connector proposed hybrid methodology achieves better results in the form of a reduced relative error measurement of  $21.3 \mu\text{m}$  versus VGStudio Max and  $23.4 \mu\text{m}$  compared to GOM Inspect, indicating the reduction of measurement errors that occur when measuring the

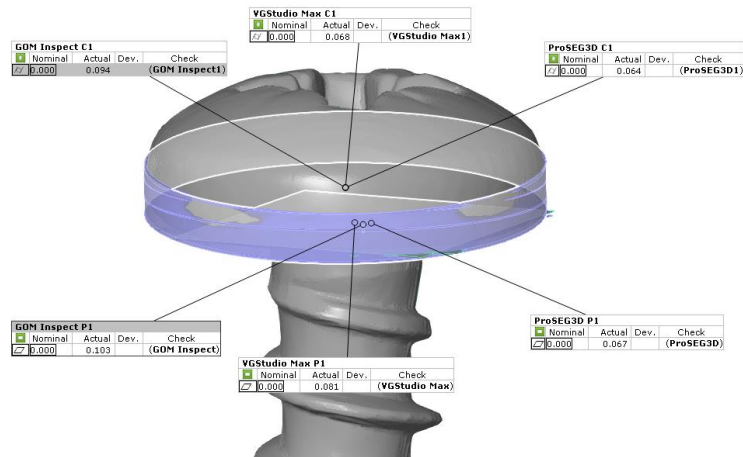


## EXTENDED ABSTRACT

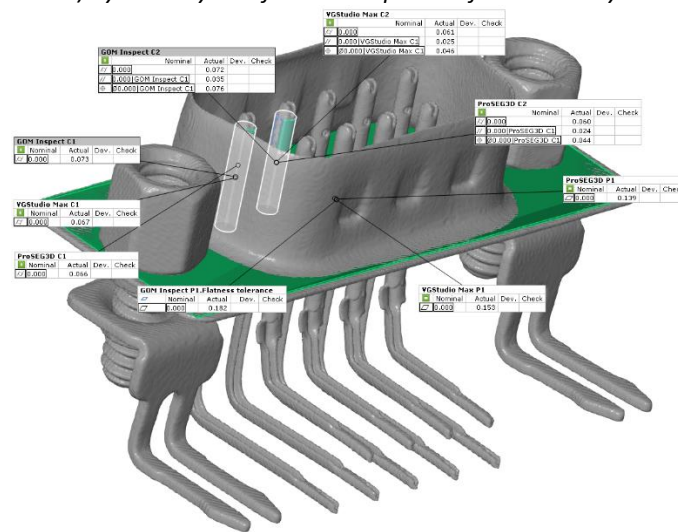
geometry of the 3D models using the proposed methodology. Presented results confirm the applicability and usefulness of the developed hybrid methodology, especially in terms of its ability to extract different materials present within MMC and increased accuracy of the performed measurements.

### 3.1.3 Geometric tolerancing analysis

In order to investigate the influence of surface reconstruction on the geometrical shape of the objects used for case studies 1 and 2, geometric tolerancing inspection was conducted. The measurement was performed using the same CMM that was used for dimensional analysis. Cylindricity and flatness were selected as geometric characteristics for inspection for case study 1, while for case study 2 are additionally inspected parallelism and true position. In the shape tolerance analysis, cylindrical measurements were made using a circle strategy, where the sampled points were defined at an equidistant distance of 0.1 mm, and where 2D circles were defined at a 0.1 mm interlock distance. Equidistant point strategy was also applied to defining measurement strategy for inspection of flatness on both objects. The same measurement procedure was performed for surface 3D models obtained using three software (GOM Inspect, VGStudio Max and ProSEG3D software), in order to compare the form deviations, in respect to the values obtained using CMM. Figure 3.12 shows the performed geometric tolerancing analysis, realized in GOM Inspect v2018 software for both case studies. For case study 2 the polymer housing was not included in this analysis because no adequate 3D models were obtained using GOM Inspect and VGStudio Max software.



a) Cylindricity and flatness inspection for case study 1



b) Cylindricity, flatness, parallelism and true position inspection for case study 2

Fig. 3.12 Geometric tolerancing analysis for case studies 1 and 2 using GOM Inspect, VGStudio Max and ProSEG3D software

## EXTENDED ABSTRACT

In table 3.5 are shown obtained values for case studies 1 and 2 when comparing all three software with the results obtained using CMM.

*Table 3.5 Numerical values obtained using CMM and three compared software GOM Inspect, VGStudio Max and ProSEG3D for both case studies*

	Geometric characteristics	CMM [mm]	GOM Inspect [mm]	VGStudio Max [mm]	ProSEG3D [mm]
Case study 1 (steel screw)	Cylindricity (C1)	0.062	0.094	0.068	0.064
	Flatness (P1)	0.018	0.103	0.081	0.067
Case study 2 (metal component)	Cylindricity (C1)	0.072	0.073	0.067	0.066
	Cylindricity (C2)	0.066	0.072	0.061	0.060
	Flatness (P1)	0.111	0.182	0.153	0.139
	Parallelism (C1-C2)	0.038	0.035	0.025	0.024
	True position (C1-C2)	0.041	0.076	0.046	0.044

Regarding the cylindricity in case study 1, when comparing the results obtained using CMM to results obtained by three analyzed software it can be observed that surface 3D model generated using GOM Inspect software shows the largest deviation, while ProSEG3D software shows the least deviations, which are also very close to the measured value obtained using CMM. For flatness evaluation in case study 1 the best results are obtained again using the 3D model from ProSEG3D software, while the GOM Inspect showed largest deviations from the results obtained using CMM. However, this analyses showed higher deviations between results obtained on CMM and surface 3D models comparing to those identified with cylindricity analysis. Previously commented shows that results of geometric tolerancing analysis of case study 1 correspond to the results of dimensional analysis.

For case study 2 it can be noticed that for cylindricity inspection (C1), very similar results are obtained using VGStudio Max and ProSEG3D software and CMM. Related to flatness inspection, the values obtained in all three compared software showed more distinct results when compared to results obtained using CMM. Largest deviations, when compared to CMM, are obtained using GOM Inspect software. Software VGStudio Max showed smaller deviations compared to GOM Inspect, while the closest results to CMM were obtained using proposed ProSEG3D software. Investigation of parallelism of C1-C2 pins showed that the best results were obtained using ProSEG3D software. Inspection of true position of the same pins also showed that the best results were obtained from the surface 3D model reconstructed using ProSEG3D software. All in all, it can be concluded that the results of geometric tolerancing analysis of case study 2 are following the results of dimensional analysis.

Certain deviations that are identified through geometric tolerancing analysis in case studies 1 and 2, indicate that the presence of artefacts can have an impact on the results of this analysis.

### 3.1.4 CAD-Inspection

For comparative analysis of reconstructed 3D geometry, CAD inspection of 3D models generated in the aforementioned three software was performed. CAD inspection was carried out in the GOM Inspect v2018 software. Before carrying out an inspection, it was necessary to perform the alignment of the generated 3D models with the CAD model. The alignment was performed by, first, pre-alignment of 3D models with CAD model, and then using the "Local best-fit" method. Fig. 3.13 shows the results of the CAD inspection, while the numerical deviation values are given in Table 3.6.

EXTENDED ABSTRACT

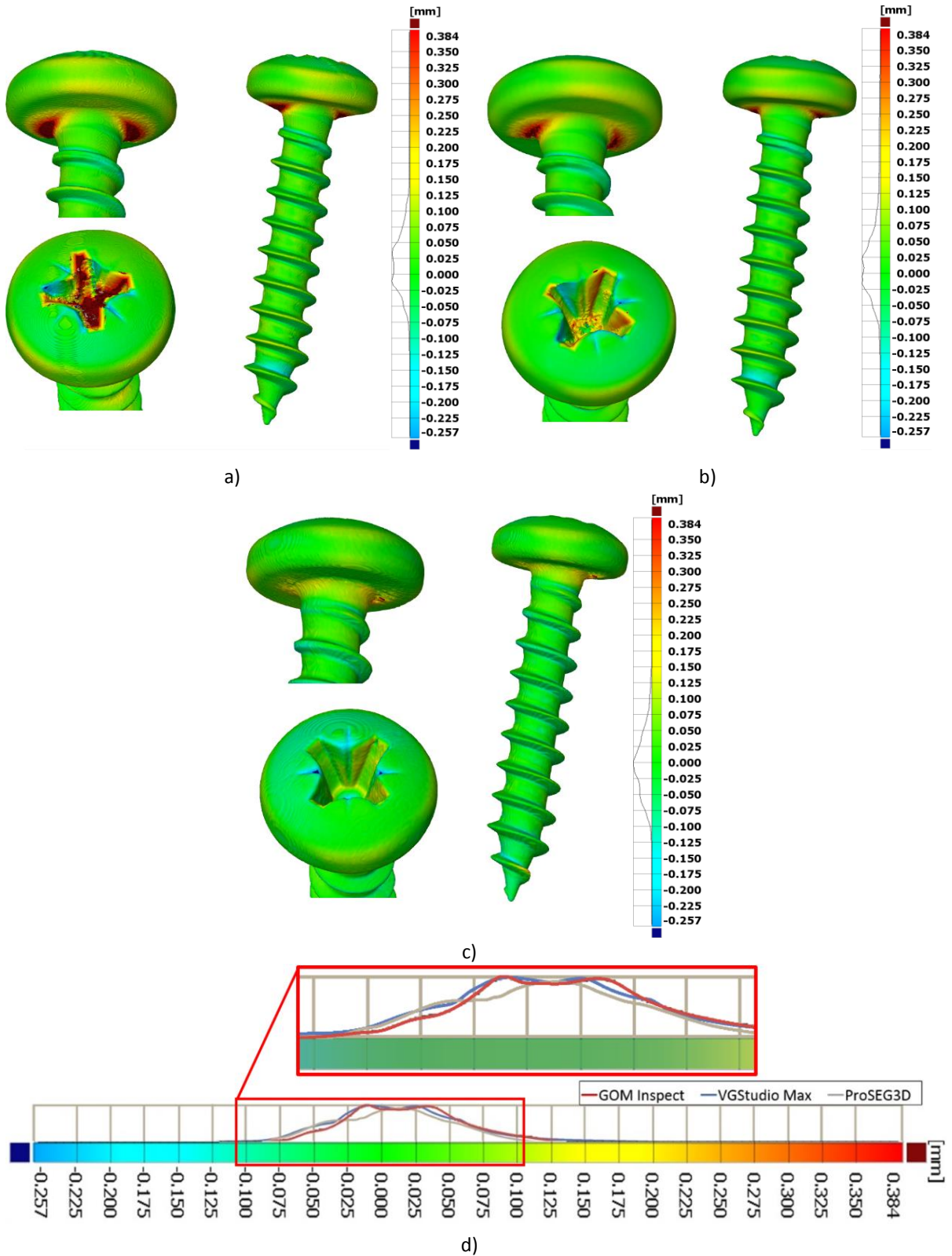


Fig. 3.13 CAD inspection of generated 3D models for case study 1 in a) GOM Inspect, b) VGStudio Max, c) proposed method and d) analysis of deviation histograms of three generated 3D models

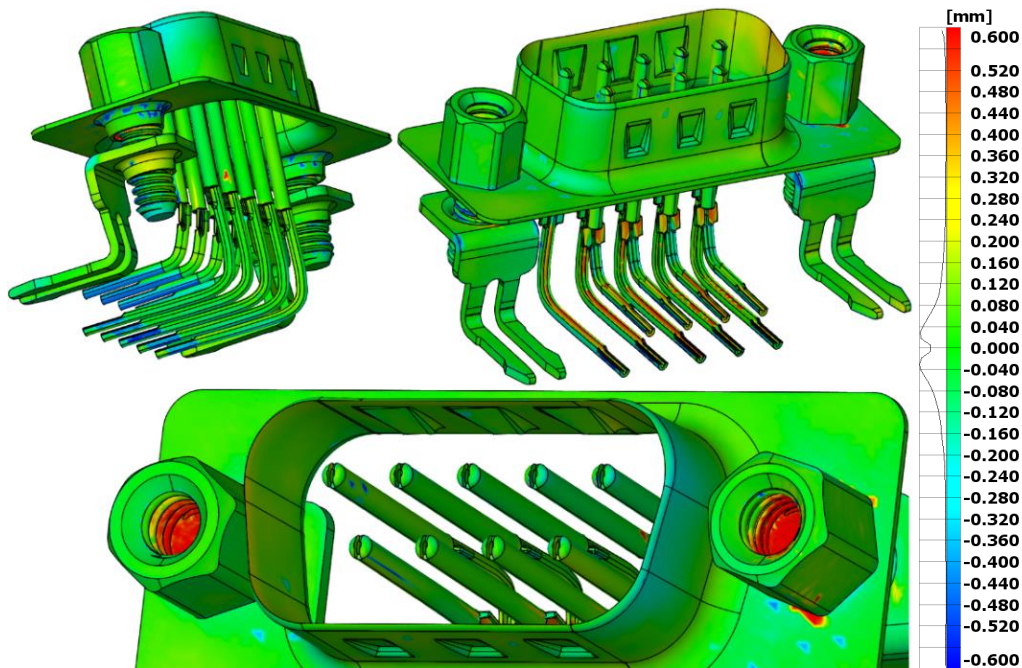
## EXTENDED ABSTRACT

*Table 3.6 Deviation results of CAD inspection for case study 1*

	Min. Max. distance	Deviation concentration	Mean distance	Distance std deviation
GOM Inspect	-0.075 +0.125	-0.015 +0.030	+0.061	+0.162
VGStudio Max	-0.075 +0.1	±0.025	+0.032	+0.091
ProSEG3D	-0.1 +0.075	+0,025 0,003	-0,002	+0.055

On the basis of the CAD inspection performed for all three 3D models for case study 1, it can be noticed that areas in which the noise is present on the screw head (shown in red colour) can be seen for 3D models generated using GOM Inspect (Fig. 3.13a) and VGStudio Max (Fig. 3.13b) software. The area shown in yellow colour on CAD-Inspection of the 3D model generated with the proposed method shows a significant reduction of noise in this area (Fig. 3.13c). Results of CAD inspection shown of Fig. 3.13d show the dimensional deviation of the generated 3D models when compared with the nominal CAD geometry where it can be seen that the 3D model generated using the proposed method (grey line) shows better results compared to the 3D models generated in GOM Inspect (red line) and VGStudio Max (Blue Line) software.

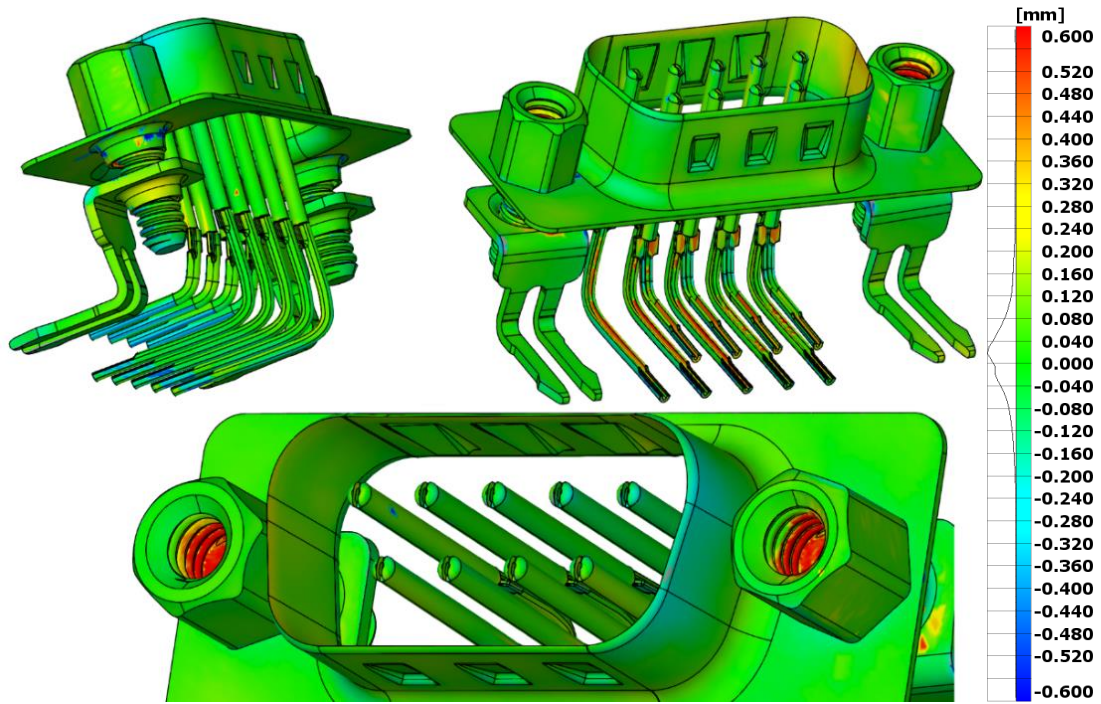
CAD-Inspection analysis was also carried out for case study 2 for metal components (Fig. 3.14) and polymer housing (Fig. 3.15) of the DB-9M connector with results presented in table 3.7. The alignment of the generated 3D models was performed in the same manner and the corresponding CAD model of the metal structure was performed, while the CAD inspection of the polymer housing was carried out only for the 3D model generated with the proposed hybrid methodology. The reason for this is, as previously mentioned, the inability of GOM Inspect and VGStudio Max software to reconstruct their corresponding 3D models.



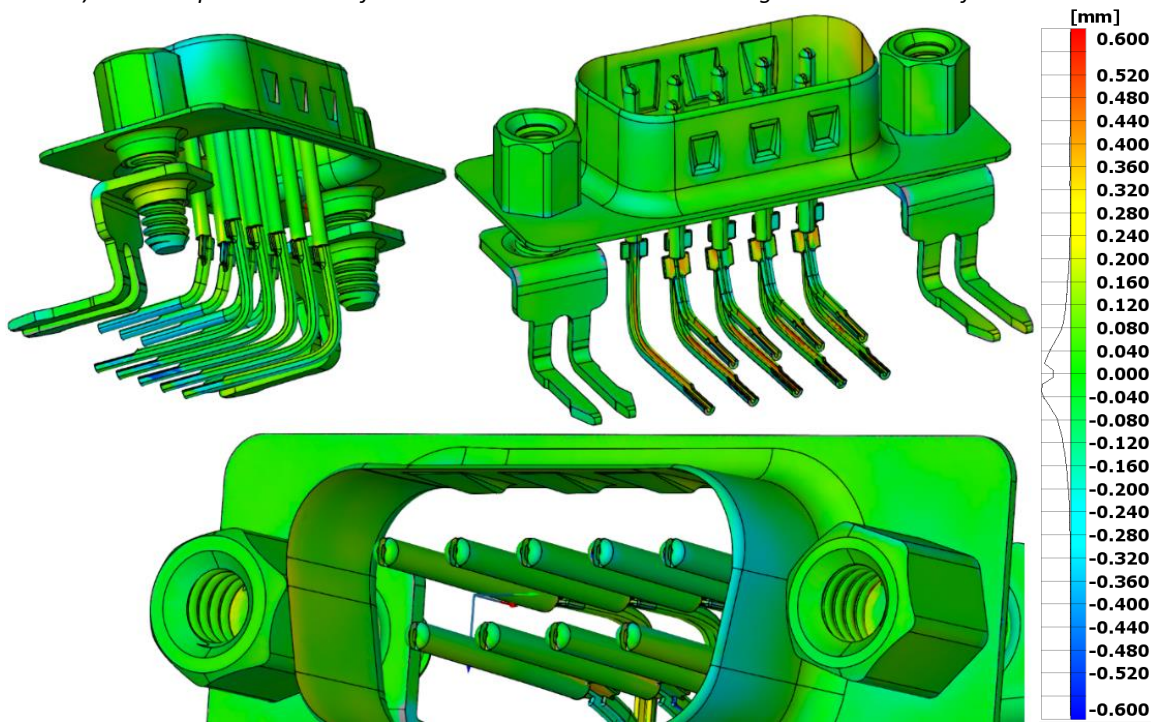
*a) CAD inspection results for the metal structure obtained using GOM Inspect software*



EXTENDED ABSTRACT

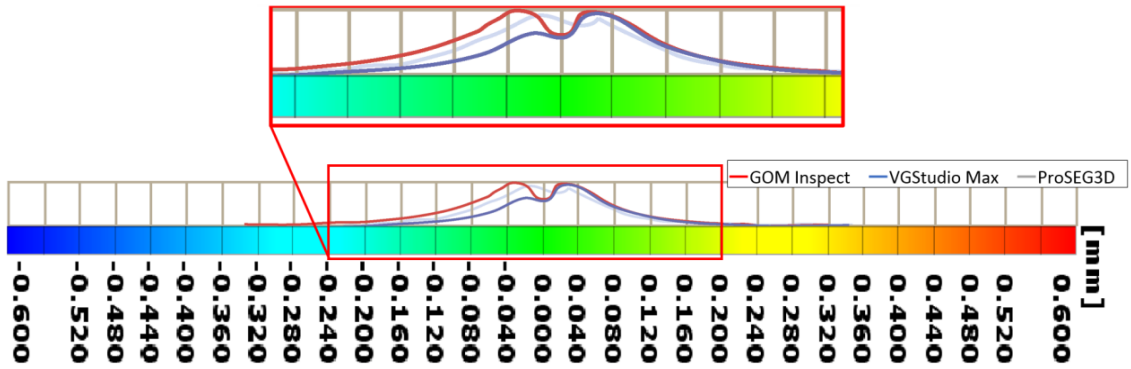


b) CAD inspection results for the metal structure obtained using VGStudio Max software



c) CAD inspection results for the metal structure obtained using ProSEG3D software

EXTENDED ABSTRACT



d) Analysis of deviation histograms of three generated 3D models for metal structure of DB-9M connector

Fig. 3.14 CAD inspection of generated 3D models for case study 2

Figure 3.15 shows the results of the CAD inspection for the 3D model of the polymer housing reconstructed using only the proposed ProSEG3D software, due to previously noted inability of adequate segmentation and extraction of polymer housing from CT images using the GOM Inspect and VGStudio Max software.

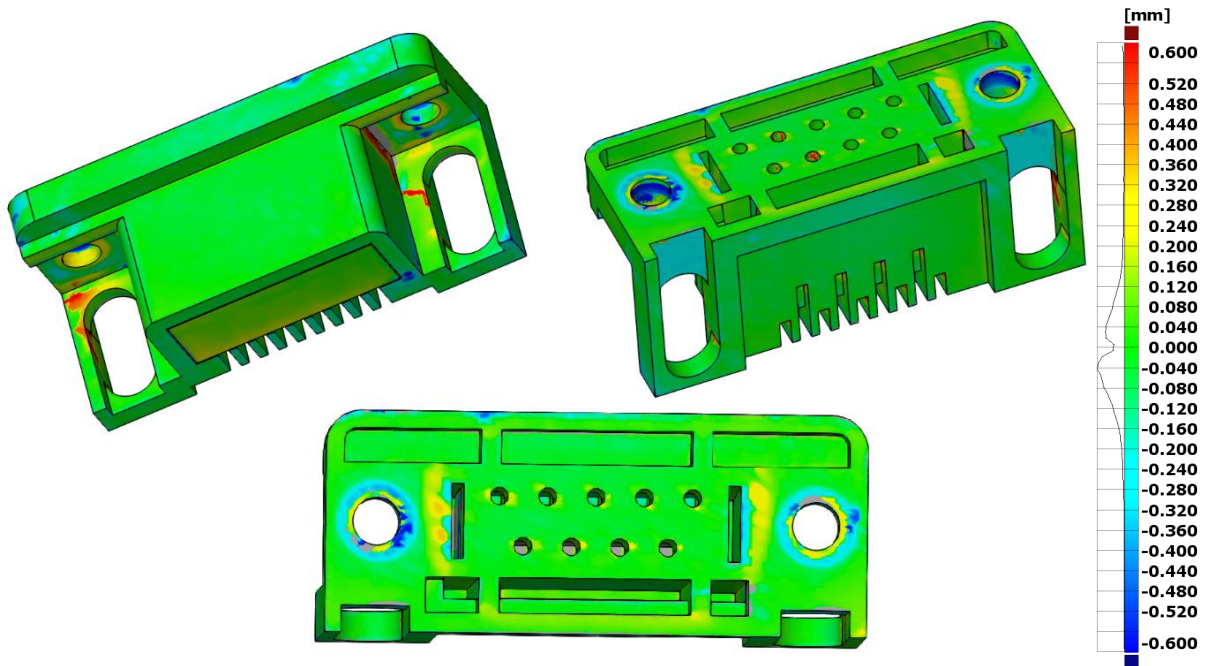


Fig. 3.15 CAD inspection of the 3D model of the polymer housing obtained using ProSEG3D software

Table 3.7 Results of CAD inspection for metal structure of case study 2

		Min. Max. distance	Deviation concentration	Mean distance	Distance std deviation
Metal components	GOM Inspect	±0.24	-0.02	+0.004	+0.178
	VGStudio Max	±0.2	+0.015	+0.023	+0.142
	ProSEG3D	±0.2	-0.015	-0.008	+0.124
Polymer housing	ProSEG3D	+0.22 -0.25	-0.04	-0.006	+0.158

## EXTENDED ABSTRACT

On the basis of the CAD inspection of the metal structure, it can be seen that the deviations for all three 3D models show similar deviations in the form of colour deviation, but with significant difference in the area inside the screw head where, due to the presence of noise, GOM Inspect (Fig. 3.14a) and VGStudio Max (Fig. 3.14b) software achieved worse results when compared to the proposed hybrid methodology (Fig. 3.14c). By comparing the deviation histograms (Fig. 3.14d) it can be seen that deviations are similar, but it can be noticed that the deviations for proposed method show a higher concentration around zero mark, which confirms the initial assumption of a higher level of accuracy of the generated 3D model.

### 3.2 Case study 3

Unlike with the field of mechanical engineering, where very high demands are placed on the dimensional accuracy of reconstructed objects from industrial X-ray CT systems, in the field of biomedical engineering this criterion, depending on the specific application, is usually lower. However, reconstruction of 3D models from medical CBCT datasets still presents a high priority. In this field there is a growing need for reconstruction of 3D models with higher accuracy, due to the fact that with the development of additive technologies and their expansion in these areas [170, 171] new possibilities are opening in the design and manufacturing of implants, prosthesis and medical models [172]. CBCT dataset used for the third case study was collected from a clinic in Novi Sad, on the CBCT scanner SOREDEX SCANORA 3D, and the acquisition parameters are shown in Table 3.8.

Table 3.8 Acquisition parameters used for case study 3 on a SOREDEX SCANORA 3D CBCT scanner

	X-ray energy (kV):	Current (mA):	Voxel size (X, Y, Z) (mm):	Image resolution XxY (pixel):	Number of images:
Case study 3	89	8	0.133	300 x 300	451

The performance of the hybrid model represented within the ProSEG3D software is compared with three other methods from the field of biomedical engineering, which are used for segmentation of medical CT images. The three methods used for comparative analysis are FCMLSM method [173], MFT method [174] and the MICO method [175].

Figure 3.16a shows a single 2D CBCT image and its display in pseudo-colour for easier identification of the artefacts (3.16b), and the reconstructed surface 3D model (Figure 3.16c) (3D model is generated in the software 3D DOCTOR v4.0) with impact the adequate surface reconstruction in that area and extraction of the 3D model of the upper jaw (*lat. maxilla*).

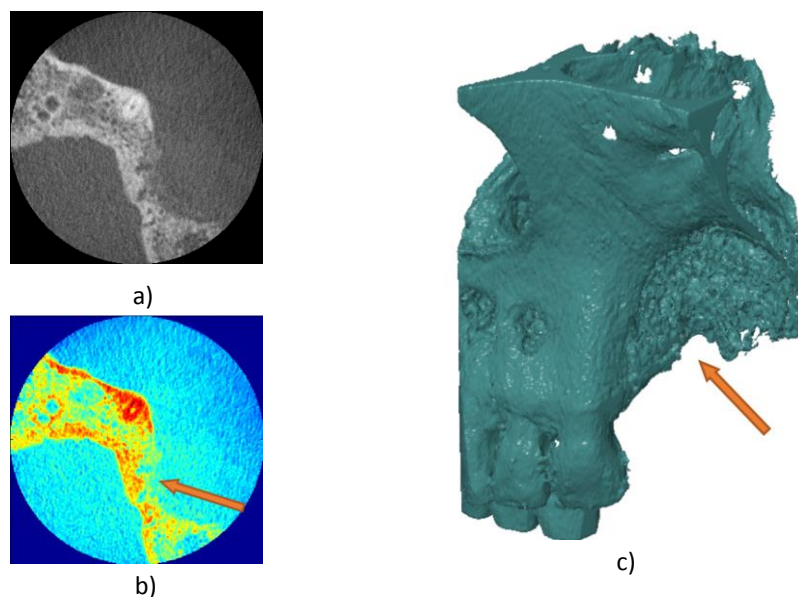


Fig. 3.16 Showing a) single 2D CT image, b) its display in pseudo-color and c) reconstructed 3D model in the 3D DOCTOR software



### 3.2.1 Application of the developed hybrid methodology

Figure 3.17 shows the selection process of the initial seed, as well as the image segmentation results using the RG method.

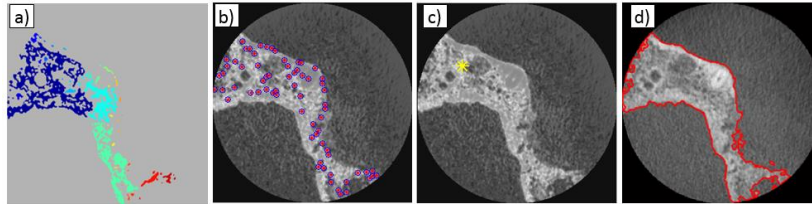


Fig. 3.17 Initial seed selection for RG method showing a) initial image binarization b) location of all detected regions in the image c) selected region with the highest STD value d) segmented CBCT image using the RG method with overlaid object borders on top of the original image

#### 3.2.1.1 2D profile line measurement

Figure 3.18 shows the results of FCM enhancement with CBCT image before (Fig. 3.18a) and after improvement Figure 3.18b to determine the differences between the two CBCT images. Results of profile line measurement are shown in Figure 3.18c.

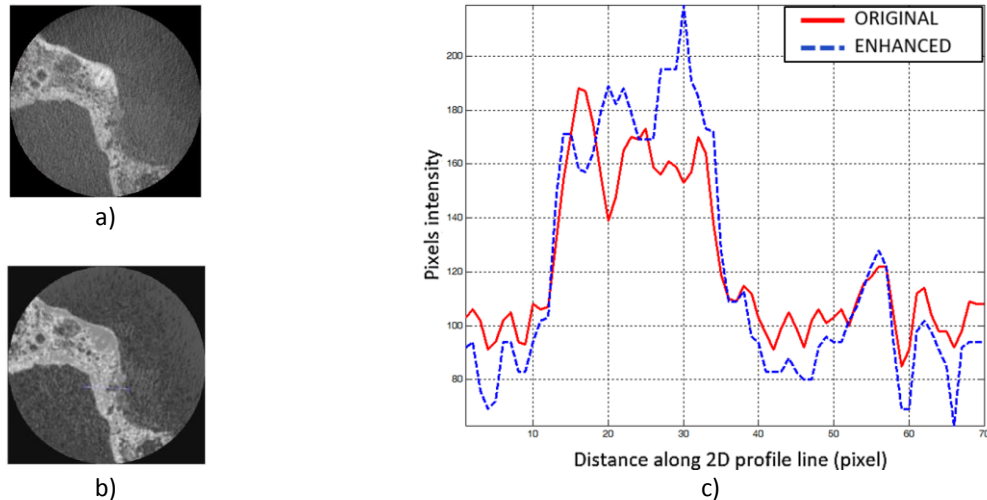
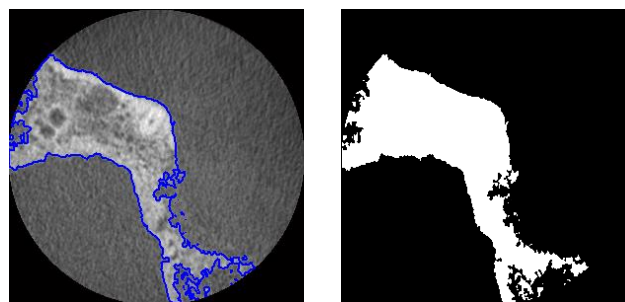


Fig. 3.18 2D profile line measurement on a) an original CBCT image, b) an improved CBCT image after application of FCM method, and a graph showing the intensity of the pixels before (red line) and after application of the FCM method (dashed blue line)

Figure 3.19 shows the results of segmentation on a single 2D CBCT image. The boundaries of the reference manual segmented CBCT image (Figure 3.19a) are shown in a blue line, while the performance of the represented hybrid model, integrated within ProSEG3D software, as well as other segmentation methods, is shown in red (Figure 3.19b-e). This CBCT dataset is also important for appropriate object reconstruction and analysis since the bone structure of the upper jaw has a porous structure and as such presents a problem in the adequate segmentation and reconstruction of the 3D model.



a) reference CBCT image shown in blue line



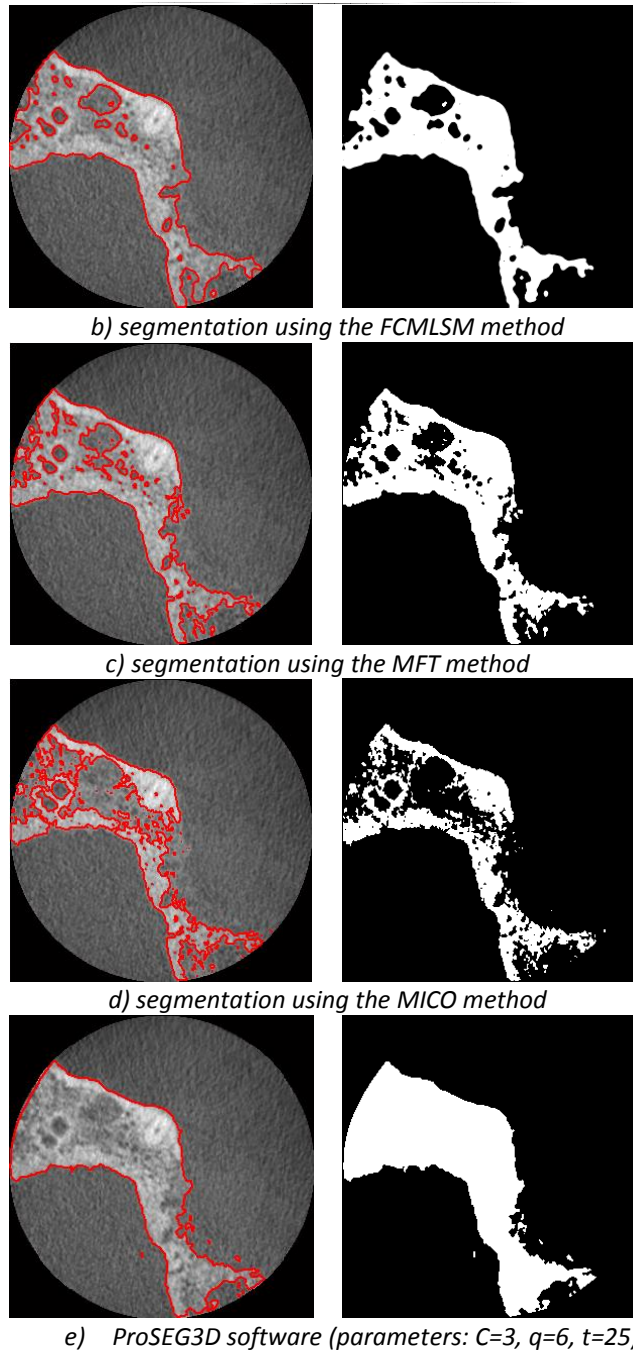


Fig. 3.19 CBCT image showing a) reference CBCT image - blue line, b) segmentation using the FCMLSM method, c) MFT method, d) MICO method and e) hybrid method within ProSEG3D software - red line.

Figure 3.20 presents the results of a comparative analysis of the ProSEG3D software and the segmentation methods FCMLSM, MFT and MICO for sensitivity and accuracy performance for a CBCT dataset. Based on the results, it can be concluded that the proposed hybrid methodology shows better results compared to other methods for sensitivity and accuracy parameters.

## EXTENDED ABSTRACT

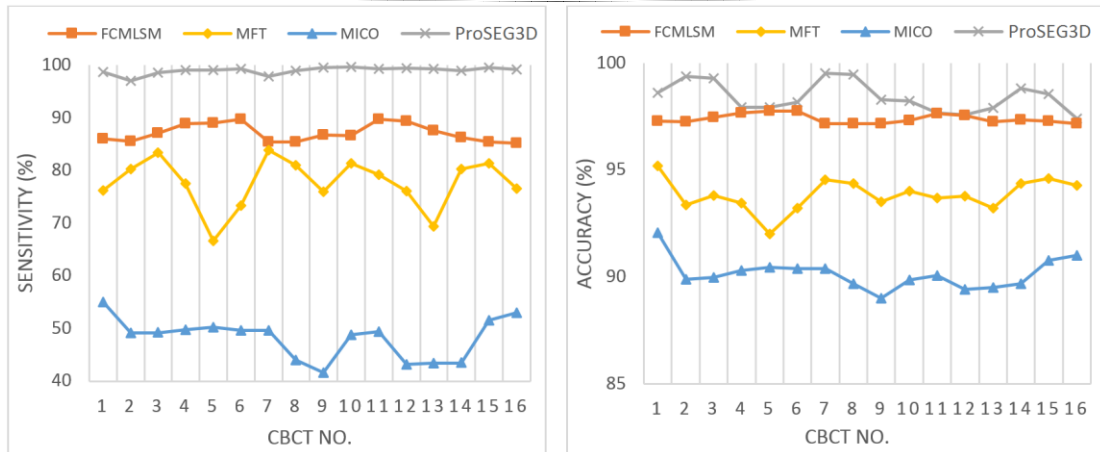


Fig. 3.20 Results of the sensitivity and accuracy metrics for FCMLSM, MFT, MICO and ProSEG3D software for CBCT dataset from case study 3

Table 3.9 presents the mean value results of the evaluation of the ProSEG3D software and other segmentation methods presented. It can be noted that the proposed hybrid methodology shows better results in terms of accuracy and sensitivity compared to other methods.

Table 3.9 The mean value of the classification using FCMLSM, MFT, MICO and the ProSEG3D software

	FCMLSM (%)		MFT (%)		MICO (%)		ProSEG3D (%)	
	Sensitivity	Accuracy	Sensitivity	Accuracy	Sensitivity	Accuracy	Sensitivity	Accuracy
CBCT	87.14	97.39	93.84	77.66	48.20	90.15	<b>98.98</b>	<b>98.42</b>

### 3.2.2 Segmentation performance

In order to determine the segmentation accuracy of reconstructed 2D binary CT images, they are compared with their reference CT images. Two accuracy indicators were applied, which are the Dice coefficient and the Jaccard index. The mean values of the Dice coefficient and Jaccard index are shown in the table 3.10.

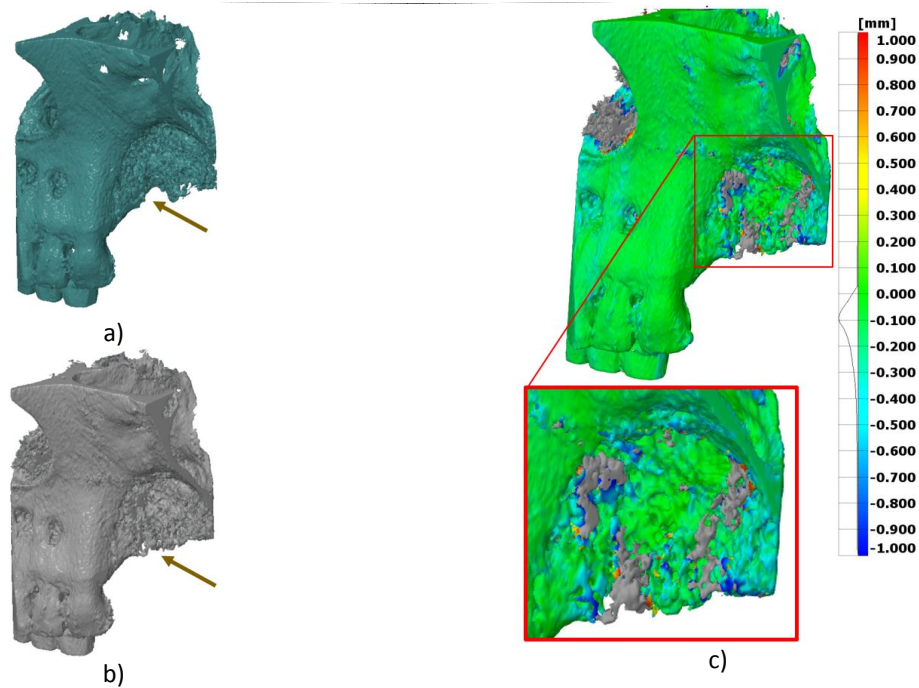
Table 3.10 Mean value of segmentation performance measurement (Dice coefficient and Jaccard index) using the FCMLSM, MFT, MICO, and the ProSEG3D software

Set	FCMLSM		MFT		MICO		ProSEG3D	
	Dice	Jaccard	Dice	Jaccard	Dice	Jaccard	Dice	Jaccard
CBCT	0.9189	0.8501	0.8443	0.7313	0.6237	0.4542	<b>0.9553</b>	<b>0.9152</b>

Based on the results presented in table 3.10, it can be seen that the presented ProSEG3D software yields a score of 0.9553 for the Dice coefficient and 0.9152 for the Jaccard index, which represents a high degree of overlap of segmented CBCT dataset with their reference images. It can also be noted that the proposed hybrid method significantly improves bone tissue detection based on the results of all similarity indices and overcomes all other segmentation methods.

### 3.2.3 CAD Inspection

Figure 3.21 shows the reconstructed surface 3D models where the original CBCT dataset has been segmented using 3D-DOCTOR v4.0 software (Fig. 3.21a), and using the hybrid methodology (Fig. 3.21b). Based on this inspection it is possible to notice the improvements resulting from the application of the hybrid methodology. Figure 3.21c shows the CAD inspection where two 3D models are compared.



*Fig.8.21 Comparative analysis of 3D models generated in a) 3D DOCTOR, b) ProSEG3D software and c) CAD inspection of two surface 3D models*

On the basis of conducted CAD inspection, it can be seen that the dimensional deviations between the two 3D models show a similar distribution. However, it can be noticed that the 3D model segmented and reconstructed using 3D DOCTOR v4.0 software shows less presence of bone structure (shown in grey on an enlarged detail) compared to the developed ProSEG3D software. Based on the histogram, deviations can be concluded that the deviations range from +0.03 mm to -0.4 mm, while the concentration of the deviations is located at around -0.1 mm. In this way, the improved accuracy of the 3D model generated by the application of ProSEG3D software is confirmed, as well as the improved extraction of the porous bone structure due to degraded quality of CBCT images.

#### 4. CONCLUSION

Computed tomography, although a relatively young technology that is intensively developing, is becoming increasingly important in the industry for the needs of 3D digitization, quality control and dimensional metrology. The key reason for such a trend is the ability of the CT system for non-destructive mapping of geometry, both external and internal structures of objects, often unavailable using other coordinate measuring systems. Having in mind the growing occurrence of multi-material components (MMC) manufactured from different materials, the measurement capabilities of CT systems have a significant advantage in modern industrial production. However, CT technology, as a developing technology is faced through its growing application with numerous challenges. One of the more important is the segmentation, which largely depends on the accuracy of these systems, where pixel intensity variation has a major impact on the segmentation process and the reconstruction of 3D models due to the fact that when defining the threshold parameters, there may be an under- or over-segmentation resulting in the reconstruction of 3D models with dimensionally different values. These challenges are especially expressed in surface extraction in complex cases, especially in the segmentation of MMC components, where it is necessary to display all the components from which MMC consists, and which are often made from materials with distinctly different densities (for example, metal and polymer). This implies large variations in pixel intensity in certain zones on 2D CT slices, which often cannot be overcome by using standard methods such as the adaptive threshold method or ISO 50%. In other words, adequate results are not obtained due to undersegmentation in some areas, while in other areas oversegmentation occurs, which is exactly the consequence of variation in the pixel intensity due to the application of materials of different specific densities. Research carried out within this doctoral dissertation was focused on finding a solution that would provide a better response to the challenges described above.

#### 4.1 Research results

The research conducted within this doctoral dissertation, focused on improving the accuracy and analysis of segmentation results from 2D CT images, resulted in the development of an innovative methodology applicable in the fields of industrial metrology and biomedical engineering. The developed methodology, realized in the form of a hybrid model for segmentation of images generated using computed tomography, is based on the application of different concepts and methods, which enable obtaining additional information in cases of low quality or impaired CT images (with the presence of artefacts and/or noise), contributing to a better reconstruction of 2D boundaries between different objects present on CT images. The hybrid model proved to be a robust method, which was successfully verified through three complex case studies. For the purpose of practical applicability based on the concept of the hybrid model, a software system in the MATLAB software, called ProSEG3D, was developed. Starting from the goal of the research of this doctoral dissertation, it can be concluded that the development of a hybrid model based on the application of the FCM and RG methods, as well as the ProSEG3D-based software for segmentation of X-ray CT images, is completely fulfilled. The aim of the research was also to include the practical application of the hybrid model, through the developed ProSEG3D software. The results of the realized case studies, through which the hybrid model verification was carried out, which included the segmentation of CT images generated on the industrial CT system NIKON and the medical CT system SOREDEX, fully confirm the functionality and efficiency of the hybrid model, i.e. the ProSEG3D software. The application of the hybrid model has shown better results in terms of extracting important information from CT images in a comparative analysis with other current methods and commercial software. The advantages of the hybrid model are particularly significant in the segmentation of MMCs and their 2D CT images acquired on CT systems with one X-ray source and one detector, where the goal was to display and reconstruct all present objects (made mostly of different materials). Thus, the application of a CT system with one detector, which has a much more affordable price compared to double-detector systems, makes it significantly more competitive. All three case studies have been confirmed by detailed graphically and tabular presented results using appropriate analyzes that are characteristic for the field of research. Case studies on industrial CT images showed the effectiveness of the clustering phase in contrast improvement on CT images containing MMCs. Using the method of mathematical image quality indicators, it has been found that the application of this approach, for improving the image acquisition using the FCM method, yields very good results, while the automated segmentation procedure using the RG method allows high level of accuracy for the extraction of 2D boundaries necessary for the reconstruction of dimensionally more accurate surface 3D models. The results of the verification are confirmed by the effectiveness of the developed innovative approach to the initial seed selection within the RG method, which is based on the analysis of the standard deviation of the pixels intensity on the CT image. The results of the analysis in the form of absolute and relative measurement errors, then the comparison of the total volume of objects, as well as the analysis of the profile 2D line in the analysis of segmentation results, show a high level of geometric compliance with the reference 3D models, as well as with dimensional reference measurements carried out using tactile CMM. A case study from the field of biomedical engineering, through the application of modern and most frequently applied statistical evaluators, confirmed that the application of the hybrid model yields better results compared to other methods from scientific literary sources.

#### 4.2 Future research directions

The architecture of the developed hybrid model, and the ProSEG3D software, enables further development in order to improve overall performance. Future research, in this context, can be classified into several key directions:

- *Integration of new methods for segmentation into the developed model, i.e. ProSEG3D software* – by adding new and existing methods possibilities of application would increase.
- *Testing/verifying the developed hybrid model on CT images generated on other CT systems* - analysis and verification of the hybrid model with the acquisition results collected from other different CT systems.
- *Measurement uncertainty analysis* - taking into account that measurement uncertainty is often unknown future research will also focus on this area.
- *Time efficiency of the ProSEG3D software* - the processing of these CT images in MATLAB program system requires a lot of operational RAM memory, so future research will focus in improving this.
- *Integration of the developed hybrid model into other commercial software* - one of the possibilities is certainly the implementation of the developed hybrid model in other commercially available software.