

PEMBINAAN SEMULA IMEJ DAN ANALISIS TOMOGRAFI BERKOMPUTER
MENGUNAKAN KAEDAH LELARAN

MOHD SOYAPI BIN MOHD YUSOFF

TESIS YANG DIKEMUKAKAN UNTUK MEMPEROLEH IJAZAH
DOKTOR FALSAFAH

INSTITUT IR4.0 (IIR4.0)
UNIVERSITI KEBANGSAAN MALAYSIA
BANGI

2022



UNIVERSITI KEBANGSAAN MALAYSIA

The National University of Malaysia

**PERAKUAN TESIS SARJANA / DOKTOR FALSAFAH
(DECLARATION OF MASTER / DOCTOR OF PHILOSOPHY THESIS)**

A. MAKLUMAT PELAJAR/STUDENT DETAILS		
Nama Name	Mohd Soyapi Bin Mohd Yusoff	
No. Pendaftaran Registration No.	P77978	
Fakulti/Institut Faculty/Institute	Institut IR4.0 (IIR4.0)	
Program Pengajian Program of Study	Sarjana / Doktor Falsafah Masters / Doctor of Philosophy	
Tajuk Tesis Thesis Title	Pembinaan Semula Imej Dan Analisis Tomografi Berkomputer Menggunakan Kaedah Lelaran	
Mel-e/Email: soyapi81@gmail.com		No. Telefon/Tel.No: 01163426826
B. PERAKUAN / DECLARATION		
Merujuk kepada Dasar Harta Intelek UKM 2018, tesis adalah hak milik UKM seperti keterangan dibawah: 4.2.1 Harta Intelek yang direka cipta oleh pelajar termasuk tesis dan semua hasil penyelidikan ditulis oleh Pelajar UKM dalam tempoh pengajiannya di UKM direka cipta, dibangunkan atau dihasilkan menggunakan kemudahan, bahan, dana, atau sumber lain adalah hak milik UKM melainkan dinyatakan sebaliknya dalam Dasar ini atau dipersetujui sebaliknya oleh UKM dan Pelajar/Penaja. Referring to the UKM Intellectual Property Policy 2018, the thesis is the property of UKM as described below: 4.2.1 Intellectual property created by the student, including the thesis and all research output produced by the UKM Student during their studies at UKM, including designed, developed or produced output using facilities, materials, funds, or other resources are the property of UKM unless otherwise stated in this Policy or otherwise agreed by UKM and the Student/Sponsor.		
	RAHSIA CONFIDENTIAL	Mengandungi maklumat rahsia di bawah AKTA RAHSIA RASMI 1972 <i>Consisting of classified information under the OFFICIAL SECRETS ACT 1972</i>
	TERHAD RESTRICTED	Mengandungi maklumat TERHAD yang telah ditentukan oleh organisasi / badan di mana penyelidikan dijalankan <i>Consisting of RESTRICTED information which has been determined by the organisation/body where the research was conducted</i>
✓	AKSES TERBUKA/ TIDAK TERHAD OPEN ACCESS/ NON-RESTRICTED	Saya membenarkan tesis ini diterbitkan secara akses terbuka, teks penuh atau dibuat salinan untuk tujuan pengajian, pembelajaran & penyelidikan sahaja <i>I give permission for this thesis to be published through open access, full text or copied only for study, learning, and research purposes.</i>

Bagi kategori Akses Terbuka/Tidak Terhad, saya membenarkan tesis (Sarjana/Doktor Falsafah) ini di simpan di Perpustakaan Universiti Kebangsaan Malaysia (UKM)* dengan syarat-syarat kegunaan seperti berikut:

For the Open Access/Non-Restricted category, I permit this (Master's/Doctoral) Thesis to be kept in the Universiti Kebangsaan Malaysia (UKM) Library with the following conditions:

1. Perpustakaan UKM mempunyai hak untuk membuat salinan untuk tujuan pengajian, pembelajaran, penyelidikan sahaja.

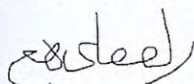
UKM Library has the right to reproduce the thesis only for study, learning and research purposes.

2. Perpustakaan Universiti Kebangsaan Malaysia dibenarkan membuat satu (1) salinan tesis ini untuk tujuan pertukaran antara institusi pengajian tinggi dan mana-mana badan/ agensi kerajaan, tertakluk kepada terma dan syarat.

UKM Library is allowed to make one (1) copy of this thesis for exchange purposes among higher education institutions and any government body/agency, subject to the terms and conditions.

Saya mengakui maklumat & tesis yang diberikan adalah benar & terkini.

I acknowledge the information & the thesis provided are correct & current.



Tandatangan Pelajar:
Student's Signature

Tarikh / Date: 30 Disember 2021

Saya memperakukan maklumat & tesis yang diberikan adalah benar & terkini.

I verify that the information & the thesis provided are correct & current.



Tandatangan Penyelia / Supervisor's Signature:

Nama / Name: Prof. Dr. Riza Sulaiman

Cop Rasmi / Official Stamp:

PROF. DR. RIZA SULAIMAN
FELO KANAN
Institut IIR4.0 (IIR4.0)
Universiti Kebangsaan Malaysia

Tarikh / Date: 30 Disember 2021

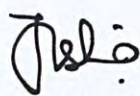
C. PENGESAHAN FAKULTI/INSTITUT | VERIFICATION OF FACULTY/INSTITUTE

Tandatangan/Signature:

Nama/Name:

Tarikh/Date:

Cop Rasmi/Official Stamp:



PROF. DR. HASLINA ARSHAD
PENGARAH
INSTITUT IR4.0 (IIR4.0)
UNIVERSITI KEBANGSAAN MALAYSIA

**Kuatkuasa: 15 Julai 2021

PENGAKUAN

Saya akui laporan penyelidikan ini hasil kerja saya sendiri kecuali nukilan dan ringkasan yang tiap-tiap satunya telah saya jelaskan sumbernya.

13 Januari 2022

MOHD SOYAPI BIN MOHD YUSOFF
P77978

PENGHARGAAN

Syukur Alhamdulillah kepada Allah S.W.T di atas limpah dan kurniaNya yang memberikan saya kesihatan yang baik, masa dan kematangan fikiran untuk menyiapkan kajian ini dalam bentuk sebegini rupa. Jutaan terima kasih yang rasanya tidak saya mampu untuk balas kembali hingga ke akhir hayat saya kepada penyelia Prof. Dr. Riza bin Sulaiman atas bantuan yang begitu besar, bimbingan, teguran dan nasihat yang begitu berguna sepanjang tempoh kajian ini. Segala bantuan, semangat, strategi dan kebijaksanaan beliau telah banyak mengajar saya untuk menjadi seorang penyelidik yang baik.

Saya mengucapkan terima kasih kepada semua warga Institut IR4.0, rakan dan pelajar pasca siswazah di atas bantuan, persahabatan dan persekitaran yang menyenangkan sepanjang pengajian di Institut IR4.0 (IIR4.0), Universiti Kebangsaan Malaysia.

Ribuan terima kasih kepada kedua-dua ibu bapa yang saya hormati, Tn. Hj. Mohd Yusoff bin Dollah dan Pn. Hj. Saudah binti Harun yang sentiasa memberi kasih sayang, dorongan, doa, peringatan dan panduan hidup yang amat saya perlukan. Ucapan terima kasih kepada isteri tersayang, Pn. Rosmeni binti Abdullah dan ketiga anak lelaki, Muhammad Amirul Adli, Muhammad Helmi Hariiri dan Muhammad Amir Firdaus atas kesabaran, sokongan, bantuan, toleransi, cinta dan doa kalian, sehingga pengajian ini disempurnakan dengan jayanya. Sesungguhnya segala pengorbanan yang telah dilakukan amat saya sanjungi dan akan saya ingati sepanjang hayat ini.

Penghargaan juga ditujukan kepada semua yang terlibat sama ada secara langsung atau tidak langsung membantu untuk menjayakan kajian ini. Akhirnya saya berdoa kepada Allah S.W.T dengan harapan kajian ini dapat memberi faedah yang berguna kepada kita semua.

ABSTRAK

Tomografi berkomputer digunakan untuk melakukan ujian tanpa musnah bagi melihat bahagian dalaman sesuatu objek tanpa perlu mengerat objek berkenaan. Bidang penyelidikan tomografi berkomputer melibatkan pembinaan semula imej 2D dan 3D daripada data unjuran pengimbas CT. Penyelidikan ini adalah bertujuan untuk mendapatkan penjelasan mengenai dimensi pengetahuan pengimbas CT dan pembinaan semula imej CT. Kajian ini dimulakan dengan mengkaji persekitaran sistem perolehan data dan pembangunan satu prototaip aplikasi pembinaan semula imej pengimbas CT yang melibatkan data generasi ke-4 dan ke-5. Seterusnya, mengenalpasti kaedah untuk menjana data sintetik 2D pengimbas CT dan menguji aplikasi prototaip pembinaan semula imej CT. Seterusnya, mengenalpasti kaedah penggabungan data unjuran imej 2D yang sesuai untuk membentuk imej 3D. Kajian terakhir adalah mengenalpasti kaedah untuk menganalisis data dan mengukur kualiti aplikasi pembinaan semula imej CT. Data unjuran sintetik tomografi berkomputer atau sinogram dihasilkan melalui proses transformasi Radon ke hadapan. Manakala imej CT pula dihasilkan daripada proses transformasi Radon ke belakang. Pembentukan data unjuran 3D dilakukan melalui proses tindakan data unjuran 2D mengikut susunan tertentu. Kaedah lelaran 2D yang diaplikasikan dalam pembinaan semula imej tomografi berkomputer terbahagi kepada dua kaedah iaitu kaedah lelaran ART dan SIRT. Pengimbas imej CBCT menghasilkan imej 3D tomografi berkomputer dengan mengaplikasikan algoritma penyongsangan data unjuran 1D. Penukaran data imej 2D dalam format MATLAB kepada data imej 2D format DICOM diperlukan untuk melakukan tindakan data imej 2D kepada data imej 3D. Teknologi lama perlu diperbaharui untuk bergerak seiring dengan kemajuan teknologi maklumat dalam era revolusi perindustrian. Penghantaran satu fail digital 3D melalui rangkaian komputer lebih cekap berbanding ratusan fail digital 2D. Penggunaan ruang storan komputer dapat dikurangkan jika data imej DICOM 2D ditukarkan kepada data imej 3D. Kajian imej 3D meliputi pengvisualan imej voksel menggunakan enjin voksel Gibbon, imej permukaan iso dan imej CBCT. Ujian statistik Shapiro-Wilk digunakan untuk menentukan kenormalan data lelaran ART manakala ujian statistik Kolmogorov-Smirnov digunakan untuk menentukan kenormalan data lelaran SIRT. Ujian statistik analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehal digunakan untuk pengujian hipotesis nol kaedah lelaran ART dan SIRT. Ujian statistik analisis varians ANOVA sehal digunakan untuk pengujian hipotesis nol kaedah lelaran SIRT. Ujian Kruskal-Wallis menolak hipotesis nol yang menyatakan bahawa ketiga-tiga sampel data ART berasal daripada taburan masa penambahbaikan yang sama pada tahap signifikan 0.01. Ujian Kruskal-Wallis dan ujian ANOVA menolak hipotesis nol yang menyatakan bahawa keenam-enam sampel data SIRT berasal daripada taburan masa penambahbaikan yang sama pada tahap signifikan 0.01.

IMAGE RECONSTRUCTION AND ANALYSIS OF COMPUTED TOMOGRAPHY USING ITERATIVE METHODS

ABSTRACT

Computed tomography (CT) is used to perform non-destructive testing to see the inside of an object without having to cut the object open. Research in a field of computed tomography involves the reconstruction of 2D and 3D images from CT scanner projection data. This research is aimed at obtaining the knowledge dimensions of CT scanners and CT image reconstruction. This research began by studying the data acquisition system environment and the development of a prototype CT scan image reconstruction using 4th and 5th generation data. Then, identify methods to generate 2D CT scanner synthetic data and test the application of CT image reconstruction prototypes. Next, identify the appropriate methods of combining 2D data image projection to form 3D images. The final study is to identify methods for analysing data and measuring the quality of CT image reconstruction applications. The synthetic data projection of computed tomography or sinogram is generated through the process of forward Radon transformation and CT images are produced from the process of backwards Radon transformation. The formation of 3D data projection is done through the process of stacking 2D projection data in a certain order. The 2D iteration method applied in the reconstruction of computed tomography images is divided into two methods, namely an ART and SIRT iteration method. CBCT image scanners generate computed tomography 3D images by applying algorithm of 1D data projection inversion. The conversion of 2D image data in MATLAB format to 2D image data DICOM format is needed to stack image data 2D to image data 3D. Old technology needs to be renewed to keep pace with the advancement of information technology in the era of the industrial revolution. Transmission of a single 3D digital file over a computer network is more efficient than hundreds of 2D DICOM digital files. The use of computer storage space can be reduced if the DICOM 2D image data is converted to 3D image data. This 3D image study covers the visualization of voxel images using Gibbon voxel engines, iso surface images and CBCT images. The Shapiro-Wilk statistical test was used to determine the normality of ART data while the Kolmogorov-Smirnov statistical test was used to determine the normality of SIRT data. One-way statistical analysis of the Kruskal-Wallis variance analysis (ANOVA) was used to test the null hypothesis of ART and SIRT iteration methods. One-way ANOVA variance analysis statistical test was used to test the null hypothesis of the SIRT iteration method. The Kruskal-Wallis test rejected the null hypothesis stating that all three samples of ART data came from the same improvement time distribution at a significance level of 0.01. The Kruskal-Wallis test and the ANOVA test rejected the null hypothesis stating that all six samples of SIRT data came from the same improvement time distribution at a significance level of 0.01.

KANDUNGAN

	Halaman
PENGAKUAN	ii
PENGHARGAAN	iii
ABSTRAK	iv
ABSTRACT	v
KANDUNGAN	vi
SENARAI JADUAL	xii
SENARAI ILUSTRASI	xiv
SENARAI SINGKATAN	xxiii
 BAB I PENGENALAN	
1.1 Latar belakang Penyelidikan	1
1.1.1 Organisasi bab	2
1.1.2 Latar belakang sejarah	2
1.1.3 Evolusi tomografi berkomputer	3
1.1.4 Penjenisan tomografi berkomputer	4
1.2 Motivasi Kajian Awalan	5
1.2.1 Kenyataan tujuan kajian	5
1.2.2 Sistem perolehan data	6
1.2.3 Sistem pembinaan semula imej	6
1.3 Pernyataan Masalah	7
1.3.1 Definisi masalah	7
1.4 Soalan Penyelidikan	8
1.5 Objektif Penyelidikan	9
1.6 Hipotesis Penyelidikan	11
1.7 Reka Bentuk Penyelidikan	13
1.7.1 Pemetaan konseptual	13
1.8 Kepentingan Penyelidikan	19
1.9 Sempadan Penyelidikan	20
1.9.1 Sempadan perkakasan dan perisian	20
1.10 Konsep Kerangka Kerja Penyelidikan	22
1.10.1 Dimensi-dimensi kaedah pembangunan	22

1.10.2	Elemen-elemen kaedah pembangunan	23
1.10.3	Dimensi pendekatan penyelidikan	25
1.10.4	Elemen-elemen pendekatan penyelidikan	26
1.11	Organisasi Tesis	28
1.12	Ringkasan	28

BAB II TINJAUAN LITERATUR

2.1	Pengenalan	32
2.1.1	Tomografi berkomputer	32
2.1.2	Data pengimbas CT	33
2.1.3	Pengimbas CT konvensional	34
2.1.4	Tomografi Berkomputer Sinaran Kon (CBCT)	35
2.1.5	Sumber radioaktif	35
2.1.6	Pengesan radioaktif	37
2.1.7	Manfaat dan risiko CT	39
2.2	Revolusi Model Fizikal Pengimbas CT	39
2.2.1	Pengimbas CT generasi pertama	39
2.2.2	Pengimbas CT generasi kedua	40
2.2.3	Pengimbas CT generasi ketiga	41
2.2.4	Pengimbas CT generasi keempat	43
2.2.5	Pengimbas CT generasi kelima	45
2.2.6	Pembinaan semula imej kaedah analitikal	47
2.2.7	Pembinaan semula imej kaedah lelaran	48
2.3	Perolehan Data Pengimbas CT	48
2.3.1	Teori kamiran garis lurus	50
2.3.2	Data numerik 1D dan 2D	51
2.3.3	Data numerik 3D	51
2.3.4	Interpolasi	52
2.3.5	Transformasi Radon	54
2.3.6	Transformasi songsang Radon	57
2.4	Algoritma Pembinaan Imej	57
2.4.1	Matriks putaran 2D	58
2.4.2	Matriks putaran 3D	60
2.4.3	Transformasi putaran Euler	61
2.4.4	Transformasi Fourier	66
2.4.5	Transformasi songsang Fourier	69
2.4.6	Piksels berbanding voksels	70
2.4.7	Konvolusi 1D dan 2D	70
2.4.8	Kaedah unjuran ke belakang	71
2.4.9	Kaedah unjuran ke belakang bertapis	72
2.4.10	Siri pengembangan matematik (Lelaran)	73
2.4.11	Teknik pembinaan semula algebra (ART)	73
2.4.12	Teknik pembinaan semula lelaran serentak (SIRT)	74

2.4.13	Teknik pembinaan semula algebra serentak (SART)	75
2.4.14	Pembinaan semula imej 2D	75
2.4.15	Pembinaan semula imej 3D	76
2.4.16	Imej permukaan iso	77
2.4.17	Pendaftaran imej	78
2.4.18	Kaedah segmentasi imej	79
2.5	Pengimbasan Sinaran Selari, Capah dan Kon	80
2.5.1	Tomografi berkomputer sinaran selari	80
2.5.2	Tomografi berkomputer sinaran capah	81
2.5.3	Tomografi berkomputer sinaran kon	83
2.6	Kaedah Pembinaan Imej Lanjutan	85
2.6.1	Proses pembinaan imej generasi keempat	85
2.6.2	Proses pembinaan imej generasi kelima	86
2.6.3	Resolusi ruang (spatial)	87
2.6.4	Kualiti imej	88
2.6.5	Artifak	88
2.7	Pengukuran dan Penilaian	89
2.7.1	Kaedah berangka	89
2.7.2	Analisis berangka	90
2.8	Pangkalan data	90
2.8.1	Seni bina pelanggan-pelayan dua tingkat	91
2.8.2	Seni bina pelanggan-pelayan tiga tingkat	92
2.8.3	Seni bina pelanggan-pelayan multitingkat	93
2.8.4	Ontologi dan kamus data pangkalan data	93
2.9	Ringkasan	94
BAB III METODOLOGI PENYELIDIKAN		
3.1	Pengenalan	96
3.1.1	Metodologi pelaksanaan penyelidikan	96
3.1.2	Pensampelan dan persampelan data penyelidikan	98
3.2	Kitar Hayat Pembangunan Perisian (SDLC)	99
3.3	Fasa Perancangan	105
3.3.1	Perolehan dan pencarian data penyelidikan	106
3.3.2	Perkakasan dan perisian komputer penyelidikan	107
3.4	Fasa Analisis dan Reka bentuk	109
3.4.1	Reka bentuk aliran proses	111
3.4.2	Pembangunan pangkalan data penyelidikan	117
3.4.3	Pembangunan antara muka sistem pembinaan semula imej 2D dan 3D	123
3.4.4	Reka bentuk simulasi numerikal	129

3.5	Fasa Pelaksanaan	130
3.5.1	Fantom 3D	130
3.5.2	Pembinaan imej voksels 3D	131
3.5.3	Pembinaan semula imej sinaran kon	133
3.5.4	Isyarat hingar Poisson, isyarat hingar Gaussian dan fungsi penapis	135
3.6	Pengukuran berstatistik	137
3.6.1	Kaedah taburan normal	138
3.6.2	Kaedah ujian-t	139
3.6.3	Kaedah ujian khi-kuasa dua	139
3.6.4	Ujian ketepatan padanan Kolmogorov-Smirnov	140
3.6.5	Ujian ketepatan padanan Shapiro-Wilk	140
3.6.6	Analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala	141
3.6.7	Pengukuran dan penilaian kualitatif imej	141
3.6.8	Pengukuran dan penilaian kuantitatif imej	142
3.7	Kesimpulan	143
 BAB IV ANALISIS DAN PERBINCANGAN		
4.1	Pengenalan	146
4.2	Pensampelan Data Sintetik Tomografi Berkomputer	146
4.2.1	Data sintetik 2D tomografi berkomputer	146
4.2.2	Data sintetik 3D tomografi berkomputer	151
4.3	Pensampelan Data Sebenar Tomografi Berkomputer	153
4.3.1	Data 2D tomografi berkomputer	153
4.3.2	Pembinaan data 3D tomografi berkomputer	155
4.4	Pembinaan Semula Imej Kaedah Lelaran 2D	158
4.4.1	Pembinaan semula imej kaedah lelaran ART	158
4.4.2	Pembinaan semula imej kaedah lelaran SIRT	161
4.4.3	Model proses kaedah lelaran ART dan lelaran SIRT	167
4.5	Pembinaan Semula Imej Sinaran Kon	168
4.6	Analisis dan Penilaian	170
4.6.1	Ujian statistik menggunakan ujian Shapiro-Wilk	171
4.6.2	Ujian statistik menggunakan ujian Kolmogorov-Smirnov	173
4.6.3	Ujian statistik menggunakan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi kaedah lelaran ART	181
4.6.4	Ujian statistik menggunakan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi kaedah lelaran SIRT	183
4.6.5	Ujian statistik menggunakan analisis varians ANOVA sehala bagi kaedah lelaran SIRT	185
4.7	Hubung Kait Objektif Penyelidikan dan Keputusan Penyelidikan	186

4.8	Kesimpulan	189
-----	------------	-----

BAB V PERBINCANGAN DAN HASIL PENYELIDIKAN

5.1	Hasil Utama Penyelidikan	190
5.1.1	Sumbangan Penyelidikan	191
5.2	Cadangan Penyelidikan Masa Hadapan	193
RUJUKAN		194



LAMPIRAN

Lampiran A	Rubrik pengelasan dimensi kajian literatur berdasarkan pengarang ..	220
Lampiran B	Rubrik pengelasan dimensi kajian literatur berdasarkan metod/algoritma/teori	231
Lampiran C	Rubrik pengelasan kajian literatur berdasarkan pengukuran skala likert 7-mata (penilaian-kendiri)	253
Lampiran D	Skala likert 7-mata (penilaian-kendiri).....	258
Lampiran E	Ciri am ruang storan fail DICOM yang digunakan oleh mesin pengimbas yang berbeza dan menjana data dalam pelbagai ukuran ..	259
Lampiran F	Masa penambahbaikan kaedah lelaran Kaczmarz, Kaczmarz Simetri dan Kaczmarz Rawak	260
Lampiran G	Masa penambahbaikan kaedah lelaran SIRT, Landweber, Cimmino, CAV, DROP dan SART	261

SENARAI JADUAL

No. Jadual		Halaman
Jadual 1.1	Penjenisan tomografi berkomputer	4
Jadual 1.2	Senarai konsep pemetaan pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer bahagian pertama	13
Jadual 1.3	Senarai konsep pemetaan pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer bahagian kedua	16
Jadual 1.4	Senarai konsep pemetaan pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer bahagian ketiga	18
Jadual 1.5	Elemen dimensi pembangunan	23
Jadual 1.6	Elemen dimensi penyelidikan	26
Jadual 2.1	Lokasi carian dan muat turun data numerikal imej CT	33
Jadual 2.2	Sumber sinaran, kuasa dan jenis pengesan NaI(Tl) dan germanium ...	37
Jadual 2.3	Generasi pengimbas CT	47
Jadual 2.4	Perbezaan struktur tatasusunan 1D dan tatasusunan 2D	51
Jadual 2.5	Komponen dimensi tinggi (Z) dan tatasusunan 3D	52
Jadual 2.6	Matriks putaran Euler pada 3 paksi utama x, y dan z	62
Jadual 2.7	Matriks putaran tunggal Euler	64
Jadual 2.8	Transformasi sudut Euler kepada unit kuarternion	65
Jadual 2.9	Pendaraban unit kuarternion	66
Jadual 2.10	Variasi algoritma pembinaan semula imej menggunakan kaedah siri pengembangan matematik atau lelaran	73
Jadual 2.11	Perbandingan mesin pengimbas CBCT (SedentexCT 2018)	84

Jadual 3.1	Halatuju metodologi penyelidikan	97
Jadual 3.2	Perbandingan fitur lima model SDLC.....	101
Jadual 3.3	Pautan pangkalan data pengimbas CT atas talian	107
Jadual 3.4	Perbezaan di antara penyelidikan kuantitatif deskriptif dan penyelidikan kuantitatif eksperimen	143
Jadual 4.1	Masa yang diambil untuk transformasi data input teks kepada data output MATLAB	148
Jadual 4.2	Masa yang diambil untuk transformasi data input sinogram kepada data output imej melalui transformasi songsang Radon.....	150
Jadual 4.3	Analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi masa penambahbaikan tiga kaedah lelaran yang berlainan	182
Jadual 4.4	Analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi masa penambahbaikan enam kaedah lelaran yang berlainan	184
Jadual 4.5	Analisis varians ANOVA sehala bagi masa penambahbaikan enam kaedah lelaran yang berlainan	186
Jadual 5.1	Sumbangan projek penyelidikan tomografi berkomputer	192

SENARAI ILUSTRASI

No. Rajah	Halaman
Rajah 1.1	Hubung kait pernyataan masalah, soalan penyelidikan dan objektif penyelidikan 9
Rajah 1.2	Hubung kait dasar penyelidikan melibatkan pernyataan masalah, hipotesis penyelidikan, konsep kerangka kerja dan kajian literatur 12
Rajah 1.3	Pemetaan konsep pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer bahagian pertama 15
Rajah 1.4	Pemetaan konsep pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer bahagian kedua..... 17
Rajah 1.5	Pemetaan konsep pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer bahagian ketiga 19
Rajah 1.6	Hubung kait kepentingan penyelidikan dan sempadan penyelidikan. . 22
Rajah 1.7	Konsep kerangka kerja pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer 25
Rajah 2.1	Masalah pembinaan semula imej daripada pelbagai bidang pengetahuan dalam kerangka kerja tomografi berkomputer 32
Rajah 2.2	Skematik sintilasi hibrid penukaran langsung sistem pengimejan CT 33
Rajah 2.3	Gambar rajah skema tomografi berkomputer jenis emisi 34
Rajah 2.4	Spektrum gelombang elektromagnetik..... 36
Rajah 2.5	Geometri pengimbas CT 37
Rajah 2.6	Reka bentuk skema susunan lapisan dalaman pengesan CT 38
Rajah 2.7	Skematik gelung pengelip pengesan CdWO_4 38
Rajah 2.8	Pengimbas CT generasi pertama menggunakan pancaran sinar-X bersaiz mata pensel dan gabungan gerakan translasi dan putaran..... 40

Rajah 2.9	Pengimbas CT generasi kedua menggunakan satu punca pancaran sinar-X, tatasusunan pengesan sinar-X dan gabungan gerakan translasi dan putaran.....	41
Rajah 2.10	Pengimbas CT generasi ke-3	42
Rajah 2.11	Geometri keratan rentas 2D pengimbas CT generasi ke-3.....	42
Rajah 2.12	Pengimbas CT generasi ke-4 a) Satu sumber sinaran b) Berbilang sumber sinaran.....	43
Rajah 2.13	Pengimbas CT generasi ke-4 yang dilengkapi dengan gelung pengesan meliputi sudut 360°	44
Rajah 2.14	Kedudukan berbeza sumber sinar-X bagi pengimbas CT generasi ke-4.....	45
Rajah 2.15	Skema pengimbas CT pancaran elektron	46
Rajah 2.16	Skema pengimbas EBCT menggunakan sinaran kon.....	46
Rajah 2.17	Alat pengimejan untuk mengumpul data unjuran pengimbas CT	49
Rajah 2.18	Ilustrasi hukum Beer	50
Rajah 2.19	Hubungan transformasi Radon dan pengimbas CT.....	55
Rajah 2.20	Graf cartesian mewakili unjuran data sepanjang garis seranjang (s, θ)	56
Rajah 2.21	Ilustrasi data unjuran pengimbas CT (transformasi Radon).....	57
Rajah 2.22	Algoritma pembinaan semula imej pengimbas CT	58
Rajah 2.23	Putaran dalam koordinat 2D pada sudut $-\theta$ (y dan y').....	59
Rajah 2.24	Putaran objek dalam koordinat 3D pada paksi x, y dan z	61
Rajah 2.25	Komponen a) Putaran di paksi-x b) Putaran di paksi-y c) Putaran di paksi-z	62
Rajah 2.26	Putaran sudut Euler mengikut turutan z, x, y pada sudut 30° , 60° , 45°	64

Rajah 2.27	Isyarat digital dalam a) domain ruang (spatial) dan b) domain frekuensi	67
Rajah 2.28	Hubungan a) domain ruang (spatial) dan b) domain frekuensi berdasarkan transformasi Fourier	68
Rajah 2.29	Ilustrasi teorem keratan Fourier	68
Rajah 2.30	Piksels elemen berbanding voksels	70
Rajah 2.31	Ilustrasi kaedah unjuran ke belakang	72
Rajah 2.32	Model hubung kait antara objek $f(x, y)$, unjuran dan transformasi	76
Rajah 2.33	Model proses pembinaan imej 3D	77
Rajah 2.34	Pengvisualan permukaan iso	78
Rajah 2.35	Langkah-langkah yang terlibat dalam pendaftaran imej	79
Rajah 2.36	Kaedah-kaedah segmentasi imej	80
Rajah 2.37	Ilustrasi CT unjuran sinaran selari	81
Rajah 2.38	Geometri unjuran sinaran selari	81
Rajah 2.39	Ilustrasi hubungan pengubahsuaian unjuran sinaran capah kepada unjuran sinaran selari	82
Rajah 2.40	Ilustrasi CT unjuran sinaran capah	82
Rajah 2.41	Ilustrasi geometri CBCT	83
Rajah 2.42	Ilustrasi skematik komponen utama sistem pengimejan sinaran kon bentuk segi empat tepat	84
Rajah 2.43	Ilustrasi geometri sinaran capah dalam reka bentuk pengimbas CT generasi keempat	86
Rajah 2.44	Ilustrasi pengimbas CT generasi kelima	87
Rajah 2.45	Ilustrasi resolusi ruang (spatial) tinggi dan rendah yang menentukan ukuran kekasaran atau kehalusan imej	88

Rajah 2.46	Ilustrasi a) artifak cincin pada imej CT pelvis pesakit b) artifak hingar Poisson	89
Rajah 2.47	Pemetaan sistem pengurusan sistem pangkalan data	91
Rajah 2.48	Seni bina pelanggan-pelayan dua tingkat.....	92
Rajah 2.49	Seni bina pelanggan-pelayan tiga tingkat.....	92
Rajah 2.50	Seni bina pelanggan-pelayan multitingkat	93
Rajah 3.1	Model langkah-langkah proses pensampelan data penyelidikan	98
Rajah 3.2	Pengklasifikasian teknik pensampelan	99
Rajah 3.3	Model konseptual Kitar Hayat Pembangunan Perisian (SDLC)	100
Rajah 3.4	Langkah Primer Model Hibrid SDLC	103
Rajah 3.5	Kejuruteraan Perisian Berdasarkan Model	104
Rajah 3.6	Metodologi Sistem Analisis dan Reka bentuk (SA&D) a) Model SDLC b) Model HCSDLC	105
Rajah 3.7	Transformasi Radon arah ke belakang dan ke hadapan	106
Rajah 3.8	Fasa Keyakinan Manusia Dalam Model SDLC	110
Rajah 3.9	Rajah konteks sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer.....	111
Rajah 3.10	Rajah aliran data paras 1 sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer.....	113
Rajah 3.11	Rajah aliran data paras 2 bagi proses unjuran ke hadapan yang melibatkan transformasi kepada data sinogram	114
Rajah 3.12	Rajah aliran data paras 2 bagi proses menapis data sinogram	115
Rajah 3.13	Rajah aliran data paras 2 bagi proses unjuran ke belakang.....	116
Rajah 3.14	Rajah aliran data paras 2 bagi proses pemformatan data imej keratan rentas 2D bertapis kepada data format DICOM	117

Rajah 3.15	Ontologi transformasi ruang imej.....	118
Rajah 3.16	Ontologi untuk mencipta fail MATLAB (2D dan 3D).....	119
Rajah 3.17	Ontologi subrutin paparan imej 3D	120
Rajah 3.18	Ontologi kaedah lelaran 2D.....	121
Rajah 3.19	Ontologi pembinaan semula CBCT	122
Rajah 3.20	Ontologi memapar imej DICOM dan analisis bilangan tumor	123
Rajah 3.21	Menu antara muka pilihan interpolasi data numerik	124
Rajah 3.22	Menu antara muka pilihan penapis imej.....	124
Rajah 3.23	Menu antara muka pilihan petawarna imej	125
Rajah 3.24	Antara muka pilihan interpolasi data, penapis imej dan petawarna imej	125
Rajah 3.25	Antara muka pilihan generasi tomografi berkomputer.....	126
Rajah 3.26	Antara muka pilihan untuk mencipta fail MATLAB dalam format 2D, 3D, mencipta fail 3D daripada data 2D dan mencipta SheppLogan 3D	126
Rajah 3.27	Antara muka pilihan untuk memapar imej daripada fail MATLAB ..	127
Rajah 3.28	Antara muka pembinaan semula imej CBCT.....	127
Rajah 3.29	Antara muka pilihan kaedah unjuran ke belakang dan kaedah lelaran	127
Rajah 3.30	Antara muka pilihan untuk memapar imej DICOM dan analisis tumor	128
Rajah 3.31	Antara muka pilihan kaedah lelaran 2D (SIRT).....	128
Rajah 3.32	Antara muka pilihan kaedah lelaran 2D (ART)	129
Rajah 3.33	Antara muka panel paparan imej.....	129

Rajah 3.34	Fantom SheppLogan 3D.....	131
Rajah 3.35	Fantom imej SheppLogan 3D dalam keratan voksels	133
Rajah 3.36	Pandangan fantom imej SheppLogan 3D daripada sinaran kon panel rata pada selang sudut 72 darjah	134
Rajah 3.37	Imej fantom SheppLogan 2D hingar Poisson.....	136
Rajah 3.38	Imej fantom SheppLogan 2D hingar Gaussian	137
Rajah 3.39	Taburan data normal dan taburan data pencong ke kiri	139
Rajah 3.40	Perincian dan kaedah pelaksanaan yang dirancang sepanjang tempoh penyelidikan	145
Rajah 4.1	Imej kotak 2D, imej potret 2D dan imej teks daripada data sintetik MATLAB yang dijana daripada data numerikal dalam fail teks	147
Rajah 4.2	Imej sinogram Shepp-Logan 2D, imej sinogram potret 2D dan imej sinogram teks 2D daripada data sintetik MATLAB yang dijana daripada data numerikal dalam fail teks.....	147
Rajah 4.3	Imej sinogram kotak 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej kotak 2D yang diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon.....	148
Rajah 4.4	Imej sinogram potret 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej potret 2D yang diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon.....	149
Rajah 4.5	Imej sinogram teks 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej teks 2D yang diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon.....	149
Rajah 4.6	Imej sinogram SheppLogan 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej SheppLogan 2D yang diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon.....	150
Rajah 4.7	Imej 2D daripada data sintetik 2D.....	152
Rajah 4.8	Imej 3D daripada data sintetik 2D.....	152

Rajah 4.9	Imej montaj 128 keratan rentas 2D daripada data imbasan 2D pesakit barah payudara	153
Rajah 4.10	Imej montaj 16 keratan rentas 2D daripada data imbasan 2D pesakit barah payudara	154
Rajah 4.11	Imej keratan rentas 2D kedudukan barah payudara	155
Rajah 4.12	Fail imbasan DICOM 2D dan fail MATLAB 3D	156
Rajah 4.13	Imej 3D barah payudara pada dimensi x, y dan z=0	157
Rajah 4.14	Imej 3D barah payudara pada dimensi x, y dan z	157
Rajah 4.15	Pengvisualan permukaan iso imej 3D barah payudara dalam ruang dimensi x, y dan z	158
Rajah 4.16	Pengvisualan imej kaedah lelaran Kaczmarz	159
Rajah 4.17	Pengvisualan imej kaedah lelaran Kaczmarz simetri	160
Rajah 4.18	Pengvisualan imej kaedah lelaran Kaczmarz rawak	161
Rajah 4.19	Pengvisualan imej kaedah lelaran SIRT	162
Rajah 4.20	Pengvisualan imej kaedah lelaran Landweber	163
Rajah 4.21	Pengvisualan imej kaedah lelaran Cimmino	164
Rajah 4.22	Pengvisualan imej kaedah lelaran CAV	165
Rajah 4.23	Pengvisualan imej kaedah lelaran DROP	166
Rajah 4.24	Pengvisualan imej kaedah lelaran SART	167
Rajah 4.25	Model proses kaedah lelaran ART dan lelaran SIRT	168
Rajah 4.26	Pengvisualan imej CBCT pada sudut 0° hingga 150°	169
Rajah 4.27	Pengvisualan imej CBCT pada sudut 180° hingga 360°	170

Rajah 4.28	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Kaczmarz	172
Rajah 4.29	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Kaczmarz Simetri	172
Rajah 4.30	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Kaczmarz Rawak	173
Rajah 4.31	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SIRT sebelum pengubahsuaian	174
Rajah 4.32	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SIRT selepas pengubahsuaian	175
Rajah 4.33	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Landweber tanpa pengubahsuaian	175
Rajah 4.34	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Landweber selepas pengubahsuaian	176
Rajah 4.35	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Cimmino sebelum pengubahsuaian	176
Rajah 4.36	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Cimmino selepas pengubahsuaian	177
Rajah 4.37	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran CAV sebelum pengubahsuaian	178
Rajah 4.38	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran CAV selepas pengubahsuaian	179
Rajah 4.39	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran DROP sebelum pengubahsuaian	179
Rajah 4.40	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran DROP selepas pengubahsuaian	180
Rajah 4.41	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SART sebelum pengubahsuaian	180
Rajah 4.42	Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SART selepas pengubahsuaian	181

Rajah 4.43	Kotak plot perbandingan data analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi nilai median, minimum dan maksimum.	183
Rajah 4.44	Kotak plot perbandingan data penyelidikan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi nilai median, minimum dan maksimum.	185
Rajah 4.45	Kotak plot perbandingan data penyelidikan analisis varians ANOVA sehala bagi nilai median, minimum dan maksimum.	186
Rajah 4.46	Ringkasan analisis hubung kait objektif penyelidikan dan keputusan penyelidikan	188



SENARAI SINGKATAN

Singkatan	Keterangan Bahasa Melayu	Keterangan Bahasa Inggeris
1D	Satu Dimensi	<i>One Dimensional</i>
2D	Dua Dimensi	<i>Two Dimensional</i>
3D	Tiga Dimensi	<i>Three Dimensional</i>
AIDR	Lelaran Ubah Suai Pengurangan Dos	<i>Adaptive Iterative Dose Reduction</i>
AIR	Pembinaan Semula Lelaran dan Analitikal	<i>Analytical and Iterative Reconstruction</i>
ANM	Agensi Nuklear Malaysia	<i>Malaysian Nuclear Agency</i>
ANOVA	Analisis Varian	<i>Analysis of Variance</i>
APT	Tomografi Prob Atom	<i>Atom Probe Tomography</i>
ART	Teknik Pembinaan Semula Algebra	<i>Algebraic Reconstruction Technique</i>
ASIR	Pembinaan Semula Lelaran Berstatistik Boleh Suai	<i>Adaptive Statistical Iterative Reconstruction</i>
BP	Unjuran Ke belakang	<i>Backprojection</i>
CAV	Purata Komponen	<i>Component Averaging</i>
CBCT	Tomografi Berkomputer Sinaran Kon	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
CCD	Peranti Terganding Cas	<i>Charge-Coupled Device</i>
CD	Aliran Warna Doppler	<i>Color flow Doppler</i>
CDF	Fungsi Taburan Kumulatif	<i>Cumulative Distribution Function</i>
CdWO ₄	Bahan pengelip/sintilasi: Kadmium tungstat CaWO ₄ (CWO) adalah untuk spektrometri, radiometri dan tomografi komputer	<i>A scintillation material: Cadmium tungstate CdWO₄ (CWO) is for spectrometry, radiometry and computer tomography</i>
CG	Konjugat Gradien	<i>Conjugate Gradient</i>
CPU	Unit Pemprosesan Pusat	<i>Central Processing Unit</i>
CR	Radiografi berkomputer	<i>Computed radiography</i>
Cryo-ET	Tomografi Krio-Elektron	<i>Cryo-Electron Tomography</i>
CSI(Tl)	Bahan pengelip/sintilasi: Sesium Iodide diaktifkan oleh talium	<i>A scintillation material: Cesium Iodide activated by thallium</i>
CSILAB	Makmal Ψ	<i>Ψ lab (Psilab)</i>
CT	Tomografi Berkomputer	<i>Computed Tomography</i>
CT, CATScan	Tomografi Sinar-X	<i>X-Ray Tomography</i>
CTIS	Spektrometer Imej	<i>Computed Tomography Imaging Spectrometer</i>
DART	Tomografi Berkomputer Teknik Pembinaan Semula Algebra Diskret	<i>Discrete Algebraic Reconstruction Technique</i>

bersambung...

...sambungan

DICOM	Pengimejan Digital dan Komunikasi dalam Perubatan	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
DROP	Unjuran Orthogonal Pepenjuru Santai	<i>Diagonally Relaxed Orthogonal Projections</i>
DSA	Angiografi Penolakan Digital	<i>Digital Subtraction Angiography</i>
D-TVIRT	Terdiskret - Teknik Pembinaan Semula Lelaran Jumlah Variasi	<i>Discretized – Total Variation Iterative Reconstruction Technique</i>
DX	Radiografi Digital	<i>Digital Radiography</i>
EBCT	Tomografi Berkomputer Sinaran Elektron	<i>Electron Beam Computerized Tomography</i>
ECT	Tomografi Kapasitans Elektrik	<i>Electrical Capacitance Tomography</i>
EEGE	Kesan Kecerunan Tepi Eksponen	<i>Exponential Edge Gradient Effect</i>
EIT	Tomografi Impedans Elektrik	<i>Electrical Impedance Tomography</i>
EMI	Industri Muzik dan Elektrik	<i>Electric and Musical Industries</i>
ERT	Tomografi Kerintangan Elektrik	<i>Electrical Resistivity Tomography</i>
ET	Tomografi Emisi	<i>Emission Tomography</i>
ET	Tomografi Elektron (Hendee & Ritenour 2002; Frangakis & Hegerl 2006)	<i>Electron Tomography</i>
FBP	Unjuran Ke belakang Bertapis	<i>Filtered Backprojection</i>
FDK	Algoritma Feldkamp, Davis, and Kress	<i>Algorithm by Feldkamp, Davis, and Kress</i>
FFT	Transformasi Pantas Fourier	<i>Fast Fourier Transform</i>
FMRI	Pengimejan Resonans Magnetik Fungsian	<i>Functional Magnetic Resonance Imaging</i>
GB	Gigabait	<i>Gigabyte</i>
GIBBON	Modul Tambahan Geometri Dan Biokejuruteraan Berasaskan Imej	<i>Geometry and Image-Based Bioengineering add-ON</i>
GPL	Lesen Awam Umum	<i>General Public License</i>
GPU	Unit Pemprosesan Grafik	<i>Graphics Processing Unit</i>
GPVE	Anggaran Isipadu Separa Itlak	<i>Generalized Partial Volume Estimation</i>
GUI	Grafik Antara Muka Pengguna	<i>Graphical User Interface</i>
GUIDE	Grafik Antara Muka Pengguna Persekitaran Pembangunan	<i>Graphical User Interface Development Environment</i>

bersambung...

...sambungan

HCI	Interaksi Manusia Dan Komputer	<i>Human-Computer Interaction</i>
HCSDLC	Manusia Komputer Kitar Hayat Pembangunan Perisian	<i>Human-Centered Systems Development Life Cycle</i>
IAEA	Agensi Tenaga Atom Antarabangsa	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ILST	Teknik Lelaran Kuasa Dua Terkecil	<i>Iterative Least-Squares Technique</i>
IS	Penstrukturan Intelektual	<i>Intellectual Structure</i>
ITK	Set Peralatan Wawasan	<i>Insight ToolKits</i>
LAT	Tomografi Ablasi Laser	<i>Laser Ablation Tomography</i>
LSCM	Mikroskopi Sefokus Imbasan Laser	<i>Laser Scanning Confocal Microscopy</i>
MAPEM	Pemaksimuman Kemungkinan Posteriori Maksimum	<i>Maximum A Posteriori Expectation Maximization</i>
MATLAB	Makmal Matriks	<i>Matrix Laboratory</i>
MBIR	Pembinaan Semula Lelaran Berdasarkan Model	<i>Model-Based Iterative Reconstruction</i>
MG	Mamografi	<i>Mamography</i>
MIT	Tomografi Aruhan Magnetik	<i>Magnetic Induction Tomography</i>
MLEM	Jangkaan Maksima Kemungkinan Maksima	<i>Maximum Likelihood Expectation Maximization</i>
MR	Resonans Magnetik	<i>Magnetic Resonance</i>
MRI	Pengimejan Resonans Magnetik	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
MRT	Tomografi Resonans Magnetik	<i>Magnetic Resonance Tomography</i>
MSCT	Tomografi Berkomputer Multihirisan	<i>Multislice Computed Tomography</i>
MT	Tomografi Muon	<i>Muon Tomography</i>
MTF	Fungsi Perpindahan Pemodulatan	<i>Modulation Transfer Function</i>
MySQL	Bahasa Pertanyaan Berstruktur Monty	<i>Monty Structured Query Language</i>
NCT	Tomografi Neutron atau Tomografi Berkomputer Neutron	<i>Neutron Tomography or Neutron Computed Tomography</i>
NM	Perubatan Nuklear	<i>Nuclear Medicine</i>
NMRT	Tomografi Resonance Magnetik Nuklear	<i>Nuclear Magnetic Resonance Tomography</i>
NPS	Spektrum Kuasa Hingar	<i>Noise Power Spectrum</i>
OAT	Tomografi Akustik Lautan	<i>Ocean Acoustic Tomography</i>

bersambung...

...sambungan

OCT	Tomografi Koheren Optik	<i>Optical Coherence Tomography</i>
ODT	Tomografi Difusi Optik	<i>Optical Diffusion Tomography</i>
OPT	Tomografi Unjuran Optik	<i>Optical Projection Tomography</i>
OSART	Teknik Pembinaan Semula Algebra Subset Bertertib	<i>Ordered Subsets Algebraic Reconstruction Technique</i>
OSCaR	Aplikasi Sumber Terbuka Bagi Pembinaan Semula Imej CT Sinaran Kon	<i>Open Source Cone-beam CT Reconstruction Tool</i>
OSEM	Kemungkinan Maksimum Subset Bertertib	<i>Ordered Subsets Expectation Maximization</i>
PAT	Pengimejan Fotoakustik dalam Bioperubatan	<i>Photoacoustic Imaging in Biomedicine</i>
PC	Komputer Peribadi	<i>Personal Computer</i>
PET	Tomografi Emisi Positron (Shan et al. 2013)	<i>Positron Emission Tomography</i>
PET-CT	Tomografi Emisi Positron - Tomografi Berkomputer	<i>Positron Emission Tomography - Computed Tomography</i>
QT	Tomografi Kuantum	<i>Quantum Tomography</i>
RAD	Pembangunan Perisian Pantas	<i>Rapid Application Development</i>
RAM	Memori Capaian Rawak	<i>Random Access Memory</i>
RE	Kejuruteraan Keperluan	<i>Requirement Engineering</i>
SA&D	Sistem Analisis Dan Reka bentuk	<i>Systems Analysis and Design</i>
SART	Teknik Pembinaan Semula Algebra Serentak	<i>Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique</i>
SDLC	Kitar Hayat Pembangunan Perisian	<i>Software Development Life Cycle</i>
SDS	Keperluan Reka bentuk Perisian	<i>Software Design Specification</i>
SEM	Pemodelan Persamaan Struktur	<i>Structural Equation Modeling</i>
SIRT	Pembinaan Semula Teknik Lelaran Serentak	<i>Simultaneous Iterative Reconstruction Technique</i>
SLR	Tinjauan Literatur Sistematis	<i>Systematic Literature Review</i>
Smart PLS	Kuasa Dua Terkecil Separa Pintar	<i>Smart Partial Least Squares</i>
SPD	Sistem Perolehan Data	<i>Data Acquisition System</i>
SPECT	Tomografi Berkomputer Emisi Photon Tunggal	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
SPSI	Sistem Pembinaan Semula Imej	<i>Image Reconstruction</i>
SPSS	Pakej Statistik untuk Sains Sosial	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>

bersambung...

...sambungan

SQL	Bahasa Pertanyaan Berstruktur	<i>Structured Query Language</i>
SRS	Keperluan Spesifikasi Perisian	<i>Software Requirement Specification</i>
ST	Tomografi Seismik	<i>Seismic Tomography</i>
TAT	Pengimejan Termoakustik	<i>Thermoacoustic Imaging</i>
TFOCS	Templat untuk Penyelesai Kon Peringkat Pertama	<i>Templates for First-Order Conic Solvers</i>
UAT	Ujian Penerimaan Pengguna	<i>User Acceptance Test</i>
UOT	Tomografi Optik Termodulat - Ultrabunyi	<i>Ultrasound-Modulated Optical Tomography</i>
US	Ultrasound	<i>Ultrasound</i>
UTT	Tomografi Transmisi Ultrabunyi	<i>Ultrasound Transmission Tomography</i>
VKH	Manusia Korea Nampak	<i>Visible Korean Human</i>
VTK	Set Peralatan Tampak	<i>Visualization ToolKits</i>
XA	Angiografi Sinar-X	<i>X-Ray Angiography</i>
ZDI	Pengimejan Zeeman-Doppler selenida diaktifkan oleh telurium adalah pengelip/sintilasi dengan pelepasan puncak pada 640 nm	<i>Zeeman-Doppler Imaging selenide activated by tellurium is a scintillator with emission peak at 640 nm</i>
ZnSe(Te,O)	Bahan pengelip/sintilasi: Zink kristal selenida telah dicipta dengan kaedah Bridgman-Stockbarger dalam relau mampatan menegak di bawah tekanan argon daripada 5x10 ⁶ Pa	<i>A scintillation material: Zinc selenide crystals were grown by the Bridgman-Stockbarger method in a furnace under argon pressure of 5x10⁶ Pa</i>

BAB I

PENGENALAN

1.1 LATAR BELAKANG PENYELIDIKAN

Agensi kerajaan di Malaysia yang menjalankan penyelidikan dalam bidang tomografi berkomputer (CT) adalah Agensi Nuklear Malaysia (ANM). Ia terletak di Bangi, Selangor dan berjarak lebih kurang 25 kilometer dari Pusat Pentadbiran Kerajaan Persekutuan, Putrajaya. Penyelidikan dalam bidang pengimbas CT di pusat penyelidikan ini telah berjaya mencipta beberapa pengimbas CT berukuran sederhana. Ia dapat digunakan sebagai peralatan untuk melakukan ujian tanpa musnah (McLean et al. 2001). Pengimbas CT digunakan untuk melihat bahagian dalaman sesuatu bahan tanpa perlu mengerat bahan berkenaan. Pengimbas CT banyak digunakan dalam bidang perubatan dan perindustrian (Hasegawa et al. 2017).

Menurut Kamus Inggeris Merriam-Webster, tomografi berkomputer adalah radiografi di mana imej tiga dimensi struktur tubuh dibina oleh komputer. Imej tersebut terdiri daripada beberapa siri imej keratan rentas 2D yang dibuat di sepanjang satah paksi. Ia juga dikenali dengan nama tomografi berkomputer aksial (von Spiczak et al. 2017). Perkataan tomografi berasal daripada bahasa Yunani, perkataan “tomos” bermakna sepotong atau bahagian. Manakala, perkataan “graphein” bermakna untuk menulis (Kothari et al. 2011). Menurut laporan projek penyelidikan terkoordinasi Agensi Tenaga Atom Antarabangsa (2008), tomografi berasal daripada perkataan Yunani “τομος” (tomos) yang bermaksud “tajam” dalam erti kata membuat potongan tajam. Manakala, “γραφειν” (graphein) bermaksud “menulis”. Penyelidik seterusnya, Rahim (2005) mengatakan perkataan tomografi berasal daripada dua perkataan Yunani iaitu perkataan “tomos” yang bermakna sepotong atau sekeping. Manakala, perkataan “graf” bermakna gambar. Oleh itu, perkataan tomografi bermakna sekeping gambar.

Kata kunci utama bagi penyelidikan ini adalah tomografi berkomputer, emisi, transmisi, evolusi, perolehan data, pembinaan semula imej, prototaip, data mentah, sinogram, penapis, unjuran ke belakang, konvolusi, sinaran kon, sinaran capah, sinaran selari, kamiran, putaran, hukum Beer, transformasi Radon, transformasi Fourier. Literatur dalam bidang tomografi berkomputer dikarang menggunakan Bahasa Inggeris tetapi penulis menggunakan istilah Bahasa Melayu untuk menghasilkan tesis ini. Senarai istilah Bahasa Melayu ke Bahasa Inggeris telah disediakan untuk membantu pembaca mengetahui istilah yang sepadan dalam Bahasa Inggeris.

1.1.1 Organisasi bab

Bab pertama ini terdiri daripada 12 seksyen iaitu Seksyen 1.1 yang membincangkan latar belakang penyelidikan. Seksyen 1.2 membincangkan motivasi kajian awalan dan Seksyen 1.3 membincangkan pernyataan masalah. Seksyen 1.4 membincangkan soalan penyelidikan dan Seksyen 1.5 membincangkan objektif penyelidikan. Seksyen 1.6 membincangkan hipotesis penyelidikan dan Seksyen 1.7 membincangkan reka bentuk penyelidikan. Seksyen 1.8 membincangkan kepentingan penyelidikan. Seksyen 1.9 membincangkan skop ataupun sempadan penyelidikan dan Seksyen 1.10 membincangkan konsep kerangka kerja penyelidikan. Seksyen 1.11 memaparkan organisasi tesis dan seksyen terakhir iaitu Seksyen 1.12 memaparkan ringkasan Bab pertama.

1.1.2 Latar belakang sejarah

Teori asas matematik kamiran garis lurus objek dua-dimensi (2D), $f(x, y)$ yang dikenali sebagai transformasi Radon dan transformasi songsang Radon. Ia telah dibangunkan pada tahun 1917 oleh Johann Radon (1887-1956) iaitu seorang ahli matematik Austria (Sun et al. 2017). Selanjutnya, menurut Khattari et al. (2015), kamiran garis lurus diperolehi daripada fantom menggunakan fungsi pengunjuran semula GPU. Ia ditukar kepada nilai jangkaan foton menggunakan hukum Beer untuk menentukan taburan Poisson setiap piksel dan menjana nilai foton rawak. Teori kamiran garis lurus ini membolehkan makmal penyelidikan membina semula imej daripada unjuran sinar-X di mana pengimejan tomografi dilakukan dalam geometri transmisi.

Titik sumber sinaran dan medan pengesan ditempatkan pada sisi berlawanan untuk mencerap taburan parameter 3D berdasarkan model pengangkutan gelombang sinaran (Li et al. 2005). Sir Godfrey N. Hounsfield membina pengimbas CT pertama pada tahun 1972 di Makmal Pusat Penyelidikan, EMI. Manakala, Allan M. Cormack secara serentak mereka bentuk dan membangunkan peralatan pengimbas CT yang serupa (Weissenböck et al. 2016). Seterusnya, pada tahun 1979 hadiah Nobel dianugerahkan kepada A. M. Cormack dan Godfrey Hounsfield (Pontana et al. 2015).

1.1.3 Evolusi tomografi berkomputer

Yu et al. (2017) menyatakan pengimbas CT telah berevolusi sebanyak lima generasi. Prototaip pengimbas CT generasi pertama telah dibina pada tahun 1972 oleh Godfrey Hounsfield. Ia menggunakan satu sinaran tunggal sinar-X dan satu pengesan sinaran yang bergerak selari secara lurus dan berputar untuk mengelilingi objek dan mencerap data unjuran. Seterusnya Pontana et al. (2015) menyatakan pengimbas CT generasi kedua telah meningkatkan kualiti imej dan masa pengimbasan. Pengimbas CT ini direka bentuk menggunakan geometri sinaran capah dan mempunyai antara 2 hingga 30 unit pengesan sinaran. Ia masih mengekalkan pergerakan pengimbas CT generasi pertama.

Mengikut Konstantinidis et al. (2012), pengimbas CT generasi ketiga pula mempunyai tatasusunan pengesan yang dapat meliputi keseluruhan objek. Oleh itu, pergerakan sumber sinaran capah dan pengesan sinaran hanya perlu berputar mengelilingi objek untuk mencerap data keratan rentas. Ia menghadapi masalah artifak gelang pada imej. Seterusnya Zhong et al. (2010) menyatakan masalah artifak gelang telah mencetuskan pembangunan pengimbas CT generasi keempat. Ia menggunakan pengesan sinaran pegun berbentuk gelang manakala sumber sinar-X yang capah berputar mengelilingi objek. Ia menghadapi masalah penyebaran sinaran berselerak dan kos yang tinggi. Evolusi seterusnya melahirkan pengimbas CT generasi kelima yang dikenali sebagai pengimbas CT sinaran elektron (EBCT). Pengimbas ini dikendalikan secara elektronik tanpa memerlukan pergerakan mekanikal sumber sinaran ataupun pengesan sinaran (Yu et al. 2017). Bab pertama hanya sekadar pengenalan ringkas kepada evolusi pengimbas CT. Pencerahan yang lebih mendalam mengenai generasi pengimbas CT dimuatkan dalam Bab kedua.

1.1.4 Penjenisan tomografi berkomputer

Kaedah tomografi digunakan di beberapa bidang sains seperti radiologi, arkeologi, biologi, sains atmosfera, geofizik, oseanografi, fizik plasma, sains bahan, astrofizik dan maklumat kuantum (Yaffe 1978; Sutherland et al. 2014). Jadual 1.1 menunjukkan penjenisan tomografi yang terdiri daripada pelbagai bidang sains.

Jadual 1.1 Penjenisan tomografi berkomputer

Nama	Singkatan
Tomografi Prob Atom (Lemasters et al. 2017)	APT
Spektrometer Imej Tomografi Berkomputer (Rogasch et al. 2017)	CTIS
Mikroskopi Sefokus Imbasan Laser (Morales-Pennington et al. 2010)	LSCM
Tomografi Krio-Elektron (Hedman et al. 2014)	Cryo-ET
Tomografi Kapasitans Elektrik (Dennerlein 2008)	ECT
Tomografi Kerintangan Elektrik (Dai et al. 2017)	ERT
Tomografi Impedans Elektrik (Ota 2018)	EIT
Tomografi Elektron (Kouis & Giannakopoulos 2014)	ET
Pengimejan Resonans Magnetik Fungsian (Bhuyan et al. 2017)	FMRI
Tomografi Ablasi Laser (Ahmed et al. 2017)	LAT
Tomografi Aruhan Magnetik (Tsao et al. 2004; Otsuka et al. 2013)	MIT
Pengimejan Resonans Magnetik (Chan et al. 2014) atau Tomografi Resonans Magnetik Nuklear (Calkoen et al. 2015)	MRI atau MRT
Tomografi Muon (Govindan & Saravanakumar 2012; Maurovich-Horvat et al. 2012)	MT
Tomografi Neutron atau Tomografi Berkomputer Neutron (Langton & Hanning 1990; Margolin 2002)	NCT
Tomografi Akustik Lautan (Tomko et al. 2010)	OAT
Tomografi Koheren Optik (Stock et al. 2012)	OCT
Tomografi Difusi Optik (Gaind et al. 2011)	ODT
Pengimejan Fotoakustik dalam Bioperubatan (Scheidecker et al. 2015)	PAT
Tomografi Unjuran Optik (Lu 2017)	OPT

bersambung...

...sambungan

Tomografi Emisi Positron (Marino et al. 2015)	PET
Tomografi Emisi Positron - Tomografi Berkomputer (Acar et al. 2016)	PET-CT
Tomografi Kuantum (Lee 2017)	QT
Tomografi Berkomputer Emisi Photon Tunggal (Wahlström et al. 2004; Chen et al. 2006; Veith et al. 2010)	SPECT
Tomografi Seismik (Ukon et al. 2016)	ST
Pengimejan Termoakustik (Paradis et al. 2015)	TAT
Tomografi Optik Termodulat - Ultrabunyi (Kim, Petreczky, et al. 2017)	UOT
Tomografi Transmisi Ultrabunyi (Favorskaya & Buryachenko 2016)	UTT
Tomografi Sinar-X (Hasegawa et al. 2017)	CT, CAT Scan
Pengimejan Zeeman-Doppler (Johnson et al. 2017)	ZDI

1.2 MOTIVASI KAJIAN AWALAN

Kajian pertama pada tahun 2002 di Agensi Nuklear Malaysia menggunakan *Visual Basic* untuk membangunkan prototaip aplikasi pembinaan semula imej CT. Ia menggunakan data pengimbas CT generasi pertama iaitu pengimbas pergerakan lurus-putar. Keputusan kajian menunjukkan bahawa kadar kelajuan pembinaan semula imej aplikasi prototaip ini adalah berkadar songsang dengan jumlah input data. Kualiti imej yang dihasilkan semakin merosot apabila bilangan input data dikurangkan. Seterusnya kajian kedua pada tahun 2012 di UKM, Bangi Selangor menggunakan bahasa pengaturcaraan FORTRAN dan MATLAB. Ia adalah pembangunan aplikasi prototaip pengimbas CT bagi sinaran selari dan capah (Pulley et al. 2015). Keputusan kajian kedua menunjukkan komponen bahasa pengaturcaraan FORTRAN lebih pantas melaksanakan pembinaan semula imej berbanding bahasa pengaturcaraan *Visual Basic*.

1.2.1 Kenyataan tujuan kajian

Tujuan kajian ini adalah untuk memahami pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer menggunakan kaedah lelaran terhadap data CT generasi keempat dan kelima. Pada tahap ini penyelidikan pembinaan semula imej dan analisis

tomografi berkomputer akan didefinisikan sebagai metodologi pembangunan perisian. Ia memberi tumpuan kepada kaedah lelaran untuk pembangunan perisian tomografi berkomputer. Perisian tomografi berkomputer dibahagikan kepada dua modul sistem yang mempunyai fungsi tugas yang berbeza iaitu Sistem Perolehan Data dan Sistem Pembinaan Semula Imej.

1.2.2 Sistem perolehan data

Takrifan umum Sistem Perolehan Data (SPD) untuk pembinaan semula imej CT adalah sistem pengesanan sinaran yang mengukur jumlah sinaran yang melalui pesakit. Ia menukarkan isyarat analog kepada data digital (Farlex 2012). Manakala, De Leon et al. (2007) mengatakan SPD adalah instrumen antara muka peranti elektronik. Ia mengekstrak sinaran unjuran tomografi sebagai data mentah bagi pembinaan semula imej.

Seterusnya Zhang et al. (2011) menjelaskan SPD terdiri daripada beberapa modul yang berbeza. Ia terdiri daripada modul pengesan sinaran analog, modul kawalan perkakasan digital yang mengawal operasi modul analog dan mikro-pengawal terbenam berasaskan modul perisian. Kajian Khachatoorian et al. (2015) pula menggunakan Transformasi Radon untuk menghasilkan data unjuran tanpa ROI daripada imej tertentu. Data mentah SPD mempunyai entiti yang saintifik iaitu persamaan dengan konsep transformasi Radon. Imej yang dihasilkan daripada data mentah SPD sebelum pembinaan semula imej dikenali sebagai sinogram. Kualiti imej yang dihasilkan juga boleh huraikan berdasarkan sinogram yang dijana daripada data mentah (Zakaria et al. 2010).

1.2.3 Sistem pembinaan semula imej

Proses transformasi data unjuran SPD ke imej grafik boleh ditakrifkan sebagai proses pembinaan semula imej CT. Menurut Jian (2013), pembinaan semula imej adalah proses menganggarkan taburan data radioaktif melalui dua pendekatan. Pertama adalah kaedah analisis yang mengira taburan data secara langsung daripada data terkumpul. Kedua adalah kaedah lelaran yang menganggar kesesuaian secara progresif berdasarkan model

matematik, statistik dan fizikal. Pembinaan semula imej biasanya merujuk kepada pembinaan semula imej daripada data unjuran CT. Pembinaan imej daripada data unjuran CT adalah penyelesaian masalah penyongsongan imej. Ia dikenali sebagai unjuran ke belakang dalam bidang tomografi berkomputer yang melibatkan dunia perubatan (Ho 2008). Kajian literatur membincangkan beberapa jenis algoritma pembinaan imej yang berkaitan pembinaan semula imej CT seperti kaedah analitik dan kaedah lelaran.

1.3 PERNYATAAN MASALAH

Seksyen ini membincangkan permasalahan pembinaan semula imej tomografi berkomputer berdasarkan kajian lepas di pusat penyelidikan tomografi.

1.3.1 Definisi masalah

Destinasi utama penyelidikan ini adalah untuk membangunkan konsep kerangka kerja pembinaan semula imej dan analisis dalam bidang tomografi berkomputer menggunakan kaedah lelaran. Pernyataan masalah (PM) di bawah telah merangsang minda penulis untuk membuat kajian secara lebih mendalam terhadap pembinaan semula imej tomografi berkomputer.

PM 1: Pembinaan semula imej CT secara kaedah lelaran tidak dapat berkembang disebabkan oleh teknologi perkakasan dan perisian komputer. Kemajuan teknologi komputer membuka jurang baru yang membolehkan kaedah lelaran dibangunkan oleh para penyelidik (Johan et al. 2013).

PM 2: Permasalahan lanjutan daripada PM 1 adalah untuk mendapatkan imej CT melibatkan kekompleksan $O(N^4)$ dalam pembinaan semula imej CT (Mueller & Fang 2006).

PM 3: Permasalahan untuk pembinaan semula imej CT 3D menggunakan imej keratan rentas 2D adalah untuk mencari titik sepadan imej-imej keratan 2D (Kamencay et al. 2014).

PM 4: Permasalahan lanjutan daripada PM 3 adalah untuk mendapatkan imej segmentasi yang cepat dan berkesan dalam pembangunan aplikasi pembinaan semula imej CT 3D (Ye & Wang 2014).

1.4 SOALAN PENYELIDIKAN

Rajah 1.1 menunjukkan hubung kait antara empat pernyataan masalah, empat soalan penyelidikan dan empat objektif penyelidikan. Pernyataan masalah dan persoalan penyelidikan berfungsi sebagai penjana objektif penyelidikan. Soalan penyelidikan direka bentuk untuk memenuhi objektif penyelidikan dalam Seksyen 1.5.

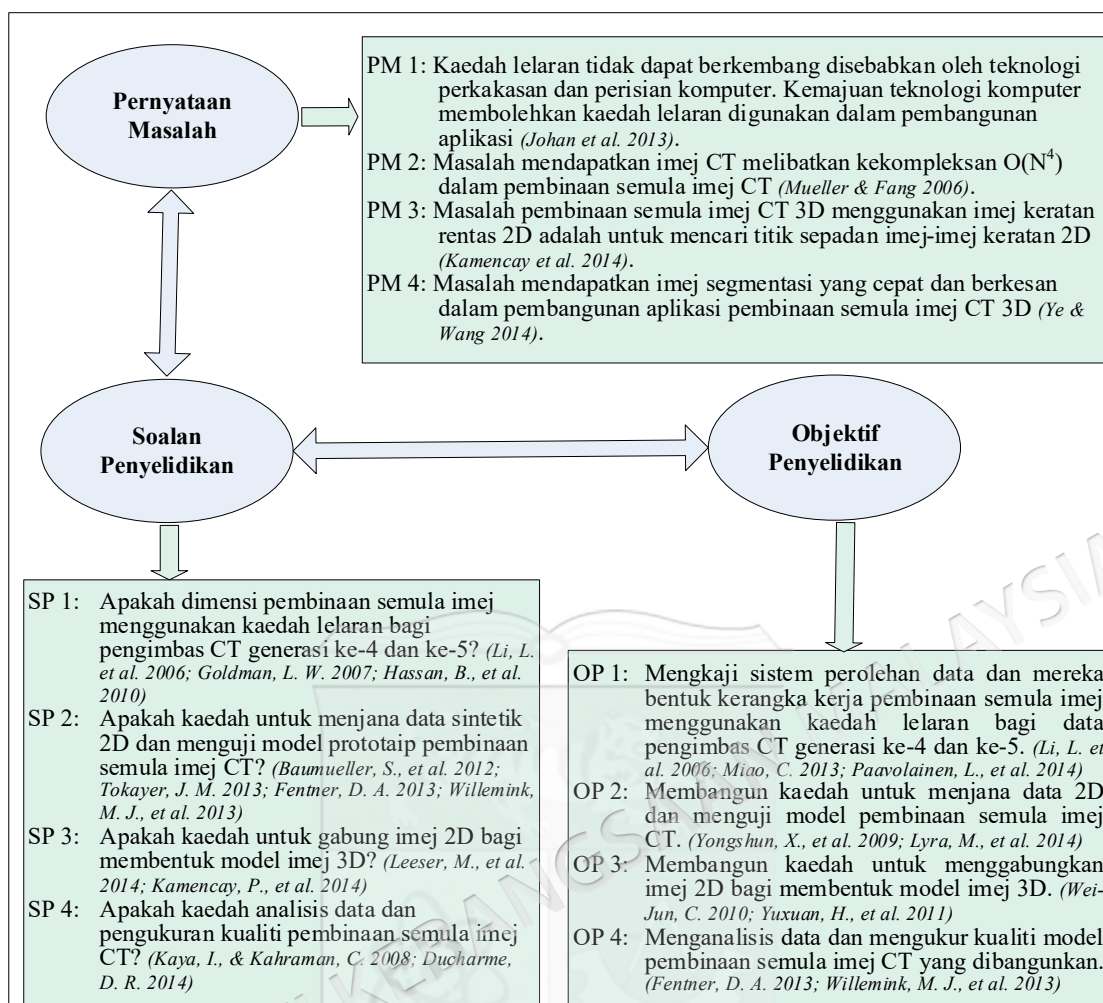
Soalan utama kajian ini tertumpu kepada suatu bidang pengajian berkenaan pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer. Kajian ini diharap dapat mencari jawapan kepada soalan-soalan penyelidikan (SP) bernombor SP1, SP2, SP3 dan SP4 seperti yang disenaraikan di bawah.

SP 1: Apakah dimensi yang perlu diberikan tumpuan untuk pembangunan sistem pembinaan semula imej menggunakan kaedah lalaran bagi data pengimbas CT generasi ke-4 dan ke-5?

SP 2: Apakah kaedah yang telah dibangunkan untuk menjana data sintetik 2D dan menguji model prototaip pembinaan semula imej CT?

SP 3: Apakah kaedah yang telah dibangunkan untuk menggabungkan imej unjuran 2D data sintetik pengimbas CT bagi membentuk model imej 3D?

SP 4: Apakah kaedah analisis data yang boleh digunakan untuk menganalisis serta mengukur kualiti model prototaip pembinaan semula imej CT?



Rajah 1.1 Hubungan kait pernyataan masalah, soalan penyelidikan dan objektif penyelidikan

Menurut Brereton et al. (2007), persoalan kajian digunakan untuk membina rentetan carian literatur, menentukan maklumat yang perlu diekstrak daripada kajian dan kekangan proses pengagregatan. Persoalan kajian adalah sebahagian daripada protokol yang tidak akan berubah selepas protokol diterima.

1.5 OBJEKTIF PENYELIDIKAN

Penyelidikan ini bertujuan untuk mencapai empat objektif penyelidikan (OP) dengan memberikan tumpuan kepada OP bernombor OP1, OP2, OP3 dan OP4 seperti yang disenaraikan di bawah.

- OP 1: Mengkaji persekitaran sistem perolehan data dan mereka bentuk kerangka kerja untuk pembangunan prototaip pembinaan semula imej menggunakan kaedah lalaran terhadap data pengimbas CT generasi ke-4 dan ke-5.
- OP 2: Membangun kaedah untuk menjana data sintetik 2D pengimbas CT dan menguji model prototaip pembinaan semula imej CT.
- OP 3: Membangun kaedah untuk menggabungkan imej 2D data sintetik pengimbas CT bagi membentuk model imej 3D.
- OP 4: Menganalisis data dan mengukur kualiti model prototaip pembinaan semula imej CT yang dibangunkan.

Penyelidikan bersistematik (McVey et al. 2016) dan empirikal (Queiroz et al. 2017) ke atas model algoritma pembinaan semula membantu pemahaman terhadap masalah pembinaan semula imej tomografi berkomputer.

Kajian ini adalah untuk mempelajari secara mendalam model matematik, teori dan hipotesis yang berkaitan dengan pembinaan semula imej. Pemerhatian empirikal dan ungkapan matematik ialah bahan-bahan utama dalam penyelidikan ini. Sun et al. (2017) melakukan penyelidikan dengan objektif untuk mengkaji pengurangan hingar dan meningkatkan kualiti imej CT. Beliau mengenakan dos sinaran rendah kepada dada kanak-kanak. Beliau menggunakan kaedah pembinaan semula lalaran berstatistik boleh suai (ASIR) dan pembinaan semula lalaran berdasarkan model (MBIR).

Penyelidikan ini merupakan suatu proses pembelajaran berterusan (Farshad-Amacker et al. 2013; Zhang et al. 2018). Ia bertujuan untuk mencari dan menilai kebenaran teori dan hipotesis mengenai tomografi berkomputer yang diperoleh sepanjang tempoh pembelajaran. Selain itu laporan penyelidikan berkaitan tomografi berkomputer dapat dihasilkan dan disebarkan kepada masyarakat umum menerusi jurnal-jurnal antarabangsa.

1.6 HIPOTESIS PENYELIDIKAN

Pengujian hipotesis telah dikenali sebagai alat yang digunakan dalam bidang kajian. Ia melibatkan penemuan saintifik yang membolehkan para saintis membezakan hasil penemuan mengikut perbandingan dua atau lebih sub-populasi (Sun et al. 2017). Ujian hipotesis merupakan teras statistik inferens dalam domain aplikasi yang luas. Ia meliputi pelbagai bidang merangkumi pemprosesan isyarat, data, imej dan ketidakpastian maklumat (Wang et al. 2017).

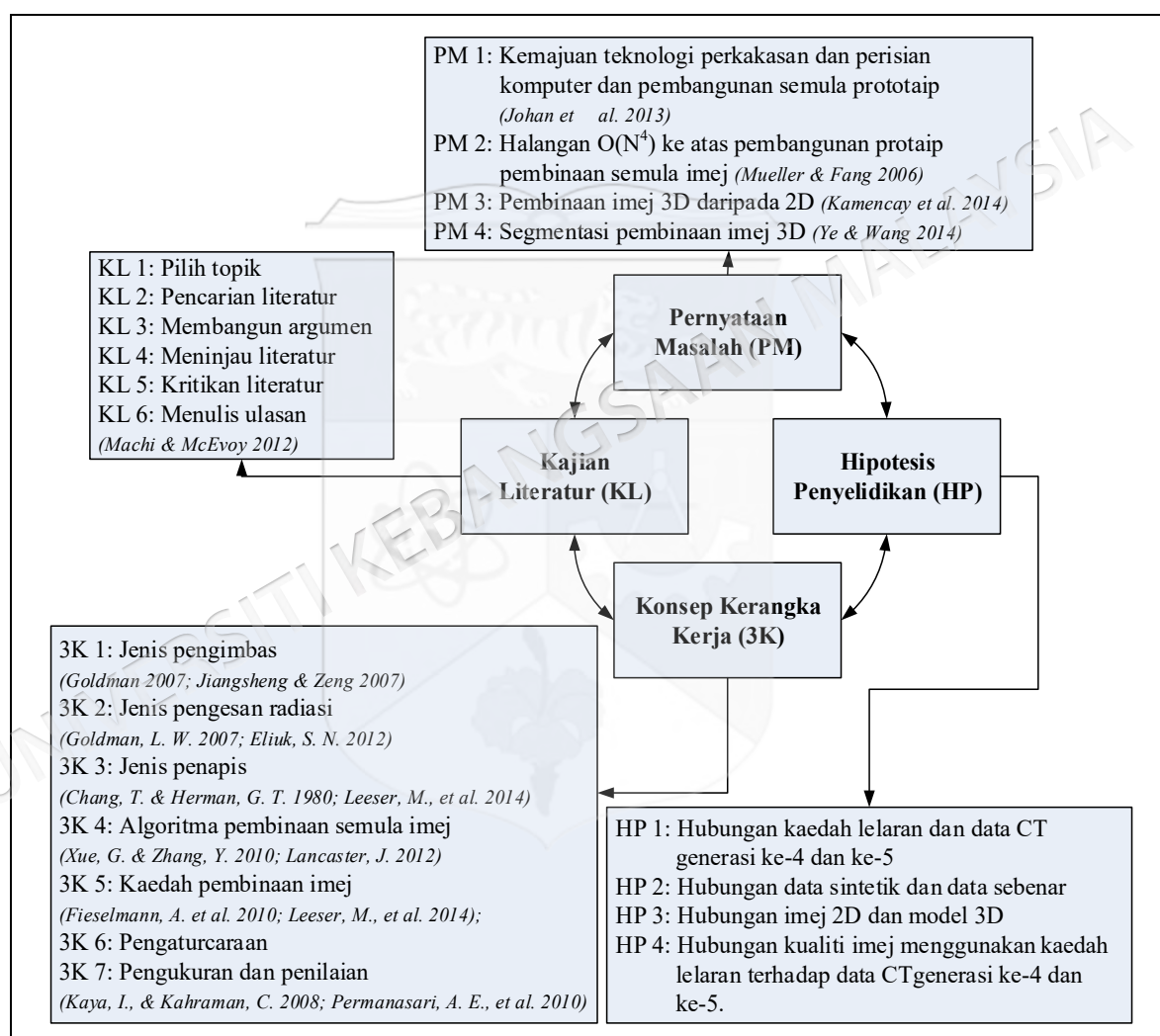
Marden (2014) menyatakan ujian hipotesis melibatkan aktiviti membuat keputusan mengenai kemungkinan dua atau lebih model hipotesis statistik berdasarkan sejumlah data. Manakala Smith (2015) menyatakan ujian hipotesis membolehkan penyelidik menggunakan maklumat dari satu sampel untuk meletakkan keyakinan kepada keseluruhan koleksi atau kumpulan maklumat. Bhattacharya dan Habtzghi (2017) melakukan ujian hipotesis dengan dua sampel menggunakan tiga ujian statistik iaitu ujian-t, Mann-Whitney-Wilcoxon dan Kolmogorov-Smirnov dan menyatakan pengujian hipotesis bergantung kepada ketetapan aras keertian. Oleh itu aras keertian yang berbeza perlu ditetapkan untuk mendapat keputusan yang berbeza jika menggunakan hipotesis dan ujian statistik yang sama.

Rajah 1.2 menunjukkan hubung kait kepada dasar penyelidikan iaitu di antara pernyataan masalah, hipotesis penyelidikan, konsep kerangka kerja dan kajian literatur di mana anak panah mewakili arah aliran kajian. Setiap dasar penyelidikan pula dikembangkan kepada elemen tertentu masing-masing. Pernyataan masalah terdiri daripada 4 elemen iaitu kemajuan perkakasan dan perisian (PM 1), halangan $O(N^4)$ ke atas pembangunan (PM 2), pembinaan imej 3D daripada 2D (PM 3) dan segmentasi pembinaan imej 3D (PM 4).

Hipotesis penyelidikan terdiri daripada 4 elemen iaitu hubungan kaedah lelaran terhadap data CT generasi ke-4 dan ke-5 (HP 1), hubungan data sintetik dan data sebenar (HP 2), hubungan imej 2D dan model 3D (HP 3) dan hubungan kualiti imej menggunakan kaedah lelaran terhadap data CT generasi ke-4 dan ke-5 (HP 4). Konsep kerangka kerja (3K) terdiri daripada 7 elemen iaitu jenis pengimbas (3K 1), jenis

pengesan radiasi (3K 2), jenis penapis (3K 3), algoritma pembinaan semula imej (3K 4), kaedah pembinaan imej (3K 5), pengaturcaraan (3K 6) dan pengukuran dan penilaian (3K 7).

Seterusnya, kajian literatur terdiri daripada enam elamen iaitu pilih topik penyelidikan (KL 1), pencarian literatur (KL 2), membangun argumen (KL 3), meninjau literatur (KL 4), kritikan literatur (KL 5) dan menulis ulasan (KL 6).



Rajah 1.2 Hubung kait dasar penyelidikan melibatkan pernyataan masalah, hipotesis penyelidikan, konsep kerangka kerja dan kajian literatur

Hipotesis pembangunan aplikasi prototaip pembinaan semula imej tomografi berkomputer menggunakan kaedah lelaran bagi data pengimbas CT generasi ke-4 dan ke-5 adalah seperti berikut.

- a) Hubungan pelbagai dimensi dalaman dan luaran khusus untuk pembinaan semula imej CT menggunakan kaedah lelaran terhadap data pengimbas CT generasi ke-4 dan ke-5.
- b) Hubungan penjanaan data sintetik dan data mentah daripada sistem perolehan data pengimbas CT.
- c) Hubungan berkaitan pembinaan semula imej 2D dan pemodelan imej 3D pengimbas CT.
- d) Hubungan statistik kualiti imej model prototaip pembinaan semula imej menggunakan kaedah lelaran terhadap data CT generasi ke-4 dan ke-5.

1.7 REKA BENTUK PENYELIDIKAN

Reka bentuk merupakan struktur penyelidikan yang digunakan untuk meneruskan kesinambungan penyelidikan.

1.7.1 Pemetaan konseptual

Pemetaan konseptual pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer menggunakan kaedah lelaran dibahagikan kepada tiga bahagian untuk mendapatkan perspektif pembacaan yang jelas. Jadual 1.2 menunjukkan senarai 35 konsep pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer untuk bahagian pertama.

Jadual 1.2 Senarai konsep pemetaan pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer bahagian pertama

Konsep	
1. Analisis	19. Pengesan Sinaran
2. Analisis varians Kruskal-Wallis	20. Literatur Pertengahan
3. ANOVA	21. Prosiding dan Jurnal
4. Aplikasi Industri	22. Sejarah Generasi CT
5. Aplikasi Perubatan	23. SEM

bersambung...

...sambungan

- | | |
|--|---------------------------------------|
| 6. Geometri Generasi Pertama dan Kedua | 24. Literatur Semasa dan Masa Hadapan |
| 7. Geometri Generasi Ketiga | 25. Sinaran Elektron |
| 8. Geometri Generasi Keempat | 26. Soal Selidik |
| 9. Geometri Generasi Kelima | 27. Sumber Sinaran |
| 10. Haiwan | 28. Sumber dan Pengesan Sinaran |
| 11. Literatur Induk Hounsfield (1972) | 29. Taburan Normal |
| 12. Kayu | 30. Tesis |
| 13. Kejuruteraan Usability | 31. Ujian Tanpa Musnah |
| 14. Konkrit | 32. Ujian-t |
| 15. Logam | 33. Ujian Shapiro-Wilk |
| 16. Manusia | 34. Ujian Kolmogorov-Smirnov |
| 17. Pembangunan Perisian CT | 35. Varians |
| 18. Pembinaan Semula Imej dan Analisis Tomografi Berkomputer | |
-

Rajah 1.3 menunjukkan pemetaan 35 konsep pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer untuk bahagian pertama. Konsep sejarah generasi CT merangkumi literatur induk, pertengahan dan semasa. Literatur induk meliputi CT generasi pertama dan kedua. Ia melibatkan penerokaan sumber sinaran dan pengesan sinaran.

Literatur pertengahan meliputi CT generasi ketiga yang juga melibatkan penerokaan sumber sinaran dan pengesan sinaran. Literatur semasa meliputi CT generasi keempat dan kelima yang juga melibatkan penerokaan sumber sinaran dan pengesan sinaran.

Konsep ujian tanpa musnah merangkumi aplikasi perindustrian dan perubatan. Konsep aplikasi perindustrian melibatkan benda tidak bernyawa manakala konsep aplikasi perubatan melibatkan makhluk bernyawa. Konsep pembangunan perisian CT melibatkan analisis saintifik menggunakan pengujian Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, ANOVA dan analisis varians Kruskal-Wallis

Jadual 1.3 Senarai konsep pemetaan pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer bahagian kedua

Konsep	
1. Artifak	25. MySQL
2. Beruntun	26. Pelayan Komputer
3. Butterworth	27. Pembangunan Perisian CT
4. CSILAB	28. Pembinaan Semula Imej dan Analisis Tomografi Berkomputer
5. FORTRAN	29. Penapis
6. Gaussian	30. Pengerasan Sinaran
7. Gelang	31. Pengesan Sinaran
8. Geometri Generasi Keempat	32. Pergerakan
9. Geometri Generasi Kelima	33. Perisian
10. Hamming	34. Perkakasan
11. Hanning	35. Ram-Lak
12. Hilbert	36. Kitar Hayat Pembangunan Perisian (SDLC)
13. Hingar	37. SDS
14. Isipadu Separa	38. Literatur Semasa dan Masa Hadapan
15. Kalman	39. Shepp-Logan
16. Kincir Angin	40. Sinaran Elektron
17. Komputer Riba	41. Smart PLS
18. Komputer Peribadi (PC)	42. SPSS
19. Logam	43. SRS
20. MATLAB	44. Sumber Sinaran
21. Metz	45. Sumber dan Pengesan Sinaran
22. Model Prototaip	46. Visual Studio
23. Model Air Terjun	47. Wiener
24. Model RAD	

Konsep perisian, perkakasan, artifak, penapis, SDLC, geometri generasi keempat dan geometri generasi kelima merupakan konsep yang mempunyai kedalaman subkonsep kajian. Konsep pembangunan perisian CT meliputi artifak, penapis, SDLC, literatur semasa dan masa hadapan. Konsep artifak mempunyai lapan subkonsep yang terdiri daripada konsep beruntun, gelang, hingar, isi padu separa, kincir angin, logam, pengerasan sinaran dan pergerakan.

Manakala konsep penapis mempunyai 10 subkonsep yang terdiri daripada konsep penapis *Butterworth*, *Gaussian*, *Hamming*, *Hanning*, *Hilbert*, *Kalman*, *Metz*, *Ram-Lak*, *Shepp-Logan* dan *Wiener*.

Konsep perisian mempunyai tujuh subkonsep yang terdiri daripada konsep SPSS, FORTRAN, MySQL, *Smart PLS*, *Visual Studio*, CSILAB dan MATLAB. Manakala konsep perkakasan mempunyai tiga subkonsep yang terdiri daripada konsep pelayan komputer, komputer riba dan komputer peribadi (PC). Seterusnya konsep SDLC mempunyai tiga subkonsep yang terdiri daripada konsep model prototaip, model RAD dan model air terjun.

Konsep perisian mempunyai tujuh subkonsep yang terdiri daripada konsep SPSS, FORTRAN, MySQL, *Smart PLS*, *Visual Studio*, CSILAB dan MATLAB. Manakala konsep perkakasan mempunyai tiga subkonsep yang terdiri daripada konsep pelayan komputer, komputer riba dan komputer peribadi (PC). Seterusnya konsep SDLC mempunyai tiga subkonsep yang terdiri daripada konsep model prototaip, model RAD dan model air terjun.

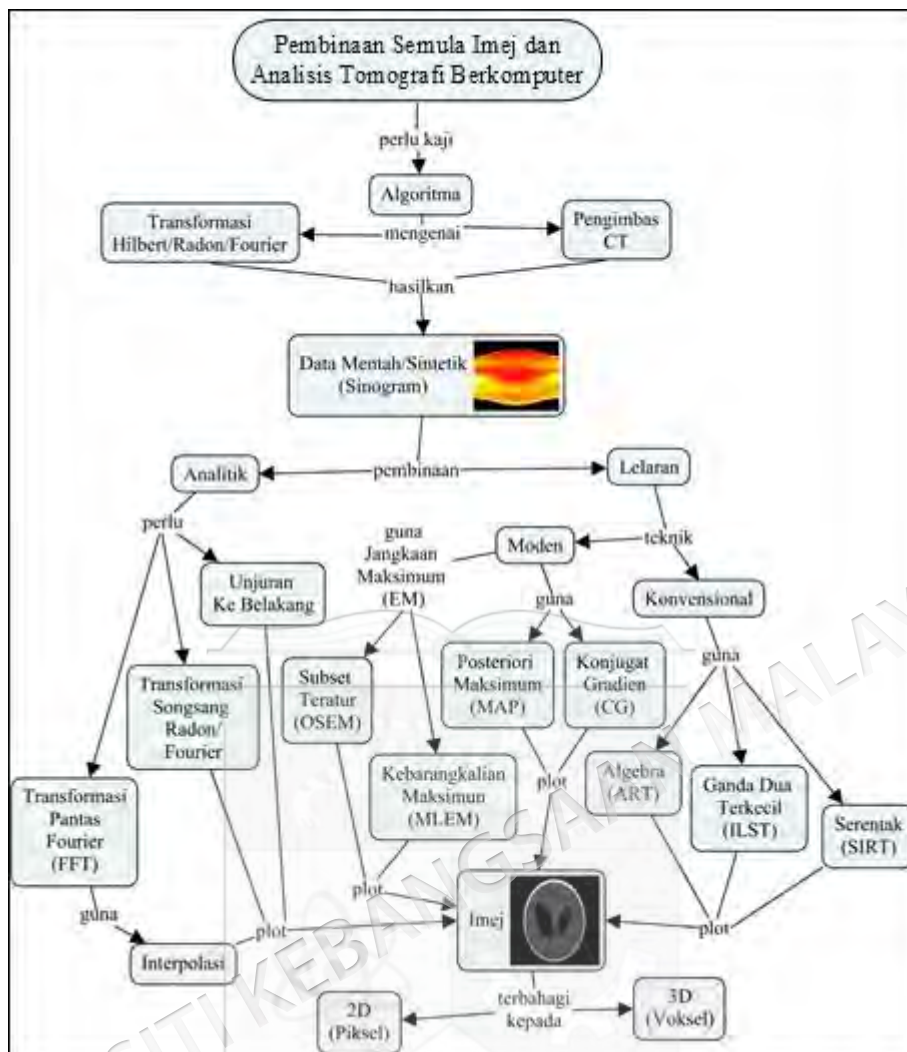
Jadual 1.4 menunjukkan senarai 23 konsep pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer untuk bahagian ketiga manakala Rajah 1.5 menunjukkan pemetaan 23 konsep pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer untuk bahagian ketiga. Konsep analitik dan lelaran merupakan konsep yang mempunyai kedalaman subkonsep yang berkaitan konsep algoritma kajian pembinaan semula imej.

Jadual 1.4 Senarai konsep pemetaan pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer bahagian ketiga

Konsep	
1. 2D (Piksel)	13. Lelaran
2. 3D (Voksel)	14. Moden
3. Algebra (ART)	15. Pembinaan Semula Imej dan Analisis Tomografi Berkomputer
4. Algoritma	16. Pengimbas CT
5. Analitik	17. Posteriori Maksimum (MAP)
6. Data Mentah/Sintetik (Sinogram)	18. Serentak (SIRT)
7. Ganda Dua Terkecil (ILST)	19. Subset Terafur (OSEM)
8. Imej	20. Transformasi Songsang Radon/ Fourier
9. Interpolasi	21. Transformasi Pantas Fourier (FFT)
10. Kebarangkalian Maksimum (MLEM)	22. Transformasi Hilbert/Radon/Fourier
11. Konjugat Gradien (CG)	23. Unjuran Ke Belakang
12. Konvensional	

Konsep analitik mempunyai tiga subkonsep yang terdiri daripada konsep transformasi songsang Radon/Fourier, unjuran ke belakang dan transformasi pantas Fourier (FFT). Konsep lelaran mempunyai dua subkonsep yang terdiri daripada konsep moden dan konvensional.

Seterusnya konsep moden mempunyai empat subkonsep yang terdiri daripada konsep subset teratur (OSEM), kebarangkalian maksimum (MLEM), posteriori maksimum (MAP) dan konjugat gradien (CG). Konsep konvensional mempunyai tiga subkonsep yang terdiri daripada konsep ganda dua terkecil (ILST), algebra (ART) dan serentak (SIRT).



Rajah 1.5 Pemetaan konsep pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer bahagian ketiga

1.8 KEPENTINGAN PENYELIDIKAN

Secara umumnya, kajian ini akan memberi manfaat kepada para pelajar dan para penyelidik dalam bidang tomografi berkomputer. Kajian ini akan memenuhi keperluan rujukan ilmiah terutamanya dalam teknik pembangunan semula imej tomografi berkomputer. Setelah melakukan carian dan pemetaan literatur ke atas pembangunan semula imej dalam bidang tomografi berkomputer adalah didapati kajian literatur dibentangkan dalam bentuk teori matematik (Ivanov & Nasmyth 2005) dan kaedah deskriptif.

Kaitan dengan pembangunan aplikasi CT adalah tidak dinyatakan secara jelas. Penyelidikan ini adalah penting untuk menangani jurang pengetahuan (Townsend et al. 2016) pembinaan semula imej CT dalam literatur.

Penyelidikan ini adalah untuk memahami, mengembang dan mengubah konsep deskriptif dan teori tomografi berkomputer ke dalam bahasa pengaturcaraan komputer peringkat tinggi. Ia menggunakan metodologi pembangunan untuk membangunkan aplikasi prototaip pengimbas CT. Kajian ini menyediakan penilaian prestasi aplikasi prototaip pengimbas CT menggunakan kaedah statistik.

Kajian ini dapat membantu sektor industri dan para pengamal tomografi berkomputer dengan berfungsi sebagai bahan rujukan penyelidikan. Kajian ini menyelesaikan telah masalah dalam bidang tomografi berkomputer. Ia menyelesaikan masalah pembangunan aplikasi tomografi berkomputer secara kaedah lelaran terhadap data pengimbas CT bagi generasi keempat dan kelima.

1.9 SEMPADAN PENYELIDIKAN

Sempadan adalah skop yang ditetapkan oleh penyelidik sebagai elemen kawalan sebelum penyelidikan dijalankan. Skop dapat mengurangkan masa dengan menghindari kajian yang difikirkan sebagai tidak perlu dan tidak berkaitan dengan kajian secara keseluruhan. Skop penyelidikan ini memberi fokus kepada pemahaman pembinaan imej tomografi berkomputer secara kaedah lelaran bagi data CT generasi keempat dan generasi kelima.

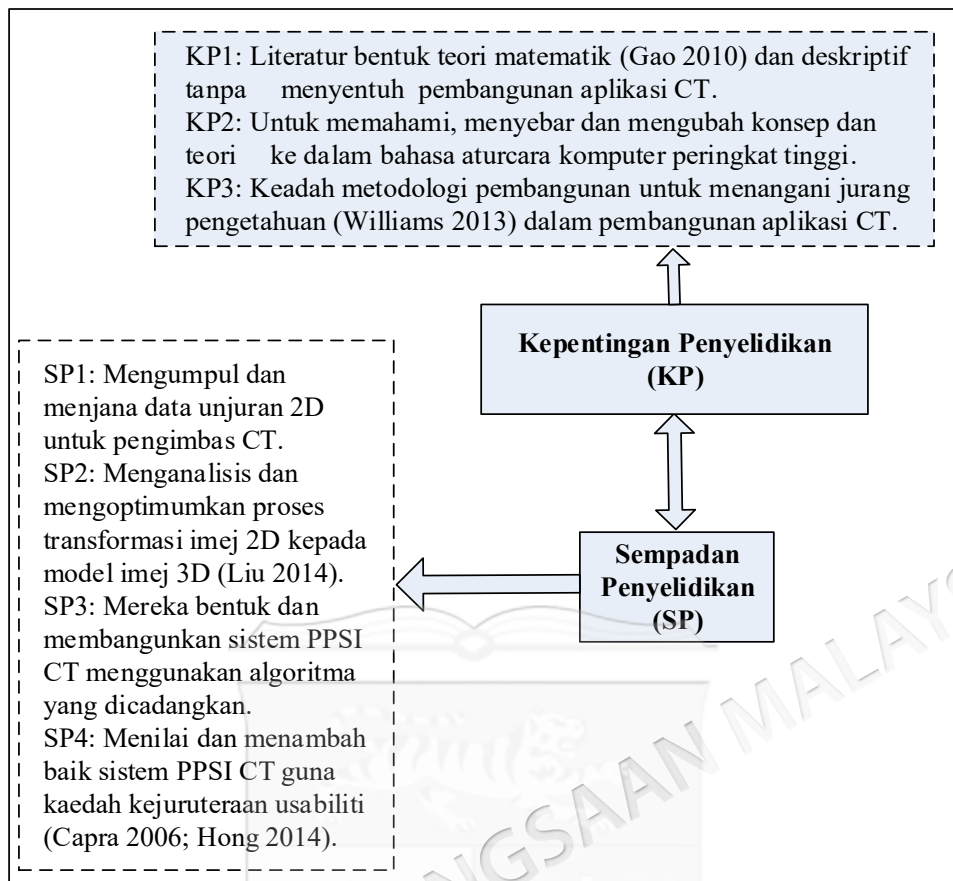
1.9.1 Sempadan perkakasan dan perisian

Orientasi taburan data unjuran CT yang dihasilkan perlu memenuhi spesifikasi reka bentuk aplikasi pembinaan semula imej. Spesifikasi reka bentuk aplikasi perlu mengikuti orientasi taburan data unjuran CT. Pematuhan kepada keperluan ini merupakan faktor yang mempengaruhi kejayaan dalam penghasilan imej CT. Persempadanan penyelidikan ini meliputi 4 elemen berikut.

- SP1: Mengumpul dan menjana data unjuran 2D untuk pengimbas CT.
- SP2: Menganalisis dan mengoptimumkan proses transformasi imej 2D kepada model imej 3D.
- SP3: Mereka bentuk dan membangunkan sistem prototaip pembinaan semula imej (PPSI) CT menggunakan algoritma yang dicadangkan dalam literatur.
- SP4: Menilai dan menambah baik sistem PPSI CT menggunakan pendekatan kaedah kejuruteraan usabiliti (Capra 2006; Hong 2014).

Rajah 1.6 menunjukkan ringkasan hubung kait di antara kepentingan penyelidikan dan sempadan penyelidikan dalam bentuk gambar rajah grafik. Kepentingan penyelidikan terdiri daripada tiga elemen iaitu kandungan literatur dalam bentuk teori matematik dan deskriptif tanpa menyentuh pembangunan aplikasi CT (KP1), keperluan untuk memahami, menyebar dan mengubah konsep dan teori ke dalam bahasa aturcara komputer peringkat tinggi (KP2) dan mengkaji keadah metodologi pembangunan untuk menangani jurang pengetahuan dalam pembangunan aplikasi CT (KP3).

Sempadan penyelidikan terdiri daripada mengumpul dan menjana data unjuran 2D untuk pengimbas CT (SP1), menganalisis dan mengoptimumkan proses transformasi imej 2D kepada model imej 3D (SP2), mereka bentuk dan membangunkan sistem PPSI CT menggunakan algoritma yang dicadangkan (SP3) dan menilai dan menambah baik sistem PPSI CT guna kaedah kejuruteraan usabiliti (SP4).



Rajah 1.6 Hubung kait kepentingan penyelidikan dan sempadan penyelidikan.

1.10 KONSEP KERANGKA KERJA PENYELIDIKAN

Bahagian ini menerangkan konsep kerangka kerja metodologi penyelidikan bagi pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer. Kerangka kerja digunakan untuk mensintesis maklumat penyelidikan berdasarkan topik kajian. Ia menjadi peralatan yang penting untuk memajukan bidang penyelidikan berkaitan pengetahuan (Schwarz et al. 2007).

1.10.1 Dimensi-dimensi kaedah pembangunan

Dimensi pembangunan konsep kerangka kerja yang dicadangkan meliputi pengkodan perisian, penghantaran dokumentasi, pembangunan model, keperluan perkakasan, jaminan kualiti perisian dan pengguna sasaran.

1.10.2 Elemen-elemen kaedah pembangunan

Jadual 1.5 menunjukkan elemen-elemen dimensi pembangunan yang dipilih daripada konsep kerangka kerja yang dicadangkan (Dimondstein 1969). Dimensi keperluan pengetahuan meliputi pengetahuan matematik, fizik dan pengaturcaraan komputer. Dimensi pengekodan perisian meliputi bahasa pengaturcaraan MATLAB, bahasa pengaturcaraan FORTRAN, bahasa pengaturcaraan Visual C++ dan bahasa pengaturcaraan Visual Basic.

Dimensi penghantaran dokumentasi meliputi spesifikasi keperluan aplikasi (SRS), spesifikasi keperluan reka bentuk (SDS) dan panduan pengguna. Dimensi model pembangunan meliputi model prototaip, model air terjun dan model pembangunan perisian pantas (RAD). Dimensi keperluan perkakasan meliputi komputer peribadi (PC), komputer riba, sistem perolehan data (SPD).

Dimensi jaminan kualiti perisian meliputi ujian kebolehgunaan, ujian kotak putih, ujian kotak hitam, ujian unit dan ujian integrasi. Dimensi pengguna sasaran meliputi para penyelidik, para pelajar dan para pengendali SPD.

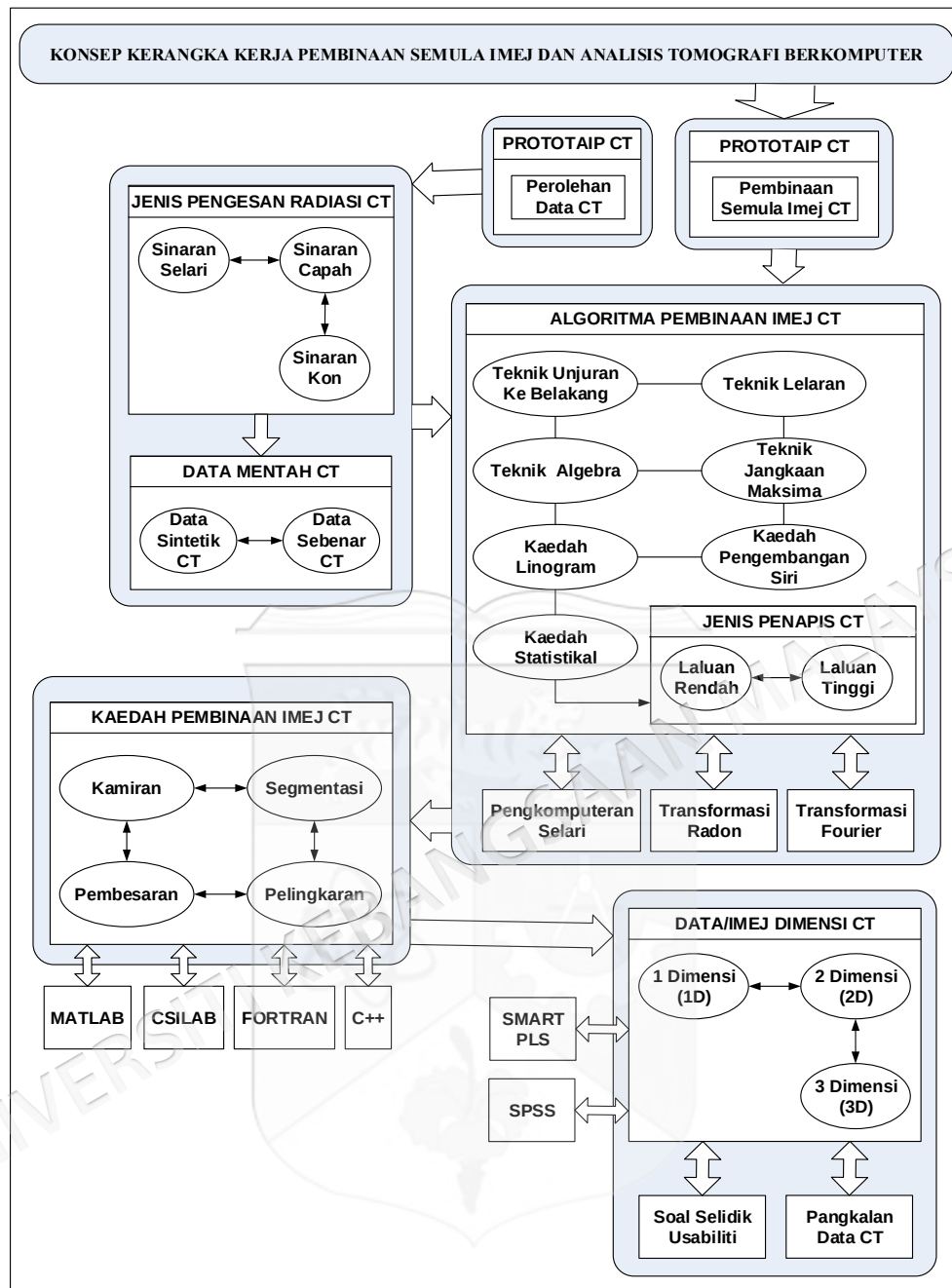
Jadual 1.5 Elemen dimensi pembangunan

No.	Dimensi Pembangunan	Elemen Dimensi Pembangunan
1.	Keperluan pengetahuan	▪ Matematik, Fizik ▪ Pengaturcaraan komputer
2.	Pengekodan perisian	▪ MATLAB ▪ Bahasa FORTRAN ▪ Bahasa <i>Visual C++</i> ▪ Bahasa <i>Visual Basic</i>
3.	Penghantaran dokumentasi	▪ Spesifikasi keperluan aplikasi (SRS) ▪ Spesifikasi keperluan reka bentuk (SDS) ▪ Panduan pengguna
4.	Model pembangunan	▪ Prototaip ▪ Air terjun ▪ Pembangunan perisian pantas (RAD)
5.	Keperluan perkakasan	▪ Komputer peribadi (PC) ▪ Komputer riba ▪ Sistem perolehan data (SPD)
6.	Jaminan kualiti perisian	▪ Ujian kebolehgunaan ▪ Ujian kotak putih ▪ Ujian kotak hitam ▪ Ujian unit dan ujian integrasi
7.	Pengguna sasaran	▪ Penyelidik, Pelajar ▪ Pengendali SPD

Rajah 1.7 menunjukkan konsep rangka kerja bagi pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer. Pembangunan aplikasi prototaip CT terdiri daripada dua modul utama iaitu modul perolehan data CT dan modul pembinaan semula imej CT. Algoritma pembinaan imej CT terdiri daripada teknik unjuran ke belakang, teknik lelaran, teknik algebra, teknik jangkaan maksima, kaedah linogram, kaedah pengembangan siri dan kaedah statistik.

Pengkomputeran selari, transformasi Radon dan transformasi Fourier terlibat dalam pembinaan semula imej CT. Jenis pengesan radiasi CT terdiri daripada sinaran selari, sinaran capah dan sinaran kon. Data mentah CT terdiri daripada data sintetik CT dan data unjuran sebenar CT daripada pengimbas CT. Jenis penapis CT terdiri daripada penapis laluan rendah dan penapis laluan tinggi.

Kaedah pembinaan imej CT terdiri daripada teknik kamiran data unjuran, teknik segmentasi imej, teknik pembesaran imej dan teknik pelingkar data unjuran. Bahasa pengaturcaraan komputer terdiri daripada MATLAB, CSILAB, FORTRAN dan visual C++. Dimensi data dan imej CT terdiri daripada 1 Dimensi (1D), 2 Dimensi (2D) dan 3 Dimensi (3D). Perisian statistik penyelidikan terdiri daripada perisian SMART PLS dan perisian SPSS. Soal selidik usabiliti dan pembangunan pangkalan data CT merupakan sebahagian daripada penyelidikan dalam bidang tomografi berkomputer.



Rajah 1.7 Konsep kerangka kerja pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer

1.10.3 Dimensi pendekatan penyelidikan

Dimensi pendekatan penyelidikan bagi konsep kerangka kerja terdiri daripada jenis pengimbas, jenis pengesan sinaran, jenis penapis, algoritma pembinaan semula imej, kaedah pembinaan imej, pengaturcaraan dan pengukuran dan penilaian.

1.10.4 Elemen-elemen pendekatan penyelidikan

Jadual 1.6 menunjukkan elemen-elemen dimensi penyelidikan yang dipilih daripada konsep kerangka kerja yang dicadangkan.

Jadual 1.6 Elemen dimensi penyelidikan

No.	Dimensi Penyelidikan	Elemen Dimensi Penyelidikan
1.	Jenis pengimbas	▪ Pengimbas CT generasi pertama (Cunningham & Judy 2000; Goldman 2007) ▪ Pengimbas CT generasi kedua (Goldman 2007; IAEA 2008) ▪ Pengimbas CT generasi ketiga (Jiangsheng & Zeng 2007; IAEA 2008) ▪ Pengimbas CT generasi keempat (Moore et al. 2000; Goldman 2007) ▪ Pengimbas CT generasi kelima ▪ Teknik gerakan lurus-berputar ▪ Teknik gerakan berputar-berputar ▪ Teknik gerakan berputar dan gelung pengesan pegun ▪ Teknik Helical ▪ Teknik Spiral ▪ Ujian tanpa musnah ▪ Radiologi ▪ Geometri ▪ 2D ▪ 3D ▪ Tomografi elektron ▪ Tomografi berkomputer emisi foton tunggal (SPECT) ▪ Tomografi berkomputer (CT) ▪ Tomografi paksi berkomputer (CAT) ▪ Pengimejan resonans magnetik (MRI) ▪ Pengimejan resonans magnetik (MRI) ▪ Tomografi emisi positron (PET) ▪ Impedans elektrik ▪ Ultrasonik ▪ Kekangan CAT
2.	Jenis pengesan sinaran	▪ Pengesan ▪ Sinaran selari ▪ Sinaran capah ▪ Sinaran kon ▪ Data sintetik ▪ Data sebenar
3.	Jenis penapis	▪ Penapis ▪ Laluan Rendah , Laluan Tinggi ▪ Penapis Ram-Lak (Ramp) ▪ Penapis Shepp-Logan ▪ Penapis Hanning/ Hamming ▪ Penapis Butterworth, Penapis Metz, Penapis Wiener ▪ Penapis Hilbert, Penapis Gaussian

bersambung...

...sambungan

- | | | |
|----|---------------------------------|--|
| 4. | Algoritma pembinaan semula imej | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Penapis Parzen ▪ Penapis Kalman ▪ Kaedah statistik ▪ Teknik unjuran ke belakang ▪ Teknik jangkaan maksimum (EM) ▪ Teknik lelaran ▪ Teknik algebra (ART) ▪ Kaedah linogram ▪ Kaedah pengembangan siri ▪ Transformasi pantas fourier (FFT) ▪ Teknik unjuran ke belakang bertapis (FBP) ▪ Pengkomputeran selari |
| 5. | Kaedah pembinaan imej | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Interpolasi ▪ Garis lurus ▪ Garis lengkung kubus ▪ Interpolasi Lagrange ▪ Sinogram ▪ Susun semula ▪ Rekonstruksi ▪ Fourier ▪ Analisis Fourier ▪ Siri Fourier ▪ Transformasi Fourier ▪ Transformasi Radon ▪ Pengecaman pola ▪ Voksel; Pikel ▪ Segmentasi ▪ Pembesaran ▪ Konvolusi ▪ Nyah konvolusi ▪ Kamiran ▪ Artifak celoreng ▪ Artifak isi padu separa ▪ Artifak gelang ▪ Artifak pergerakan ▪ Artifak kincir angin ▪ Artifak Hingar ▪ Artifak pengerasan sinaran |
| 6. | Pengaturcaraan | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Pangkalan data ▪ MySQL ▪ Perisian sumber terbuka ▪ Pengaturcaraan mobil ▪ MATLAB dan SCILAB |
| 7. | Pengukuran dan penilaian | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Usabiliti ▪ Kualitatif dan Kuantitatif ▪ Kualiti imej ▪ Statistik ▪ Paradigma triangulasi ▪ Taburan normal ▪ Ujian-t ▪ Ujian Shapiro-Wilk dan Kolmogorov-Smirnov ▪ Varians; Analisis varians (ANOVA) ▪ Analisis varians Kruskal-Wallis ▪ Pemodelan persamaan berstruktur (SEM) |
-

1.11 ORGANISASI TESIS

Bab pertama tesis ini memperkenalkan perkara-perkara asas penyelidikan yang terdiri daripada latar belakang penyelidikan, motivasi kajian awalan penyelidikan, pernyataan masalah penyelidikan, soalan penyelidikan, objektif penyelidikan, hipotesis penyelidikan, reka bentuk penyelidikan, kepentingan penyelidikan, sempadan penyelidikan dan konsep kerangka kerja penyelidikan.

Bab kedua tesis ini membincangkan mengenai tinjauan literatur secara ringkas. Seterusnya, membentangkan sejarah model fizikal pengimbas CT, kaedah perolehan data pengimbas CT, algoritma pembinaan imej CT, jenis sinaran pengimbas, kaedah pembinaan imej CT, pengukuran dan penilaian imej CT.

Bab ketiga tesis ini menerangkan metodologi penyelidikan yang membincangkan kaedah pembangunan aplikasi prototaip pembinaan semula imej CT dan pengukuran kaedah dan hasil penyelidikan secara saintifik.

Bab keempat tesis ini menerangkan kaedah analisis dan perbincangan mengenai pensampelan data, prinsip pembinaan semula imej CT, penilaian dan pengujian hasil penyelidikan. Bab ini membincangkan hubung kait objektif penyelidikan dan keputusan hasil penyelidikan.

Bab kelima adalah bab terakhir tesis ini yang menghuraikan ringkasan hasil penyelidikan yang terdiri daripada sumbangan penyelidikan dan algoritma yang digunakan dalam melaksanakan kajian pembinaan semula imej CT.

1.12 RINGKASAN

Bab pertama ini membincangkan empat pernyataan masalah utama iaitu PM 1, PM 2, PM 3 dan PM 4 seperti di bawah.

PM 1: Tomografi Berkomputer (CT) bergantung kepada kemajuan teknologi perkakasan dan perisian komputer. Oleh itu penyelidikan berterusan untuk

meningkatkan prestasi pembinaan semula imej CT tidak dapat dikecualikan daripada bidang penyelidikan apabila teknologi komputer berkembang.

PM 2: Pemprosesan set data unjuran pengimbas CT mengambil masa kekompleksan $O(N^4)$ merupakan halangan yang besar untuk pembinaan semula imej CT.

PM 3: Tindakan utama dalam menyelesaikan permasalahan untuk pembinaan semula imej 3D menggunakan imej 2D adalah mencari titik yang sepadan dalam keratan imej 2D.

PM 4: Penyelidikan untuk mendapatkan algoritma imej segmentasi yang cepat dan berkesan mempunyai signifikan yang besar ke atas pembinaan semula imej 3D.

Manakala soalan penyelidikan membincangkan empat cadangan persoalan utama iaitu SP 1, SP 2, SP 3 dan SP 4 seperti di bawah.

SP 1: Apakah dimensi yang perlu diberikan tumpuan untuk pembangunan sistem pembinaan semula imej menggunakan kaedah lalaran bagi data pengimbas CT generasi ke-4 dan ke-5?

SP 2: Apakah kaedah telah dibangunkan untuk menjana data sintetik 2D dan menguji model prototaip pembinaan semula imej CT?

SP 3: Apakah kaedah yang telah dibangunkan untuk menggabungkan imej unjuran 2D data sintetik pengimbas CT bagi membentuk model imej 3D?

SP 4: Apakah kaedah analisis data yang boleh digunakan untuk menganalisis serta mengukur kualiti model prototaip pembinaan semula imej CT?

Seterusnya objektif penyelidikan membincangkan empat objektif penyelidikan yang utama iaitu OP 1, OP 2, OP 3 dan OP 4 seperti di bawah.

OP 1: Mengkaji persekitaran sistem perolehan data dan mereka bentuk kerangka kerja untuk pembangunan prototaip pembinaan semula imej menggunakan kaedah lelaran terhadap data pengimbas CT generasi ke-4 dan ke-5.

OP 2: Membangun kaedah untuk menjana data sintetik 2D pengimbas CT dan menguji model prototaip pembinaan semula imej CT.

OP 3: Membangun kaedah untuk menggabungkan imej 2D data sintetik pengimbas CT bagi membentuk model imej 3D.

OP 4: Menganalisis data dan mengukur kualiti model prototaip pembinaan semula imej CT yang dibangunkan.

Skop penyelidikan (SP) yang dicadangkan adalah terdiri daripada lima skop utama iaitu SP 1, SP 2, SP 3 dan SP 4 seperti di bawah.

SP 1: Perolehan data di bawah pakar di Bahagian Teknologi Industri, Agensi Nuklear Malaysia dan secara atas talian daripada pusat-pusat tomografi;

SP 2: Menganalisis dan mengoptimumkan sistem semasa untuk mengelakkan ralat pembinaan semula imej;

SP 3: Mereka bentuk dan membangunkan sistem prototaip untuk aplikasi pengimbas CT menggunakan algoritma yang dicadangkan;

SP 4: Menilai dan menambah baik sistem prototaip melalui ujian penerimaan dan kebolehgunaan.

Seterusnya kajian terakhir bertumpu kepada kepentingan penyelidikan (KP) yang terdiri daripada tiga kepentingan utama iaitu KP 1, KP 2 dan KP 3 seperti di bawah.

KP 1: Kajian literatur dibentangkan dalam bentuk teori matematik dan kaedah deskriptif, kaitan dengan pembangunan aplikasi tidak dinyatakan secara jelas;

KP 2: Cadangan penyelidikan untuk memahami dan mengubah konsep dan teori pembinaan semula imej ke dalam pengaturcaraan aplikasi komputer peringkat tinggi;

KP 3: Cadangan untuk menggunakan metodologi pembangunan dalam pembinaan semula imej tomografi berkomputer.



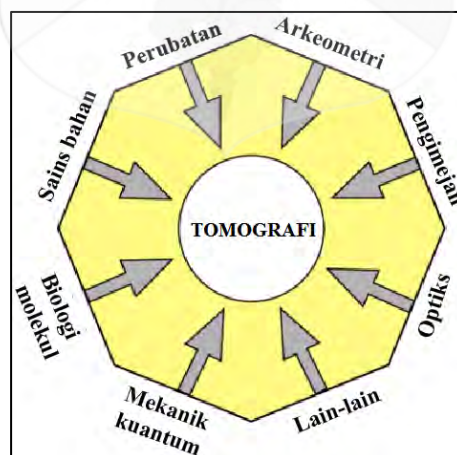
BAB II

TINJAUAN LITERATUR

2.1 PENGENALAN

2.1.1 Tomografi berkomputer

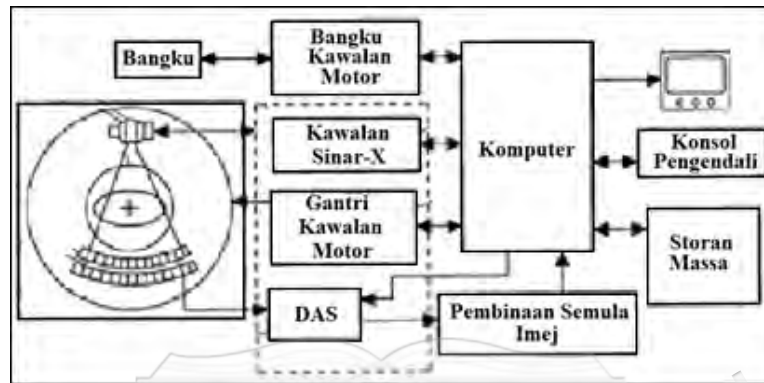
Tomografi dalam bidang perubatan merupakan alat diagnostik. Ia menggunakan sinar-X untuk mengimej keratan rentas tubuh untuk memeriksa bahagian anggota badan seperti otak, kepala, paru-paru, dada, pelvik, leher dan abdomen. Ia menghasilkan imej pembinaan semula berdasarkan nilai kepadatan jisim yang dianggarkan melalui proses kamiran garis lurus. Fungsi ketumpatan jisim adalah pekali pengecilan dan kamiran garis lurus diperoleh dengan mengukur pengecilan nilai sinaran yang dihantar melalui objek (Faridani et al. 1992). Rajah 2.1 menunjukkan kerangka kerja tomografi berkomputer yang melibatkan masalah pembinaan semula imej daripada pelbagai cabang bidang ilmu pengetahuan.



Rajah 2.1 Masalah pembinaan semula imej daripada pelbagai bidang pengetahuan dalam kerangka kerja tomografi berkomputer

Sumber: Angelieri et al. (2017)

Rajah 2.2 menunjukkan skematik sintilasi hibrid penukaran langsung sistem pengimejan CT. Menurut Hoffman (2006), reka cipta pengesan sintilasi hibrid penukaran langsung ini adalah untuk mengurangkan kos, masa dan proses sistem pengimejan CT.



Rajah 2.2 Skematik sintilasi hibrid penukaran langsung sistem pengimejan CT

Sumber: Hoffman (2006)

2.1.2 Data pengimbas CT

Jadual 2.1 menunjukkan lokasi carian dan muat turun data pengimbas CT yang diakses sepanjang tahun penyelidikan.

Jadual 2.1 Lokasi carian dan muat turun data numerikal imej CT

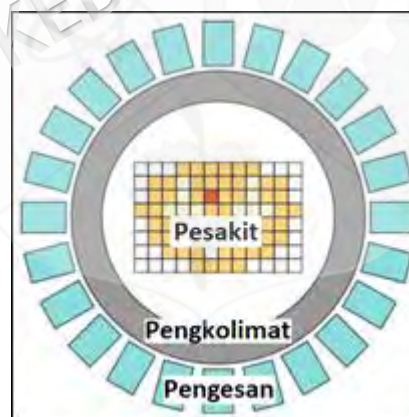
Bil.	Tajuk	Format	Pautan
1.	<i>Bone CT-Scan Data</i>	<i>dcm</i>	http://isbweb.org/data/vsj/
2.	<i>Voreen - Data Sets</i>	<i>dat</i>	http://www.voreen.org/108-Data-Sets.html
3.	<i>DICOM files</i>	<i>dcm</i>	http://www.osirix-viewer.com/datasets/
4.	<i>The Stanford volume data archive</i>	<i>binary</i>	http://graphics.stanford.edu/data/voldata/
5.	<i>Visualization Group Data sets</i>	<i>binary</i>	https://www.cg.tuwien.ac.at/research/vis/datasets/sets
6.	<i>Medical datasets</i>	<i>binary</i>	http://www.volvis.org/
7.	<i>The Volume Library</i>	<i>binary</i>	http://lgdv.cs.fau.de/External/vollib/
8.	<i>The Cancer Imaging Archive</i>	<i>dcm</i>	https://www.cancerimagingarchive.net/access-data/

Format data pengimbas CT bergantung pada jenis pengimbas yang digunakan dalam aktiviti pengimbasan. Data yang dikumpulkan akan digunakan dalam penyelidikan untuk memberi fokus kepada pemahaman masalah pembinaan semula imej 2D dan 3D.

2.1.3 Pengimbas CT konvensional

Pengimbas CT konvensional terdiri daripada kategori tomografi kelas transmisi atau emisi (O'Sullivan & Benac 2006; Harrison 2012). Tomografi kelas transmisi digunakan dalam industri ujian tanpa musnah ke atas objek yang tidak bernyawa. Ia berputar mengelilingi objek. Pengimbas dilengkapi dengan sumber sinaran yang dapat memancarkan sinaran capah (Sumith et al. 2011) atau sinaran selari.

Rajah 2.3 menunjukkan gambar rajah skema tomografi berkomputer jenis emisi. Menurut Harrison (2012), Tomografi Emisi Positron (PET) dan Tomografi Berkomputer Emisi Photon Tunggal (SPECT) adalah tomografi jenis emisi manakala CT sinar-X adalah tomografi jenis transmisi.



Rajah 2.3 Gambar rajah skema tomografi berkomputer jenis emisi

Sumber: Harrison (2012)

Pengesatan sinaran terdiri daripada gas atau sintilasi seperti sesium iodida (Grinyov et al. 2006). Tomografi kelas emisi digunakan dalam bidang perubatan untuk mengimbas objek yang bernyawa. Tomografi kelas emisi (Shan et al. 2013)

menempatkan sumber sinaran dalam objek dengan cara menyuntik atau menghidu. Tomografi kelas transmisi menempatkan sumber sinaran di luar objek yang diimbas.

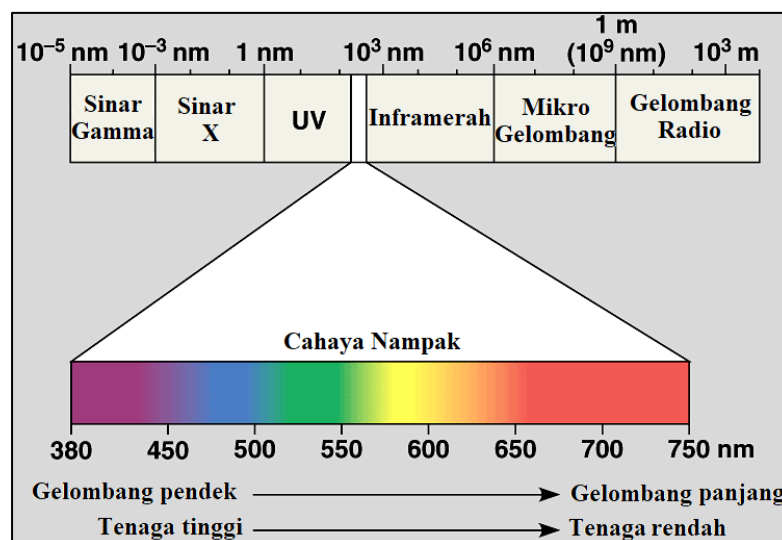
2.1.4 Tomografi Berkomputer Sinaran Kon (CBCT)

Reka bentuk fizikal CBCT terdiri daripada sumber sinaran kon bulat dan sinaran kon segi empat tepat dengan kadar 360° putaran satu kitaran imbasan. Sumber sinaran bergerak secara serentak dengan pengesan sinaran sambil mengelilingi spesimen yang diimbas (Kumar et al. 2015). Sistem pengimejan CBCT mempunyai banyak kelebihan berbanding pengimbas CT konvensional. Ia menggunakan sinaran dos radioaktif lebih rendah, masa perolehan yang singkat, harga perolehan yang berpatutan dan resolusi imej yang tinggi (Aras et al. 2010; Shahidi et al. 2014).

Seterusnya Luminati dan Tagliafico (2014) melaporkan bahawa pengimbas CBCT adalah sistem yang berupaya untuk melaksanakan pembinaan semula imej 3D daripada sumber data imej 2D. Menurut Park (2013) algoritma yang dibangunkan oleh Feldkamp, Davis dan Kress (FDK) dapat membina semula imej 3D daripada unjuran sinaran capah 2D. Algoritma FDK bermula dengan proses menjana data unjuran wajaran, menapis data unjuran menggunakan penapis *ramp* (Zeng 2004) dan melaksanakan unjuran ke belakang untuk mendapatkan imej 3D.

2.1.5 Sumber radioaktif

Menurut Hamideen et al. (2011) terdapat dua sumber sinaran semula jadi iaitu sinaran kosmik dan biosfera bumi yang terdapat di dalam kerak bumi. Walaupun begitu, sinaran kosmik bukan sebahagian daripada spektrum elektromagnet. Sinaran kosmik (Clark & Rilee 2010) adalah zarah-zarah berkuasa tinggi yang bergerak melalui ruang angkasa menghampiri kelajuan cahaya. Sumber radioaktif buatan manusia terdiri daripada aplikasi perubatan, barangan pengguna, ujian senjata nuklear, pengendalian stesen kuasa nuklear dan kemalangan nuklear. Rajah 2.4 menunjukkan spektrum elektromagnet yang dikategorikan kepada tujuh jenis iaitu sinar gamma, sinar-X, sinar UV, cahaya nampak, inframerah, mikrogelombang dan gelombang mikro.



Rajah 2.4 Spektrum gelombang elektromagnetik

Sumber: Grais (2017)

Sinar-X adalah sebahagian daripada spektrum gelombang elektromagnetik yang dapat menembusi bahan fizikal. Elektron dihasilkan oleh pelepasan termionik yang merupakan pelepasan dari bahan yang sangat panas seperti filamen yang dipanaskan. Elektron ini dipercepatkan oleh voltan tinggi dan difokuskan kepada bentuk sinaran.

Radiofarmaseutikal yang paling banyak digunakan dalam tomografi emisi (Zeng 2010) adalah ^{131}I natrium iodida untuk hipertiroidisme dan kanser tiroid, ^{90}Y ibritumomab tiuxetan (Zevalin) dan ^{131}I tositumomab (Bexxar) untuk limfoma refraktori, ^{131}I MIBG (metaiodobenzylguanidine) untuk tumor neuroendokrin dan ^{153}Sm EDTMP atau ^{89}Sr klorida untuk peringanan sakit tulang metastatik.

Kajian literatur mendapati terdapat tomografi transmisi (Deng et al. 2017) menggunakan salah satu daripada tiga sumber sinaran berikut iaitu ^{133}Ba , ^{137}Cs dan ^{60}Co yang diletakkan di hadapan tetingkap pengesan. Jadual 2.2 menunjukkan sumber sinaran jenis ^{133}Ba , ^{137}Cs dan ^{60}Co yang digunakan oleh pengimbas CT jenis talium-diaktifkan natrium iodida kristal ($\text{NaI}(\text{TI})$) dan germanium. $\text{NaI}(\text{TI})$ adalah sintilasi yang menukarkan tenaga daripada insiden sinaran gamma kepada spektrum cahaya yang dapat dikesan oleh tiub pemfotoganda.

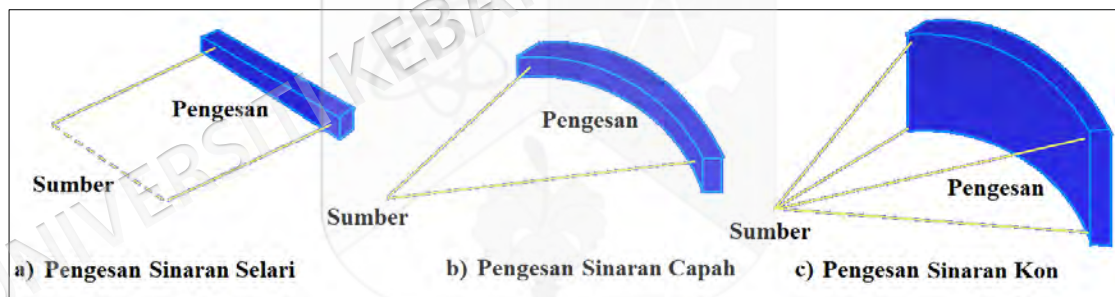
Jadual 2.2 Sumber sinaran, kuasa dan jenis pengesan NaI(Tl) dan germanium

Sumber dan Kuasa (keV)	Jenis Pengesan
Ba-133 (356)	NaI(Tl), Ge 1 dan Ge 2
Cs-137 (662)	
Co-60 (1173)	
Co-60 (1332)	

Sumber: Hamideen et al. (2011)

2.1.6 Pengesan radioaktif

Pengesan radioaktif adalah perkakasan yang utama dalam binaan fizikal pengimbas CT. Rajah 2.5 menunjukkan satu unit pengesan yang mewakili a) pengesan geometri sinaran selari, b) pengesan geometri sinaran capah dan c) pengesan geometri sinaran kon. Algoritma pembinaan semula bagi generasi pertama hingga generasi keempat adalah berdasarkan kepada model pengesan jenis kiraan foton (Muji et al. 2013).

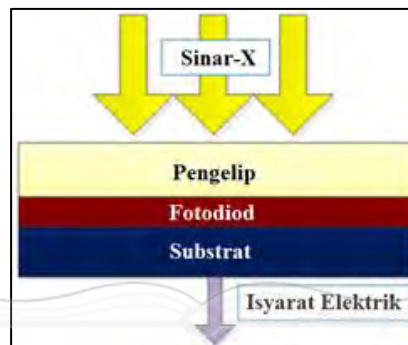


Rajah 2.5 Geometri pengimbas CT

Sumber: Hsieh (2005)

Pengimbas CT generasi kelima adalah kompleks dan menggunakan pengesan yang mengintegrasikan tenaga (Lasio et al. 2007; Xie 2008). Rajah 2.6 menunjukkan reka bentuk skema susunan lapisan dalaman pengesan CT. Menurut penciptanya, Shefer et al. (2013), sinar-X menyuluh lapisan pengelip untuk menukarnya kepada foton optik.

Seterusnya, foton optik ditukar kepada arus elektrik dalam lapisan fotodiod. Substrat menyimpan dan menukarkan kepada isyarat elektronik analog serta menguatkannya. Isyarat analog ditukarkan kepada isyarat digital. Ia dihantar keluar daripada sistem pengesan CT kepada litar sistem perolehan data (DAS) untuk proses seterusnya bagi menghasilkan imej CT.

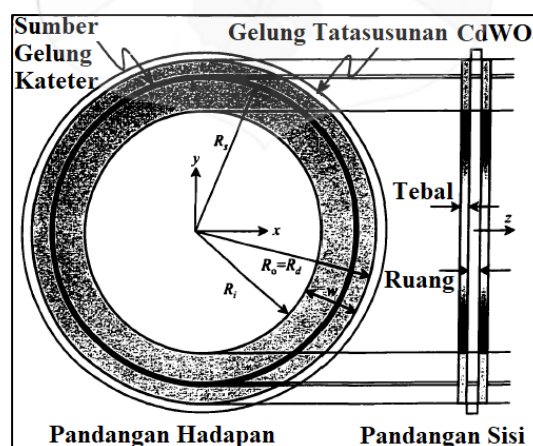


Rajah 2.6

Reka bentuk skema susunan lapisan dalaman pengesan CT

Sumber: Shefer et al. (2013)

Rajah 2.7 menunjukkan pandangan hadapan dan pandangan sisi skematik gelung pengelip (Berndt 2002). Ia menunjukkan kedudukan relatif sumber gelung kateter dan gelung tatasusunan kristal kadmium tungstat (CdWO_4).



Rajah 2.7

Skematik gelung pengelip pengesan CdWO_4

Sumber: Berndt (2002)

2.1.7 Manfaat dan risiko CT

Mohd. Muji et al. (2017) melakukan analisis faedah berbanding risiko ke atas ujian saringan tunggal barah (Al-masni et al. 2017). Beliau mengesyorkan ujian perlu dilakukan secara berulang iaitu sekali setahun untuk mendapat ketepatan ujian saringan. Manfaat dan risiko perlu dikaji semula untuk mendapatkan bilangan selang yang sesuai. Risiko bertambahnya pendedahan terhadap sinaran (Alkadhi & Leschka 2011) terkumpul akan meningkat mengikut bilangan ujian.

Menurut Berland (2011), kebimbangan apabila menggunakan pengimbas CT adalah risiko menghadapi cancer. Dos sinaran terkumpul melebihi paras 50-100 mSv berlaku apabila melakukan imbasan CT melebihi 5-10 siri.

2.2 REVOLUSI MODEL FIZIKAL PENGIMBAS CT

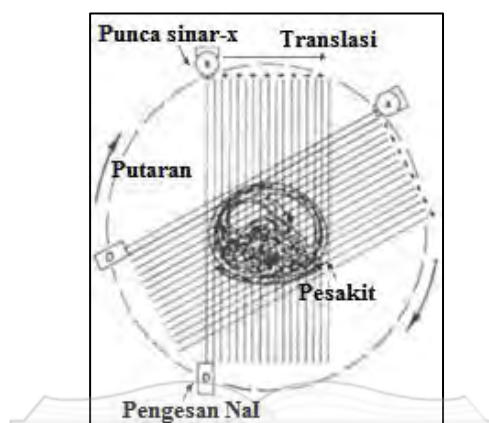
Pengimbas tomografi berkomputer sangat dikagumi sebagai kaedah saintifik tanpa musnah yang boleh digunakan untuk mengkaji bahagian dalaman sesuatu objek.

2.2.1 Pengimbas CT generasi pertama

Menurut Hendee dan Ritenour (2002), pengimbas CT generasi pertama memperoleh setiap bacaan ukuran transmisi sinar-X dengan mengimbas satu pancaran sinar-X bersaiz mata pensel. Sinar-X dibaca oleh pengesan NaI dalam garis lurus iaitu pada kedudukan berhadapan antara sumber sinar-X dan pengesan NaI. Pesakit berada di kedudukan pusat bulatan pengimbas CT. Rajah 2.8 menunjukkan kedudukan punca sinar-X, pengesan NaI dan pesakit dalam reka bentuk pengimbas CT generasi pertama.

Semasa proses imbasan translasi (Cunningham & Judy 2000) 17 bacaan ukuran transmisi sinar-X yang selari diperoleh. Kemudian, orientasi sudut putaran peranti pengimbasan ditingkatkan sebanyak 1 darjah. Proses imbasan translasi diulang semula untuk memperoleh 17 bacaan transmisi sinar-X yang berikutnya. Proses pengimbasan ini diulangi sehingga mencapai sudut 180 darjah untuk memperoleh sebanyak $17 \times 180 = 3060$ bacaan transmisi sinar-X. Nilai bacaan transmisi sinar-X ini dihantar ke

komputer yang dilengkapi dengan pakej matematik. Ia membina semula imej keratan rentas 2D daripada nilai bacaan pekali pengecilan (Kumar & Samuel 2010) yang ditakrifkan oleh imbasan pancaran sinar-X.

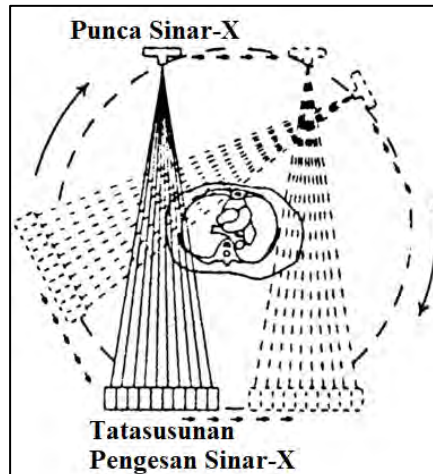


Rajah 2.8 Pengimbas CT generasi pertama menggunakan pancaran sinar-X bersaiz mata pensel dan gabungan gerakan translasi dan putaran.

Sumber: Hendee dan Ritenour (2002)

2.2.2 Pengimbas CT generasi kedua

Generasi kedua pengimbas CT mempunyai geometri yang sama seperti pengimbas CT generasi pertama. Ia telah diubahsuai dengan menambah bilangan pengesan sinaran (Franco et al. 2007). Rajah 2.9 menunjukkan reka bentuk geometri pengimbas CT generasi kedua. Anjakan translasi dan putaran masih digunakan untuk mengerakkan kedua-dua sumber sinaran dan pengesan sinaran bagi mengimbas keseluruhan objek. Pengimbas CT generasi kedua menghasilkan data imbasan dalam bentuk susunan unjuran selari.



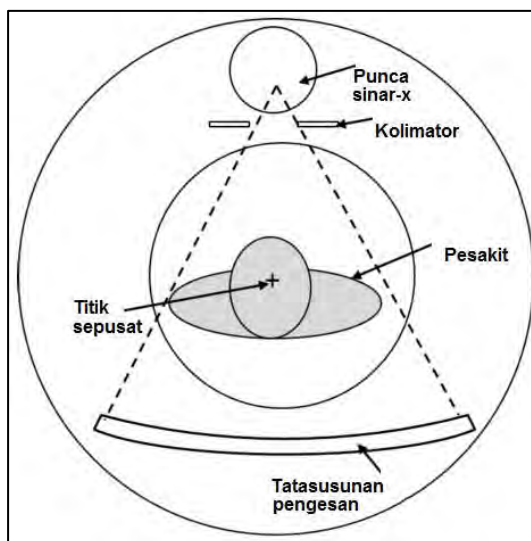
Rajah 2.9 Pengimbas CT generasi kedua menggunakan satu punca pancaran sinar-X, tatasusunan pengesan sinar-X dan gabungan gerakan translasi dan putaran.

Sumber: Cunningham dan Judy (2000)

2.2.3 Pengimbas CT generasi ketiga

Pengimbas CT mempunyai satu atau lebih punca sumber sinar-X untuk menjana politenaga sinar-X terkolimat. Bacaan nilai sinar-X semakin mengecil selepas melalui objek yang diimbas berbanding bacaan sinar-X sebelum melalui objek. Punca sumber sinar-X dan barisan pengesan pengelip sinaran seperti CsI(Tl), CdWO₄, ZnSe(Te) dan ZnSe(Te,O) (Grinyov et al. 2006; Emara et al. 2018) yang bergerak mengelilingi objek pada satu paksi. Ia mengumpul data unjuran daripada tokokan posisi bersudut sehingga 360 darjah.

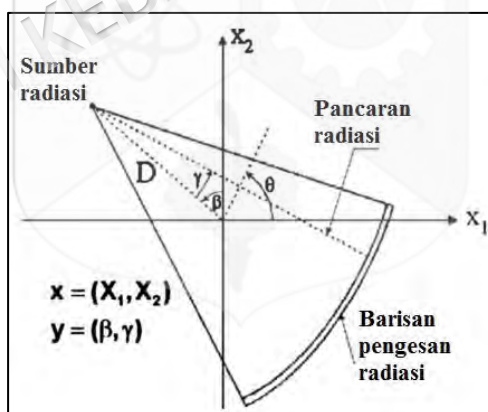
Rajah 2.10 menunjukkan skema model pengimbas CT generasi ketiga. Bangku pesakit digerakkan sepanjang paksi untuk mendapatkan jumlah bilangan data unjuran yang mewakili keratan rentas 2D yang sesuai untuk pengimejan (Karimi 2014).



Rajah 2.10 Pengimbas CT generasi ke-3

Sumber: Karimi (2014)

Rajah 2.11 menunjukkan geometri keratan rentas 2D pengimbas CT generasi ketiga.



Rajah 2.11 Geometri keratan rentas 2D pengimbas CT generasi ke-3

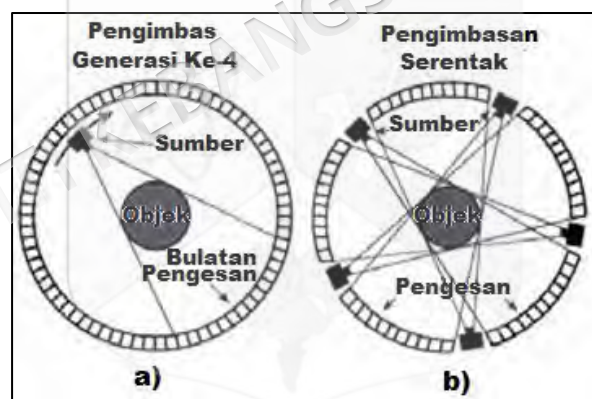
Sumber: Evans (2011)

Seterusnya menurut Evans (2011), pengimbas tomografi transmisi sinar-X menghasilkan foton di dalam tiub sinar-X. Foton dipancar melalui pesakit untuk mendapatkan bacaan nilai data unjuran. Ia mewakili pengecilan nilai sinar-X sepanjang

laluan daripada sumber sinaran dan pengesan sinaran. Bacaan nilai unjuran diambil daripada pengesan yang mengelilingi objek pada tokokan sudut tertentu. Ia membolehkan pembinaan semula imej objek dibuat berdasarkan kepada teori transformasi Radon (Clackdoyle & Noo 2004; Zahedi et al. 2018).

2.2.4 Pengimbas CT generasi keempat

Sistem fizikal pengimbas CT generasi keempat terdiri daripada tatasusunan pengesan sinaran dalam bentuk lingkaran yang tidak bergerak. Hanya sumber sinaran berputar melalui bulatan tatasusunan pengesan sinaran seperti di Rajah 2.12 (a). Masalah imej kabur semasa mengimbas objek bergerak diselesaikan melalui teknik pengimbasan secara serentak. Ia menggunakan sumber sinaran yang berbilang dan tidak bergerak seperti di Rajah 2.12 (b) (IAEA 2008). Menurut kajian yang dilakukan oleh Berndt (2002), sub-sistem pengimbas CT generasi keempat terdiri daripada sumber sinaran, pengesan sinaran, sistem perolehan data dan pengelip.

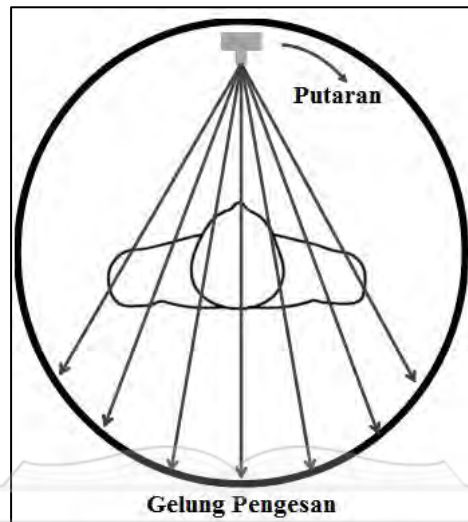


Rajah 2.12 Pengimbas CT generasi ke-4 a) Satu sumber sinaran b) Berbilang sumber sinaran

Sumber: IAEA (2008)

Seterusnya menurut kajian Sarment dan Christensen (2014), pengimbas CT generasi keempat direka bentuk untuk menangani masalah artifak cincin yang berlaku dalam pengimbas CT generasi ketiga. Ia menggunakan gelung pengesan yang tidak bergerak dan boleh mengukur sinaran pada setiap sudut daripada pusat putaran. Rajah 2.13 menunjukkan pengimbas CT generasi keempat yang dilengkapi dengan satu

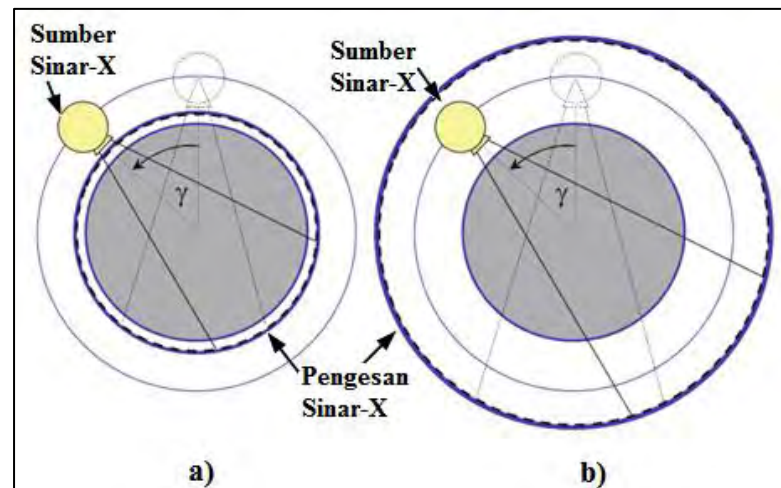
sumber sinaran. Gelung pengesan dipasang mengelilingi objek yang diimbas pada sudut 360° .



Rajah 2.13 Pengimbas CT generasi ke-4 yang dilengkapi dengan gelung pengesan meliputi sudut 360°

Sumber: Sarment dan Christensen (2014)

Seterusnya menurut Hrdý (2018), pengimbas CT generasi keempat dan pengimbas CT generasi ketiga menggunakan sumber sinaran capah. Ia bergerak dalam bulatan secara berterusan tanpa sebarang anjakan garis lurus. Pengimbas CT generasi keempat menggunakan gelung pengesan pegun yang mengandungi 5,000 elemen pengesan untuk membentuk satu bulatan. Sumber sinar-X boleh berputar di luar ataupun di dalam gelung pengesan. Rajah 2.14 menunjukkan kedudukan geometri yang berbeza sumber sinar-X pada lokasi di dalam dan di luar gelung pengesan.



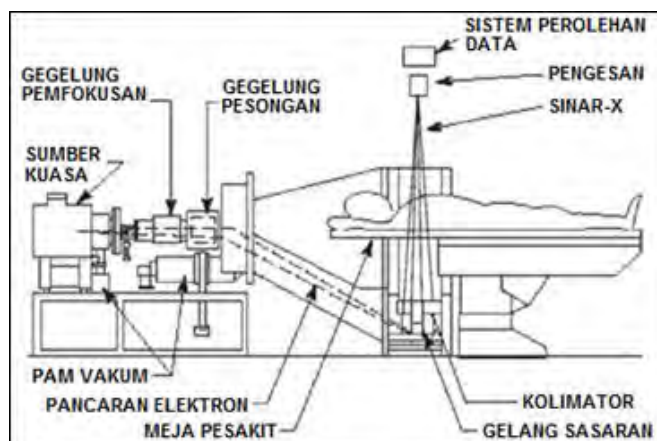
Rajah 2.14 Kedudukan berbeza sumber sinar-X bagi pengimbas CT generasi ke-4
 a) Sumber sinar-X di luar gelung pengesan b) Sumber sinar-X di dalam gelung pengesan

Sumber: Hrdý (2018)

2.2.5 Pengimbas CT generasi kelima

Pengimbas CT sinaran elektron (EBCT) adalah sistem pengimbas CT generasi kelima. Sebuah pengimbas tomografi elektron EBCT model C-100 telah diperkenalkan pada pertengahan 1980-an. Ia diikuti oleh model C-150 pada tahun 1993, dan seterusnya model C-300 pada tahun 2000. Pada tahun 2003 siri “e-Speed” telah diperkenalkan (Atak & Shikhaliev 2017).

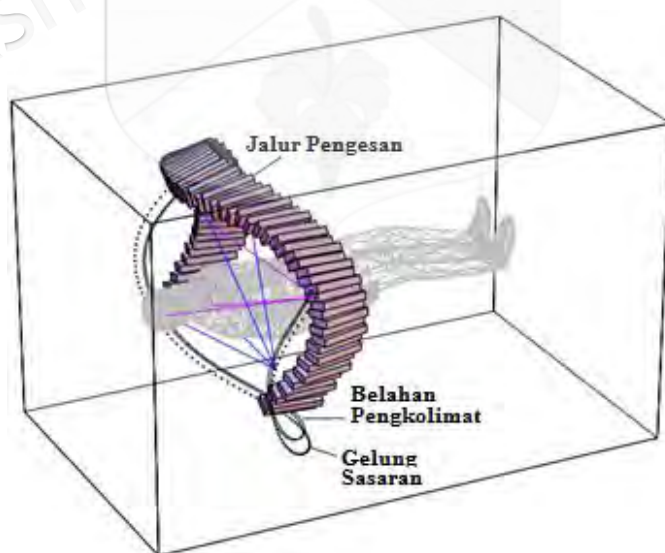
Seterusnya menurut Mahdavizadeh et al. (2016), pengimbas EBCT telah dibangunkan oleh Douglas Boyd dan rakan-rakannya di Imatron pada tahun 1977. Model pengimbas EBCT telah menghapuskan pergerakan fizikal yang diperkenalkan dalam sistem pengimbas CT generasi terdahulu. Pengimbas EBCT menggunakan pancaran elektron yang difokuskan oleh elektro-magnet. Ia disasarkan kepada gegelung pengesan sinaran bersalut tungsten yang pegun untuk menjana sinar-X. Rajah 2.15 menunjukkan skema model pengimbas CT generasi kelima.



Rajah 2.15 Skema pengimbas CT pancaran elektron

Sumber: Mahdavizadeh et al. (2016)

Pengesan sinaran kon memperoleh data unjuran CT dalam bentuk 2D. Sumber sinar-X dan pengesan sinaran kon disusun supaya gelung sasaran dan garis tengah jalur pengesan berada pada dua sfera sepusat. Modul jalur pengesan ditempatkan sebelah menyebelah secara berselang seli di antara dua jejari sfera supaya tidak terdapat ruang di antara pengesan. Prosedur ini adalah untuk mengelak sinar-X daripada terhadang. Rajah 2.16 menunjukkan kotak skema pengimbas EBCT sinaran kon.



Rajah 2.16 Skema pengimbas EBCT menggunakan sinaran kon

Sumber: Neshandar Asli et al. (2018)

Neshandar Asli et al. (2018) telah mencadangkan pembangunan pengimbas EBCT sinaran kon untuk mengatasi kelemahan pengimbas EBCT sinaran capah. Seterusnya, Kotwaliwale et al. (2010) menjelaskan mesin pengimbas EBCT mempunyai tiub vakum yang besar. Pancaran elektron dibiaskan oleh elektro-magnet ke arah tatasusunan pengesan anod tungsten sinar-X yang disusun mengelilingi objek di dalam tiub. Setiap anod dihentam silih berganti oleh pancaran elektron untuk menghasilkan sinar-X. Pengesan sinaran seperti dalam pengimbas CT konvensional dapat mengesan sinar-X yang dikolimat. Ketiadaan bahagian yang bergerak membolehkan pengimbasan dilakukan dengan pantas di mana kadar perolehan setiap keratan rentas adalah antara 50-100 ms.

Jadual 2.3 menunjukkan maklumat generasi pengimbas CT yang terdiri daripada konfigurasi pergerakan (sumber sinaran dan pengesan sinaran), bilangan pengesan, jenis pancaran dan masa minimum imbasan. Pengimbas CT generasi kelima memberikan masa minimum imbasan yang terpantas. Ia menggunakan bilangan pengesan sinaran yang kurang daripada pengimbas CT generasi keempat. Semua generasi pengimbas CT menggunakan sinaran capah kecuali pengimbas CT generasi pertama yang menggunakan sinaran selari.

Jadual 2.3 Generasi pengimbas CT

Generasi	Konfigurasi	Bilangan Pengesan	Sinaran	Masa Minimum Imbasan
Pertama	Translasi-Putaran	1-2	Bersudut selari	2.5 min
Kedua	Translasi-Putaran	3-52	Bersudut capah	10 s
Ketiga	Putaran-Putaran	256-1,000	Bersudut capah	0.5 s
Keempat	Putaran-Pegun	600-4,800	Bersudut capah	1 s
Kelima	Sinaran Elektron	1,284	Bersudut capah	33 ms

Sumber: Kotwaliwale et al. (2010)

2.2.6 Pembinaan semula imej kaedah analitikal

Algoritma pembinaan semula analitikal berdasarkan kaedah perlingkaran dan kaedah unjuran ke belakang. Ia mewakili jumlah sinaran terkumpul yang melalui sebarang titik (Han et al. 2016). Menurut Gerard dan Feschet (2007), pembinaan semula imej pengimbas CT generasi pertama adalah berdasarkan kepada kaedah analitikal yang

menggunakan teorem hirisan Fourier. Teorem ini digunakan untuk menyongsangkan transformasi Radon untuk membentuk imej. Proses ini melibatkan kesukaran untuk menukar data diskret kepada fungsi selanjar yang boleh didigital untuk mendapatkan imej. Kaedah ini pantas tetapi memerlukan bilangan sampel yang banyak berbanding kaedah lalaran.

2.2.7 Pembinaan semula imej kaedah lalaran

Kaedah lalaran berasaskan model statistik (Lasio et al. 2007) dapat menyelesaikan masalah pembinaan semula imej. Algoritma pembinaan semula ini adalah berdasarkan kepada kaedah kebolehjadian maksimum. Ia disesuaikan untuk membina imej daripada data unjuran sinar-X yang diperoleh daripada pengimbas CT bergeometri sinaran selari.

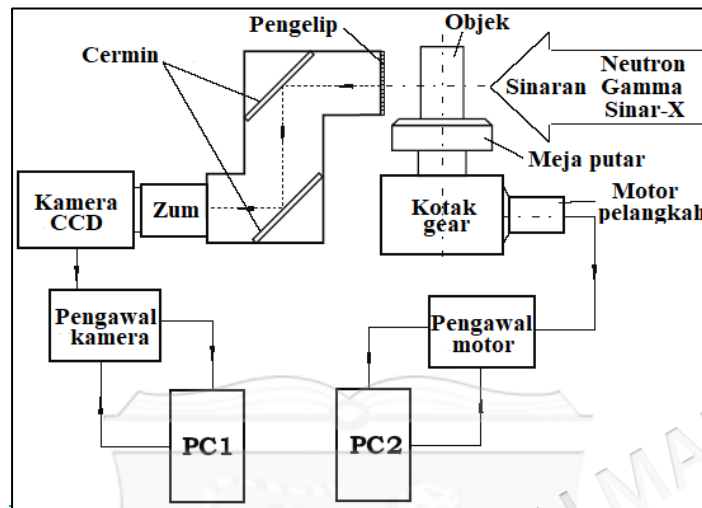
Prinsip asas algoritma lalaran adalah untuk mencari penyelesaian dengan kaedah anggaran. Data unjuran yang dianggarkan akan dibandingkan dengan data unjuran yang diperoleh daripada pengimbas CT. Hasil perbandingan akan digunakan untuk mengubah anggaran semasa dan menghasilkan angka anggaran yang lebih optimum. Menurut Herman (2009), teknik pembinaan semula imej secara lalaran adalah suatu kaedah alternatif untuk pembinaan semula imej secara unjuran ke belakang (FBP). Seterusnya menurut Crews et al. (2018) algoritma pembinaan semula secara lalaran digunakan untuk mengurangkan dos pengimbasan CT dan memelihara kualiti imej dengan tahap hingar yang rendah.

2.3 PEROLEHAN DATA PENGIMBAS CT

Rajah 2.17 menunjukkan alat pengimejan untuk mengumpul data unjuran pengimbas CT yang digambarkan oleh Baumann et al. (2007). Menurut beliau alat ini sesuai untuk mengumpul sinar-X, sinar neutron atau sinar gamma. Objek untuk diimbas diletakkan di atas meja yang diputar oleh motor pelangkah supaya sinaran dapat melalui objek dalam arah yang berbeza.

Kuasa sinaran dilemahkan oleh objek yang diimbas sebelum menghentam pengelip yang akan mengubah sinaran kepada cahaya yang dapat dikesan oleh kamera

peranti terganding cas (CCD). Sistem cermin akustik digunakan untuk menghantar cahaya daripada pengelip kepada kamera CCD untuk mengelakkan kerosakan kamera. Pengawal kamera menyimpan dan menghantar data unjuran kepada komputer peribadi.



Rajah 2.17 Alat pengimejan untuk mengumpul data unjuran pengimbas CT

Sumber: Baumann et al. (2007)

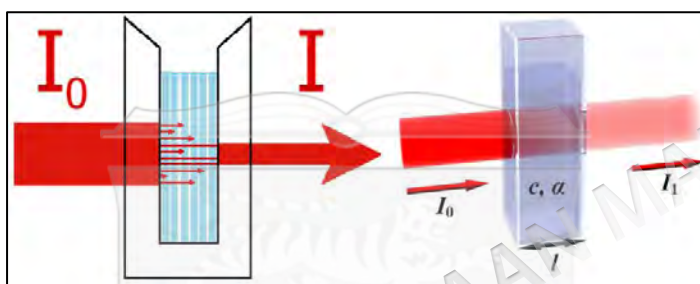
Hukum Beer adalah model matematik untuk menerangkan proses pengukuran sinaran dalam bidang tomografi berkomputer. Secara ringkasnya, hukum Beer adalah deskripsi kuantitatif yang menjelaskan interaksi sinaran dengan jirim objek. Menurut hukum Beer apabila sinaran melalui jirim objek maka bacaan nilai intensiti sinaran akan menjadi semakin lemah. Ia disebabkan oleh sifat jirim objek yang dapat menyerap ataupun menyebarkan sinaran (Epstein 2007).

Menurut Bootsma (2013), perbezaan isyarat atau kontras dalam nilai unjuran sinaran adalah disebabkan oleh pengecilan bacaan sinaran apabila melalui jirim media. Hubungan konsep pengecilan ini diterangkan oleh hukum Beer-Lambert-Bouguer. Fenomena kejadian ini bergantung kepada beberapa faktor iaitu kekuatan tenaga sinaran, kekuatan serapan media dan ketebalan media. Seterusnya menurut Kimia (2011), hukum Beer menyatakan bahawa keamatan sinaran yang melalui jirim media

berkurang secara eksponen dengan panjang media (l). Fenomena pengecilan sinaran ini boleh diwakili secara formula matematik seperti ditunjukkan oleh persamaan 2.1.

$$I(l) = I_0 e^{-\alpha l} \quad \dots(2.1)$$

Rajah 2.18 menunjukkan ilustrasi secara visual konsep hukum Beer di mana I_0 adalah keamatan atau intensiti asal sinaran dan simbol αl adalah pekali pengecilan sinaran.



Rajah 2.18 Ilustrasi hukum Beer

Sumber: Kimia (2011)

2.3.1 Teori kamiran garis lurus

Struktur persamaan hukum Beer dalam pembinaan semula imej CT dibina daripada kamiran garis lurus yang mewakili pekali pengecilan sinaran. Persamaan 2.2 menunjukkan pekali pengecilan sinaran adalah merupakan kamiran garis lurus (Deng et al. 2017). Intensiti sinaran (I_D) yang dikesan dari sinar-X selepas melepasi objek mempunyai hubungan matematik dengan intensiti asal sinaran (I_0). Pembolehubah L adalah garis sinaran dan f ialah pekali pengecilan garis lurus. Kamiran garis lurus adalah kaedah pengukuran intensiti sinaran bagi membina semula imej.

$$I_D = I_0 e^{-\int_L f(x) dx} \quad \dots(2.2)$$

2.3.2 Data numerik 1D dan 2D

Skala adalah binaan asas satu dimensi (1D) data numerik dalam pelbagai bidang seperti kejuruteraan, matematik, fizik dan komputer teknologi. Kuantiti skalar hanya ditakrifkan oleh magnitud (Fu et al. 2018). Seterusnya menurut Malektaji et al. (2017), skalar adalah sejenis unit asas data 1D yang terdiri daripada jenis integer, titik terapung ataupun rentetan.

Data yang membentuk imej 2D mempunyai struktur tatasusunan 2 dimensi dan dapat diwakili oleh pemboleh ubah X dan pemboleh ubah Y iaitu lebar dan panjang. Komponen tatasusunan 2D dapat dibina daripada tatasusunan 1D iaitu komponen vektor. Vektor digunakan untuk menunjukkan kuantiti dimensi dan memerlukan lebih daripada satu nombor untuk menggambarkannya. Vektor mempunyai dua ciri iaitu magnitud dan arah manakala skalar hanya mempunyai satu ciri iaitu magnitud. Jadual 2.4 menunjukkan perbezaan struktur di antara tatasusunan 1D dan tatasusunan 2D.

Jadual 2.4 Perbezaan struktur tatasusunan 1D dan tatasusunan 2D

Tatasusunan 1D	Tatasusunan 2D		
0.9871			
0.8140	0.9871	0.4323	0.0885
0.5042	0.8140	0.9577	0.0512
0.4323	0.5042	0.8040	0.8353
0.9577			
0.8040			
0.0885			
0.0512			
0.8353			

2.3.3 Data numerik 3D

Data yang membentuk imej 3D mempunyai struktur tatasusunan 3 dimensi yang boleh diwakili oleh pemboleh ubah X, pemboleh ubah Y dan pemboleh ubah Z iaitu lebar, panjang dan tinggi. Komponen tatasusunan 3D dapat dibina daripada tatasusunan 2D apabila komponen Z ditambah kepada struktur tatasusunan 2D untuk menghasilkan tatasusunan 3D. Contoh binaan tatasusunan 3D ialah 3x3x2. Jika ditukarkan kepada

tatasusunan 1D akan mendapat nilai vektor 18 iaitu hasil darab setiap komponen dimensi $3 \times 3 \times 2$.

Prinsip ini digunapakai dalam banyak bidang pengajian seperti perubatan, fizik, kimia dan matematik. Kaedah ini perlu difahami sebelum melaksanakan pengaturcaraan komputer. Jadual 2.5 menunjukkan komponen lebar, panjang dan tinggi yang membentuk tatasusunan 3D.

Jadual 2.5 Komponen dimensi tinggi (Z) dan tatasusunan 3D

Komponen Z	Tatasusunan 3D		
0.7497	Set 1		
0.6087	0.9871	0.4323	0.0885
0.4832			
0.1257			
0.2695			
0.0665	0.5042	0.8040	0.8353
0.7912			
0.7258			
0.9438			
	Set 2		
	0.7497	0.1257	0.7912
	0.6087	0.2695	0.7258
	0.4832	0.0665	0.9438

2.3.4 Interpolasi

Interpolasi adalah masalah untuk menganggarkan lokasi titik-titik yang tidak diberikan dalam ruang koordinat dengan menggunakan lokasi titik-titik di sekitar yang diketahui (Pan et al. 2012). Interpolasi mempunyai aplikasi dalam pelbagai bidang pengetahuan. Menurut Wang (2005), teknik interpolasi digunakan untuk mengubah saiz imej dan putaran imej digital. Ia adalah percetakan format besar dalam bidang industri, penukaran resolusi sistem TV, grafik komputer dalam industri hiburan, permainan komputer dan mampatan video/zum dalam penghantaran video berskala besar.

Menurut beliau kaedah interpolasi polinomial dirujuk sebagai interpolasi titik terdekat atau replikasi piksel (darjah 0), interpolasi dwi-garis lurus (darjah 1), interpolasi kuadratik (darjah 2), dan interpolasi dwi-kubus (darjah 3). Seterusnya menurut Mahdavizadeh et al. (2016), kaedah interpolasi mempunyai kesan yang

signifikan terhadap kualiti imej dalam pembinaan semula imej tomografi berkomputer. Kaedah ini digunakan apabila jumlah data imej unjuran tidak mencukupi untuk membentuk imej objek.

Kaedah interpolasi titik terdekat mudah dan berkesan tetapi imej yang terhasil tidak berkualiti kerana menggunakan transformasi Fourier fungsi sinc. Persamaan 2.3 menunjukkan rumusan matematik untuk menerangkan interpolasi titik terdekat (Winiarski et al. 2017).

$$h(x) = \begin{cases} 0 & |x| > 1 \\ 1 & |x| < 1 \end{cases} \quad \dots(2.3)$$

Interpolasi garis lurus digunakan untuk mendapatkan titik koordinat baru yang belum diketahui. Ia diwakilkan sebagai (x, y) di antara dua titik koordinat lurus yang diketahui dan ditakrifkan sebagai (x_1, y_1) dan (x_2, y_2) . Persamaan 2.4 adalah formula matematik interpolasi garis lurus untuk mengira titik koordinat baru yang belum diketahui.

$$\frac{(x - x_1)}{(x_2 - x_1)} = \frac{(y - y_1)}{(y_2 - y_1)} \quad \dots(2.4)$$

Seterusnya menurut Xu (2010), interpolasi garis lurus digunakan secara meluas dalam analisis berangka dan grafik komputer untuk menganggarkan titik baru di antara dua titik yang diketahui. Persamaan 2.5 menunjukkan formula matematik untuk melakukan interpolasi garis lurus (Ghadami et al. 2012).

$$\begin{aligned} x_2 &= \frac{(y_2 - y_1)(x_3 - x_1)}{(y_3 - y_1)} + x_1 \\ y_2 &= \frac{(x_2 - x_1)(y_3 - y_1)}{(x_3 - x_1)} + y_1 \end{aligned} \quad \dots(2.5)$$

Kaedah interpolasi dwi-garis lurus menggunakan 4 piksel (2×2). Persamaan 2.6 menunjukkan formula matematik untuk melakukan interpolasi dwi-garis lurus (Kirkland 2010).

$$P = \frac{(x_2 - x)(y_2 - y)}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} Q_{11} + \frac{(x - x_1)(y_2 - y)}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} Q_{21} \\ + \frac{(x_2 - x)(y - y_1)}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} Q_{12} + \frac{(x - x_1)(y - y_1)}{(x_2 - x_1)(y_2 - y_1)} Q_{22} \quad \dots(2.6)$$

Menurut kajian Carter et al. (2018), interpolasi kuadratik jarang digunakan kerana menghasilkan imej yang herot. Persamaan 2.7 menunjukkan formula matematik untuk melakukan interpolasi kuadratik.

$$P_2(x) = y_0 L_0(x) + y_1 L_1(x) + y_2 L_2(x)$$

di mana,

$$L_0(x) = \frac{(x - x_1)(x - x_2)}{(x_0 - x_1)(x_0 - x_2)} \\ L_1(x) = \frac{(x - x_0)(x - x_2)}{(x_1 - x_0)(x_1 - x_2)} \\ L_2(x) = \frac{(x - x_0)(x - x_1)}{(x_2 - x_0)(x_2 - x_1)} \quad \dots(2.7)$$

Kaedah interpolasi dwi-kubus (Mohd. Muji et al. 2017) dipilih dalam pemprosesan imej apabila kualiti imej lebih diutamakan berbanding kepantasan pemprosesan imej. Kaedah interpolasi ini menggunakan 16 piksel (4×4). Menurut Atak dan Shikhaliev (2017), kaedah interpolasi dwi-kubus lebih rumit daripada interpolasi dwi-garis lurus kerana melibatkan 16 piksel yang perlu dipertimbangkan semasa proses interpolasi. Persamaan 2.8 menunjukkan formula matematik untuk melakukan interpolasi dwi-kubus ke atas penskalaan saiz imej dan video.

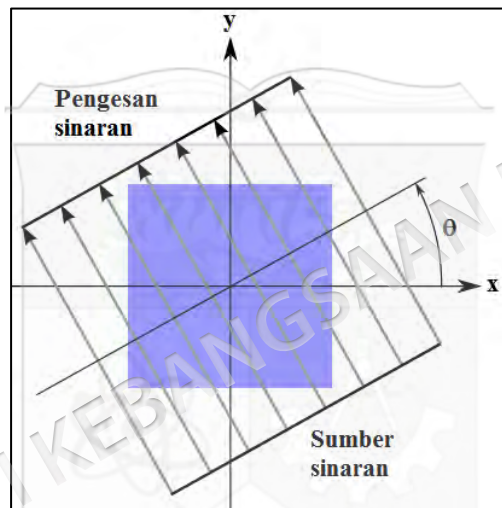
$$p(x, y) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 a_{ij} x^i y^j \quad \dots(2.8)$$

2.3.5 Transformasi Radon

Kebanyakan pengimbas CT komersil dibangunkan berdasarkan konsep ruang Radon dan transformasi Radon (Chen 2003). Proses ini adalah transformasi koordinat putaran yang dapat digunakan untuk menjana data sintetik pengimbas CT. Konsep transformasi

ini juga dipanggil unjuran ke hadapan (Elbaum 2018). Transformasi imej ini boleh diwakili oleh fungsi $f(x, y)$ dan ditakrifkan sebagai siri integral garis lurus melalui $f(x, y)$ pada ofset yang berbeza daripada pusat koordinat.

Menurut Høilund (2007), transformasi Radon adalah pemetaan daripada koordinat cartesian (x, y) kepada jarak dan sudut (ρ, θ) , juga dikenali sebagai koordinat kutub. Rajah 2.19 menunjukkan hubungan di antara transformasi Radon dan pengimbas CT. Pergerakan sumber sinaran dan pengesan sinaran dalam koordinat kutub boleh dilakukan daripada sudut 0° hingga sudut 360° .



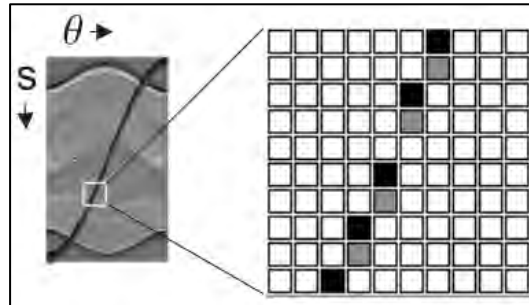
Rajah 2.19 Hubungan transformasi Radon dan pengimbas CT

Sumber: Høilund (2007)

Persamaan 2.9 menunjukkan fungsi transformasi Radon 2D yang dijelaskan dalam kajian Clackdoyle dan Noo (2004). Fungsi p dinamakan sinogram f , $\phi \in [0, \pi)$, $s \in (-\infty, \infty)$, $\alpha = (\cos\phi, \sin\phi)$ dan $\alpha^\perp = (-\sin\phi, \cos\phi)$.

$$p(\phi, s) = \int_{-\infty}^{\infty} f(r\alpha + s\alpha^\perp) dr \quad \dots(2.9)$$

Seterusnya, Rajah 2.21 menunjukkan ilustrasi visual data unjuran pengimbas CT iaitu transformasi Radon yang mengambil bentuk sinusoid.



Rajah 2.21 Ilustrasi data unjuran pengimbas CT (transformasi Radon)

Sumber: Medeiros et al. (2003)

2.3.6 Transformasi songsang Radon

Transformasi songsang Radon adalah transformasi koordinat kutub kepada koordinat cartesian. Transformasi ini digunakan untuk membina semula imej daripada data numerik pengimbas CT. Kaedah pembinaan semula imej melalui proses transformasi songsang Radon dikenali sebagai teknik unjuran ke belakang (Farrell 2006). Persamaan 2.11 menunjukkan rumusan matematik satu unjuran ke belakang yang tidak diketahui keamatan intensiti.

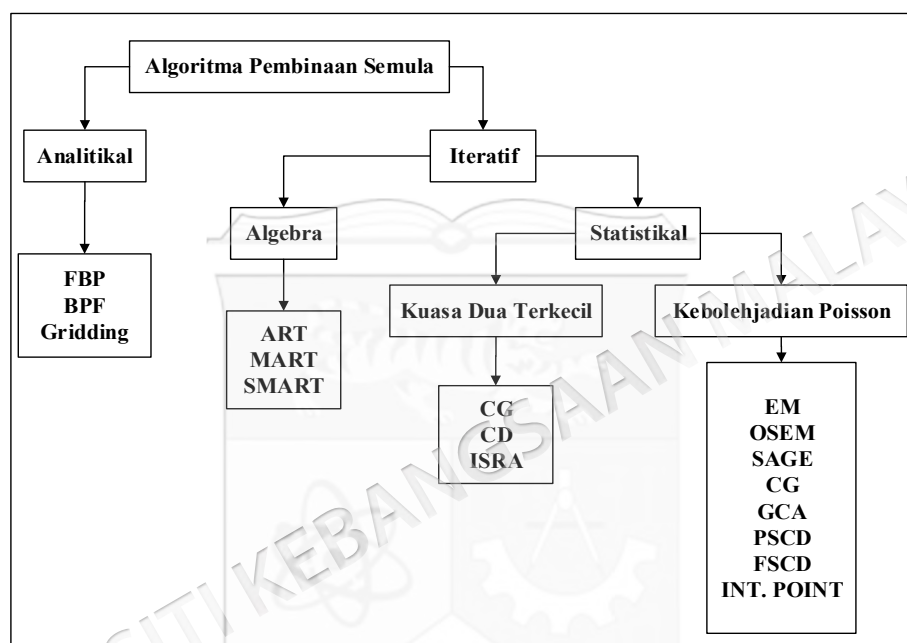
$$b_{\theta}(x, y) = \int p_{\theta}(r) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dr \quad \dots(2.11)$$

Menurut Kumar dan Samuel (2010), perisian membina semula imej menukar data yang diperoleh daripada pengimbas CT kepada data numerikal yang mewakili imej menggunakan transformasi songsang Radon.

2.4 ALGORITMA PEMBINAAN IMEJ

Menurut Kudo (2006), kaedah pembinaan semula imej boleh diklasifikasikan kepada kaedah analitikal dan kaedah lelaran. Kaedah analitikal digunakan dalam perkakasan

dan perisian komputer yang berteknologi tinggi dipasaran disebabkan oleh faktor kepantasan penghasilan imej. Manakala, kaedah lalaran diaplikasikan apabila teknologi perkakasan dan perisian komputer perlu menyelesaikan persamaan serentak tanpa mengambil kira masa pengiraan. Rajah 2.22 menunjukkan algoritma pembinaan semula imej pengimbas CT yang terbahagi kepada kaedah analitikal dan kaedah lalaran (Fessler 2000).



Rajah 2.22

Algoritma pembinaan semula imej pengimbas CT

Sumber: Fessler (2000)

Menurut Katsevich et al. (2004), teknik kamiran garis lurus adalah bertujuan untuk membina semula imej keratan rentas objek. Ia adalah data numerik daripada himpunan data unjuran pengimbas CT yang terhasil semasa pengimbasan objek.

2.4.1 Matriks putaran 2D

Matriks putaran 2D digunakan untuk melakukan transformasi objek 2D pengimbas CT. Persamaan 2.12 menunjukkan konsep matriks putaran 2D dalam algebra garis lurus (Abhange 2009).

$$R = \begin{bmatrix} \cos \xi & \sin \xi \\ -\sin \xi & \cos \xi \end{bmatrix} \quad \dots(2.12)$$

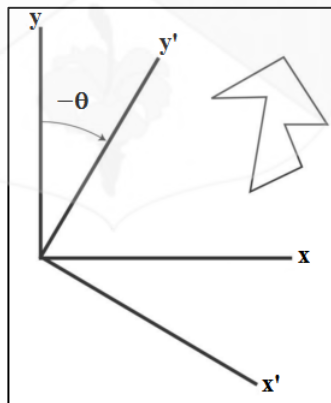
Seterusnya, Cai et al. (2010) menyatakan transformasi Radon terdiri daripada beberapa transformasi geometri seperti translasi, putaran dan penskalaan seragam. Persamaan 2.13 menunjukkan hubungan matriks putaran mengikut arah pusingan jam dan vektor translasi dalam ruang Euklidan (Camps-Perep  rez et al. 2017). Persamaan 2.14 dan 2.15 adalah hasil penyelesaian matriks di persamaan 2.13.

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad \dots(2.13)$$

$$x = \Delta x \cos \theta + \Delta y \sin \theta \quad \dots(2.14)$$

$$y = \Delta y \cos \theta - \Delta x \sin \theta \quad \dots(2.15)$$

Seterusnya, menurut Wang dan Kemao (2018) transformasi putaran boleh dijana dengan menentukan sudut putaran θ (theta) dan kedudukan titik (x, y) . Transformasi objek secara gerakan tegar ini boleh dilakukan mengikut arah pusingan jam atau melawan arah pusingan jam. Rajah 2.23 menunjukkan gambaran putaran dalam koordinat 2D pada sudut $-\theta$ iaitu daripada koordinat y kepada koordinat y' .



Rajah 2.23 Putaran dalam koordinat 2D pada sudut $-\theta$ (y dan y')

Sumber: Sarno et al. (2016)

2.4.2 Matriks putaran 3D

Matriks putaran 3D menggambarkan transformasi sesuatu objek dalam ruang koordinat 3D (Tambawala et al. 2016). Menurut Bieberle et al. (2017), matriks putaran 3D lebih rumit daripada matriks putaran 2D kerana paksi putaran 3D perlu ditetapkan. Persamaan 2.16 menunjukkan matriks putaran 3D di paksi x. Manakala, persamaan 2.17, 2.18 dan 2.19 adalah hasil penyelesaian matriks putaran di persamaan 2.16.

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & \sin \theta \\ 0 & -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \\ \Delta z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad \dots(2.16)$$

$$x = \Delta x \quad \dots(2.17)$$

$$y = \Delta y \cos \theta + \Delta z \sin \theta \quad \dots(2.18)$$

$$z = \Delta z \cos \theta - \Delta y \sin \theta \quad \dots(2.19)$$

Persamaan 2.20 menunjukkan matriks putaran 3D di paksi y. Manakala, persamaan 2.21, 2.22 dan 2.23 adalah hasil penyelesaian matriks putaran di persamaan 2.20.

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \\ \Delta z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad \dots(2.20)$$

$$x = \Delta x \cos \theta + \Delta z \sin \theta \quad \dots(2.21)$$

$$y = \Delta y \quad \dots(2.22)$$

$$z = \Delta z \cos \theta - \Delta x \sin \theta \quad \dots(2.23)$$

Persamaan 2.24 menunjukkan matriks putaran 3D di paksi z. Manakala, persamaan 2.25, 2.26 dan 2.27 adalah hasil penyelesaian matriks putaran di persamaan 2.24. Hasil penyelesaian bagi nilai x dan y adalah menyerupai putaran 2D di seksyen 2.4.1.

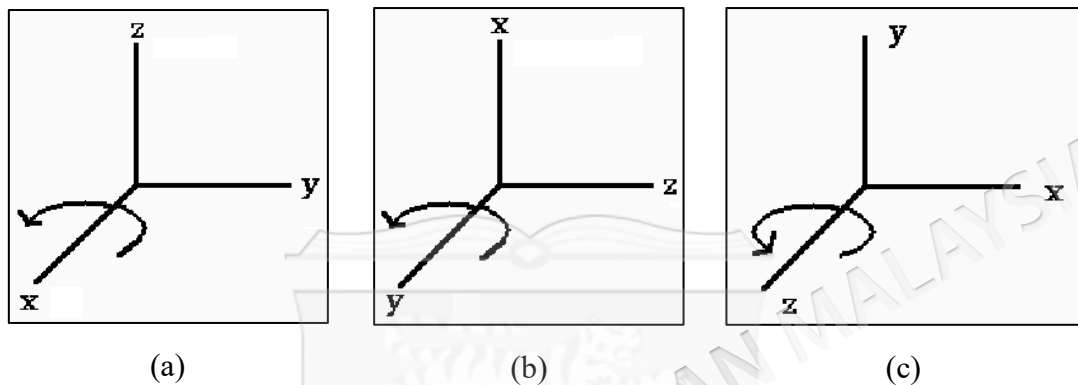
$$\begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \\ \Delta z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad \dots(2.24)$$

$$x = \Delta x \cos \theta + \Delta y \sin \theta \quad \dots(2.25)$$

$$y = \Delta y \cos \theta - \Delta x \sin \theta \quad \dots(2.26)$$

$$z = \Delta z \quad \dots(2.27)$$

Rajah 2.24 (a), (b) dan (c) menunjukkan gambaran putaran objek dalam koordinat 3D pada paksi x, y dan z di mana sudut θ adalah sifar.



Rajah 2.24 Putaran objek dalam koordinat 3D pada paksi x, y dan z

Sumber: Bieberle et al. (2017)

2.4.3 Transformasi putaran Euler

Leonhard Euler (1707-1783) adalah seorang ahli matematik, ahli fizik, jurutera, ahli astronomi dan ahli falsafah (Gautschi 2008). Matriks asas transformasi Euler merupakan pengetahuan mengenai putaran 3 paksi koordinat utama x, y dan z (Milligan 1999). Manakala putaran Euler adalah kaedah yang berkesan untuk mewakili putaran 3D kerana ia menggunakan 3 pembolehubah untuk 3 darjah kebebasan (Taylor 2014).

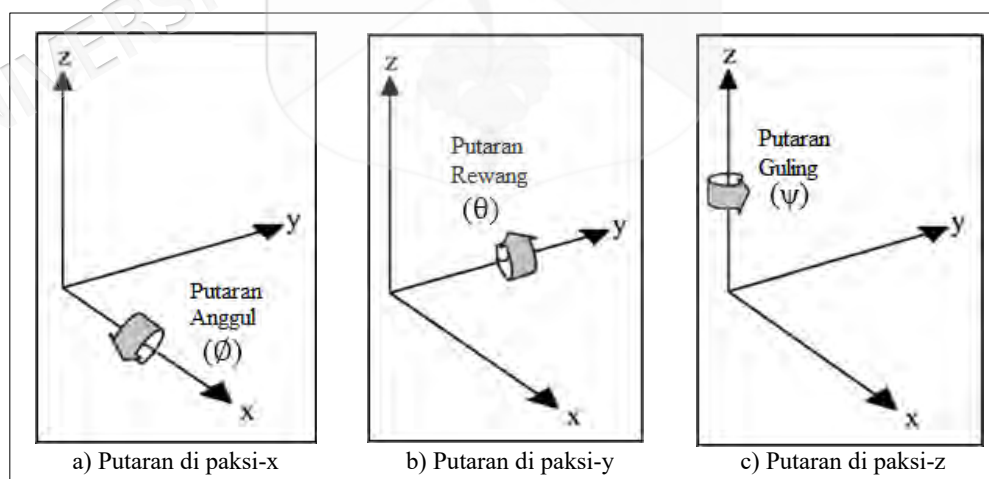
Paksi putaran Euler dikenali sebagai putaran anggul pada paksi-x, putaran rewang pada paksi-y dan putaran guling pada paksi-z. Manakala sudut Euler adalah jujukan 3 putaran pada 3 paksi iaitu orientasi objek tertakluk kepada 3 komponen gabungan putaran (Jennings 2014). Ini bermakna matriks putaran boleh diuraikan kepada 3 komponen putaran (Piovan & Bullo 2012).

Seterusnya, masalah utama sudut Euler dikenali sebagai "kunci gimbal" iaitu masalah penjajaran paksi yang berlaku ketika putaran $\pi/2$ (Ragab & Wong 2009). Masalah ini dapat diatasi dengan menukar komponen sudut Euler kepada kuaternion yang setara. Kuaternion adalah set nombor kompleks dalam bentuk $w + xi + yj + zk$ di mana w, x, y, z adalah nombor nyata. Pembolehubah i, j, k adalah unit khayalan dengan memenuhi syarat-syarat $i^2 = j^2 = k^2 = -1$, $ij = k$, $ji = -k$, $jk = i$, $kj = -i$, $ki = j$ dan $ik = -j$ (Zimmermann & Michael 1999). Jadual 2.6 menunjukkan matriks putaran Euler pada 3 paksi utama x, y dan z .

Jadual 2.6 Matriks putaran Euler pada 3 paksi utama x, y dan z

Putaran $T(\phi)$ di paksi-x			Putaran $T(\theta)$ di paksi-y			Putaran $T(\psi)$ di paksi-z		
1	0	0	$\cos \theta$	0	$\sin \theta$	$\cos \psi$	$-\sin \psi$	0
0	$\cos \phi$	$-\sin \phi$	0	1	0	$\sin \psi$	$\cos \psi$	0
0	$\sin \phi$	$\cos \phi$	$-\sin \theta$	0	$\cos \theta$	0	0	1

Rajah 2.25 menunjukkan 3 komponen utama putaran Euler. Putaran anggul di paksi-x yang berlaku mengikut arah lawan jam pada sudut phi (ϕ). Putaran rewang di paksi-y yang berlaku mengikut arah lawan jam pada sudut theta (θ). Putaran guling di paksi-z yang berlaku mengikut arah lawan jam pada sudut psi (ψ).



Rajah 2.25 Komponen a) Putaran di paksi-x b) Putaran di paksi-y c) Putaran di paksi-z

Putaran dalam ruang dimensi 3D mempunyai hubungan berparameter yang dapat diwakili oleh teori sudut Euler (McClain 2008) dan unit kuaternion. Putaran pertama Euler di paksi-x boleh diwakili oleh persamaan 2.28, persamaan 2.29 dan persamaan 2.30. Koordinat x_0 , y_0 dan z_0 adalah titik koordinat asal yang pegun. Manakala koordinat x_1 , y_1 dan z_1 adalah titik koordinat selepas putaran pertama daripada titik asal koordinat x_0 , y_0 dan z_0 .

$$x_1 = x_0 \quad \dots(2.28)$$

$$y_1 = y_0 \cos(\emptyset) - z_0 \sin(\emptyset) \quad \dots(2.29)$$

$$z_1 = y_0 \sin(\emptyset) + z_0 \cos(\emptyset) \quad \dots(2.30)$$

Putaran kedua Euler di paksi-y boleh diwakili oleh persamaan 2.31, persamaan 2.32 dan persamaan 2.33. Koordinat x_2 , y_2 dan z_2 adalah titik koordinat selepas putaran kedua selesai.

$$x_2 = x_1 \cos(\theta) + z_1 \sin(\theta) \quad \dots(2.31)$$

$$y_2 = y_1 \quad \dots(2.32)$$

$$z_2 = -x_1 \sin(\theta) + y_1 \cos(\theta) \quad \dots(2.33)$$

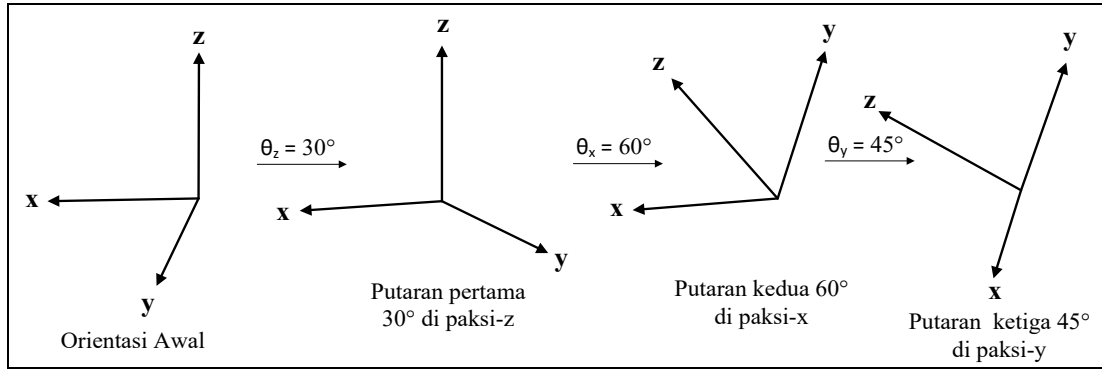
Putaran ketiga Euler di paksi-z boleh diwakili oleh persamaan 2.34, persamaan 2.35 dan persamaan 2.36. Koordinat putaran terakhir x_3 , y_3 dan z_3 adalah titik koordinat selepas semua komponen putaran berlaku .

$$x_3 = x_2 \cos(\psi) - y_2 \sin(\psi) \quad \dots(2.34)$$

$$y_3 = x_2 \sin(\psi) + y_2 \cos(\psi) \quad \dots(2.35)$$

$$z_3 = z_2 \quad \dots(2.36)$$

Rajah 2.26 menunjukkan grafik putaran sudut Euler mengikut turutan z, x dan y pada sudut 30° , 60° dan 45° .



Rajah 2.26 Putaran sudut Euler mengikut turutan z, x, y pada sudut 30°, 60°, 45°

Matriks Euler putaran anggul, rewang dan guling boleh digunakan untuk meletakkan posisi objek 3D pada sebarang orientasi. Matriks kompaun putaran tunggal $R(\phi, \theta, \psi)$ boleh dibentuk dengan mendarabkan matriks putaran anggul, rewang dan guling (Perumal 2014). Jadual 2.7 menunjukkan matriks putaran tunggal Euler yang menggabung $R(\phi)$ $R(\theta)$ $R(\psi)$ menerusi operasi pendaraban matriks.

Jadual 2.7 Matriks putaran tunggal Euler

Matriks putaran tunggal Euler		
$\begin{bmatrix} \cos\phi\cos\theta & \cos\phi\sin\theta\sin\psi - \sin\phi\cos\psi & \cos\phi\sin\theta\cos\psi + \sin\phi\sin\psi \\ \sin\phi\cos\theta & \sin\phi\sin\theta\sin\psi + \cos\phi\cos\psi & \sin(\phi)\sin\theta\cos\psi - \cos\phi\sin\psi \\ -\sin\theta & \cos\theta\sin\psi & \cos\theta\cos\psi \end{bmatrix}$		

Penguraian matriks putaran tunggal Euler (R) kepada tiga komponen sudut Euler (Tewari 2007) ditunjuk di persamaan 2.37, persamaan 2.38 dan persamaan 2.39. Ia adalah keperluan asas untuk transformasi sudut kuaternion.

$$R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$$

$$\theta_x = \text{atan2}(r_{32}, r_{33}) \quad \dots(2.37)$$

$$\theta_y = \text{atan2}(-r_{31}, \sqrt{r_{32}^2 + r_{33}^2}) \quad \dots(2.38)$$

$$\theta_z = \text{atan2}(r_{21}, r_{11}) \quad \dots(2.39)$$

Seterusnya membentuk semula matriks putaran daripada tiga komponen sudut Euler θ_x , θ_y , θ_z . Ia boleh dilakukan seperti yang telah ditunjukkan di Jadual 2.6 di mana $\theta_x = \phi$, $\theta_y = \theta$ dan $\theta_z = \psi$. Setiap sudut Euler mempunyai julat yang berlainan iaitu bagi $-\pi \leq \theta_x \leq \pi$, $-\frac{\pi}{2} \leq \theta_y \leq \frac{\pi}{2}$ dan $-\pi \leq \theta_z \leq \pi$.

Unit kuaternion menggunakan notasi matematik untuk mewakili orientasi dan putaran objek dalam tiga dimensi (Parker et al. 2009). Jika suatu putaran dengan r radian di paksi x , y dan z maka matriks putaran sudut kuaternion setara dapat diperoleh. Ia ditunjukkan di persamaan 2.40, persamaan 2.41, persamaan 2.42 dan persamaan 2.43. Pelbagai perwakilan putaran kuaternion boleh dibentuk dengan menggunakan parameter paksi dan sudut.

$$w = \cos(r/2) \quad \dots(2.40)$$

$$x = \sin(r/2)x \quad \dots(2.41)$$

$$y = \sin(r/2)y \quad \dots(2.42)$$

$$z = \sin(r/2)z \quad \dots(2.43)$$

Prosedur kelangsungan transformasi komponen sudut Euler (Jazar 2010) θ_x , θ_y , θ_z kepada unit kuaternion (Kozak & Friedrich 2009) sepadan bergantung kepada turutan paksi putaran Euler. Turutan ini di antaranya adalah (x, y, z) , (z, y, x) , (y, x, z) dan (x, y, x) . Langkah pertama adalah membentuk tiga kuaternion dari tiga sudut Euler. Jadual 2.8 menunjukkan pemetaan transformasi sudut Euler kepada unit kuaternion yang sepadan.

Jadual 2.8 Transformasi sudut Euler kepada unit kuaternion

Unit Kuaternion\ Sudut Euler	x	y	z	w
θ_x	$\sin(\phi/2)$	0	0	$\cos(\phi/2)$
θ_y	0	$\sin(\phi/2)$	0	$\cos(\phi/2)$
θ_z	0	0	$\sin(\phi/2)$	$\cos(\phi/2)$

Seterusnya langkah kedua adalah mendarab ketiga-tiga unit kuaternion menurut turutan. Contohnya, turutan (z, x, y) di mana sudut Euler diwakili oleh $\phi_x = 30^\circ$, $\phi_y = 60^\circ$ dan $\phi_z = 45^\circ$.

Jadual 2.9 menunjukkan ringkasan pendaraban unit kuarternion $Q_f = Q_x Q_y Q_z$.

Jadual 2.9 Pendaraban unit kuarternion

Unit Kuaternion	x	y	z	w
Q_x	0	0	$\sin(30/2)$	$\cos(30/2)$
Q_y	$\sin(60/2)$	0	0	$\cos(60/2)$
Q_z	0	$\sin(45/2)$	0	$\cos(45/2)$
Q_f	0.360423406	0.43967974	0.391903837	0.723317411

Lazimnya dalam literatur, kuaternion $q = (w, v)$ dibentuk daripada dua komponen iaitu komponen vektor (v) yang mewakili (x, y, z) dan komponen skalar yang diwakili oleh (w). Perenggan ini membincangkan hukum darab antara dua kuaternion (Zhao & van Wachem 2013) $q_1 q_2$ di mana $q_1 q_2 = (w_1 + x_1 i + y_1 j + z_1 k)(w_2 + x_2 i + y_2 j + z_2 k)$.

Keputusan hasil darab komponen vektor dan komponen skalar ($w_1 w_2 - v_1 v_2$, $w_1 v_2 + w_2 v_1 + v_1 \times v_2$) tanpa melibatkan unit khayalan $i^2 = j^2 = k^2 = -1$, $ij = k$, $ji = -k$, $jk = i$, $kj = -i$, $ki = j$ dan $ik = -j$ adalah $w_1 w_2 + w_1 x_2 i + w_1 y_2 j + w_1 z_2 k + x_1 i w_2 + x_1 i x_2 i + x_1 i y_2 j + x_1 i z_2 k + y_1 j w_2 + y_1 j x_2 i + y_1 j y_2 j + y_1 j z_2 k + z_1 k w_2 + z_1 k x_2 i + z_1 k y_2 j + z_1 k z_2 k$. Keputusan hasil darab kuaternion diringkaskan kepada $w_1 w_2 + w_1 x_2 i + w_1 y_2 j + w_1 z_2 k + x_1 i w_2 - x_1 x_2 + x_1 y_2 k - x_1 z_2 j + y_1 j w_2 - y_1 x_2 k - y_1 y_2 + y_1 z_2 i + z_1 w_2 k + z_1 x_2 j - z_1 y_2 i - z_1 z_2$.

2.4.4 Transformasi Fourier

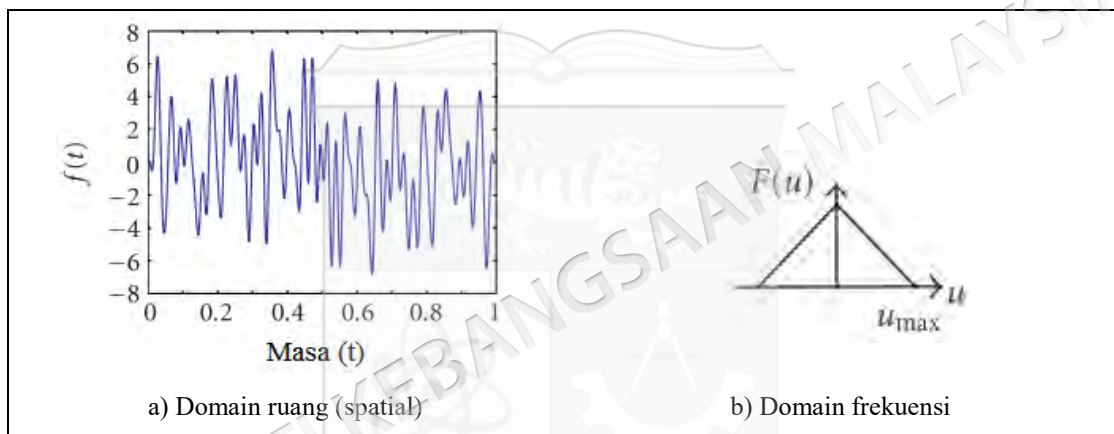
Analisis Fourier adalah kaedah matematik yang popular di kalangan para jurutera, ahli fizik dan saintis. Persamaan 2.44 menunjukkan fungsi eksponen transformasi Fourier 1D (Zakarovskaya & Tarasov 2018). Manakala, persamaan 2.45 menunjukkan fungsi eksponen transformasi Fourier 2D. Fungsi transformasi Fourier digunakan untuk menukar isyarat digital daripada domain ruang (spatial) atau domain waktu kepada domain frekuensi.

$$f(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-2\pi i \omega t} dt \quad \dots(2.44)$$

$$f(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \quad \dots(2.45)$$

Kaedah transformasi Fourier digunakan dalam pelbagai bidang sains dan teknologi seperti aplikasi masalah nilai sempadan awal (IBVP), analisis litar, analisis isyarat, telefon bimbit, pemprosesan imej, pemprosesan isyarat dan sistem linear masa tak varian (LTI) (Patil & Patil 2018).

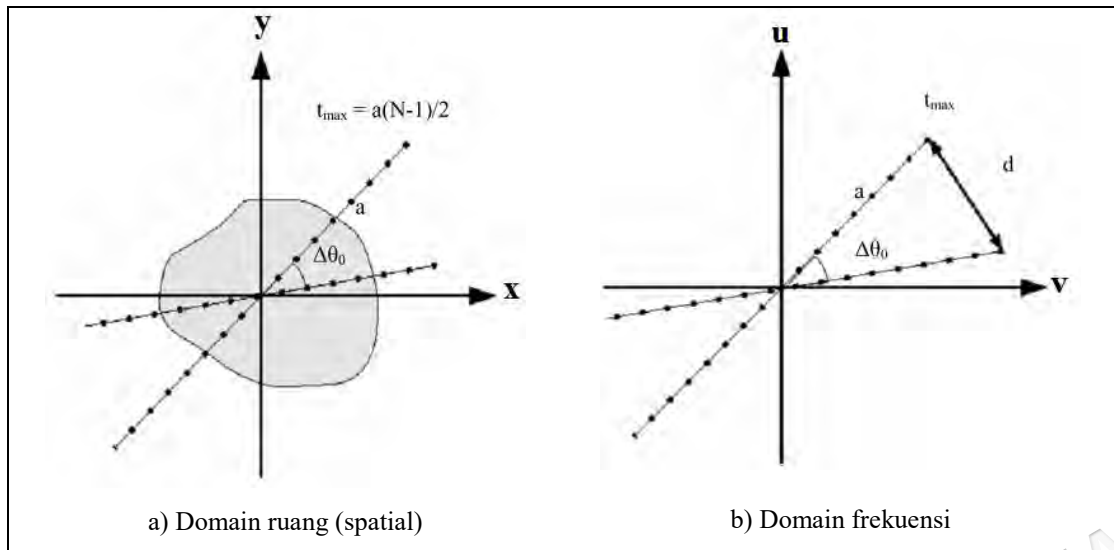
Rajah 2.27 menunjukkan perubahan koordinat domain ruang (spatial) dan domain frekuensi yang dilakukan oleh transformasi Fourier (Oliveira et al. 2017).



Rajah 2.27 Isyarat digital dalam a) domain ruang (spatial) dan b) domain frekuensi

Sumber: Oliveira et al. (2017)

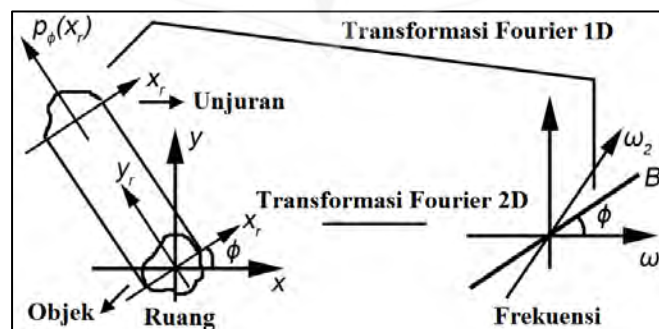
Rajah 2.28 menunjukkan koordinat domain ruang (spatial) dan domain frekuensi berdasarkan transformasi Fourier (Mahdavizadeh et al. 2016). Menurut Shah et al. (2016) teorem keratan Fourier adalah transformasi Fourier 1D. $F(\rho, \varphi)$ adalah unjuran selari $p_\varphi(x_r)$ daripada objek $f(x, y)$ pada sudut φ . Unjuran ini adalah keratan transformasi Fourier 2D iaitu $F(\omega_1, \omega_2) = \hat{F}(\rho)$.



Rajah 2.28 Hubungan a) domain ruang (spatial) dan b) domain frekuensi berdasarkan transformasi Fourier

Sumber: Mahdavizadeh et al. (2016).

Seterusnya, teorem keratan Fourier menyatakan transformasi Fourier setiap unjuran 2D mewakili satah keratan yang melalui pusat koordinat transformasi Fourier objek 3D (Bigliazzi et al. 2017). Rajah 2.29 menunjukkan ilustrasi teorem keratan Fourier, iaitu transformasi Fourier $p_\phi(x_r)$ yang menjana nilai $F(\omega_1, \omega_2)$ pada sudut ϕ di paksi ω_1 . Objek 2D dalam satah x-y diunjurkan sepanjang y_r menghala ke garisan x_r . Keamatan intensiti objek yang diunjurkan diwakili oleh $p_\phi(x_r)$.



Rajah 2.29 Ilustrasi teorem keratan Fourier

Sumber: Shah et al. (2016)

Persamaan 2.46 menunjukkan hubungan transformasi unjuran pada sudut φ kepada sistem koordinat, (x_r, y_r) . Persamaan 2.47 menunjukkan hubungan ω_1 dan ω_2 dalam keratan transformasi Fourier 2D.

$$\begin{aligned} x_r &= x \cos \varphi + y \sin \varphi \\ y_r &= -x \sin \varphi + y \cos \varphi \end{aligned} \quad \dots(2.46)$$

$$\begin{aligned} \omega_1 &= 2\pi p \cos \varphi \\ \omega_2 &= -2\pi p \sin \varphi \end{aligned} \quad \dots(2.47)$$

Menurut Lum dan Pope (2016), transformasi Fourier boleh mengubah data imej dari domain ruang masa kepada domain frekuensi. Transformasi Fourier songsang dapat mengubah data imej kembali kepada domain ruang masa.

Dalam bidang tomografi berkomputer, pergerakan pengimbas CT bergerak mengelilingi objek mempunyai persamaan dengan hasil transformasi Fourier. Oleh itu, transformasi songsang dapat menghasilkan kembali imej objek daripada data numerikal pengimbas CT.

2.4.5 Transformasi songsang Fourier

Menurut Michelet et al. (2015), terdapat dua algoritma yang digunakan untuk penyongsangan Fourier dalam medan data terserak. Ia adalah interpolasi berasaskan Fourier dan perambatan semula bertapis. Persamaan 2.48 menunjukkan formula transformasi songsang Fourier 1D (Karas & Svoboda 2011). Manakala, persamaan 2.49 menunjukkan formula transformasi songsang Fourier 2D.

$$f(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\omega) e^{2\pi i \omega t} d\omega \quad \dots(2.48)$$

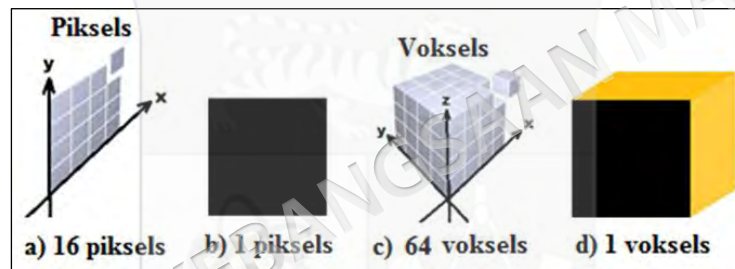
$$f(x, y) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(u, v) e^{j2\pi(ux+vy)} du dv \quad \dots(2.49)$$

Transformasi songsang Fourier mengubah kembali isyarat digital daripada domain frekuensi kepada domain ruang (spatial). Sistem koordinat domain ruang

(spatial) adalah ruang dimensi imej objek yang diperoleh daripada transformasi songsang Fourier.

2.4.6 Piksels berbanding voksels

Piksels (*pixel elements*) ditakrifkan sebagai elemen yang mempunyai 2 dimensi iaitu paksi mendatar yang mewakili elemen x dan paksi menegak yang mewakili elemen y. Manakala, voxel (*volumetric pixels*) atau 3D piksels ditakrifkan sebagai mempunyai resolusi ruang (spatial) 3D dan disimpan dalam turutan y-x-z (Mueller, K. 1998). Rajah 2.30 menunjukkan perbandingan secara grafik di antara piksels dan voksels. Rajah 2.30 (a) dan (b) menunjukkan grafik piksels manakala Rajah 2.30 (c) dan (d) menunjukkan grafik voksels.



Rajah 2.30

Peksels elemen berbanding voksels

2.4.7 Konvolusi 1D dan 2D

Konvolusi adalah kaedah matematik yang menggabungkan dua isyarat digital untuk membentuk isyarat digital ketiga (Fu et al. 2018). Konvolusi digunakan dalam bidang kejuruteraan dan matematik untuk melakukan penapisan imej dan pengesanan tepi imej (Almuzian et al. 2018). Persamaan 2.50 menunjukkan fungsi konvolusi 1D manakala persamaan 2.51 menunjukkan fungsi konvolusi 2D.

$$r(i) = (s * k)(i) = \sum_n s(i - n)k(n) \quad \dots(2.50)$$

$$r(i) = (s * k)(i, j) = \sum_n \sum_m s(i - n, j - m)k(n, m) \quad \dots(2.51)$$

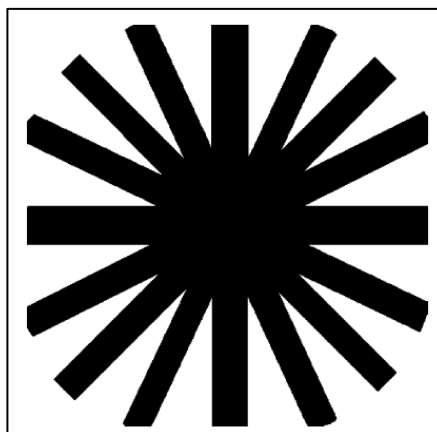
Menurut Sarkar et al. (2004), kaedah konvolusi digunakan dalam interpolasi jiran terdekat, interpolasi dwi-garis lurus, interpolasi kelok-B kubus dan interpolasi cebisan kubus. Konvolusi dilakukan dalam domain frekuensi menggunakan teorem konvolusi (Aissa et al. 2017). Manakala, menurut Blas et al. (2014) konvolusi boleh dilakukan dalam domain ruang (spatial).

2.4.8 Kaedah unjuran ke belakang

Algoritma pembinaan semula imej tradisional unjuran ke belakang berdasarkan kaedah analitik. Ia menetapkan syarat yang ketat ke atas perolehan data seperti ukuran geometri imbasan dan ketumpatan sampel (Han 2013). Menurut Jones dan Huthwaite (2018), kaedah unjuran ke belakang dilakukan dengan menjumlahkan semua nilai bacaan unjuran yang melalui titik (x,y) pada sudut θ untuk membina imej $f(x, y)$. Kaedah penjumlahan ini menghasilkan pertindihan nilai bacaan unjuran yang membuatkan imej menjadi kabur. Persamaan 2.52 menunjukkan rumusan matematik pembinaan semula imej kaedah unjuran ke belakang. Seterusnya, menurut Krieger et al. (2018) batasan maksimum penjumlahan kaedah ini hanya terhad kepada separuh bulatan iaitu julat $(0, \pi)$ untuk mengelakkan pertindihan imej.

$$\mu_{BP}(x, y) = \int_0^{\pi} P(x \cos(\theta) + y \sin(\theta), \theta) d\theta \quad \dots(2.52)$$

Rajah 2.31 menunjukkan ilustrasi pancaran sinaran radioaktif kaedah unjuran ke belakang. Sinaran radioaktif yang bertumpu dan bertindih pada pusat bulatan dianggarkan sebanyak $1/r$. Nilai anggaran ini dapat digunakan untuk membina penapis imej yang dapat menghapuskan kekaburan pada imej.



Rajah 2.31 Ilustrasi kaedah unjuran ke belakang

Sumber: Iwakiri et al. (2016)

2.4.9 Kaedah unjuran ke belakang bertapis

Kaedah unjuran ke belakang bertapis (Wang et al. 2010) adalah algoritma pembinaan semula imej secara analitik. Bacaan data pengimbas CT digabungkan dengan data penapis secara konvolusi untuk mengatasi masalah kekaburan kaedah konvensional unjuran ke belakang di seksyen 2.4.7. Kaedah ini tidak dapat mengendalikan data pengimbas CT yang berselerak (Beatson & zu Castell 2011).

Menurut Helmi et al. (2017) tiada penentuan penapis yang sempurna dan pemilihan penapis yang betul sentiasa dilakukan secara empirikal. Piawaian penapis membantu mengurangkan masa pemprosesan imej kerana penapis dan parameter perlu diselaraskan sebelum diterima untuk penggunaan klinikal (Kim, Kim, et al. 2017). Penapis Ramp (Zeng 2004) digunakan untuk mengurangkan artifak pada imej. Manakala, penapis Butterworth, penapis Hanning, penapis Hamming, penapis Parzen dan penapis Shepp-Logan digunakan untuk mengurangkan kadar hingar. Selainnya, penapis Metz dan penapis Wiener (Girst et al. 2015) digunakan untuk meningkatkan bacaan isyarat data pengimbas CT.

2.4.10 Siri pengembangan matematik (Lelaran)

Siri pengembangan matematik atau lelaran (Beister et al. 2012) mewakili fungsi $f(x)$ sebagai jumlah kuasa dalam salah satu pembolehubahnya atau jumlah kuasa dalam fungsi $f(x)$ lain. Menurut Garboczi dan Bullard (2017), teknik pembinaan semula secara lelaran yang lebih pantas telah dibangunkan. Ia sebagai model pembetulan untuk menangani keadaan hingar dalam imej akibat pengurangan dos imbasan CT. Menurut Townsend et al. (2017), para pengilang CT memperkenalkan teknik pembinaan semula secara lelaran untuk mengekalkan kualiti imej dalam kajian berdos rendah.

Pembinaan semula imej 2D dan 3D menggunakan algoritma lelaran dalam tomografi berkomputer. Ia merupakan kaedah untuk mendapatkan imej yang jelas. Ia memerlukan komputer berbilang teras dan multipemprosesan (Wall et al. 2018) yang mampu menampung pengkomputeran selari. Beberapa variasi algoritma yang digunakan dalam tomografi berkomputer adalah seperti di Jadual 2.10.

Jadual 2.10 Variasi algoritma pembinaan semula imej menggunakan kaedah siri pengembangan matematik atau lelaran

Bil.	Kaedah siri pengembangan matematik atau lelaran
1.	Algoritma lelaran ubah suai pengurangan dos (AIDR) (da Silva et al. 2017)
2.	Algoritma kemungkinan maksimum subset bertertib (OSEM) (Inada et al. 2014)
3.	Algoritma pemaksimuman kemungkinan posteriori maksimum (MAPEM) (Diaz et al. 2014)
4.	Algoritma teknik pembinaan semula algebra subset bertertib (OSART) (Blackmur et al. 2016)
5.	Algoritma teknik pembinaan semula algebra (ART) (Shul'pina & Kozlov 2016)
6.	Algoritma teknik pembinaan semula algebra serentak (SART) (Studer et al. 2015)
7.	Algoritma jangkaan maksima kemungkinan maksima (MLEM) (Khattari et al. 2015)
8.	Algoritma pembinaan semula lelaran berstatistik boleh suai (ASIR)
9.	Algoritma pembinaan semula lelaran berdasarkan model (MBIR)
10.	Algoritma pembinaan semula teknik lelaran serentak (SIRT)

2.4.11 Teknik pembinaan semula algebra (ART)

Teknik pembinaan semula algebra adalah salah satu kaedah lelaran untuk membina semula imej CT. Data imej 2D pengimbas CT atau sinogram (P) boleh dibentuk semula

ke dalam vektor (X) 1D untuk proses pengiraan secara serentak menggunakan matriks $AX=P$ (Jäger et al. 2018). Persamaan 2.53 menunjukkan piksels (P_i), baris (A_i) dan indeks lelaran (k).

$$X^{k+1} = X^k + (P_i - A_i X^k) A_i^T / (A_i A_i^T) \quad \dots(2.53)$$

Lelaran bermula dengan $X^0=0$ di mana $A_i X^k$ bermaksud unjuran (A) ke baris i bagi imej (X) pada indeks k . Seterusnya, $(P_i - A_i X^k)$ menghitung perbezaan di antara data unjuran yang dianggar dan data unjuran daripada pengimbas CT. Manakala, $(P_i - A_i X^k) A_i^T$ bermaksud melaksanakan proses unjuran terbalik ke atas data perbezaan $(P_i - A_i X^k)$. Faktor $A_i A_i^T$ digunakan untuk menormalkan data unjuran. Proses lelaran dilakukan sehingga penumpuan atau lelaran maksimum tercapai.

2.4.12 Teknik pembinaan semula lelaran serentak (SIRT)

Menurut Vázquez et al. (2011), kaedah lelaran adalah berdasarkan model pembentukan imej. Ukuran unjuran bagi komponen sinogram (p) bergantung secara linear kepada keratan imej g^* . Persamaan 2.54 menunjuk formula asas kaedah lelaran manakala persamaan 2.55 menunjukkan formula matrik bagi kaedah lelaran serentak menggunakan teknik SIRT.

$$P_i = \sum_{j=1}^m A_{(i,j)} g_j^* \quad 1 \leq i \leq n \quad \dots(2.54)$$

$$g^{k+1} = g^k + A^T (p_i - q_i^k) / w_i \quad 1 \leq i \leq n \quad \dots(2.55)$$

Hansen dan Saxild-Hansen (2012) telah memperkenalkan lima (5) variasi kaedah SIRT. Ia adalah lelaran Landweber, lelaran Cimmino, lelaran purata komponen (CAV), lelaran unjuran orthogonal pepenjuru santai (DROP) dan lelaran SART. Persamaan 2.56 menunjukkan formula matrik kaedah lelaran klasik Landweber. Seterusnya, persamaan 2.57 menunjukkan formula kaedah lelaran Cimmino. Persamaan 2.58 dan 2.59 adalah kaedah lelaran penambakan daripada kaedah lelaran Cimmino iaitu kaedah lelaran CAV dan DROP. Persamaan 2.60 adalah formula matrik kaedah lelaran SART.

$$x^{k+1} = x^k + \lambda_k A^T (b - Ax^k), \quad k = 0, 1, 2, \dots \quad \dots(2.56)$$

$$x^{k+1} = x^k + \lambda_k \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m w_i \frac{b_i - \langle a^i, x^k \rangle}{\|a^i\|_2^2} a^i, \quad k = 0, 1, 2, \dots \quad \dots(2.57)$$

$$x^{k+1} = x^k + \lambda_k \sum_{i=1}^m w_i \frac{b_i - \langle a^i, x^k \rangle}{\|a^i\|_s^2} a^i, \quad k = 0, 1, 2, \dots \quad \dots(2.58)$$

$$x^{k+1} = x^k + \lambda_k S^{-1} \sum_{i=1}^m w_i \frac{b_i - \langle a^i, x^k \rangle}{\|a^i\|_2^2} a^i, \quad k = 0, 1, 2, \dots \quad \dots(2.59)$$

$$\begin{aligned} x^{k+1} &= x^k + \lambda_k D_r^{-1} A^T D_c^{-1} (b - Ax^k), \\ D_r &= \text{diag}(\|a^i\|_1), \\ D_c &= \text{diag}(\|a_j\|_1) \end{aligned} \quad \dots(2.60)$$

2.4.13 Teknik pembinaan semula algebra serentak (SART)

Teknik pembinaan semula algebra serentak (SART) telah dibangunkan untuk menambah baik teknik pembinaan semula algebra (ART). Formula SART menghasilkan anggaran kemungkinan maksimum dalam persekitaran Gaussian dan Poisson. Selain itu, SART mempunyai keupayaan untuk menyelesaikan sistem linear dalam pengimejan ruang sebenar (Ming & Ge 2003). Persamaan 2.61 menunjukkan formula kaedah lalaran SART.

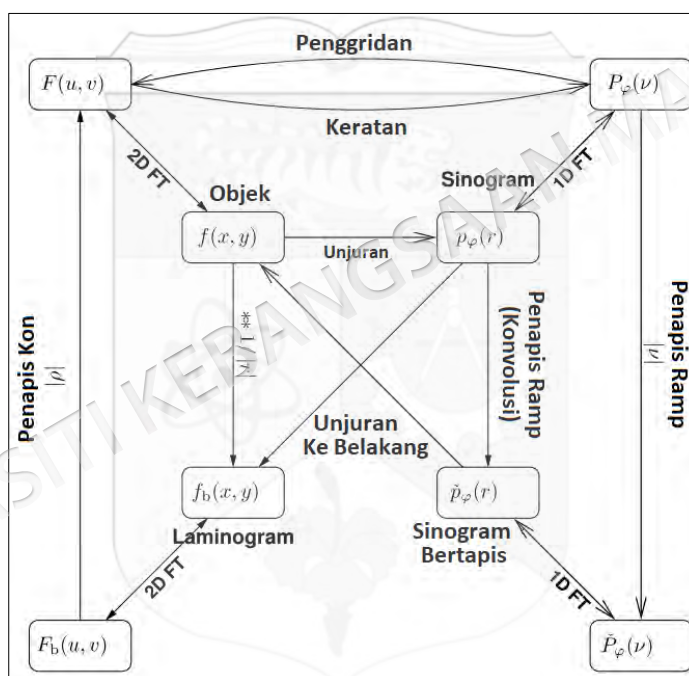
$$x_j^{k+1} = x_j^k + \frac{\omega}{A_{+,j}} \sum_{i=1}^M \frac{A_{i,j}}{A_{i,+}} (b^i - \bar{b}_i(x^k)) \quad \dots(2.61)$$

2.4.14 Pembinaan semula imej 2D

Formula matematik transformasi Radon adalah untuk menghasilkan data unjuran 1D daripada data unjuran 2D pengimbas CT pada sudut imbasan yang berbeza. Transformasi Radon mewakili satu set garis kamiran selari data unjuran 2D bagi fungsi $f(x, y)$ pada sudut θ yang berbeza (Ma et al. 2018). Menurut Frédéric et al. (2004), pembinaan semula imej CT dilakukan dalam dua langkah iaitu 1) Imej akan dihasilkan selepas mengambil rumusan terbitan data unjuran selari. 2) Penapis Hilbert digunakan

di sepanjang garis tertentu dalam rumusan terbitan imej unjuran ke belakang (FBP). Masalah pembinaan semula imej 2D adalah untuk mendapatkan $f(x, y)$ daripada unjuran $p_\varphi(r)$. Fungsi dua pembolehubah $p_\varphi(r)$ boleh memaparkan imej skala kelabu 2D. Pembolehubah r adalah paksi mendatar manakala pembolehubah φ adalah paksi menegak (Fessler 2010).

Rajah 2.32 menunjukkan hubung kait antara objek 2D yang mewakili fungsi $f(x, y)$, unjuran dan transformasi. Sisi kiri adalah domain imej manakala sisi kanan adalah domain unjuran. Gelung dalaman adalah domain ruang manakala gelung luaran adalah domain kekerapan.



Rajah 2.32 Model hubung kait antara objek $f(x, y)$, unjuran dan transformasi

Sumber: Fessler (2010)

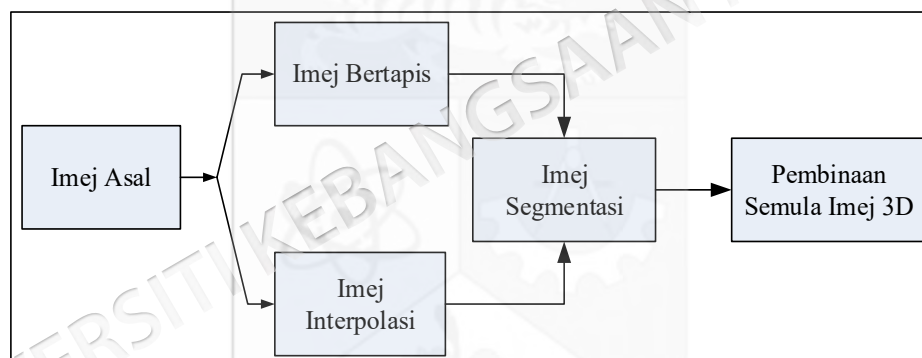
2.4.15 Pembinaan semula imej 3D

Pembinaan semula imej 3D melalui penyusunan semula siri keratan rentas 2D dapat dilakukan dengan kaedah interpolasi dan segmentasi. Rajah 2.33 menunjukkan model proses pembinaan semula imej 3D daripada siri keratan rentas 2D yang dikaji oleh Xueli

et al. (2010). Perkembangan teknologi komputer membuka ruang yang luas kepada pemprosesan imej untuk terus berkembang dan berevolusi.

Perisian komersial dan perisian sumber terbuka mempamerkan teknik pemprosesan imej yang canggih dan maju. Contohnya, perisian sumber terbuka Seg3D yang dibangunkan oleh NIH NCRR Pusat Integratif Bioperubatan (CIBC) di Universiti Utah untuk melaksanakan pemprosesan imej dan segmentasi isi padu.

Menurut Chen et al. (2005) tiga syarat telah dikenal pasti untuk melaksanakan kaedah interpolasi iaitu 1) imej interpolasi hendaklah sama dengan imej keratan asal; 2) kesamaan imej interpolasi dan imej keratan asal adalah berkadar songsang pada jarak di antara kedua-dua imej; 3) urutan imej interpolasi hendaklah tersusun secara tertib daripada imej pertama hingga imej yang terakhir.

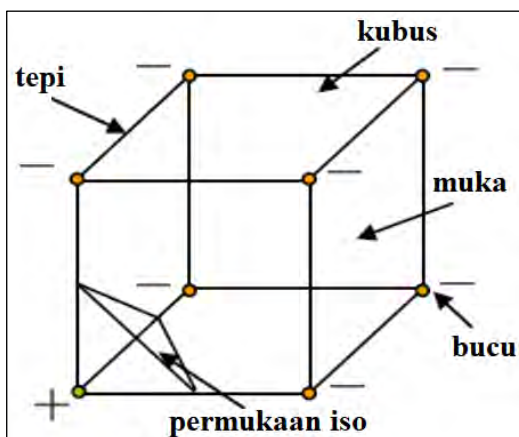


Rajah 2.33 Model proses pembinaan imej 3D

Sumber: Xueli et al. (2010)

2.4.16 Imej permukaan iso

Menurut Mathapati et al. (2017) terdapat lapan bucu pada sebuah kubus yang kategorikan kepada dua keadaan iaitu keadaan positif (+) dan negatif (-). Nilai ambang digunakan untuk menentukan posisi. Jika nilai bucu lebih besar daripada atau sama dengan nilai ambang maka bucu (+) terletak dalam permukaan iso. Sebaliknya, bucu (-) terletak di luar permukaan iso. Rajah 2.34 menunjukkan permukaan iso di mana titik-titik bertemu.

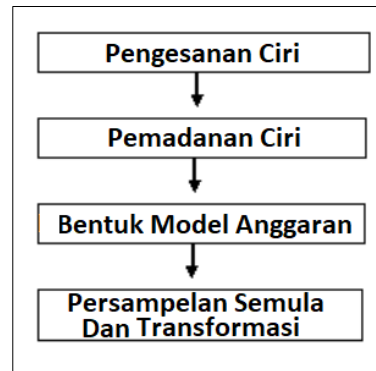


Rajah 2.34 Pengvisualan permukaan iso

2.4.17 Pendaftaran imej

Menurut penyelidikan yang dilakukan oleh Kostelec dan Periaswamy (2003), pendaftaran imej (Lin et al. 2003) adalah satu proses untuk menjajarkan dua imbasan imej. Penjajaran imej yang telah diimbaskan pada dua selang garis masa yang berbeza seperti seminggu, sebulan atau setahun. Kaedah pendaftaran imej berdasarkan ciri-ciri geometri boleh dibahagikan kepada dua. Pendaftaran satu set titik-titik dan pendaftaran tepi atau permukaan (Luce et al. 2014).

Menurut Wyawahare et al. (2009), pendaftaran imej adalah suatu transformasi ruang (spatial) iaitu pemetaan titik daripada satu imej ke titik sepadan dalam imej yang berlainan. Rajah 2.35 menunjukkan langkah yang terlibat dalam prosedur pendaftaran imej. Langkah pertama, mengesan ciri imej dan langkah kedua, memadan ciri imej. Langkah seterusnya, membentuk model anggaran imej melalui pensampelan semula dan transformasi.



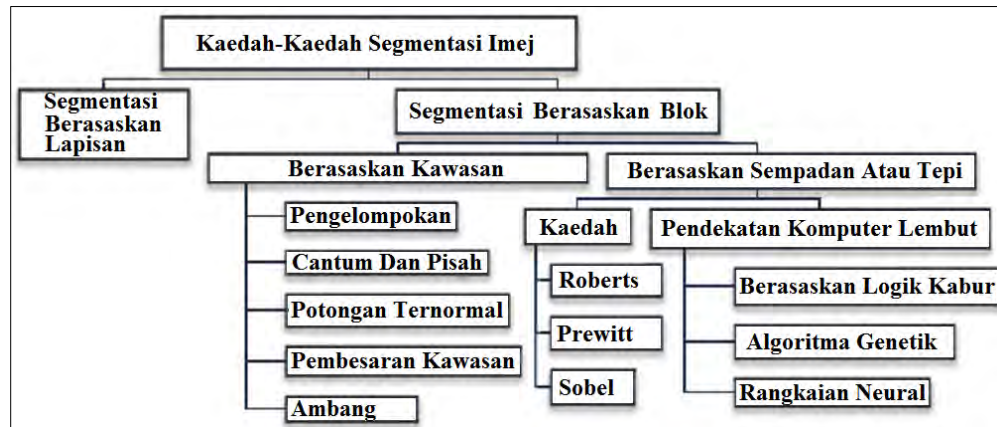
Rajah 2.35 Langkah-langkah yang terlibat dalam pendaftaran imej

Sumber: Wyawahare et al. (2009)

Kaedah interpolasi dalam pendaftaran imej perubatan boleh diklasifikasikan kepada tiga jenis iaitu 1) Menggunakan penapis laluan rendah untuk mengaburkan imej asal dan menapis histogram untuk proses pendaftaran imej. 2) Menggunakan kernel interpolasi sokongan seperti interpolasi garis lengkung B peringkat tinggi, fungsi tetingkap Sinc dan Anggaran Isipadu Separa Itlak (GPVE) peringkat tinggi. 3) Menggunakan kaedah pensampelan rawak termasuk pensampelan semula rawak, pensampelan Halton dan pensampelan jiter (Hu & Shao 2012). Penggunaan dalam bidang perubatan (Luce et al. 2014) adalah untuk mengenal pasti ketumbuhan barah ataupun kanser seseorang pesakit.

2.4.18 Kaedah segmentasi imej

Matlamat utama segmentasi imej adalah untuk mencari objek daripada sesuatu imej yang diberikan dengan cara pembahagian kepada keratan yang berlain (Li & Feng 2016). Menurut Zaitoun dan Aqel (2015), segmentasi adalah proses mengekstrak imej mengikut bahagian dan unit. Ia adalah untuk mengenal pasti dan menganalisis permasalahan objek yang perlu diselesaikan. Rajah 2.36 menunjukkan kaedah-kaedah segmentasi imej berasaskan lapisan, kawasan dan sempadan.



Rajah 2.36 Kaedah-kaedah segmentasi imej

Sumber: Zaitoun dan Aqel (2015)

Menurut Sang et al. (2016), segmentasi imej adalah proses analisis imej untuk mengesan objek, mengklasifikasi objek dan mendapatkan semula imej. Objektif segmentasi imej adalah untuk memisahkan imej kepada kawasan yang berlainan mengikut objek tertentu. Pengambangan (Brancati et al. 2008) adalah satu kaedah segmentasi imej yang menggunakan perbezaan bacaan histogram untuk memisahkan objek-objek.

2.5 PENGIMBASAN SINARAN SELARI, CAPAH DAN KON

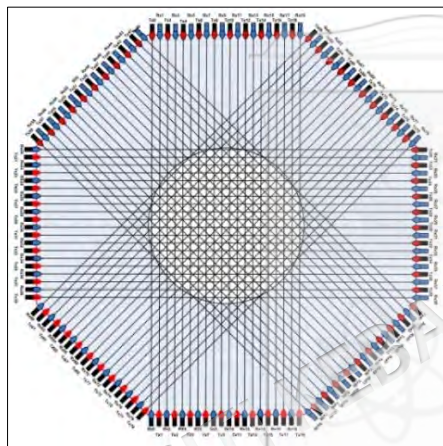
Pengimbasan tomografi berkomputer transmisi (Chen et al. 2009) dapat dikenalpasti daripada sinaran yang dipancarkan daripada sumber sinaran seperti sinaran selari, sinaran capah (Muji et al. 2013) dan sinaran kon (Sarno et al. 2016).

2.5.1 Tomografi berkomputer sinaran selari

Kaedah sinaran selari diperkenalkan dalam pengimbas CT generasi pertama seperti yang telah dibincangkan di seksyen 2.2.1. Persamaan 2.62 adalah formula unjuran ke belakang yang digunakan untuk memperoleh imej objek iaitu data numerik dalam fungsi $f(x, y)$.

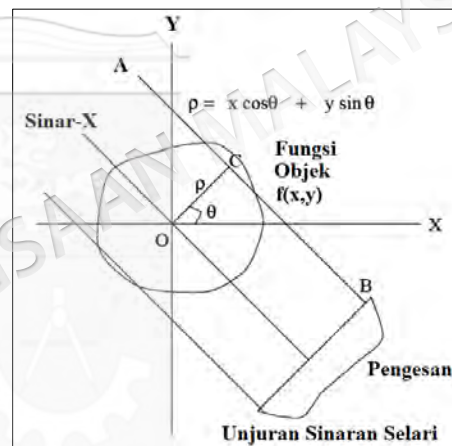
$$f(x, y) = \int_0^\pi Q_\theta(x \cos \theta + y \sin \theta) d\theta \quad \dots(2.62)$$

Menurut Muji et al. (2013) kaedah sinaran selari dapat digabungkan dengan kaedah sinaran capah untuk mendapatkan kualiti imej yang lebih jelas. Rajah 2.37 menunjukkan ilustrasi unjuran sinaran selari. Seterusnya menurut Khan dan Chaudhuri (2014), fungsi ketumpatan $f(x, y)$ dalam ruang 2D (R^2) adalah garis kamiran f di garis $L = x \cos \theta + y \sin \theta - \rho$. Rajah 2.38 menunjukkan geometri unjuran sinaran selari. Parameter ρ ialah jarak tegak sinar AB daripada titik asalan O dan sudut θ ialah sudut unjuran dengan paksi-x.



Rajah 2.37 Ilustrasi CT unjuran sinaran selari

Sumber: Muji et al. (2013)



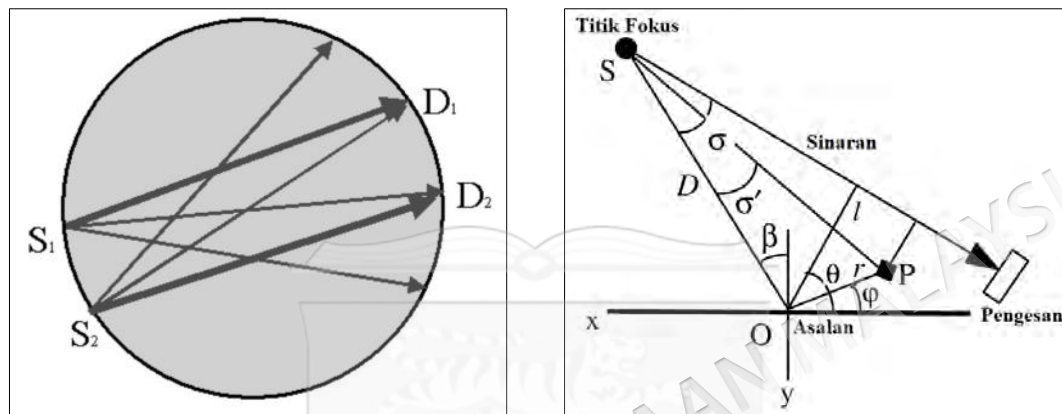
Rajah 2.38 Geometri unjuran sinaran selari

Sumber: Khan dan Chaudhuri (2014)

2.5.2 Tomografi berkomputer sinaran capah

Selain pembinaan semula imej secara langsung daripada unjuran sinaran capah (Li et al. 2005; Qi & Chen 2008) terdapat juga kaedah penyusunan semula (Yu et al. 2005) data unjuran sinaran capah kepada data unjuran sinaran selari. Rajah 2.39 menunjuk ilustrasi hubung kait pengubahansuaian sinaran capah kepada unjuran sinaran selari. Unjuran S_1D_1 dan S_2D_2 adalah unjuran sinaran selari daripada unjuran sinaran capah S_1 dan S_2 .

Rajah 2.40 menunjukkan ilustrasi unjuran sinaran capah yang digambarkan oleh You et al. (2005), setiap unjuran diwakili oleh (σ, β) . Titik O adalah titik asalan manakala titik S adalah titik fokus sinaran capah. Seterusnya, titik P adalah sebarang titik berintensiti untuk di bina semula imej. Parameter σ adalah sudut OS dan unjuran sinaran iaitu sudut antara OS dan PS. Seterusnya parameter β adalah sudut antara OS dan axis-y. Manakala parameter D adalah jarak antara titik fokus dan titik asalan.



Rajah 2.39 Ilustrasi hubungan pengubahsuaian unjuran sinaran capah kepada unjuran sinaran selari

Sumber: Chen (2003)

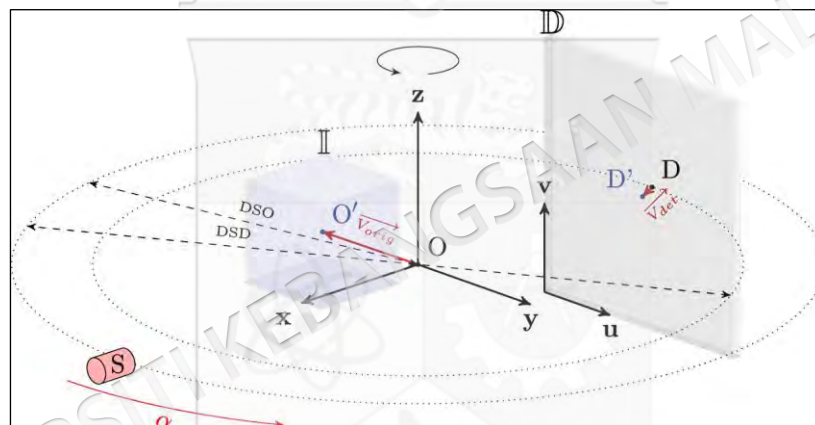
Rajah 2.40 Ilustrasi CT unjuran sinaran capah

Sumber: You et al. (2005)

Kelemahan kaedah pembinaan semula imej melalui penyusunan semula data unjuran adalah disebabkan oleh proses interpolasi (Pan et al. 2012) untuk menghasilkan data unjuran 2D sinaran selari. Kaedah penyusunan semula unjuran mempunyai kesan negatif terhadap resolusi ruang (spatial) imej. Kelemahan pembinaan semula imej secara langsung adalah faktor pemberat yang berbeza antara sudut kutub sumber dan titik di mana pembinaan semula dilaksanakan. Pemberat adalah sumber hingar dan memerlukan kos pengiraan yang tinggi dalam pengaturcaraan perkakasan (Dennerlein 2008).

2.5.3 Tomografi berkomputer sinaran kon

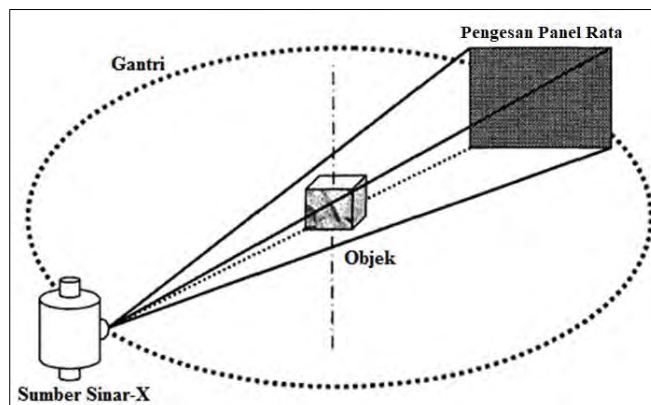
Pengimejan sinaran kon adalah kaedah perolehan bacaan sinar-X untuk menghasilkan imej 3D. Tomografi berkomputer sinaran kon (Han 2013) menggunakan sumber dan pengesan sinaran berbentuk kon panel rata (Kim 2010) yang berputar mengelilingi pesakit. Pembinaan semula imej sinaran kon (Olding 2010) adalah kaedah unjuran ke belakang yang menggunakan algoritma Feldkamp (Yang & Ning 2006) dan kaedah pembinaan semula imej secara lalaran. Menurut Biguri et al. (2016), modul tambahan pengguna MATLAB TIGRE direka untuk mengurangkan jurang pengetahuan di antara penyelidikan pembinaan semula imej dan pengguna akhir tomografi berkomputer. Rajah 2.41 menunjukkan ilustrasi geometri sinaran kon.



Rajah 2.41 Ilustrasi geometri CBCT

Sumber: Biguri et al. (2016)

Menurut (Kumar et al. 2015), pengimbas CBCT adalah penggunaan pancaran sinar-X berbentuk kon bulat atau segi empat tepat dengan imbasan 360° . Data yang diperoleh adalah dalam bentuk 3D dan digunakan untuk pembinaan semula imej dalam satah aksial, sagital dan korona. Rajah 2.42 menunjukkan ilustrasi skematik komponen sistem pengimejan sinaran kon bentuk segi empat tepat.



Rajah 2.42 Ilustrasi skematik komponen utama sistem pengimejan sinaran kon bentuk segi empat tepat

Sumber: Betancourt Benitez (2010)

Negara pengeluar mesin pengimbas CBCT terdiri daripada negara-negara maju seperti negara Jepun, Amerika Syarikat, Finland, Itali, Jerman dan Korea. Jadual 2.11 menunjukkan perbandingan mesin pengimbas CBCT mengikut nama model, saiz voksels dan negara pengeluar.

Jadual 2.11 Perbandingan mesin pengimbas CBCT (SedentexCT 2018)

Model / Vokels	Buatan
a. PSR 9000N / 0.1-0.15	Asahi Roentgen, Kyoto, Japan
b. Auge ZIO series (ZIO (CM), X ZIO (CM), ZIO Maxim) / 0.1-0.15	
a. CB Throne / 0.1-0.4	
b. CB MercuRay / 0.1-0.4	
a. 3D Accuitomo / 0.125	
b. 3D Accuitomo FPD 60 / 0.125	Hitachi Medical Systems, Kyoto, Japan
c. 3D Accuitomo FPD 80 / 0.08, 0.125, 0.160	
d. 3D Accuitomo FPD 170 / 0.08, 0.125, 0.160, 0.250	J. Morita, Kyoto, Japan
e. Veraview3D & Epocs 3De / 0.125-0.2	
a. I-CAT Classic / 0.2-0.4	Imaging Sciences, Hatfield, Pennsylvania, USA
b. I-CAT Next Generation / 0.125-0.4	
a. Illuma LFOV / 0.09, 0.2, 0.3, 0.4	Imtec (3M), Ardmore, USA
b. Illuma SFOV / 0.09, 0.2, 0.3, 0.4	
a. Kodak 9000 (C) 3D / 0.076	Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA
b. Kodak 9500 MFOV / 0.2-0.3	
c. Kodak 9500 LFOV / 0.2-0.3	
a. PreXion 3D / 0.1-0.15	PreXion Inc, San Mateo, USA
a. OP3000 / NA	
	Instrumentarium Dental, Tuusula, Finland

bersambung...

...sambungan

a. Digi-X 3D / NA	Oy Ajat, Espoo, Finland
b. Art 3D / NA	
a. Promax3D / 0.16-0.32	Planmeca Oy, Helsinki, Finland
b. Promax 3Ds / 0.1, 0.2	
c. Promax3D Max / 0.1, 0.2, 0.4	
a. Scanora 3D / 0.13-0.35	Soredex, Tuusula, Finland
b. Scanora 3D with Pano / 0.13-0.35	
a. Skyview / 0.16, 0.23, 0.33	MyRay, Cefla Dental Group, Imola, Italy
	Quantitative Radiology, Verona, Italy
a. NewTom 9000 / 0.29	
b. NewTom 3G / 0.16-0.42	
c. NewTom Vgi / 0.15, 0.24, 0.3	
a. GX-CB 500 (powered by I-CAT) / 0.125-0.4	Gendex/Kavo Dental
b. Kavo 3D Exam (powered by I-CAT) / 0.125-0.4	GmbH, Biebrach, Germany
a. Orion / 0.111, 0.167	Ritter Imaging, Ulm, Germany
a. Galileos Compact / 0.15-0.30	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim Germany
	Vatech, E-WOO Technology Co, Ltd. Republic of Korea
a. Picasso Pro / 0.2-0.3	
b. Picasso Master 3D (S) / 0.2, 0.3, 0.4 (0.164)	
c. PaX-Reve 3D (OS) / 0.08-0.25	
d. PaX-Uni 3D (OS) / 0.08-0.125	
e. PaX-500 ECT (Versa=scan type ceph) (OS Pro=One shot ceph) / 0.186-10	

2.6 KAEDAH PEMBINAAN IMEJ LANJUTAN

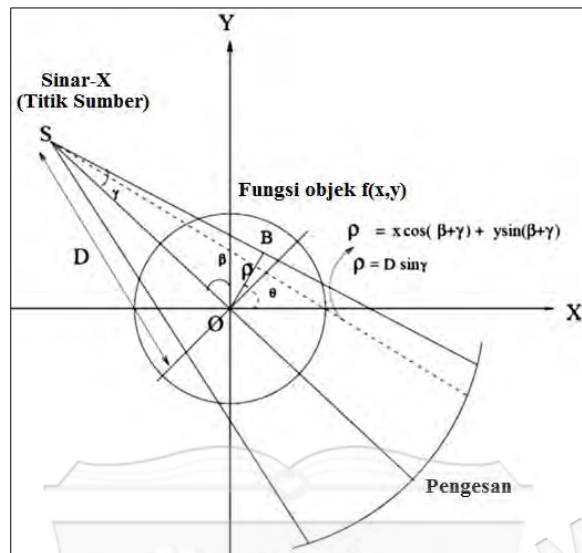
Pembinaan imej lanjutan memberi fokus kepada pembinaan semula imej CT generasi keempat dan generasi kelima (Mohan et al. 2011).

2.6.1 Proses pembinaan imej generasi keempat

Generasi keempat pengimbas CT menggunakan gelung pengesan sinaran capah yang tidak bergerak mengelilingi pesakit untuk menghasilkan keratan imej 2D (Pesolillo 2015). Para penyelidik berpendapat kaedah gelung pengesan tidak efisien kerana hanya $\frac{1}{4}$ pengesan sahaja yang digunakan pada setiap imbasan. Algoritma pembinaan semula imej sinaran capah masih kekal digunakan untuk menghasilkan imej 2D pengimbas CT generasi keempat.

Rajah 2.43 menunjukkan ilustrasi geometri sinaran capah dalam reka bentuk pengimbas CT generasi keempat. Titik sumber sinar-X menghasilkan sinaran capah

manakala pengesan sinar-X mengesan keamatan atau intensiti sisa sinar-X selepas melalui objek.



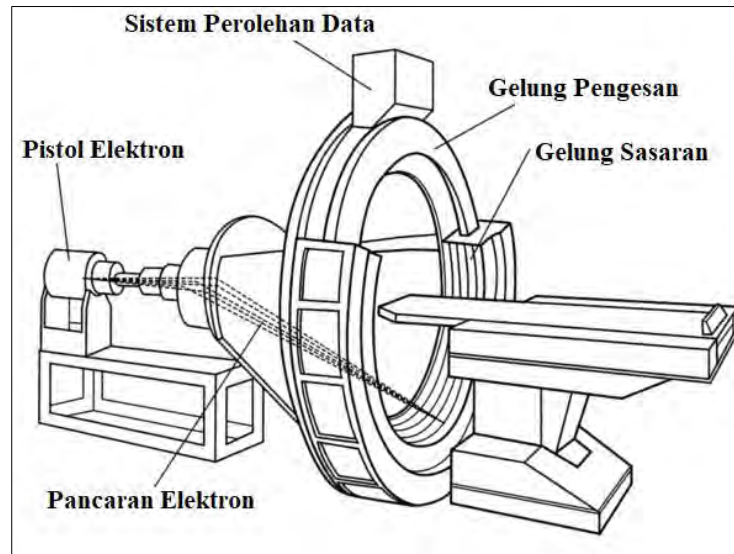
Rajah 2.43 Ilustrasi geometri sinaran capah dalam reka bentuk pengimbas CT generasi keempat

Sumber: Khan dan Chaudhuri (2014)

2.6.2 Proses pembinaan imej generasi kelima

Menurut kajian Held (2017) terdapat tiga algoritma yang dapat digunakan untuk membina semula data unjuran sinaran kon iaitu algoritma Grangreat, Katsevich dan Feldkamp. Algoritma Feldkamp, Davis dan Kress (FDK) adalah imej empirik 3D hasil daripada kajian lanjutan ke atas algoritma 2D sinaran capah yang menggunakan kaedah unjuran ke belakang bertapis (Chen et al. 2009). Aplikasi sumber terbuka bagi pembinaan semula imej CT sinaran kon (OSCaR) menggunakan algoritma FDK. Ia dapat memproses data pengimbas CBCT yang diperoleh daripada pengesan satah trajektori bersumber bulat.

Rajah 2.44 menunjukkan ilustrasi pengimbas CT generasi kelima yang terdiri daripada pistol elektron, pancaran elektron, gelung pengesan, gelung sasaran dan sistem perolehan data.



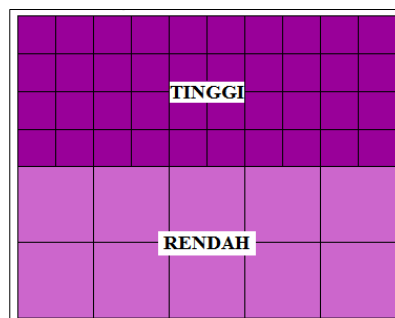
Rajah 2.44 Ilustrasi pengimbas CT generasi kelima

Sumber: Mohan et al. (2011)

2.6.3 Resolusi ruang (spatial)

Resolusi ruang (spatial) (Rueckel et al. 2014) adalah istilah yang merujuk kepada bilangan piksel dalam pembinaan imej digital. Resolusi ruang (spatial) berkadar terus dengan bilangan piksel iaitu imej yang mempunyai resolusi ruang (spatial) yang tinggi mempunyai bilangan piksel yang banyak. Bilangan piksel menentukan sama ada sesuatu imej mempunyai resolusi ruang (spatial) tinggi ataupun rendah. Resolusi ruang (spatial) tinggi mempunyai bilangan piksel yang banyak serta imej yang jelas manakala resolusi ruang (spatial) rendah mempunyai bilangan piksel yang sedikit serta imej yang kabur.

Rajah 2.45 menunjukkan ilustrasi resolusi ruang (spatial) tinggi dan rendah yang mengukur kekasaran dan kehalusan sesuatu imej. Seterusnya, menurut Lasch dan Naumann (2006) fungsi perpindahan pemodulatan (MTF) digunakan untuk menentukan resolusi ruang (spatial) pengimbas CT. Fungsi perpindahan pemodulatan (MTF) adalah hubungan antara kontras dan frekuensi ruang (spatial).



Rajah 2.45 Ilustrasi resolusi ruang (spatial) tinggi dan rendah yang menentukan ukuran kekasaran atau kehalusan imej

Sumber: Safdari et al. (2011)

2.6.4 Kualiti imej

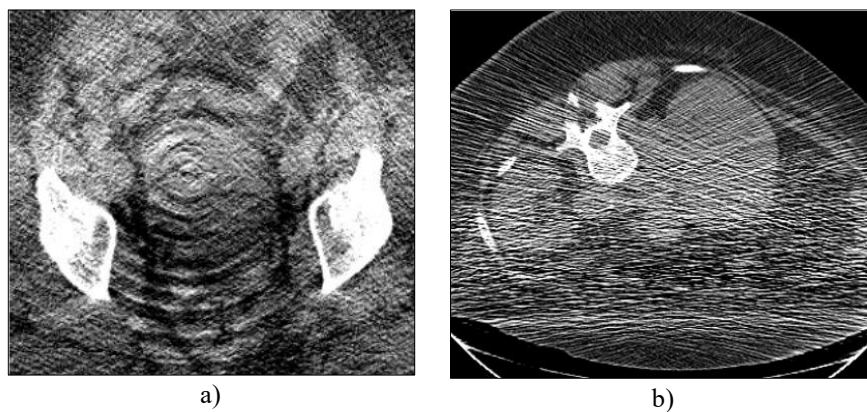
Isyarat imej dan hingar imej adalah parameter utama dalam pengukuran kualiti imej. Penilaian kekuatan dan kelemahan kualiti imej ditentukan menerusi teori pengesanan isyarat menggunakan parameter asas seperti hingar imej dan resolusi ruang (spatial). Menurut Verdun et al. (2015), parameter asas berkenaan perlu dikembangkan kepada korelasi di antara hasil pemerhatian model dan ketepatan diagnostik manusia.

Pengukuran kualiti imej sistem pengimejan digital dalam bidang perubatan dipengaruhi oleh kuantiti dos radioaktif di dalam badan pesakit (Wang et al. 2012). Kualiti imej (Goshima et al. 2013) boleh dinilai berdasarkan hingar kuantum, kontras dan resolusi. Menurut Pesolillo (2015), kualiti imej pengimbas CT boleh dianalisis menggunakan metrik Spektrum Kuasa Hingar (NPS).

2.6.5 Artifak

Menurut Boas dan Fleischmann (2012), penggunaan teknologi tomografi berkomputer secara klinikal berhadapan dengan pelbagai jenis artifak yang mengaburkan imej. Ia adalah artifak hingar (Diwakar & Kumar 2018), artifak pengerasan sinaran (Thomsen et al. 2015), artifak penyebaran sinaran, pseudo perincian, artifak pergerakan objek (Kondo et al. 2014), artifak sinaran kon, artifak heliks, artifak cincin (Wang et al. 2000) dan artifak logam (Safdari et al. 2011).

Rajah 2.46 menunjukkan ilustrasi artifak cincin dan artifak hingar yang telah menjejaskan kejelasan imej CT.



Rajah 2.46 Ilustrasi a) artifak cincin pada imej CT pelvis pesakit b) artifak hingar Poisson

Sumber: Boas dan Fleischmann (2012)

Dalam tomografi koheren optikal, kehadiran artifak boleh mengelirukan dan doktor memberikan diagnosis yang salah (Chhablani et al. 2014). Menurut Schulze et al. (2011), pengimbas CBCT terdedah kepada pelbagai artifak. Ia adalah artifak hingar, artifak penyebaran, artifak pemadaman, artifak pengerasan sinaran, artifak kesan isipadu separa dan Kesan Kecerunan Tepi Ekspone (EEGE), artifak mengalias, artifak cincin dan artifak pergerakan.

2.7 PENGUKURAN DAN PENILAIAN

Menurut Diwakar dan Kumar (2018) proses pembinaan semula imej CT bergantung kepada pengukuran fizikal seperti dos radiasi, perisian dan perkakasan.

2.7.1 Kaedah berangka

Kaedah berangka (Ali et al. 2014) digunakan untuk menyelesaikan masalah ungkapan matematik dalam bidang kejuruteraan dan sains. Ia terdiri daripada dinamik bendalir, meteorologi, pengurusan risiko kewangan, persamaan pembezaan, stokastik, pengoptimuman dan tomografi berkomputer. Menurut Odstreil et al. (2012) kaedah

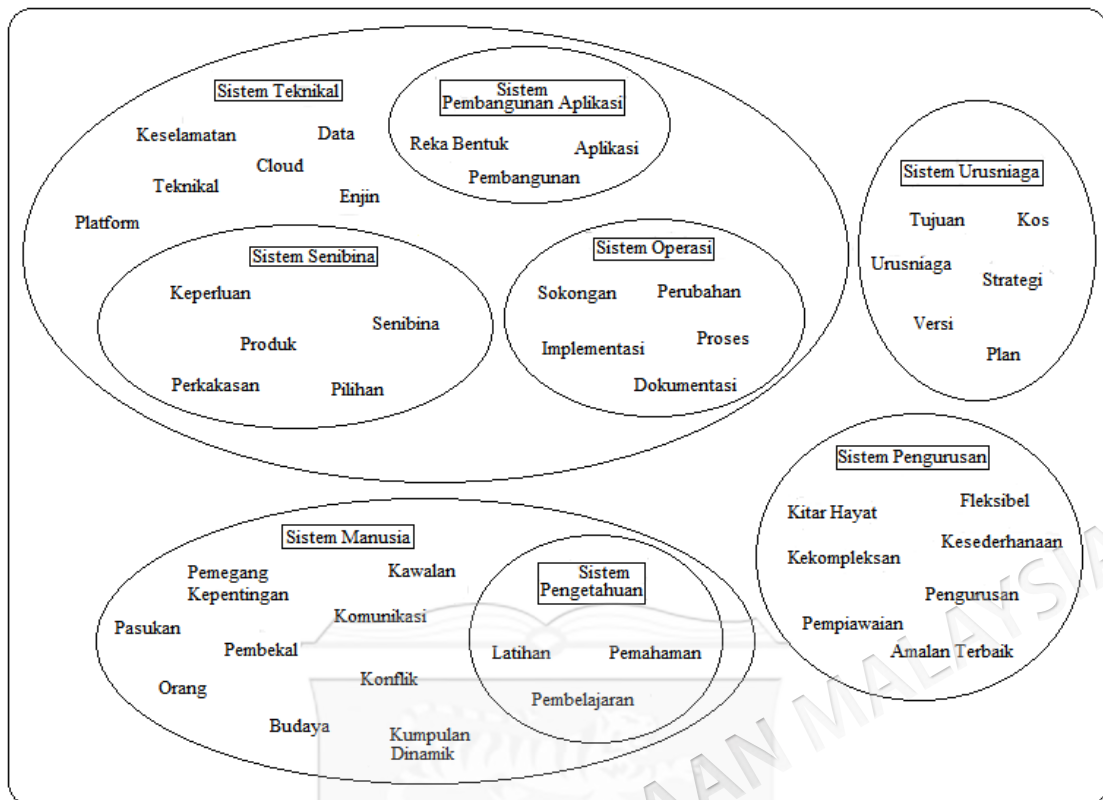
berangka mempunyai pakej perpustakaan berangka dalam bentuk proprietari dan sumber terbuka seperti MatLab dan Python.

2.7.2 Analisis berangka

Analisis berangka adalah bidang matematik dan sains komputer berkaitan pembangunan dan penggunaan kaedah penghampiran untuk menyelesaikan masalah dengan mengambil kira kesalahan yang berlaku. Ia digunakan untuk mencipta, menganalisis dan mengimplementasi algoritma untuk mendapatkan penyelesaian berangka dalam bidang sains semulajadi, sains sosial, kejuruteraan, perubatan dan perniagaan. Pengetahuan analisis berangka seperti interpolasi, kuadratur dan sistem garis lurus adalah pengetahuan asas dalam bidang tomografi berkomputer (Schmidt et al. 2016). Menurut Obert et al. (2017), kaedah kuantitatif berdasarkan analisis imej berangka lebih konsisten berbanding pemeriksaan imej melalui penglihatan manusia.

2.8 PANGKALAN DATA

Sistem pangkalan data digunakan untuk pelbagai tujuan, berkembang dan menyediakan pelbagai jenis maklumat untuk perniagaan, sains, kerajaan dan masyarakat umum (Holt 2017). Rajah 2.47 menunjukkan kaedah pemetaan sistem pengurusan pangkalan data yang dibentuk daripada lapan komponen sistem utama iaitu sistem urusniaga, sistem pengurusan, sistem manusia, sistem pengetahuan, sistem teknikal, sistem seni bina, sistem operasi dan sistem pembangunan aplikasi.



Rajah 2.47

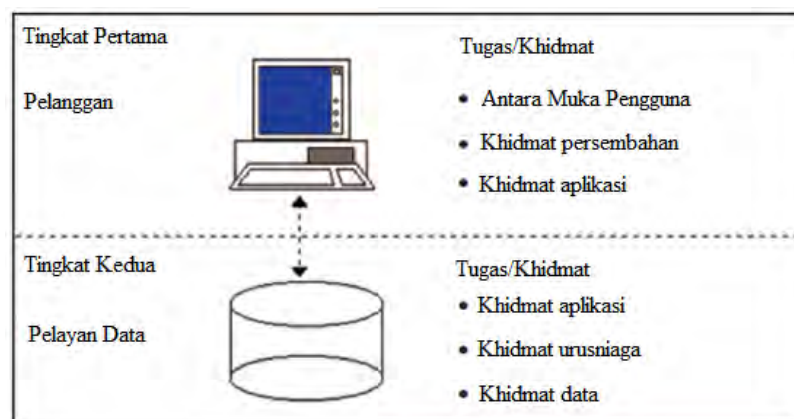
Pemetaan sistem pengurusan sistem pangkalan data

Sumber : Holt (2017)

Seterusnya, Sumathi dan Esakkirajan (2007) membahagikan seni bina pangkalan data kepada tiga jenis iaitu seni bina pelanggan-pelayan dua tingkat, seni bina pelanggan-pelayan tiga tingkat dan seni bina pelanggan-pelayan multitingkat.

2.8.1 Seni bina pelanggan-pelayan dua tingkat

Rajah 2.48 menunjukkan seni bina pelanggan-pelayan dua tingkat iaitu pelanggan dan pelayan data. Setiap tingkat mempunyai tugas dan perkhidmatan masing-masing.

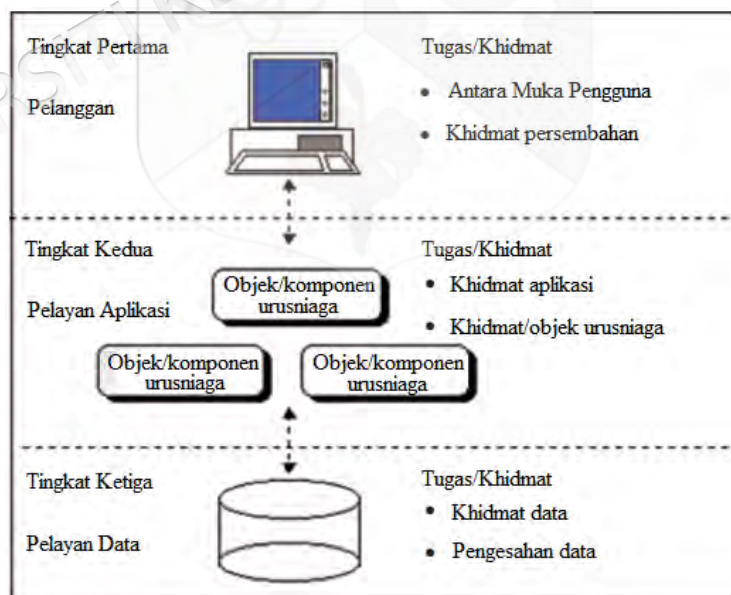


Rajah 2.48 Seni bina pelanggan-pelayan dua tingkat

Sumber : Sumathi dan Esakkirajan (2007)

2.8.2 Seni bina pelanggan-pelayan tiga tingkat

Rajah 2.49 menunjukkan seni bina pelanggan-pelayan tiga tingkat iaitu pelanggan, pelayan aplikasi dan pelayan data. Setiap tingkat mempunyai tugas dan perkhidmatan yang lebih rumit daripada seni bina pelanggan-pelayan dua tingkat.

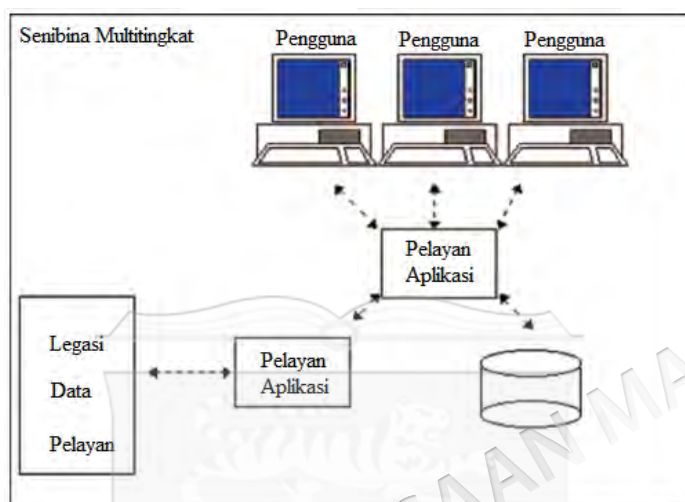


Rajah 2.49 Seni bina pelanggan-pelayan tiga tingkat

Sumber : Sumathi dan Esakkirajan (2007)

2.8.3 Seni bina pelanggan-pelayan multitingkat

Rajah 2.50 menunjukkan seni bina pelanggan-pelayan multitingkat, seni bina ini menyamai seni bina tiga tingkat tetapi mempunyai lebih daripada satu pelanggan, pelayan aplikasi dan pelayan data.



Rajah 2.50 Seni bina pelanggan-pelayan multitingkat

Sumber : Sumathi dan Esakkirajan (2007)

2.8.4 Ontologi dan kamus data pangkalan data

Menurut Dewan Bahasa dan Pustaka ontologi adalah set konsep berasaskan model yang melibatkan benda, peristiwa dan hubungan. Ia dispesifikasikan dengan cara tertentu supaya perbendaharaan kata dapat dicipta untuk pertukaran maklumat. Manakala kamus data adalah maklumat berstruktur tentang butiran data yang digunakan oleh sistem. Ia dalam bentuk ciri seperti nama, takrif, struktur, tata cara penggunaan, cara pemetaan ke ingatan dan kaitan dengan data lain.

Menurut Michalakidis (2016), ontologi menentukan istilah untuk memberi gambaran mengenai sesuatu kaedah yang menerangkan konsep dan hubungan yang membolehkan manusia dan mesin berkomunikasi. Manakala, kamus data menyediakan senarai pemboleh ubah yang boleh diakses oleh sistem komputer. Ia adalah hubungan

eksplisit antara kod atur cara, istilah medan, subdomain, domain dan pertanyaan pengekstrakan data. Ontologi dan kamus data pangkalan data dibincangkan di Bab 3.

2.9 RINGKASAN

Bab 2 adalah merupakan tinjauan literatur secara menyeluruh ke atas kajian lampau yang telah diterbitkan dalam jurnal mengenai tajuk penyelidikan ini iaitu pembinaan semula imej dan analisis tomografi berkomputer menggunakan kaedah leleran. Bab ini merangkumi beberapa topik yang bermula dengan seksyen 2.1. Seksyen pengenalan kepada tajuk penyelidikan terdiri daripada tujuh (7) subseksyen iaitu tomografi berkomputer, data pengimbas CT, pengimbas CT konvensional, tomografi berkomputer sinaran kon (CBCT), sumber radioaktif, pengesan radioaktif dan subseksyen terakhir adalah manfaat dan risiko CT. Seksyen 2.2 mengimbas kembali mengenai sejarah model fizikal pengimbas CT yang terdiri daripada tujuh (7) subseksyen iaitu pengimbas CT generasi pertama, kedua, ketiga, keempat, kelima, pembinaan semula imej kaedah analitikal dan pembinaan semula imej kaedah leleran.

Seksyen 2.3 adalah tinjauan literatur mengenai perolehan data pengimbas CT yang terdiri daripada enam (6) subseksyen. Seksyen ini terdiri daripada teori kamiran garis lurus, data numerik 1D dan 2D, data numerik 3D, interpolasi, transformasi Radon dan transformasi songsang Radon. Seksyen 2.4 adalah tinjauan literatur mengenai algoritma pembinaan semula imej yang terdiri daripada tujuh belas (17) subseksyen. Seksyen ini terdiri daripada matriks putaran 2D, matriks putaran 3D, transformasi putaran euler, transformasi Fourier, transformasi songsang Fourier, piksels berbanding voksels, konvolusi 1D dan 2D, kaedah unjuran ke belakang, kaedah unjuran ke belakang bertapis, siri pengembangan matematik (Leleran), teknik pembinaan semula algebra (ART), teknik pembinaan semula leleran serentak (SIRT), teknik pembinaan semula algebra serentak (SART), pembinaan semula imej 2D, pembinaan semula imej 3D, imej permukaan iso, pendaftaran imej dan kaedah segmentasi imej.

Seksyen 2.5 adalah tinjauan literatur mengenai sinaran pengimbasan yang terdiri daripada tiga (3) subseksyen. Seksyen ini terdiri daripada tomografi berkomputer sinaran selari, tomografi berkomputer sinaran capah dan tomografi berkomputer sinaran

kon. Seksyen 2.6 adalah tinjauan literatur mengenai kaedah pembinaan imej lanjutan yang terdiri daripada lima (5) subseksyen iaitu proses pembinaan imej generasi keempat, proses pembinaan imej generasi kelima, resolusi ruang (spatial), kualiti imej dan artifak. Seksyen 2.7 adalah tinjauan literatur mengenai pengukuran dan penilaian yang terdiri daripada dua (2) subseksyen iaitu kaedah berangka dan analisis berangka.

Seksyen 2.8 adalah tinjauan literatur mengenai pangkalan data yang terdiri daripada tiga (4) subseksyen. Seksyen ini terdiri daripada seni bina pelanggan-pelayan dua tingkat, seni bina pelanggan-pelayan tiga tingkat, seni bina pelanggan-pelayan multitingkat dan ontologi serta kamus data pangkalan data. Seksyen 2.9 adalah ringkasan Bab 2.

Lampiran A menunjukkan rubrik pengelasan dimensi kajian literatur berdasarkan pengarang. Lampiran B menunjukkan rubrik pengelasan dimensi kajian literatur berdasarkan metod, algoritma dan teori. Lampiran C menunjukkan rubrik pengelasan kajian literatur berdasarkan pengukuran skala likert 7-mata (penilaian-kendiri). Lampiran D menunjukkan skala likert 7-mata (penilaian-kendiri).

BAB III

METODOLOGI PENYELIDIKAN

3.1 PENGENALAN

3.1.1 Metodologi pelaksanaan penyelidikan

Kajian ini menggunakan metodologi penyelidikan campuran yang terdiri daripada metodologi penyelidikan kualitatif dan metodologi penyelidikan kuantitatif. Halatuju metodologi penyelidikan diadaptasi daripada kajian Uddin (2016). Jadual 3.1 menunjukkan halatuju metodologi penyelidikan berbanding fitur kajian kes dan bab tesis.

- 1) Merumus masalah penyelidikan: Penyelidikan bermula dengan merumuskan masalah penyelidikan dalam bidang tomografi berkomputer. Penyelidikan tomografi berkomputer seterusnya menjurus kepada pembangunan perisian pembinaan semula imej pengimbas CT.
- 2) Tinjauan literatur: Kajian literatur dalam bidang tomografi berkomputer adalah untuk mempertimbangkan pendekatan yang relevan dan mengumpul maklumat yang relevan dari jurnal akademik, jurnal persidangan dan buku yang diterbitkan. Tumpuan utama adalah untuk memahami bidang tomografi berkomputer dan mengkaji teknik pembinaan semula imej tomografi berkomputer.
- 3) Hipotesis dan Jurang Penyelidikan: Berdasarkan tinjauan literatur, didapati pelbagai teknik pembinaan semula imej tomografi berkomputer telah dibincangkan secara mendalam dan terperinci. Pengetahuan daripada tinjauan literatur ini dapat dijadikan model rujukan dan panduan untuk membangunkan perisian tomografi berkomputer. Sebanyak empat hipotesis penyelidikan telah dikenalpasti berdasarkan kepada kajian ke atas jurang penyelidikan.

- 4) Kes Penyelidikan: Penyelidikan ini menggunakan pelbagai kajian kes daripada pelbagai disiplin pengetahuan untuk pengesahan dan penyelesaian hipotesis penyelidikan secara maksima. Pelbagai algoritma pembangunan perisian pembinaan semula imej tomografi berkomputer digunakan secara praktik untuk menghasilkan imej bagi tujuan pengesahan empirikal.
- 5) Analisis Keputusan dan Pengujian Hipotesis: Penyediaan kajian empirikal membantu dalam menganalisis secara praktikal berpandukan kerangka kerja bagi memperoleh hasil penyelidikan. Tiga hipotesis berkaitan penyelidikan dibentangkan dalam Bab 4.
- 6) Kesimpulan: Kebergunaan penyelidikan ini dalam konteks akademik dan sektor perindustrian disimpulkan dalam Bab 5.

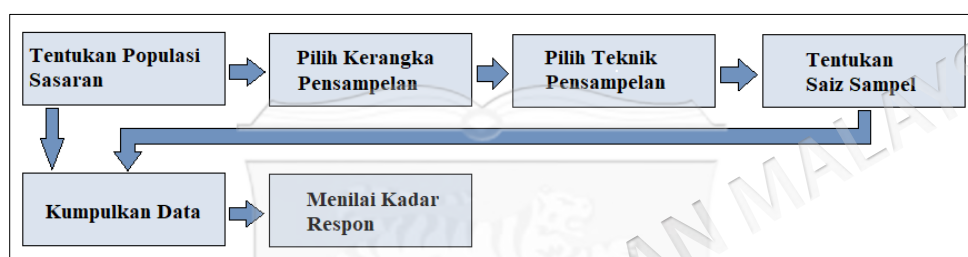
Jadual 3.1 Halatuju metodologi penyelidikan

[illegible]

3.1.2 Pensampelan dan persampelan data penyelidikan

Pensampelan adalah proses memilih sampel data bagi mewakili populasi yang sedang dikaji oleh penyelidik tentang topik penyelidikan. Menurut dewan bahasa dan pustaka pensampelan merujuk kepada proses, kaedah atau tatacara memilih sampel manakala persampelan merujuk kepada benda atau perkara yang dijadikan sampel.

Rajah 3.1 menunjukkan reka bentuk model ringkas langkah-langkah pensampelan data penyelidikan yang direncanakan oleh Taherdoost (2016).

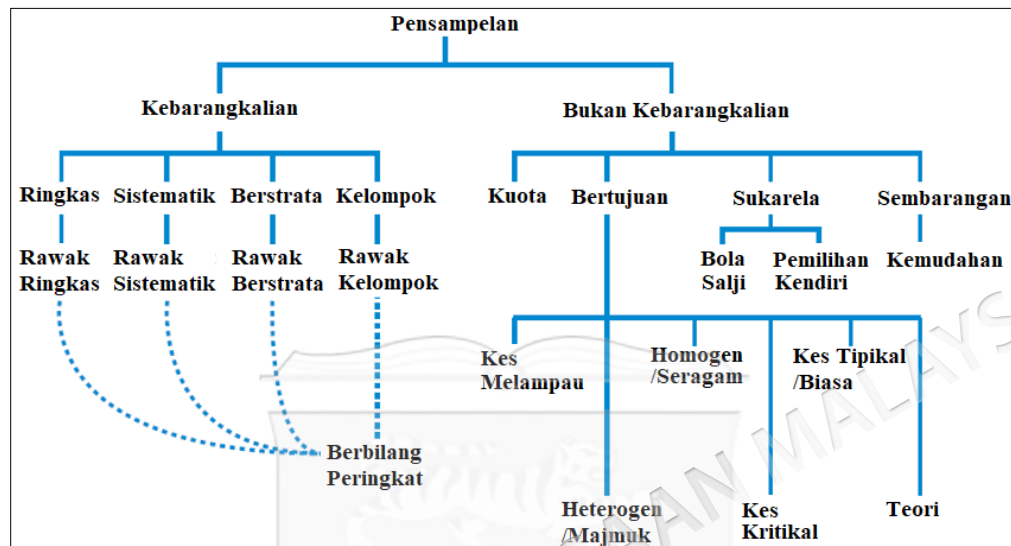


Rajah 3.1 Model langkah-langkah proses pensampelan data penyelidikan

Sumber: Taherdoost (2016)

Seterusnya, menurut Banerjee dan Chaudhury (2010), sampel adalah suatu unit perwakilan kecil yang diambil daripada sesuatu populasi tertentu untuk menentukan kebenaran tentang populasi tersebut. Menurut Akira et al. (1985), mekanisme penyelidikan CT melibatkan faktor seperti kadar pensampelan data, selang data unjuran pensampelan dan selang sudut pensampelan. Pensampelan untuk pengimejan aplikasi CT bergantung kepada geometri pembinaan semula peralatan CT. Sampel data boleh diperolehi secara langsung dari set data unjuran sebelum melakukan pembinaan semula imej (Cazasnoves et al. 2015; Suparta 2015). Sumber perolehan set data penyelidikan bagi pembinaan semula imej CT boleh dipecahkan kepada dua sumber utama. Set pertama adalah data pengimejan CT daripada pengimbas CT. Manakala, set kedua adalah data sintetik (Peskin et al. 2009) yang boleh dijana oleh program komputer menggunakan kaedah transformasi Radon.

Saiz populasi sasaran yang besar juga mendorong para penyelidik mengkaji hanya sejumlah sampel dalam populasi untuk membuat kesimpulan tentang populasi (Dudovskiy 2011). Rajah 3.2 menunjukkan pengklasifikasian umum teknik pensampelan data penyelidikan.



Rajah 3.2 Pengklasifikasian teknik pensampelan

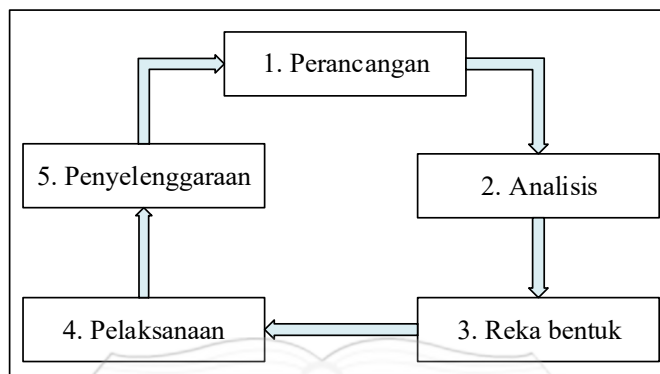
Sumber: Dudovskiy (2011)

3.2 KITAR HAYAT PEMBANGUNAN PERISIAN (SDLC)

Model SDLC (Kute & Thorat 2004) adalah kerangka kerja konsep yang digunakan oleh pembangun perisian. Ia digunakan untuk membuat, merancang dan mengawal proses mewujudkan atau mengubah sistem sedia ada dalam sistem maklumat, kejuruteraan sistem dan kejuruteraan perisian (Amlani 2012). Proses pembangunan perisian adalah pengaturcaraan komputer yang rumit. Kaedah formal digunakan untuk menyediakan sokongan automatik, memeriksa kesempurnaan, kebolehkesanan, kebolehsahan dan kebolehgunaan semula (Pandey & Batra 2013).

Menurut Chakraborty et al. (2012), Kejuruteraan Keperluan (RE) mempunyai peranan di pelbagai peringkat SDLC. Ia menyediakan spesifikasi formal, melengkapkan keperluan pengguna dan mengurangkan kesilapan perisian pada peringkat awal

pembangunan perisian. Proses konseptual SDLC boleh melibatkan beberapa peringkat yang berbeza mengikut inspirasi penulis contohnya perancangan, analisis, reka bentuk, pelaksanaan dan penyelenggaraan. Rajah 3.3 menunjukkan model konseptual Kitar Hayat Pembangunan Perisian (SDLC).



Rajah 3.3 Model konseptual Kitar Hayat Pembangunan Perisian (SDLC)

Menurut Massey dan K.J.Satao (2012), penemuan, reka bentuk, pembangunan dan penyerahan sistem maklumat dikaitkan dengan model SDLC. Model konseptual SDLC terdiri daripada Model Air Terjun, Pemprototaipan, Model Lingkaran, Pembangunan Lelaran dan Tokokan, Pembangunan Pantas, Pemprototaipan Pantas dan Model Berevolusi. Seterusnya menurut Mishra dan Dubey (2013), setiap model SDLC mempunyai kelebihan dan keburukannya (Obeidat & Nasereddin 2013). Pembangun perisian perlu menentukan model yang sesuai berdasarkan kepada keperluan dan situasi tertentu.

Menurut Ragunath et al. (2010), model SDLC adalah teknik pengurusan berstruktur untuk meningkatkan kawalan pengurusan projek. Ia membahagikan tugas rumit kepada bahagian yang boleh dikawal secara deskriptif atau preskriptif. Seterusnya, menurut Naveen et al. (2014), model SDLC menerangkan semua aspek pembangunan perisian. Ia terdiri daripada keperluan perisian, tujuan perisian, reka bentuk perisian, kos perisian, masa pembangunan perisian, pengujian perisian dan penyelenggaraan.

Jadual 3.2 menunjukkan perbandingan ke atas lima model SDLC berdasarkan spesifikasi keperluan, kos, ringkas, penglibatan risiko, kepakaran, kefleksibelan perubahan, pembabitan pengguna, kefleksibelan, penyelenggaraan dan tempoh setiap model SDLC.

Jadual 3.2 Perbandingan fitur lima model SDLC

Fitur	Air Terjun	Bentuk V	Tokokan	Lingkaran	RAD
Spesifikasi Keperluan	Semasa Permulaan Projek	Semasa Permulaan Projek	Semasa Permulaan Projek	Semasa Permulaan Projek	Pelepasan Kotak Masa
Kos Ringkas	Rendah Mudah	Mahal Sedang	Rendah Sedang	Mahal Sedang	Rendah Sangat Mudah
Penglibatan Risiko	Tinggi	Rendah	Mudah Urus	Rendah	Sangat Rendah
Kepakaran Kefleksibelan Perubahan	Tinggi Sukar	Sedang Sukar	Tinggi Mudah	Tinggi Mudah	Sedang Mudah
Pembabitan Pengguna Kefleksibelan	Hanya di Permulaan Tegar	Hanya di Permulaan Sedikit Fleksibel	Sedang Kurang Fleksibel	Tinggi Fleksibel	Hanya di Permulaan Tinggi
Penyelenggaraan Tempoh	Terpendek Panjang	Terpendek Bergantung Saiz Projek	Penggalak Sangat Panjang	Normal Panjang	Mudah Pendek

Sumber : Mishra dan Dubey (2013)

Futcher dan Solms (2007), menambah elemen keselamatan ke dalam model SDLC seperti berikut:-

1. Fasa Perancangan: Menentukan keperluan keselamatan.

Langkah 1: Pengenalan dan penilaian maklumat aset.

Langkah 2: Pengenalan dan penilaian ancaman.

Langkah 3: Pengenalpastian risiko.

Langkah 4: Tentukan tahap kegoyahan.

Langkah 5: Penilaian risiko.

Langkah 6: Tentukan keutamaan risiko.

2. Fasa Analisis: Menentukan perkhidmatan keselamatan.

Langkah 7: Kenal pasti perkhidmatan keselamatan dan tahap perlindungan untuk mengurangi risiko.

3. Fasa Reka bentuk: Pelaksanaan perkhidmatan keselamatan.

Langkah 8: Pemetaan mekanisme perkhidmatan keselamatan.

Langkah 9: Menyatukan mekanisme perkhidmatan keselamatan.

4. Fasa Pelaksanaan: Mengenal pasti alat dan komponen perisian keselamatan untuk pelaksanaan.

Langkah 10: Pemetaan mekanisme keselamatan ke dalam komponen keselamatan.

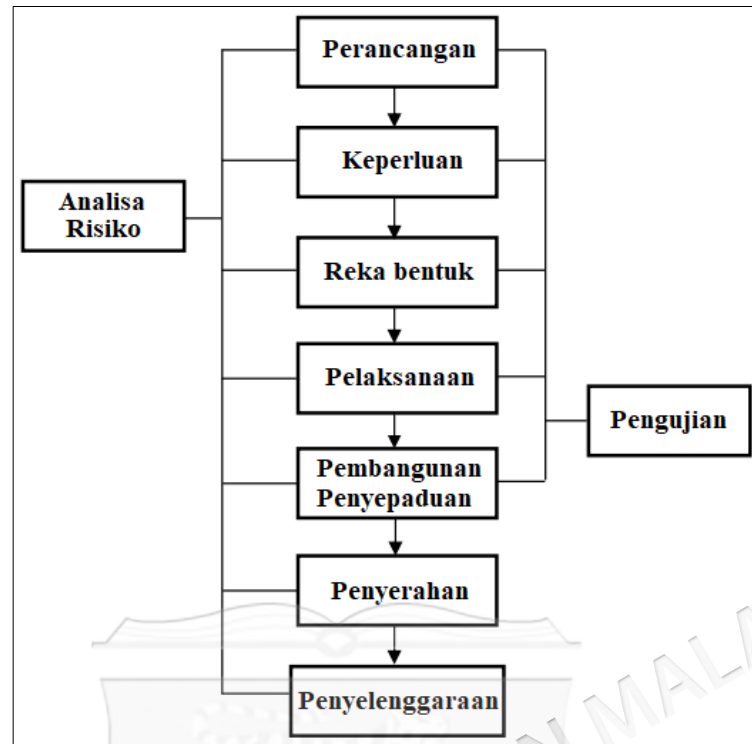
5. Fasa Penyelenggaraan.

Seterusnya, menurut Sabale dan Dani (2012), fasa yang perlu dilaksanakan untuk membangunkan sesuatu sistem perisian komputer adalah:-

1. Menentukan keperluan sistem.
2. Menyediakan reka bentuk sistem.
3. Pembangunan atur cara perisian.
4. Pengujian sistem.

Menurut Ralph (2010), menggunakan SDLC untuk proses pembangunan tidak menjadi kesalahan tetapi SDLC dianggap sebagai teori yang disangkal kebenarannya oleh penemuan empirikal besar. SDLC juga dianggap sebagai kaedah yang tiada bukti saintifik. Oleh itu, SDLC menyebabkan keracunan dan kekeliruan di kalangan pengamal, pengurus dan pelajar.

Munassar dan Govardhan (2010), menggabungkan lima kelebihan model SDLC iaitu model air terjun, lelaran, bentuk v, lingkaran dan ekstrim kepada model hibrid SDLC. Beliau memperkenalkan primer model hibrid iaitu perancangan, keperluan, pelaksanaan, pembangunan penyepaduan, pengujian, penyerahan, penyelenggaraan dan analisa risiko. Rajah 3.4 menunjukkan langkah primer model hibrid SDLC.



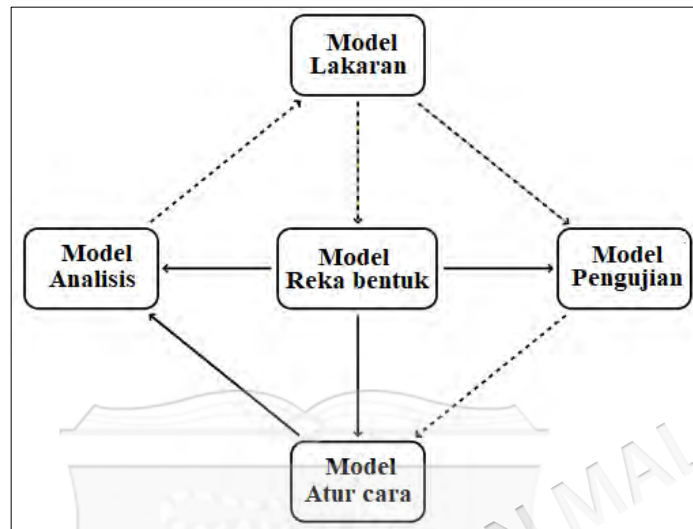
Rajah 3.4 Langkah Primer Model Hibrid SDLC

Sumber: Munassar dan Govardhan (2010)

Menurut Ludewig (2003), pemodelan adalah asas konsep kejuruteraan perisian. Istilah model berasal dari perkataan Latin '*modulus*' yang bermaksud ukuran, peraturan, corak atau contoh yang diikuti. Kejuruteraan perisian adalah bidang multidisiplin dan heterogen. Ia adalah pelbagai pendekatan penyelidikan, kaedah dan teknik yang melibatkan kuantitatif dan kualitatif (Stol & Fitzgerald 2015).

Kejuruteraan perisian memainkan peranan penting dalam pembangunan perisian dan elemen asas dalam mereka bentuk projek. Menurut Davies et al. (2005), model abstrak dalam kaedah kejuruteraan perisian berasaskan model digunakan untuk menghasilkan pelbagai jenis artifak. Ia terdiri daripada atur cara, bilik ujian, prototaip, dokumentasi, antara muka dan model abstrak yang lain.

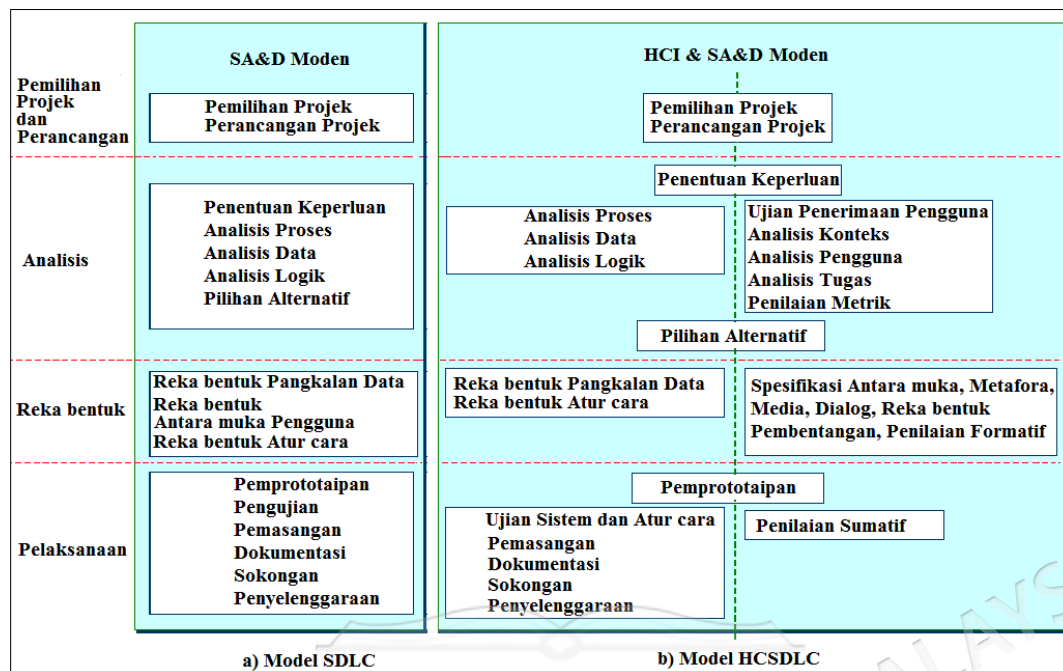
Rajah 3.5 menunjukkan model kejuruteraan perisian berdasarkan model yang mempunyai lima kelas model iaitu lakaran, reka bentuk, analisis, pengujian dan atur cara.



Rajah 3.5 Kejuruteraan Perisian Berdasarkan Model

Sumber: Davies et al. (2005)

Seterusnya, menurut Zhang et al. (2004), menggabungkan model Interaksi Komputer Manusia (HCI) ke dalam model SDLC adalah penting untuk kejayaan sistem maklumat dan urusniaga. Rajah 3.6 menunjukkan metodologi sistem analisis dan reka bentuk (SA&D) modern (a) adalah model SDLC, manakala (b) adalah model HCSDLC yang menggabungkan model HCI dan SDLC.



Rajah 3.6 Metodologi Sistem Analisis dan Reka bentuk (SA&D) a) Model SDLC b) Model HCSDLC

Sumber: Zhang et al. (2004)

3.3 FASA PERANCANGAN

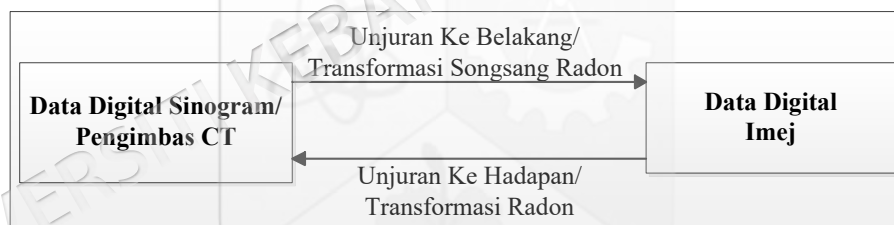
Menurut Vithani dan Kumar (2014) output setiap fasa SDLC digunakan dalam fasa SDLC seterusnya. Contohnya, keperluan sistem yang dikumpulkan semasa fasa perancangan akan dianalisis pada fasa berikutnya. Objektif fasa perancangan adalah untuk meningkatkan pemahaman tentang konsep, struktur dan aliran keseluruhan program untuk maju ke fasa selanjutnya (Ali 2009; Alshamrani & Bahattab 2015).

Seterusnya Cho (2008), menyatakan fasa perancangan adalah proses untuk mengenal pasti skop sistem, memahami mengapa sistem harus dibina dan bagaimana pasukan projek akan membinanya. Ia adalah proses menerusi analisis kesauran teknikal, ekonomi dan organisasi.

3.3.1 Perolehan dan pencarian data penyelidikan

Data penyelidikan adalah salah satu elemen penting dan perlu disediakan untuk projek pembangunan perisian pembinaan semula imej CT. Goel et al. (2008), membangunkan algoritma untuk menentukan hubungan longitudinal dan putaran pembuluh viseral berdasarkan set data DICOM (Library 2018) CT. Ia dapat menjana dan melakukan analisis geometri endovaskular yang kompleks termasuk aneurisma yang melibatkan arteri visceral.

Set data DICOM adalah data digital imej dan tidak perlu melalui proses transformasi songsang Radon untuk menghasilkan imej. Data digital 2D daripada set data DICOM dapat dikembalikan kepada data digital sinogram melalui proses transformasi Radon. Rajah 3.7 menunjukkan transformasi Radon arah ke belakang dan arah ke hadapan. Rujuk ciri am ruang storan fail DICOM di Lampiran E. Transformasi Radon arah ke belakang menghasilkan data digital imej manakala transformasi Radon arah ke hadapan menghasilkan data digital sinogram atau data mentah pengimbas CT.



Rajah 3.7 Transformasi Radon arah ke belakang dan ke hadapan

Data pengimbas CT bergantung kepada jenis pengimbas CT dan boleh dikategorikan kepada set data 1D, 2D (64×60 piksels), 3D ($64 \times 60 \times 50$ voksels) dan 4D dalam ruang 3D yang terdiri daripada panjang, lebar, tinggi dan masa, contohnya kiub *tesseract* (Hall 1893). Tomografi Berkomputer Multihirisan (MSCT - *Philips Brilliance CT 64* atau *Toshiba Aquilion 16*) menghasilkan data set dalam format 3D Shiraishi et al. (2010).

Seterusnya, Cascio et al. (2012) menyatakan terdapat repositori yang menyediakan carian imej *in vivo* (bahasa Latin bermaksud ‘dalam benda hidup’). Ia

adalah untuk kemudahan komuniti penyelidikan bioperubatan, industri dan akademik secara atas talian yang dihoskan oleh *National Biomedical Imaging Archive* di Amerika Syarikat (NBIA, <https://imaging.nci.nih.gov>). Menurut Rezaei et al. (2017), set data pengimbas CT boleh didapati secara percuma untuk tujuan akademik, pendidikan dan penyelidikan melalui pautan sesawang <https://data.mendeley.com/datasets>.

Jadual 3.3 menunjukkan pautan tambahan pangkalan data terbuka pengimbas CT yang disediakan secara atas talian.

Jadual 3.3 Pautan pangkalan data pengimbas CT atas talian

Bil.	Pautan	Tarikh Akses
1.	https://www.kaggle.com/kmader/siim-medical-images	13-09-2018
2.	http://www.osirix-viewer.com/resources/dicom-image-library/	13-09-2018
3.	https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/2762-dicom-example-files	13-09-2018
4.	http://www.insight-journal.org/midas/item/view/2466	13-09-2018
5.	https://wiki.idoimaging.com/index.php?title=Sample_Data	13-09-2018

3.3.2 Perkakasan dan perisian komputer penyelidikan

Schultze et al. (2015) menyatakan imej CT dapat dibina semula menggunakan komputer *Xeon GPU, NVIDIA K40*. Menurut Kalaiselvi et al. (2017), CPU multi-teras konvensional sangat terhad dan tidak mempunyai kepantasan pengiraan yang mencukupi untuk memproses data berdimensi tinggi. Unit pemprosesan grafik (GPU) adalah teknologi yang mampu menyelesaikan masalah pengkomputeran dalam semua bidang kejuruteraan dan perubatan. Seterusnya, Soltani et al. (2017) melakukan eksperimen pembinaan semula imej CT menggunakan *MATLAB (R2011b)*. Beliau menggunakan sistem *Linux 64-bit* manakala masalah pembinaan semula imej menggunakan pakej perisian TFOCS (Templat untuk Penyelesai Kon Peringkat Pertama).

Seterusnya, Lebedev et al. (2017) pula mengoptimumkan algoritma Pembinaan Semula Lelaran dan Analitikal (AIR). Beliau menggunakan *Microsoft Visual Studio C*

++ dan stesen kerja *Fujitsu Celsius R670* dengan *48GB RAM* dan dua pemproses *CPU Intel Xeon* 12 teras. Sementara itu, Demircan-Tureyen dan Kamasak (2017) pula melakukan eksperimen terhadap algoritma Terdiskret-Teknik Pembinaan Semula Lelaran Jumlah Variasi (D-TVIRT) dan Teknik Pembinaan Semula Algebra Diskret (DART). Beliau menggunakan komputer 3.40 GHz dan CPU 8 teras dengan 4 GB memori.

Seterusnya, Abd el Bar et al. (2015) melakukan pembinaan semula imej data unjuran daripada tomografi neutron menggunakan perisian *ImageJ*, *Matlab*, *Octopus* dan *VGStudioMax*. Manakala perkakasan komputer untuk pemprosesan data adalah stesen kerja *FF825AV HP Z800 1st Intel Xeon E5506 2.13 4 MB/800 QC 2nd*. Beliau menggunakan *Intel Xeon E5506 2.13 4 MB/800 QC*, *32 GB (8 x 4 GB)* memori, *DDR3-1333 ECC* dan cakera keras (*4 x 1000 GB*) *SATA 7200*.

Flores et al. (2013) membangunkan aplikasi untuk pembinaan semula imej CT menggunakan kaedah lelaran algebra untuk pengkomputeran GPU. Ia terdiri daripada dua *CPU Intel Xeon X5660 2.80 GHz* dengan 6 teras dan tiga *GPU NVIDIA TESLA M2050* dengan 448 teras dan 3 x 3GB memori.

Li et al. (2011) menggunakan set data Manusia Korea Nampak (VKH) untuk mengintegrasikan segmentasi, pendaftaran dan pembinaan semula imej 3D untuk perisian *VRKidney*. Perisian sumber terbuka Set Peralatan Wawasan (ITK) digunakan untuk pendaftaran imej. Manakala, perisian sumber terbuka Set Peralatan Tampak (VTK) digunakan untuk pembinaan semula imej 3D. Modul pengaturcaraan ITK dan VTK digabungkan menggunakan bahasa pengaturcaraan *C++*, *Visual Studio.NET 2005*.

Seterusnya, Yushkevich et al. (2006) membangun aplikasi sumber terbuka pemprosesan imej perubatan (ITK-SNAP). Ia digunakan untuk segmentasi struktur anatomi imej perubatan iaitu keperluan penyelidikan pengimejan biomedikal. Aplikasi perdua ITK-SNAP boleh dimuat turun di www.itksnap.org.

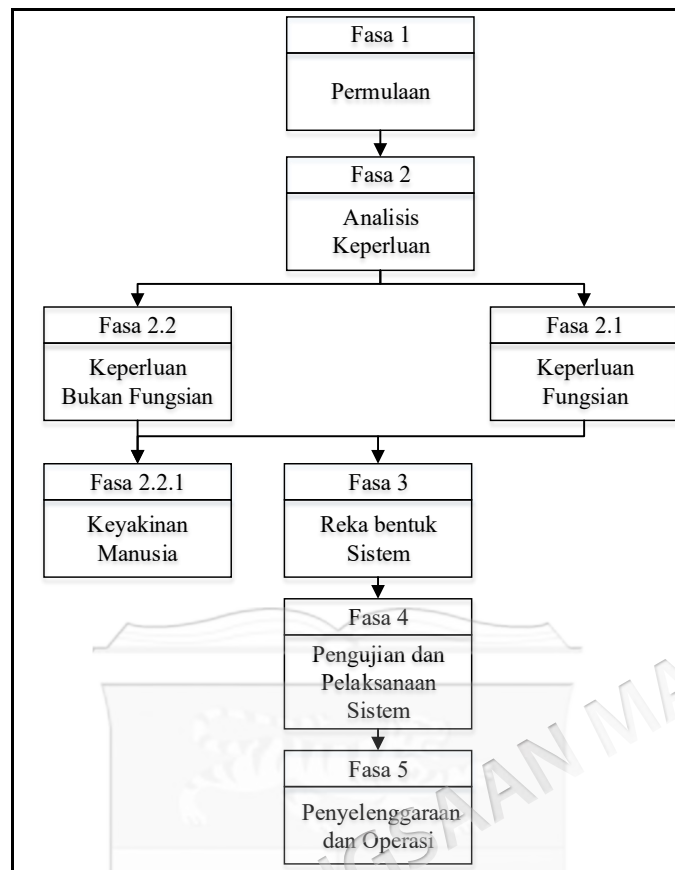
3.4 FASA ANALISIS DAN REKA BENTUK

Seksyen ini menerangkan tentang fasa analisis dan fasa reka bentuk sistem. Ia adalah untuk mengenal pasti arah pelaksanaan projek melalui penyediaan dokumen projek. Proses pengumpulan keperluan projek dalam fasa analisis dilaksanakan menerusi komunikasi dengan pengguna untuk merakam, mendokumen dan mengurus keperluan pengguna.

Proses ini terdiri daripada empat langkah asas iaitu pemerolehan, pengesahan, spesifikasi dan pengesahsahihan (TenStep 2018).

Faridi et al. (2012) telah menggabungkan keyakinan manusia ke dalam fasa analisis SDLC. Keyakinan manusia tidak menghuraikan fungsian sistem dan terdiri daripada beberapa aspek iaitu a) peraturan perniagaan seperti kitar hayat pengeluaran, persekitaran budaya dan politik; b) atribut kualiti seperti prestasi, kebolehpercayaan, kebolehcapaian, kebolehselenggaraan; c) reka bentuk antara muka luaran seperti antara muka pengguna dan kombinasi warna; d) kekangan pembangunan seperti masa, kos dan sumber manusia.

Rajah 3.8 menunjukkan fasa analisis keperluan yang ditambah fasa 2.2.1 keyakinan manusia dalam model SDLC.



Rajah 3.8 Fasa Keyakinan Manusia Dalam Model SDLC

Sumber: Faridi et al. (2012)

Menurut Zhang et al. (2004), matlamat utama fasa reka bentuk adalah untuk menyediakan spesifikasi antara muka dan penilaian formatif. Reka bentuk metafora dan visualisasi membantu pengguna membangunkan model mental sistem. Seterusnya, Krishna dan Sreekanth (2016) menyatakan dalam model air terjun perkakasan, konfigurasi sistem dan seni bina sistem dianalisis dan ditentukan dalam fasa ini.

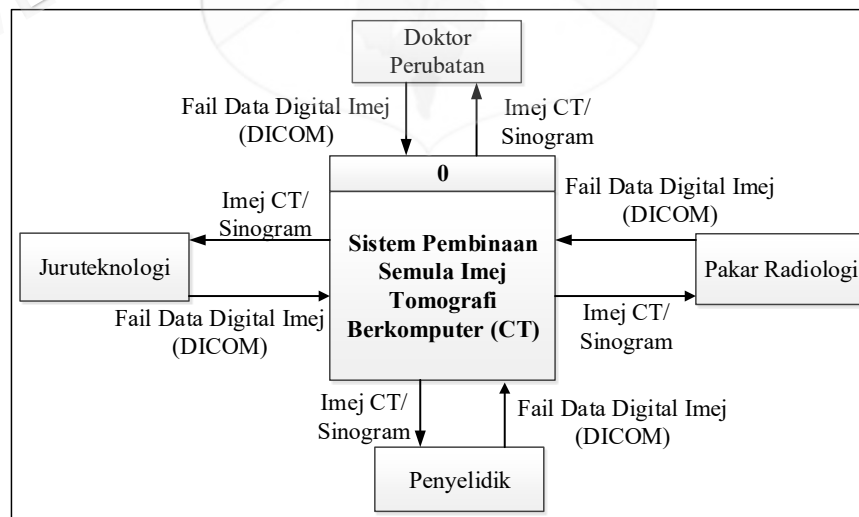
Manakala, Pukdesree (2017) pula membahagikan fasa reka bentuk kepada 2 reka bentuk sistem. Ia mewakili keseluruhan seni bina sistem dan reka bentuk perisian untuk mengenalpasti dan menerangkan asas dan hubungan pengabstrakan sistem perisian. Seterusnya, Rodríguez et al. (2009) menyatakan proses model kitaran hayat pembangunan perisian (PM-SDLC) telah dirumus dan diuji secara empirik. Ia

membimbing pasukan pembangunan untuk menghasilkan produk yang berkualiti tinggi serta dapat disiapkan dalam masa dan anggaran bajet yang dirancang.

3.4.1 Reka bentuk aliran proses

Menurut Chen (1991), rajah aliran data (DFD) iaitu alat spesifikasi keperluan yang digunakan dalam pembangunan sistem berkomputer. Beliau memperkenalkan kaedah pembetulan dan pencegahan untuk menghapuskan kesalahan struktur. Seterusnya, menurut Tiwari et al. (2012), DFD adalah pendekatan berstruktur berdasarkan alatan grafik yang menyediakan fungsian sistem dan mengembangkan fungsi sistem. Ia adalah pendekatan untuk menentukan, membina dan menggambarkan model sistem secara grafik, praktikal dan menyeluruh. Ia berguna kepada pembangun sistem yang kurang kefahaman formal untuk memeriksa ketepatan dan konsistensi (Ibrahim & Yen 2011). Rajah 3.9 menunjukkan rajah konteks sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer (Wu 2017).

Menurut Othman (2004) rajah konteks bertujuan untuk menunjukkan tahap domain sistem. Entiti luaran terdiri daripada doktor perubatan, juruteknologi, pakar radiologi dan penyelidik manakala data masuk adalah data DICOM dan data keluar adalah imej sebenar yang diimbas.



Rajah 3.9

Rajah konteks sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer

Rajah 3.10 menunjukkan rajah aliran data paras 1 sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer. Menurut Abi-Antoun et al. (2007), proses adalah merupakan tugas dalam sistem yang memproses data atau melaksanakan tindakan berdasarkan data. Manakala stor data mewakili repositori di mana data disimpan atau dicapai semula. Proses aliran data di Rajah 3.10 bertujuan untuk mendapatkan imej yang lebih baik dengan menggunakan pelbagai penapis digital imej seperti penapis Gabor, penapis Ram-Lak (Wei et al. 2005) dan penapis Shepp-Logan (Lefkovits & Lefkovits 2017).

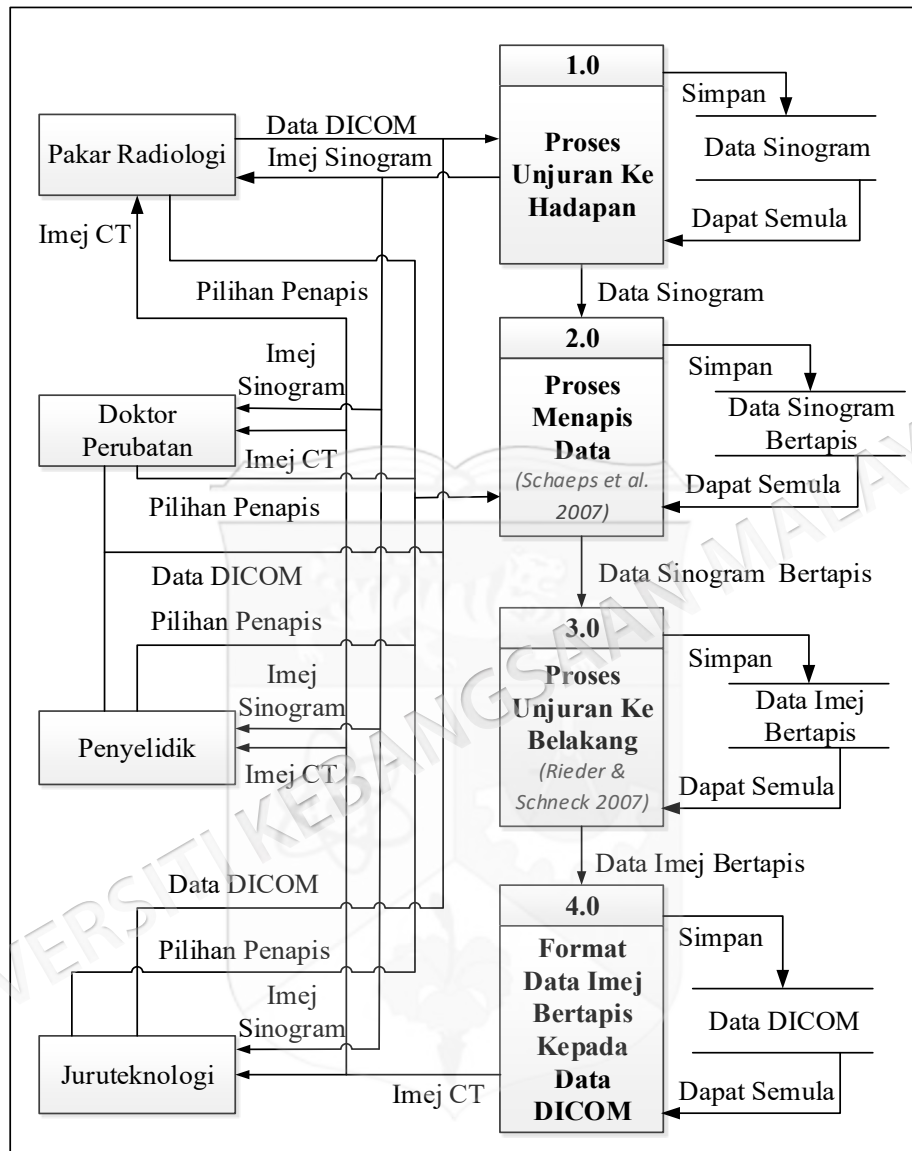
Rajah aliran data paras 1 sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer terdiri daripada empat proses utama. Ia adalah proses unjuran ke hadapan, proses menapis data unjuran ke hadapan, proses unjuran ke belakang dan format DICOM data. Setiap proses akan menghasilkan data baru yang disimpan di dalam pangkalan data. Setiap proses mempunyai kaitan dengan setiap entiti luaran sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer.

Proses pertama dalam rajah aliran data paras 1 adalah melaksanakan unjuran ke hadapan. Ia adalah untuk mengembalikan data digital imej CT dalam koordinat Cartesian kepada ruang (spatial) sinogram dalam koordinat Kutub. Transformasi Radon, transformasi Fourier dan transformasi Hough adalah antara kaedah yang digunakan untuk melaksanakan proses ini (Quinto 1983; Weinstein 1995; Vasconcelos 2003). Data digital imej DICOM perlu diolah kepada data digital imej 2D.

Proses kedua melibatkan proses menapis data sinogram. Proses ini akan menggabungkan data digital imej 2D dan data digital penapis 2D untuk membentuk data digital imej terbitan yang baru. Proses yang melibatkan pengiraan matematik ini dikenali sebagai konvolusi atau perlingkaran (Marks et al. 2008; Liu & Kreinovich 2010). Proses ketiga adalah mengembalikan data digital sinogram bertapis kepada data digital imej. Sekiranya proses pertama menggunakan transformasi Radon maka proses ketiga adalah melakukan transformasi songsang Radon (Novikov 2002).

Seterusnya, proses terakhir dalam rajah aliran data paras 1 ini adalah membentuk kembali data digital imej DICOM. Data digital yang dijana daripada setiap proses boleh

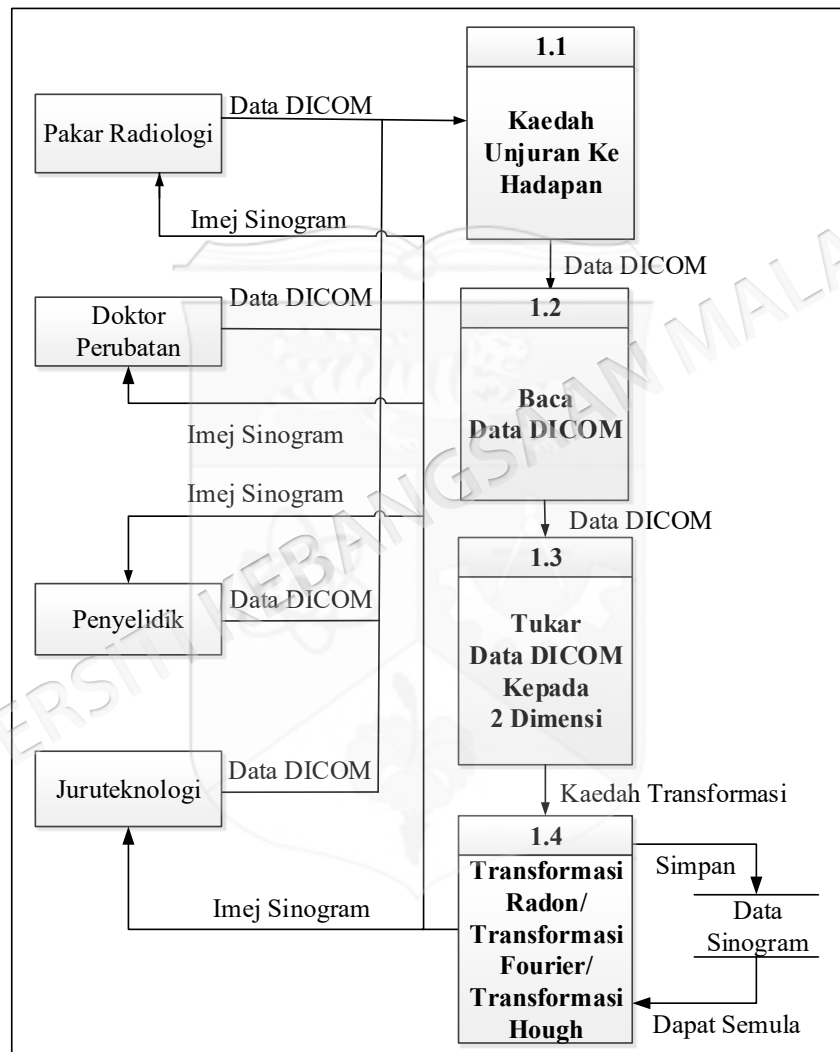
disimpan dalam direktori atau dalam pangkalan data sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer.



Rajah 3.10 Rajah aliran data paras 1 sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer

Rajah aliran data berikutnya adalah rajah aliran data paras 2 yang memperincikan setiap proses dalam rajah aliran data paras 1. Proses unjuran ke hadapan, proses menapis data, proses unjuran ke belakang dan format DICOM data adalah empat proses utama yang terlibat dalam rajah aliran data paras 2.

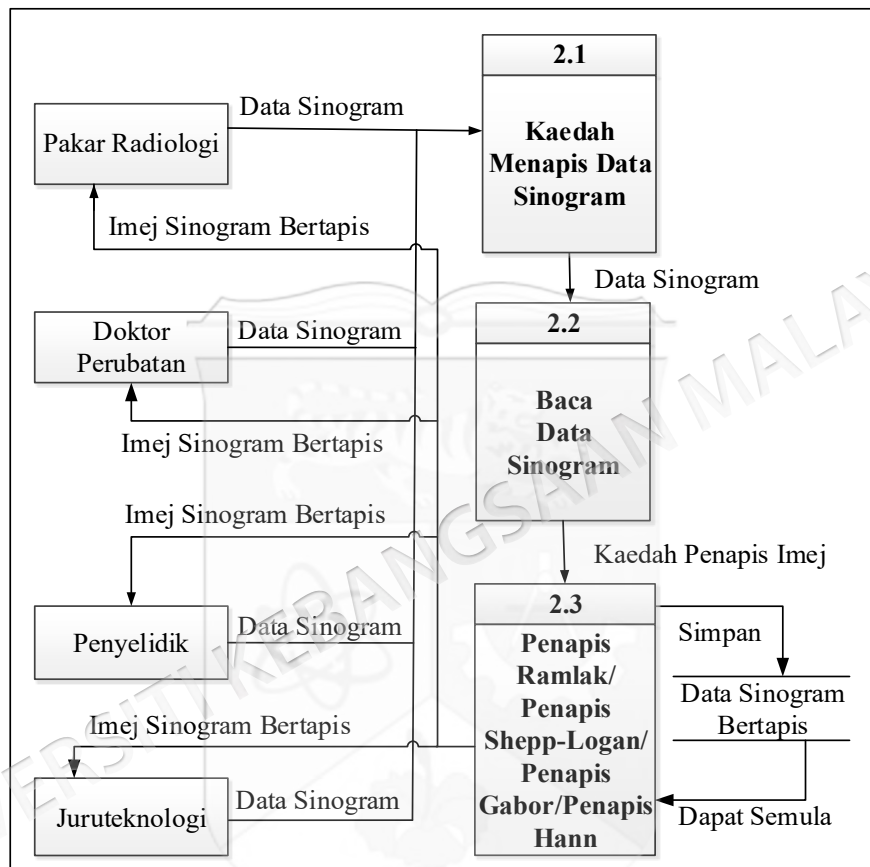
Rajah 3.11 menunjukkan rajah aliran data paras 2 yang mewakili proses 1.0. Ia adalah proses unjuran ke belakang. Pengguna memilih fail data DICOM untuk dibaca dan diolah kepada data 2D oleh sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer. Seterusnya, pengguna memilih kaedah transformasi untuk mengubah data Cartesan 2D kepada data Kutub 2D atau data sinogram pengimbas CT. Pengguna dapat memproses data sinogram untuk membentuk imej sinogram dan disimpan di dalam pangkalan data.



Rajah 3.11 Rajah aliran data paras 2 bagi proses unjuran ke hadapan yang melibatkan transformasi kepada data sinogram

Seterusnya, Rajah 3.12 di bawah menunjukkan proses 2.0 iaitu proses menapis data sinogram (Srinivasan et al. 2014) yang dihasilkan dalam proses terdahulu di Rajah 3.11. Pengguna memilih data sinogram dan kaedah penapisan data untuk berinteraksi

dengan sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer. Data sinogram diproses menggunakan penapis Ramlak, penapis Shepp-Logan, penapis Gabor dan penapis Hann. Pengguna dibenarkan memapar imej sinogram bertapis selepas proses konvolusi data selesai. Seterusnya, data sinogram bertapis disimpan di dalam pangkalan data untuk keperluan dan kegunaan di masa hadapan.

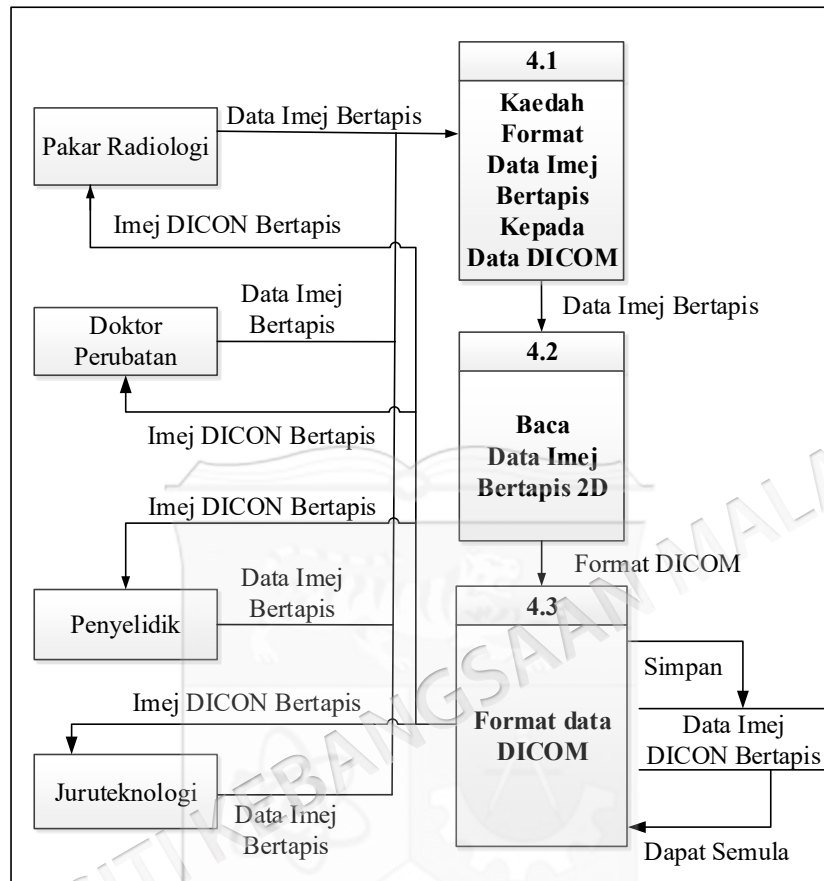


Rajah 3.12 Rajah aliran data paras 2 bagi proses menapis data sinogram

Rajah 3.13 menunjukkan aliran data paras 2 bagi melaksanakan proses unjuran ke belakang iaitu setelah proses menapis data sinogram selesai. Proses ini akan mengembalikan semula format data digital kepada koordinat Cartesan. Pengguna dapat memilih data sinogram bertapis dan teknik untuk melakukan proses unjuran ke belakang.

Sistem dapat memproses data sinogram bertapis melalui kaedah analitik dan kaedah statistik. Imej keratan rentas 2D dapat dipapar pada skrin komputer setelah

penatap *Mango (Multi-image Analysis GUI)*, penatap *Aeskulap*, penatap *NextCloud*, penatap *DICOM Athena* , pelayan *DICOM ClearCanvas* dan penatap *DICOM*.

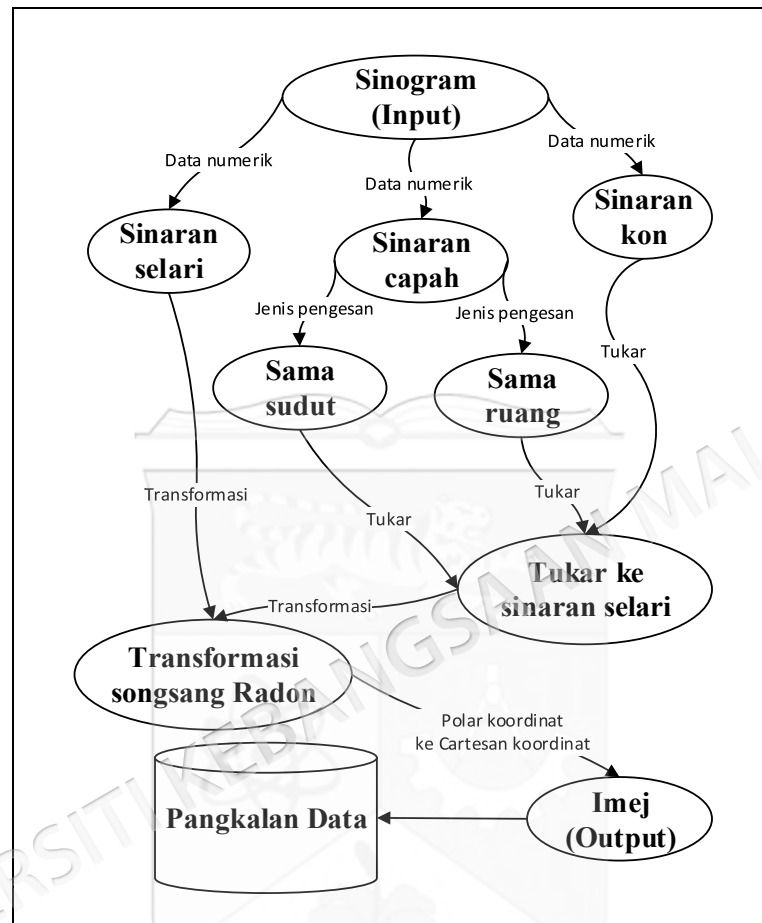


Rajah 3.14 Rajah aliran data paras 2 bagi proses pemformatan data imej keratan rentas 2D bertapis kepada data format DICOM

3.4.2 Pembangunan pangkalan data penyelidikan

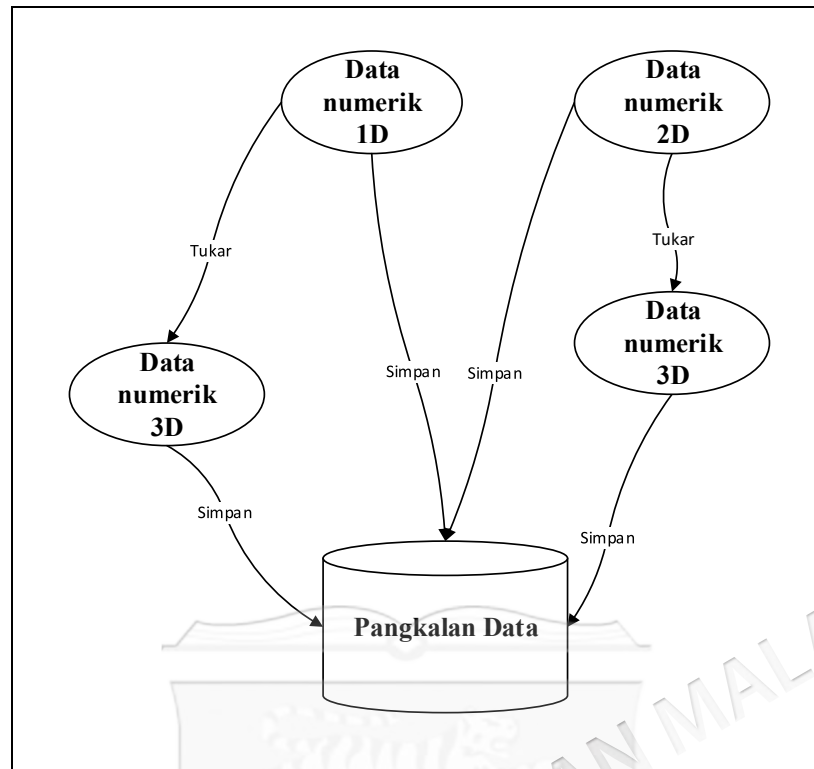
Teknologi pangkalan data adalah satu teknologi yang digunakan dalam bidang sains komputer dan teknologi. Ia digunakan secara meluas dalam reka bentuk bantuan berkomputer, kecerdasan buatan, e-dagang, pentadbiran dan sains. Pangkalan data berkembang daripada pangkalan data rangkaian, pangkalan data hierarki, pangkalan data hubungan, sistem pangkalan data berorientasikan objek, sistem pangkalan data teragih, sistem pangkalan data mudah alih selari, sistem pangkalan data dan gudang data (Yuelan et al. 2011).

Rajah 3.15 menunjukkan ontologi transformasi ruang imej daripada koordinat Kutub kepada koordinat Cartesan. Pangkalan data digunakan untuk menyimpan data imej dalam ruang koordinat Cartesan.



Rajah 3.15 Ontologi transformasi ruang imej

Rajah 3.16 menunjukkan ontologi mencipta fail MATLAB 2D dan 3D untuk menjalankan penyelidikan pembangunan prototaip tomografi berkomputer. Data numerik tomografi 1D atau 2D ditukar kepada data numerik 3D untuk disimpan dalam pangkalan data sebagai fail MATLAB. Semua data numerik tomografi 1D, 2D dan 3D disimpan dalam pangkalan data.



Rajah 3.16 Ontologi untuk mencipta fail MATLAB (2D dan 3D)

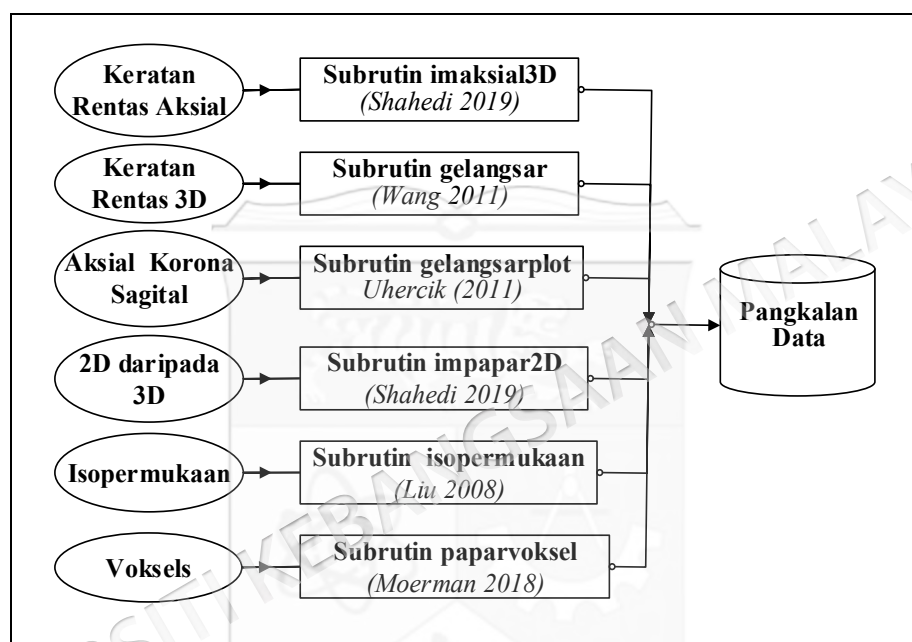
Rajah 3.17 menunjukkan ontologi paparan imej 3D. Ia terdiri daripada keratan rentas aksial, kerataan rentas 3D, paparan aksial, korona dan sagital, paparan imej 2D daripada data 3D, paparan imej 3D daripada data 2D dan paparan voksel. Subrutin imaksial3D memaparkan satu (1) imej keratan rentas aksial 2D daripada data 3D dengan bantuan tetikus, kawalan pelarasan tingkap dan kawalan pergerakan keratan rentas (Shahedi 2019).

Subrutin gelangsar adalah kaedah interaktif untuk memapar imej dalam pandangan aksial, sagital dan corona (Wang 2011). Subrutin gelangsarplot memaparkan tiga (3) keratan rentas ortogon iaitu pandangan aksial, korona dan sagital daripada data 3D dengan bantuan butang kiri tetikus atau papan kekunci (Uhercik 2011).

Subrutin impapar2D memaparkan 16 imej keratan rentas aksial 2D daripada data 3D dengan bantuan tetikus, kawalan pelarasan tingkap dan kawalan pergerakan keratan rentas (Shahedi 2019). Subrutin isopermukaan memaparkan imej permukaan 3D dan

keratan rentas dalam keadaan pepejal. Pengekstrakan isopermukaan adalah kaedah yang digunakan dalam visualisasi interaktif data volumetrik 3D (Liu 2008).

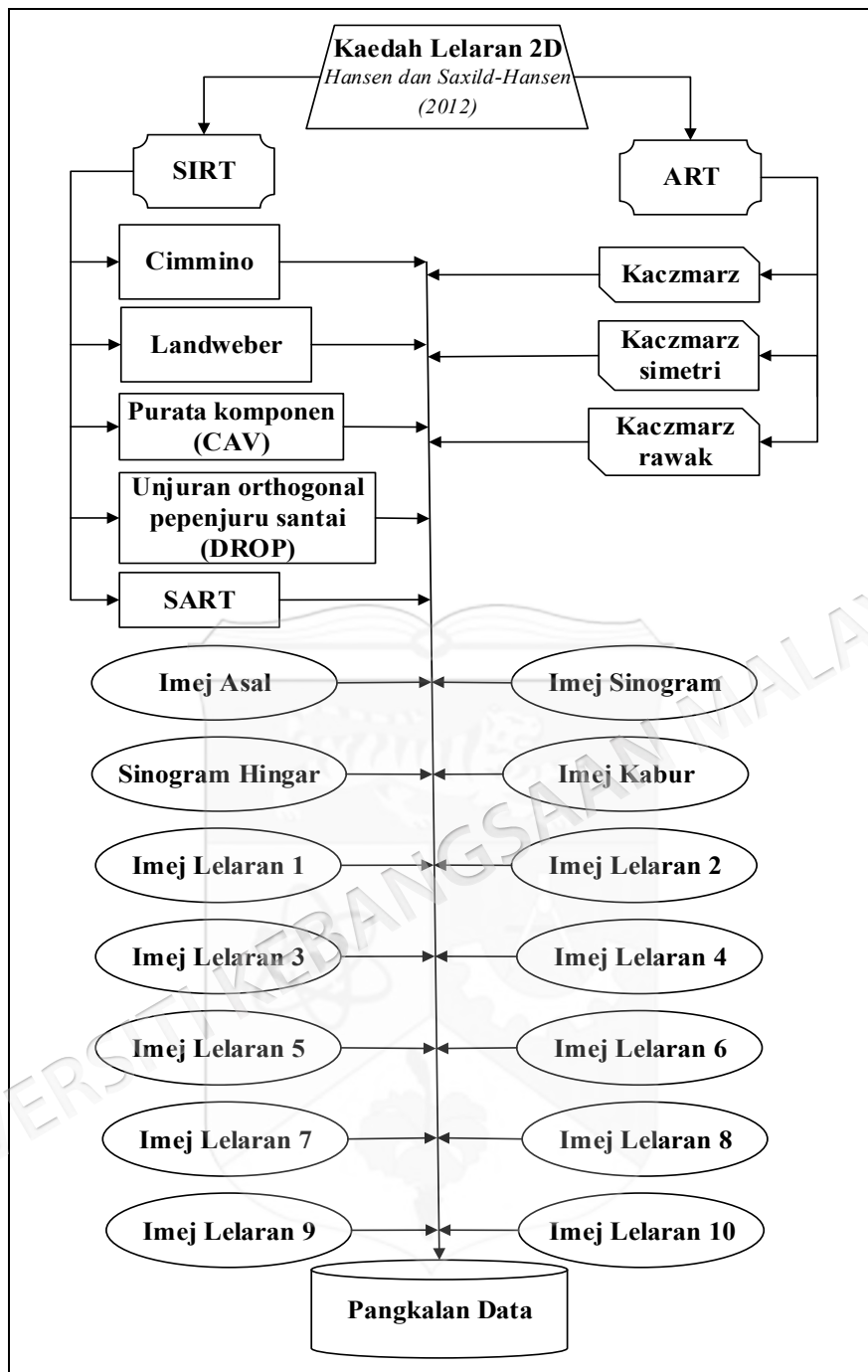
Subrutin paparvoksel memaparkan imej voksel 3D. GIBBON (Modul tambahan geometri dan biokejuruteraan berasaskan imej) memperluaskan keupayaan piawai visualisasi MATLAB. Ia menambah visualisasi imej 3D, visualisasi voksel, geometri meshed, model unsur terhingga dan data vektor berdasarkan GUI (Moerman 2018).



Rajah 3.17 Ontologi subrutin paparan imej 3D

Rajah 3.18 menunjukkan ontologi kaedah lelaran 2D data numerik imej tomografi. Kaedah lelaran SIRT dan ART digunakan dalam menjalankan penyelidikan ini (Hansen & Saxild-Hansen 2012).

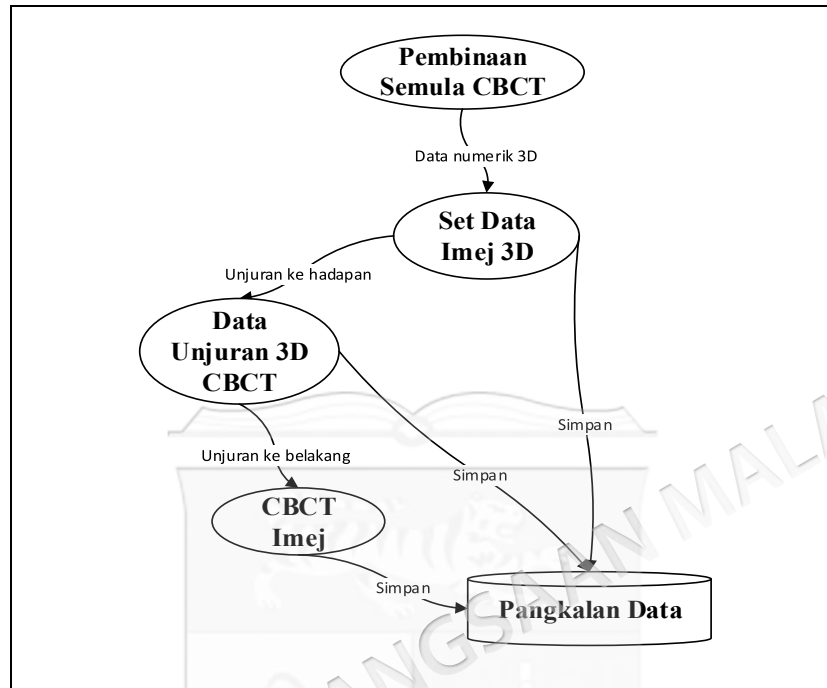
Subrutin lelaran SIRT dan ART berfungsi untuk mengembalikan semula imej hingar kepada imej normal. Data numerik hingar terdiri daripada data hingar poisson dan gaussian. Bacaan subrutin lelaran diambil untuk melaksanakan pengujian dan pengukuran melalui kaedah statistik penyelidikan. Data numerik imej asal, imej sinogram, sinogram hingar, imej kabur dan imej lelaran disimpan dalam pangkalan data.



Rajah 3.18 Ontologi kaedah lelaran 2D

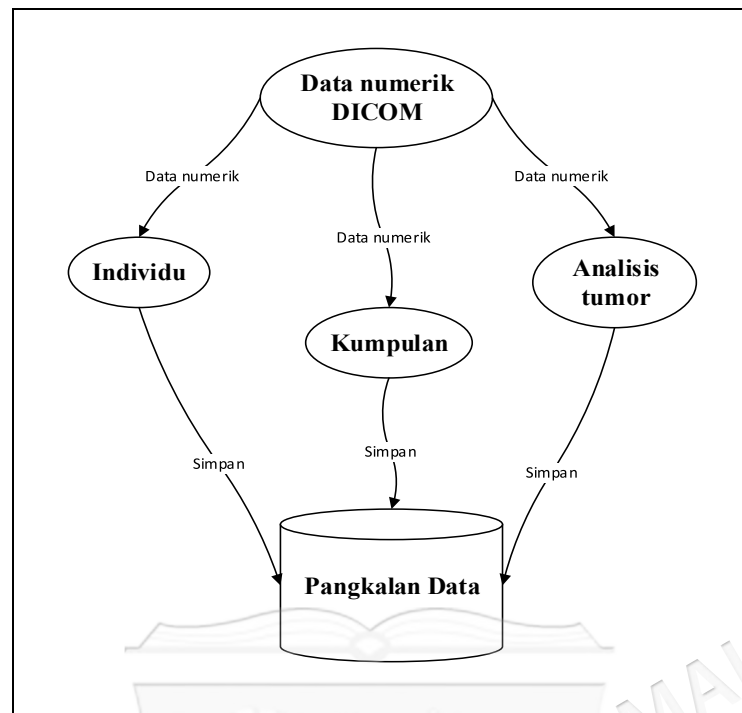
Rajah 3.19 menunjukkan ontologi pembinaan semula CBCT (Kim 2017). Data imej 3D MATLAB perlu melalui proses unjuran ke hadapan untuk menghasilkan data unjuran 3D CBCT. Data unjuran ini merupakan data sintetik bagi mewakili data unjuran pengimbas CBCT.

Proses unjuran ke belakang dan interpolasi dilakukan untuk menghasilkan data imej 3D CBCT. Data numerik imej 3D, data unjuran 3D CBCT dan data imej 3D CBCT disimpan dalam pangkalan data.



Rajah 3.19 Ontologi pembinaan semula CBCT

Rajah 3.20 menunjukkan ontologi untuk memaparkan imej DICOM dan analisis bilangan tumor (Mahmood 2019). Data numerik DICOM dapat dipaparkan secara individu, berkumpulan dan membuat analisis bilangan tumor di dalam imej. Data numerik DICOM disimpan dalam pangkalan data.



Rajah 3.20

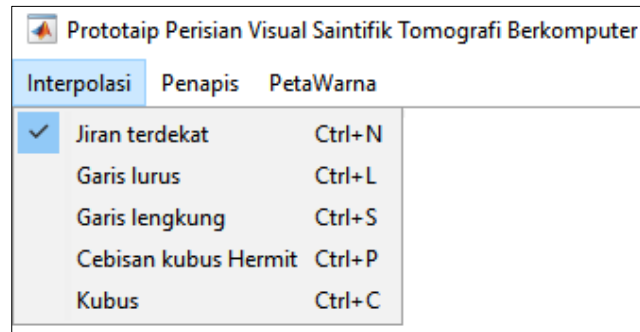
Ontologi memapar imej DICOM dan analisis bilangan tumor

3.4.3 Pembangunan antara muka sistem pembinaan semula imej 2D dan 3D

Wook et al. (2011) menggunakan kaedah reka bentuk partisipatori untuk membangunkan reka bentuk konsep antara muka yang melibatkan pensyarah dan pelajar sebagai peserta. Ia melibatkan dua fasa iaitu idea penerokaan awal dan proses penemuan. Menurut Qureshi (2011) reka bentuk antara muka pengguna atau kejuruteraan antara muka pengguna adalah reka bentuk komputer, peranti komunikasi mudah alih, aplikasi perisian dan laman web. Ia memberi tumpuan kepada penambahbaikan interaksi dan pengalaman pengguna.

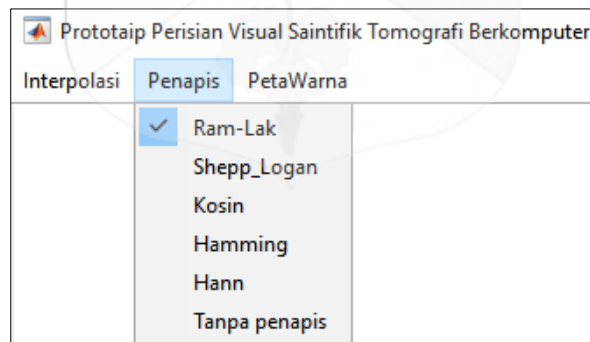
Seterusnya, Pierre (2015) melakukan analisis untuk mengenal pasti keserupaan, kesingularan dan kesetaraan konsep daripada set heuristik yang tersedia untuk penilaian antara muka dan interaksi pengguna yang lebih baik. Menurut Jaquero et al. (2009), komunikasi antara manusia dan mesin dipelajari dalam bidang Interaksi Manusia Komputer (HCI). Bidang ini mengkaji pengetahuan berkaitan dengan reka bentuk, pelaksanaan dan penilaian antara muka pengguna. Rajah 3.21 menunjukkan menu antara muka untuk membuat pilihan kaedah interpolasi data numerik menggunakan

teknik jiran terdekat, garis lurus, garis lengkung, *pchip* (cebisan kubus *Hermite*) dan kubus. Interpolasi digunakan untuk menukar data numerik sinaran capah kepada data numerik sinaran selari. Antara muka menu adalah salah satu kaedah untuk mengurangkan penggunaan ruang di atas skrin komputer.



Rajah 3.21 Menu antara muka pilihan interpolasi data numerik

Rajah 3.22 menunjukkan menu antara muka pilihan penapis untuk menapis data numerik. Ia terdiri daripada penapis Ram-Lak, penapis Shepp-Logan, penapis Cosine, penapis Hamming, penapis Hann dan tanpa penapis. Kaedah unjuran ke belakang menghasilkan imej yang kabur. Oleh itu, data numerik objek perlu dikonvolusi dengan data numerik penapis imej untuk mendapat imej yang jelas.



Rajah 3.22 Menu antara muka pilihan penapis imej

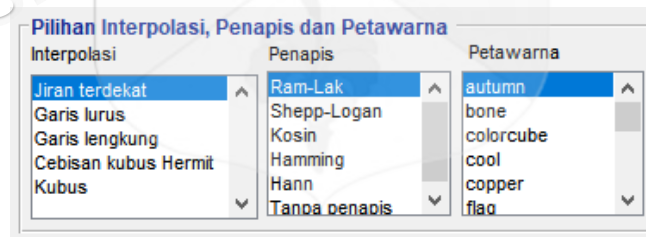
Rajah 3.23 menunjukkan menu antara muka pilihan petawarna untuk menukar warna imej objek. Ia terdiri daripada julat warna musim luruh, tulang, kiub warna,

lembut, kupurm, bendera, kelabu, terang, hsv, jet, garis, prisma, musim bunga, musim panas, putih dan salji.



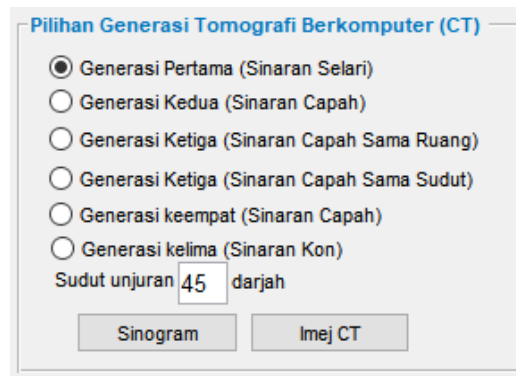
Rajah 3.23 Menu antara muka pilihan petawarna imej

Rajah 3.24 menunjukkan antara muka pilihan interpolasi, penapis dan petawarna yang dimasukkan dalam panel paparan.



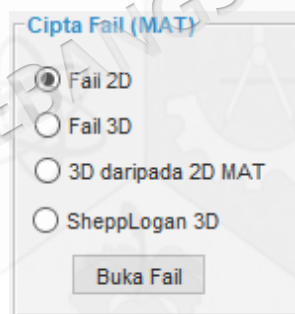
Rajah 3.24 Antara muka pilihan interpolasi data, penapis imej dan petawarna imej

Rajah 3.25 menunjukkan antara muka pilihan generasi tomografi berkomputer yang terdiri daripada generasi pertama, generasi kedua, generasi ketiga, generasi keempat dan generasi kelima. Butang sinogram digunakan untuk membaca data sinogram dan membina semula imej objek. Manakala butang imej CT digunakan untuk membaca data imej dan membina data sintetik sinogram.



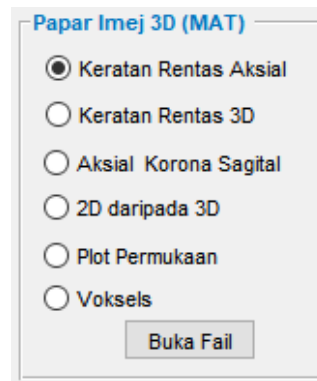
Rajah 3.25 Antara muka pilihan generasi tomografi berkomputer

Rajah 3.26 menunjukkan antara muka pilihan untuk mencipta fail data sintetik tomografi berkomputer daripada fail teks mengikut format MATLAB. Butang buka fail digunakan untuk membuka dan mencipta fail teks 2D dan 3D. Seterusnya, pilihan untuk mencipta fail MATLAB 3D daripada data 2D dan pilihan untuk mencipta data SheppLogan 3D (Gach et al. 2008) tanpa fail teks.



Rajah 3.26 Antara muka pilihan untuk mencipta fail MATLAB dalam format 2D, 3D, mencipta fail 3D daripada data 2D dan mencipta SheppLogan 3D

Rajah 3.27 menunjukkan antara muka pilihan untuk memaparkan imej tomografi berkomputer daripada fail berformat MATLAB. Butang buka fail digunakan untuk membuka fail data numerik tomografi berkomputer. Ia adalah mengikut pilihan keratan rentas aksial, keratan rentas 3D, keratan aksial, korona, sagital, penjanaan imej 2D daripada imej 3D, plot permukaan dan penjanaan imej voksels.



Rajah 3.27 Antara muka pilihan untuk memapar imej daripada fail MATLAB

Rajah 3.28 menunjukkan antara muka pembinaan semula CBCT. Fail data CBCT adalah dalam format 3D. Butang set data CBCT digunakan untuk mencipta set data CBCT daripada fail 3D. Manakala butang proses CBCT digunakan untuk memaparkan imej CBCT.



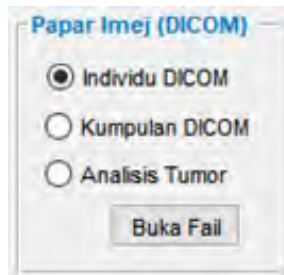
Rajah 3.28 Antara muka pembinaan semula imej CBCT

Rajah 3.29 menunjukkan antara muka untuk membuat pilihan kaedah pembinaan semula imej menggunakan kaedah unjuran ke belakang dan kaedah lelaran.



Rajah 3.29 Antara muka pilihan kaedah unjuran ke belakang dan kaedah lelaran

Rajah 3.30 menunjukkan antara muka pilihan untuk memapar imej daripada fail format DICOM. Butang buka fail digunakan untuk membuka fail DICOM secara individu atau secara berkumpulan. Pilihan analisis tumor adalah untuk menganalisis dan mengenal pasti tumor daripada fail DICOM secara berkomputer.



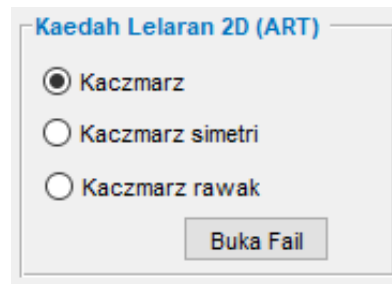
Rajah 3.30 Antara muka pilihan untuk memapar imej DICOM dan analisis tumor

Rajah 3.31 menunjukkan antara muka pilihan kaedah lelaran 2D menggunakan algoritma pembinaan semula teknik lelaran serentak (SIRT). Hansen dan Saxild-Hansen (2012) menggunakan teknik lelaran serentak. Ia terdiri daripada lelaran Landweber, lelaran Cimmino, lelaran purata komponen (CAV), lelaran unjuran orthogonal pepenjuru santai (DROP) dan teknik pembinaan semula algebra serentak (SART).



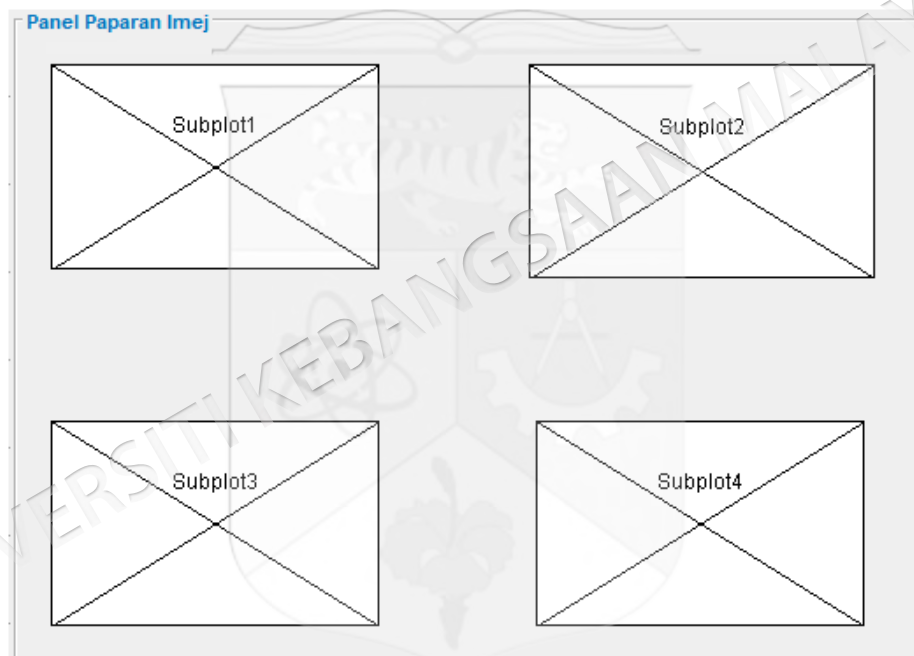
Rajah 3.31 Antara muka pilihan kaedah lelaran 2D (SIRT)

Seterusnya, Rajah 3.32 menunjukkan antara muka pilihan kaedah lelaran 2D menggunakan algoritma pembinaan semula algebra (ART). Hansen dan Saxild-Hansen (2012) menggunakan teknik lelaran algebra yang terdiri daripada lelaran Kaczmarz, lelaran Kaczmarz simetri dan lelaran Kaczmarz rawak.



Rajah 3.32 Antara muka pilihan kaedah lelaran 2D (ART)

Rajah 3.33 menunjukkan panel paparan untuk memaparkan imej yang dihasilkan daripada perisian prototaip proses pembinaan semula imej.



Rajah 3.33 Antara muka panel paparan imej

3.4.4 Reka bentuk simulasi numerikal

Kaedah reka bentuk simulasi numerikal merupakan pendekatan penyelidikan menggunakan data sintetik berbanding data sebenar. Kebolehan penyelidik menyediakan dan menggunakan data sintetik dalam penyelidikan menunjukkan beliau telah memahami secara mendalam permasalahan data penyelidikan. Menurut Krishnan et al. (2017) simulasi boleh mewakili proses buatan sebenar dunia nyata dengan kesamaan

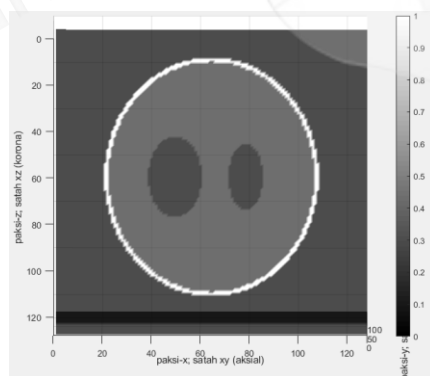
mencukupi untuk pembelajaran. Ia adalah pemikiran mendalam, pemikiran teliti, maklum balas dan pengamalan tanpa menghadapi risiko yang wujud dalam persekitaran yang sebenar.

3.5 FASA PELAKSANAAN

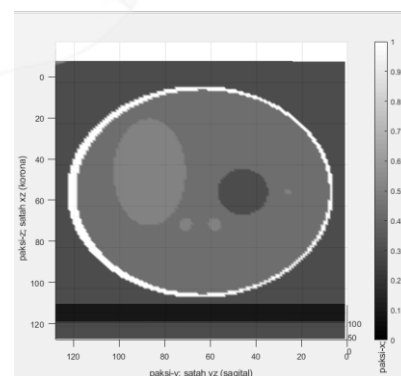
Fasa pelaksanaan adalah proses untuk membangunkan reka bentuk antara muka dan pangkalan data. Pelaksanaan sistem prototaip merupakan model yang menyamai sistem akhir tetapi hanya dilengkapi dengan ciri-ciri untuk pengujian fungsi asas sahaja.

3.5.1 Fantom 3D

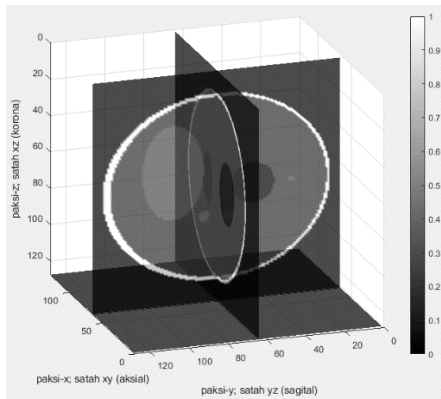
Fungsi terbitan fantom 3D berasal daripada fungsi MATLAB fantom 2D yang terdiri daripada beberapa elipsoid secara rawak dalam 3D. Fantom 3D boleh digunakan untuk menguji algoritma pembinaan semula imej 3D tomografi. (Schabel 2018). Rajah 3.34 a) menunjukkan pandangan keratan 3D pada satah-xy dan satah-xz di mana satah-yz adalah pada kedudukan sifar. Rajah 3.34 b) menunjukkan pandangan keratan 3D pada satah-yz dan satah-xz di mana satah-xy adalah pada kedudukan sifar. Rajah 3.34 c) menunjukkan pandangan keratan 3D pada satah-xy, satah-xz dan satah-yz. Rajah 3.34 d) menunjukkan pandangan keratan 3D pada satah-xy, satah-xz dan satah-yz pada kedudukan yang berbeza.



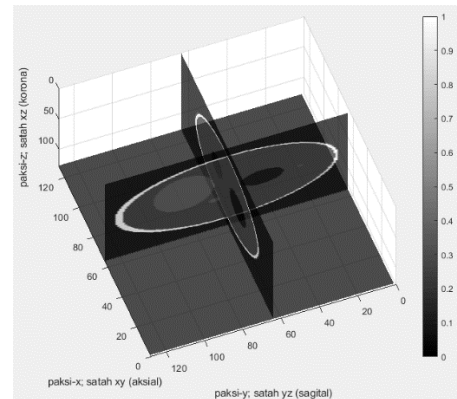
a) Imej pada satah-xy dan satah-xz



b) Imej pada satah-yz dan satah-xz



c) Imej pada satah-xy, satah-yz dan satah-xz



d) Imej pada satah-xy, satah-yz dan satah-xz

Rajah 3.34

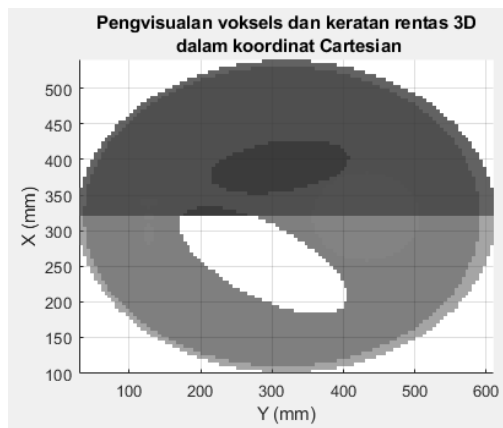
Fantom SheppLogan 3D

3.5.2 Pembinaan imej voksels 3D

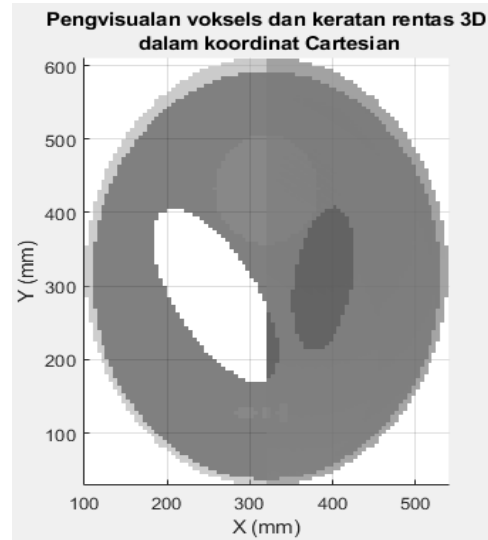
GIBBON (Modul Tambahan Geometri Dan Biokejuruteraan Berasaskan Imej) adalah modul tambahan perisian MATLAB. Ia bercirikan sumber terbuka untuk melaksanakan pensегmenan, pemodelan imej, pengvisualan, jaringan dan analisis unsur terhingga (Moerman 2018).

Rajah 3.35 menunjukkan fantom imej SheppLogan 3D dalam bentuk keratan voksels. Rajah 3.35 a) dan Rajah 3.35 b) menunjukkan keratan voksels SheppLogan 3D pada satah-x dan satah-y di mana satah-z adalah pada kedudukan sifar.

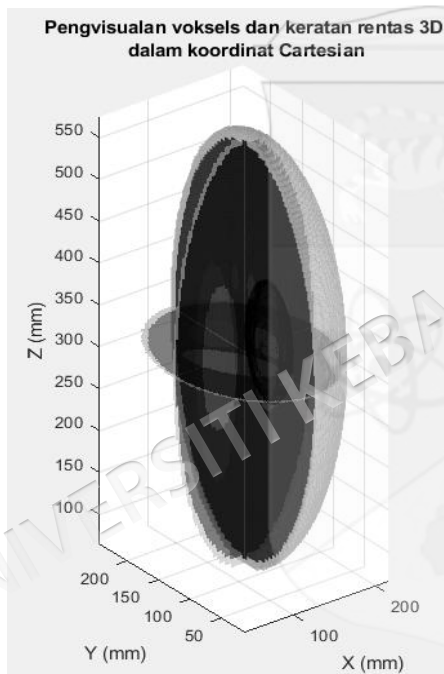
Seterusnya, Rajah 3.35 c) hingga Rajah 3.35 h) menunjukkan keratan voksels SheppLogan 3D pada satah-x, satah-y dan satah-z pada kedudukan yang berbeza-beza antara satu sama lain.



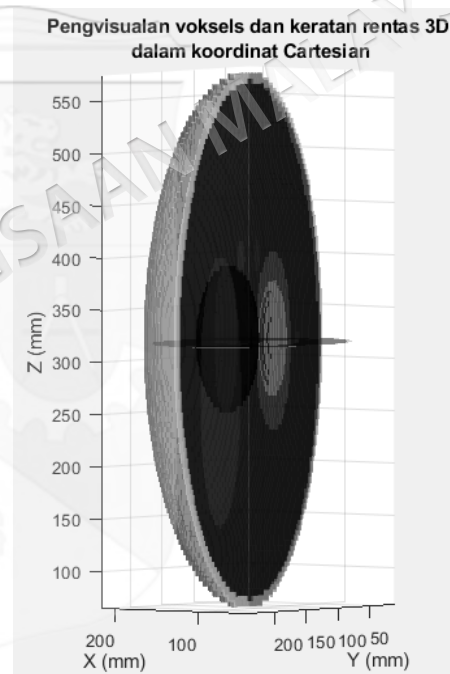
a) Imej pada satah-y dan satah-x



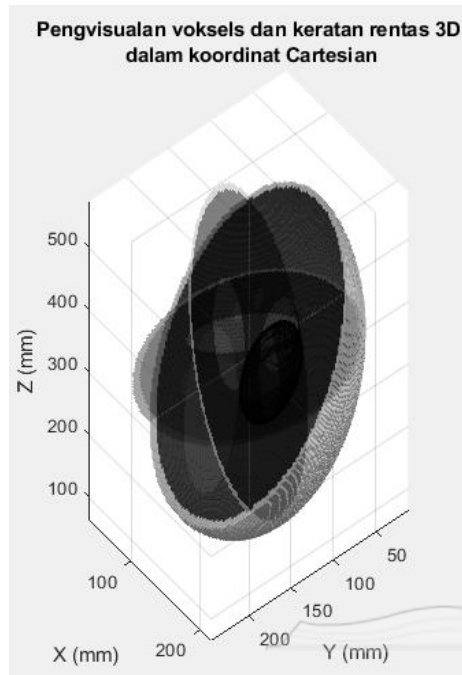
b) Imej pada satah-x dan satah-y



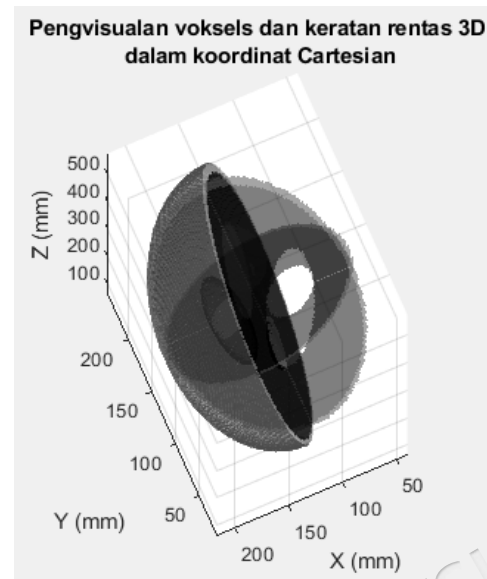
c) Imej pada satah-x, satah-y dan satah-z



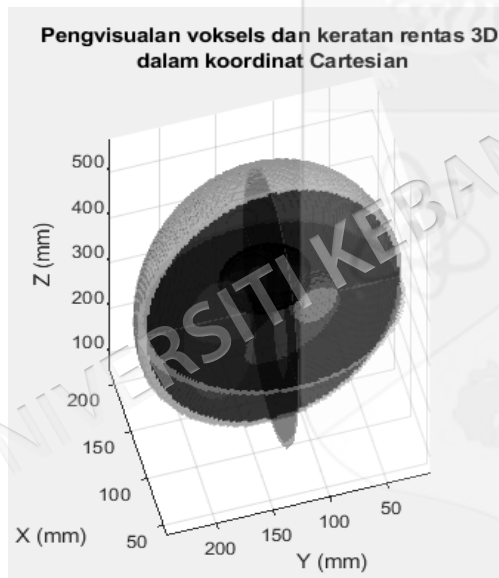
d) Imej pada satah-y, satah-x dan satah-z



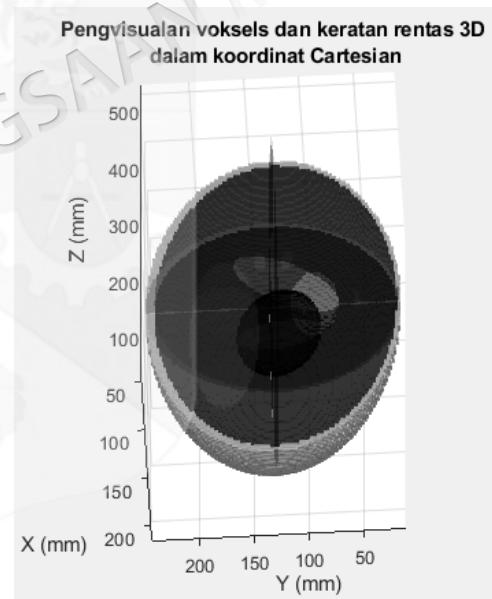
e) Imej pada satah-y, satah-x dan satah-z



f) Imej pada satah-x, satah-y dan satah-z



g) Imej pada satah-y, satah-x dan satah-z



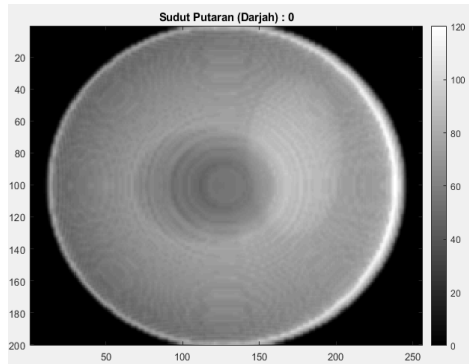
h) Imej pada satah-y, satah-x dan satah-z

Rajah 3.35 Fantom imej SheppLogan 3D dalam keratan voksels

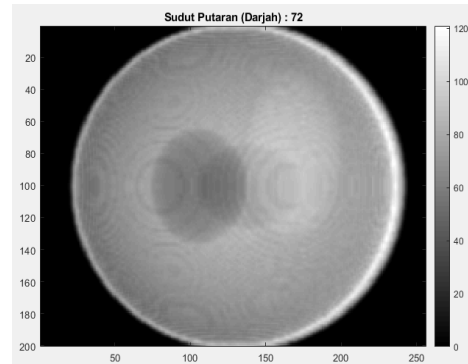
3.5.3 Pembinaan semula imej sinaran kon

Kim (2017) menulis atur cara komputer sinaran kon 3D yang menggunakan pengesan sinaran kon panel rata untuk pembelajaran pengimejan perubatan CT. Rajah 3.36 a)

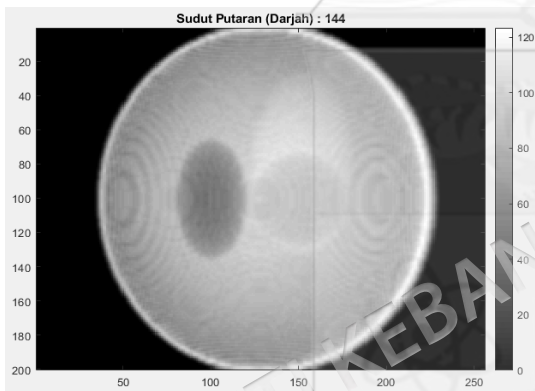
hingga Rajah 3.36 f) menunjukkan pandangan fantom imej SheppLogan 3D daripada data numerik sinaran kon panel rata pada sudut yang diselangkan sebanyak 72 darjah.



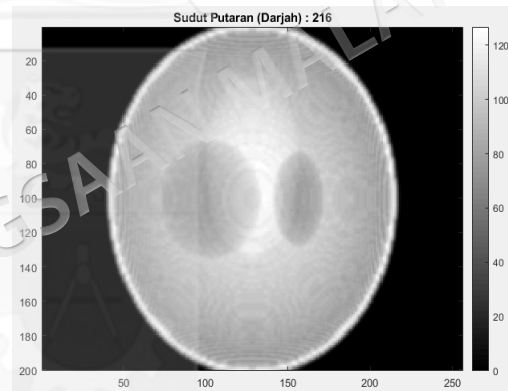
a) Imej fantom SheppLogan 3D pada sudut 0 darjah



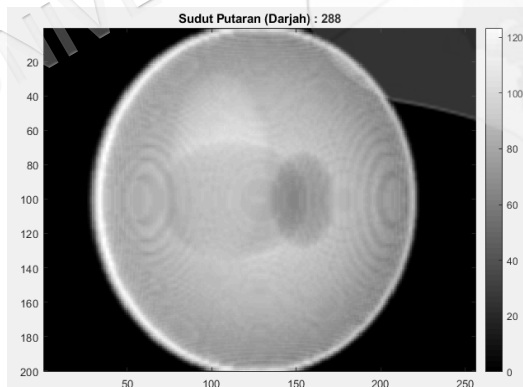
b) Imej fantom SheppLogan 3D pada sudut 72 darjah



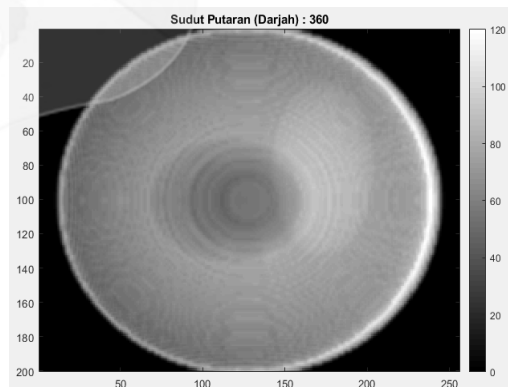
c) Imej fantom SheppLogan 3D pada sudut 144 darjah



d) Imej fantom SheppLogan 3D pada sudut 216 darjah



e) Imej fantom SheppLogan 3D pada sudut 288 darjah



f) Imej fantom SheppLogan 3D pada sudut 360 darjah

Rajah 3.36 Pandangan fantom imej SheppLogan 3D daripada sinaran kon panel rata pada selang sudut 72 darjah

Pembinaan semula imej sinaran kon ini menggunakan data unjuran sintetik daripada data matrik 3D. Data unjuran dihasilkan menerusi kaedah unjuran ke belakang bertapis FDK.

3.5.4 Isyarat hingar Poisson, isyarat hingar Gaussian dan fungsi penapis

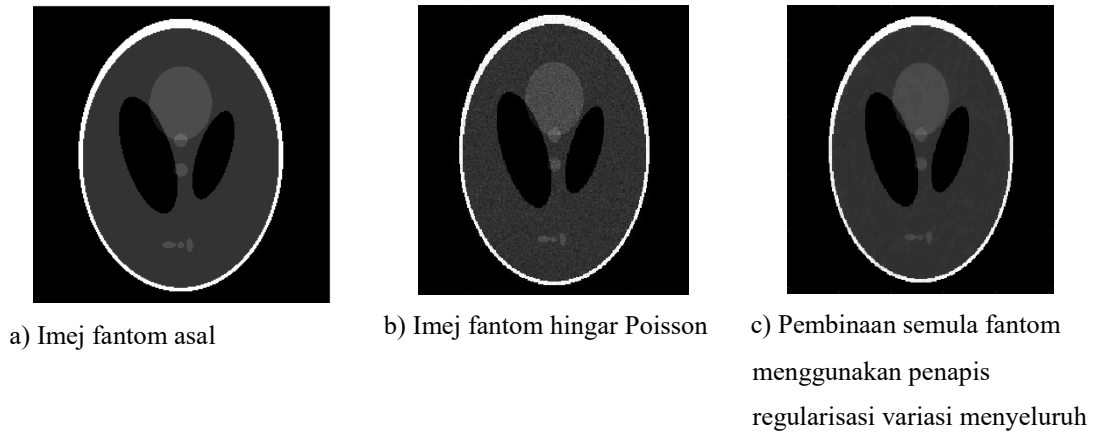
Isyarat hingar Poisson tidak pegun (Talbot et al. 2009), tidak bertambah dan tidak bergandar. Data hingar Poisson adalah daripada kategori data isyarat yang bergantung kepada data isyarat asal (Kervrann & Trubuil 2004). Oleh itu, kaedah untuk memisahkan isyarat hingar Poisson daripada sesuatu data isyarat hingar menjadi sukar (Angelis et al. 2011).

Isyarat hingar wujud dalam imej digital semasa pengambilan imej, pengekodan, penghantaran dan pemprosesan (Angelis et al. 2011). Sinar-X dan sinar gamma memancarkan foton turun naik secara rawak dan isyarat hingar Poisson terhasil daripada ruang masa secara rawak. Isyarat hingar Gaussian dikenali sebagai isyarat hingar penguat yang bebas daripada isyarat asal. Isyarat hingar Poisson dapat diwakili oleh persamaan 3.1. Menurut Chan dan Chen (2007) algoritma berbilang aras boleh menyelesaikan masalah regularisasi variasi menyeluruh.

Kaedah ini mempunyai kekompleksan $O(N \log N)$ dan dapat memproses imej yang mengandungi isyarat hingar Poisson.

$$p(z) = \frac{e^{-\lambda} \lambda^x}{z!} \text{ for } \lambda > 0 \text{ dan } x = 0, 1, 2, \dots \quad \dots(3.1)$$

Rajah 3.37 a) menunjukkan imej fantom SheppLogan 2D yang bersih daripada isyarat hingar Poisson, Rajah 3.37 b) menunjukkan imej fantom SheppLogan 2D yang dicemari isyarat hingar Poisson dan Rajah 3.37 c) menunjukkan imej fantom SheppLogan 2D yang dibersihkan daripada isyarat hingar Poisson.



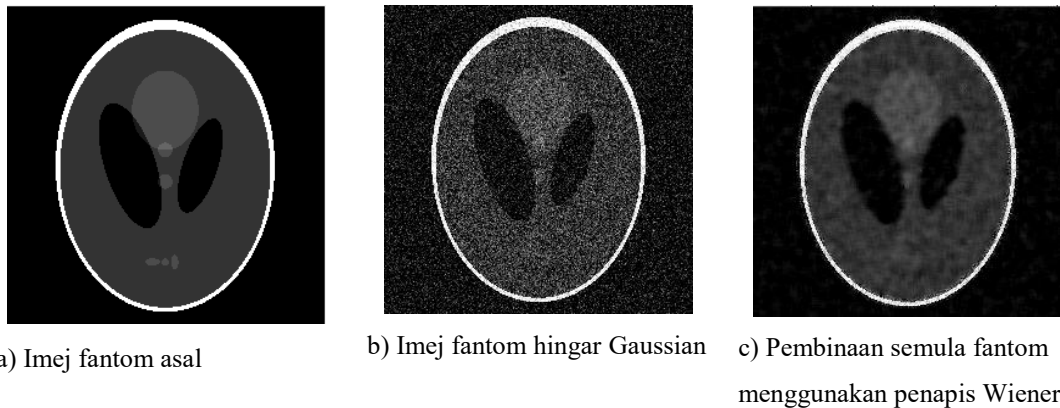
Rajah 3.37 Imej fantom SheppLogan 2D hingar Poisson

Isyarat hingar Gaussian dapat dikurangkan dengan menggunakan penapis Wiener. Penapis Wiener adalah penapis linear boleh suai yang mengaplikasi laluan jalur rendah (Kalpana & Singh 2015).

Penapis Wiener menggunakan pendekatan statistik untuk menapis daripada sudut yang berbeza setelah mengetahui sifat spektrum isyarat asal dan isyarat hingar (Alisha & Gnana 2016). Isyarat hingar Gaussian dapat diwakili oleh persamaan 3.2 (Nishant & Byung-Jae 2018).

$$p(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(z-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad \dots(3.2)$$

Rajah 3.38 a) menunjukkan imej fantom SheppLogan 2D yang bersih daripada isyarat hingar Gaussian, Rajah 3.38 b) menunjukkan imej fantom SheppLogan 2D yang dicemari isyarat hingar Gaussian dan Rajah 3.38 c) menunjukkan imej fantom SheppLogan 2D yang dibersihkan daripada isyarat hingar Gaussian menggunakan penapis Wiener.



Rajah 3.38 Imej fantom SheppLogan 2D hingar Gaussian

3.6 PENGUKURAN BERSTATISTIK

Pengukuran berstatistik adalah pendekatan kepada penyelidikan secara kualitatif dan kuantitatif. Pengukuran hasil penyelidikan dalam bidang pembinaan semula imej daripada tomografi berkomputer mempunyai sifat dan ciri yang sama seperti dalam bidang penyelidikan yang lain. Pengukuran hipotesis boleh dilakukan dengan melaksanakan dua (2) jenis ujian iaitu ujian berparameter dan ujian tidak berparameter. Ujian berparameter boleh terdiri daripada ujian-z, ujian-t, ujian-f, anova dan pekali korelasi Pearson. Manakala, ujian tidak berparameter adalah terdiri daripada ujian tanda, ujian pangkat bertanda Wilcoxon, ujian Mann-Whitney, ujian jumlah pangkat Wilcoxon, ujian khi-kuasa dua, ujian Kruskal-Wallis, korelasi Pearson, ujian larian, ujian Friedman, ujian Kolmogorov-Smirnov, ujian Jonckheer, ujian McNemar dan korelasi pangkat Spearman.

Ujian tidak berparameter digunakan apabila syarat berikut dipenuhi (McHugh 2013).

- a) Skala pengukuran pemboleh ubah adalah nominal atau ordinal.
- b) Saiz sampel kumpulan kajian tidak sama.
- c) Data asal diukur menggunakan skala interval atau nisbah tetapi telah melampaui batas syarat ujian berparameter.
 - i) Graf taburan data pencong dan data kurtosis iaitu lengkung puncak negatif atau positif.

- ii) Data melampaui batas andaian bahawa varians adalah sama atau homoskedastisiti.

Ujian tidak berparameter sesuai digunakan untuk kajian berskala kecil. Jika ujian tidak berparameter digunakan dalam kajian berskala besar berkemungkinan akan menghasilkan jawapan yang salah dan membingungkan. Kajian berskala besar sesuai menggunakan ujian-t walaupun data pencong (Fagerland 2012).

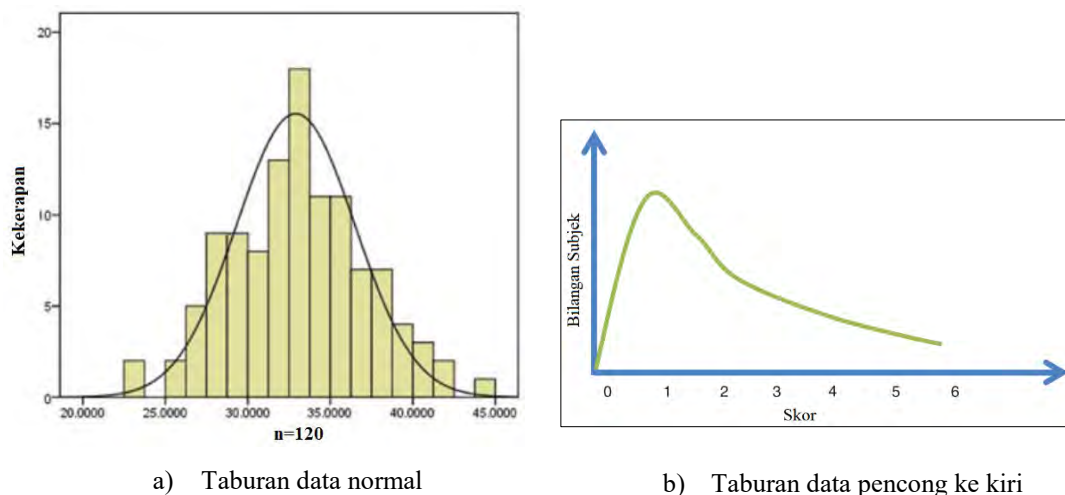
3.6.1 Kaedah taburan normal

Menurut Yap dan Sim (2011), ujian kenormalan dikelaskan berdasarkan khi kuasa dua, momen, taburan empirik, jarak, regresi dan korelasi. Ujian kenormalan dibuat menggunakan pakej perisian statistik. Ia terdiri daripada SAS, SPSS, MINITAB, SPLUS, STATISTICA, STATGRAPHICS, STATA, perpustakaan IMSL, MATLAB dan pakej R.

Taburan normal adalah syarat untuk menjalankan analisis statistik berparameter. Data bertaburan normal dapat dilihat melalui graf histogram atau graf poligon simetri berbentuk loceng.

Kenormalan taburan data juga dikesan melalui ujian ketepatan padanan Kromogorov-Smirnov dan ujian ketepatan padanan Shapirowilk-SW. Data yang tidak bertaburan normal dipanggil data tidak normal. Salah satu faktor data tidak normal adalah disebabkan oleh saiz sampel yang kecil. Pengagihan data tidak normal boleh pencong ke kiri atau kanan bergantung kepada ukuran parameter atau mengikut taburan Poisson (Krithikadatta 2014).

Rajah 3.39 a) menunjukkan gambaran taburan data normal dan Rajah 3.39 b) menunjukkan taburan data pencong ke kiri.



Rajah 3.39 Taburan data normal dan taburan data pencong ke kiri

Sumber: Krithikadatta (2014)

3.6.2 Kaedah ujian-t

Ujian-t ialah ujian berparameter yang berfungsi untuk set data bertaburan normal dan digunakan untuk membandingkan dua purata (min) sampel. Pengujian kaedah ini terbahagi kepada tiga jenis iaitu ujian-t sampel ketakbersandaran, ujian-t sampel kebersandaran dan ujian-t satu sampel. Ujian-t satu sampel membandingkan min sampel dengan nilai yang telah ditentukan sebelumnya (Gerald 2018).

Ujian-t adalah pengujian kaedah berparameter yang digunakan apabila sampel memenuhi keadaan taburan normal, varians yang sama dan sampel takbersandaran. Ujian-t boleh dibahagikan kepada dua jenis. Pertama, ujian-t takbersandaran yang digunakan apabila dua kumpulan data takbersandaran antara satu sama lain. Kedua, ujian-t berpasangan yang digunakan apabila dua kumpulan data bersandaran antara satu sama lain (Kim 2015).

3.6.3 Kaedah ujian khi-kuasa dua

Ujian khi-kuasa dua dibangunkan oleh Karl Pearson pada tahun 1900. Pengujian khi-kuasa dua berdasarkan kepada kekerapan dan digunakan untuk membanding kekerapan

data pemerhatian dan kekerapan data jangkaan (Kaur 2015). Syarat yang praktikal untuk menggunakan ujian khi-kuasa dua adalah:-

- a) Jumlah data sekurang-kurangnya 50.
- b) Kekerapan sel jangkaan perlu lebih kecil daripada 10.

Pengujian berstatistik khi-kuasa dua adalah ujian tidak berparameter. Ia digunakan untuk menguji hipotesis dan menganalisis perbezaan di antara kumpulan yang kebersandaran. Pemboleh ubah diukur menggunakan skala nominal (Curtis & Youngquist 2013; McHugh 2013; Ashok 2015). Ujian Khi-kuasa dua digunakan untuk menguji ketepatan padanan, kehomogenan dan ketakbersandaran (Bolboacă et al. 2011).

3.6.4 Ujian ketepatan padanan Kolmogorov-Smirnov

Ujian ketepatan padanan Kolmogorov-Smirnov (KS) adalah berdasarkan perbezaan maksimum antara taburan kumulatif empirik dan hipotesis. Ujian ketepatan padanan KS hanya sah jika ujian ke atas set pemerhatian daripada taburan selanjut yang lengkap. Jika satu atau lebih pemboleh ubah diperoleh secara anggaran dari sampel maka jadual Monte Carlo tidak lagi sah. Ujian ketepatan padanan KS ialah perbezaan nilai antara fungsi taburan kumulatif empirik dan fungsi taburan kumulatif hipotesis (Hanusz & Tarasińska 2015).

Manakala, kelemahan ujian ketepatan padanan KS adalah kepekaan yang tinggi terhadap nilai ekstrem (Steinskog et al. 2007; Ghasemi & Zahediasl 2012). Menurut Mishra et al. (2019), ujian ketepatan padanan KS digunakan untuk bilangan sampel lebih besar atau sama dengan 50.

3.6.5 Ujian ketepatan padanan Shapiro-Wilk

Ujian ketepatan padanan Shapiro-Wilk (SW) adalah berasaskan persamaan 3.3 (Hanusz & Tarasińska 2015). Ujian ketepatan padanan SW adalah kaedah untuk menguji kenormalan data bagi bilangan sampel yang lebih kecil atau sama 50. Ia juga sesuai

untuk mengendalikan bilangan sampel yang lebih besar (Mishra et al. 2019). Menurut Mohd Razali dan Yap (2011), Ujian SW dapat mengesan ketidaknormalan data penyelidikan yang disebabkan oleh kepencongan atau kurtosis.

$$W = \frac{(\sum_{i=1}^n a_i X_{(i)})^2}{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \quad \dots(3.3)$$

3.6.6 Analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala

Ujian Kruskal-Wallis adalah ujian tidak berparameter untuk membandingkan k sampel bebas (Choi et al. 2003). Dengan kata lain, ia menganalisis sama ada terdapat perbezaan nilai median tiga atau lebih sampel bebas. Proses ujian Kruskal-Wallis adalah serupa dengan ujian Mann-Whitney kerana ia mengukur nilai data asal iaitu mengumpul semua sampel data dan menyusunnya dalam urutan yang meningkat. Jika dua skor adalah sama maka purata daripada dua pangkat yang akan diambil kira (Nahm 2016). Persamaan 3.4 mewakili persamaan ujian Kruskal-Wallis.

$$H = \frac{12}{N(N+1)} \sum_{j=1}^k \left(\frac{R_j^2}{n_j} \right) - 3(N+1)$$

R_j adalah jumlah pangkat setiap sampel

$$N = \sum_{j=1}^k n_j \quad \dots(3.4)$$

n_j adalah jumlah sampel setiap kumpulan dan k adalah jumlah kumpulan

3.6.7 Pengukuran dan penilaian kualitatif imej

Kaedah metodologi penyelidikan kualitatif seperti wawancara, kumpulan fokus, kajian pemerhatian dan tinjauan dokumen boleh digunakan secara bersendirian. Ia digunakan untuk meningkatkan pendekatan penyelidikan kuantitatif. Kelebihan penyelidikan kualitatif adalah keupayaannya untuk merekod butiran terperinci kajian atau peristiwa kejadian seperti yang berlaku (Palmer & Bolderston 2006).

Penyelidikan kualitatif digunakan untuk menghasilkan hipotesis bukan untuk menguji hipotesis (Slife & Melling 2010). Penyelidikan kualitatif seperti fenomenologi, etnografi, pendekatan naratif, teori asas, analisis kandungan, penyelidikan tindakan, penyelidikan sejarah dan kajian kes mempunyai kelebihan dan kelemahan (Mohajan 2018).

Kualiti imej adalah penilaian sistem pengimejan, pengekodan dan teknik pemprosesan menggunakan metrik kualiti imej untuk mengkaji tingkah laku berasaskan statistik. Sebanyak dua puluh enam metrik kualiti imej telah dikategorikan kepada enam kumpulan mengikut jenis maklumat seperti berikut (Avcibas & Sankur 2015).

- a) Pengukuran berasaskan perbezaan piksel seperti herotan purata (min) kuasa dua (Al-Najjar & Soong 2012).
- b) Pengukuran berasaskan korelasi iaitu korelasi piksel atau arah sudut vektor.
- c) Pengukuran berasaskan sisi iaitu anjakan kedudukan sisi atau ketekalan di peringkat resolusi.
- d) Pengukuran berasaskan jarak spektrum iaitu magnitud Fourier dan percanggahan fasa spektral berkunci.
- e) Pengukuran berasaskan konteks iaitu penalti berdasarkan pelbagai fungsi kebarangkalian multidimensi konteks.
- f) Pengukuran berasaskan sistem visual manusia iaitu mengukur berdasarkan percanggahan wajaran spektrum atau kriteria keserupaan yang digunakan dalam fungsi pelayaran asas imej (Al-Najjar & Soong 2012).

3.6.8 Pengukuran dan penilaian kuantitatif imej

Metodologi penyelidikan kuantitatif adalah aktiviti menjumlah dan menganalisis pemboleh ubah untuk mendapatkan keputusan melalui analisis data berangka. Ia menggunakan teknik statistik untuk menjawab persoalan seperti siapa, berapa, apa, di mana, bila dan bagaimana. Kaedah kajian kuantitatif dikategorikan sebagai penyelidikan kaji selidik, penyelidikan korelasi, penyelidikan eksperimen dan penyelidikan perbandingan sebab dan akibat (Apuke 2017).

Analisis kuantitatif dapat dilakukan dalam bentuk deskriptif statistik mudah. Ia adalah penjelasan untuk memahami mengapa perkara berlaku dan ramalan yang memerlukan model jangkaan hasil masa depan (Bacon-Shone 2015). Pandangan umum penyelidikan kuantitatif dilihat sebagai ‘realis’ atau ‘positivis’.

Manakala, penyelidikan kualitatif dilihat sebagai ‘subjektivis’ (Muijs 2010). Rangka kerja metodologi penyelidikan kuantitatif mempunyai beberapa pendekatan. Pendekatan yang biasa digunakan ialah penyelidikan deskriptif dan penyelidikan eksperimen (Simion 2016). Jadual 3.4 menunjukkan perbezaan di antara penyelidikan kuantitatif deskriptif dan penyelidikan kuantitatif eksperimen.

Jadual 3.4 Perbezaan di antara penyelidikan kuantitatif deskriptif dan penyelidikan kuantitatif eksperimen

Penyelidikan kuantitatif deskriptif	Penyelidikan kuantitatif eksperimen
a) Subjek penyelidikan hanya diukur sekali.	a) Subjek penyelidikan diukur sebelum dan selepas eksperimen.
b) Menetapkan hubungan antara pemboleh ubah.	b) Menetapkan sebab.
c) Bilangan peserta yang besar.	c) Bilangan peserta diambil secara pemilihan atau rawak.
d) Menggunakan soalan penyelidikan.	d) Menggunakan hipotesis.

3.7 KESIMPULAN

Kitaran hayat pembangunan projek perisian adalah model pembangunan perisian yang terdiri daripada perancangan, analisis, reka bentuk, pembangunan dan pelaksanaan, pengujian dan penyelenggaraan. Metodologi kitaran hayat pembangunan perisian adalah mekanisme untuk memastikan perisian memenuhi keperluan pengguna, proses pembangunan lebih efisien dan menepati jangkaan (Kumar & Dubey 2013).

Fantom Shepp-Logan 2D dan 3D digunakan sebagai fantom sintetik piawai bagi simulasi pembinaan semula imej tomografi berkomputer (CT). Fantom ini digunakan untuk pembinaan semula imej resonans magnetik (MRI) dan simulasi k-ruang (Gach et al. 2008). Antara muka pengguna adalah sebahagian daripada sistem yang berinteraksi

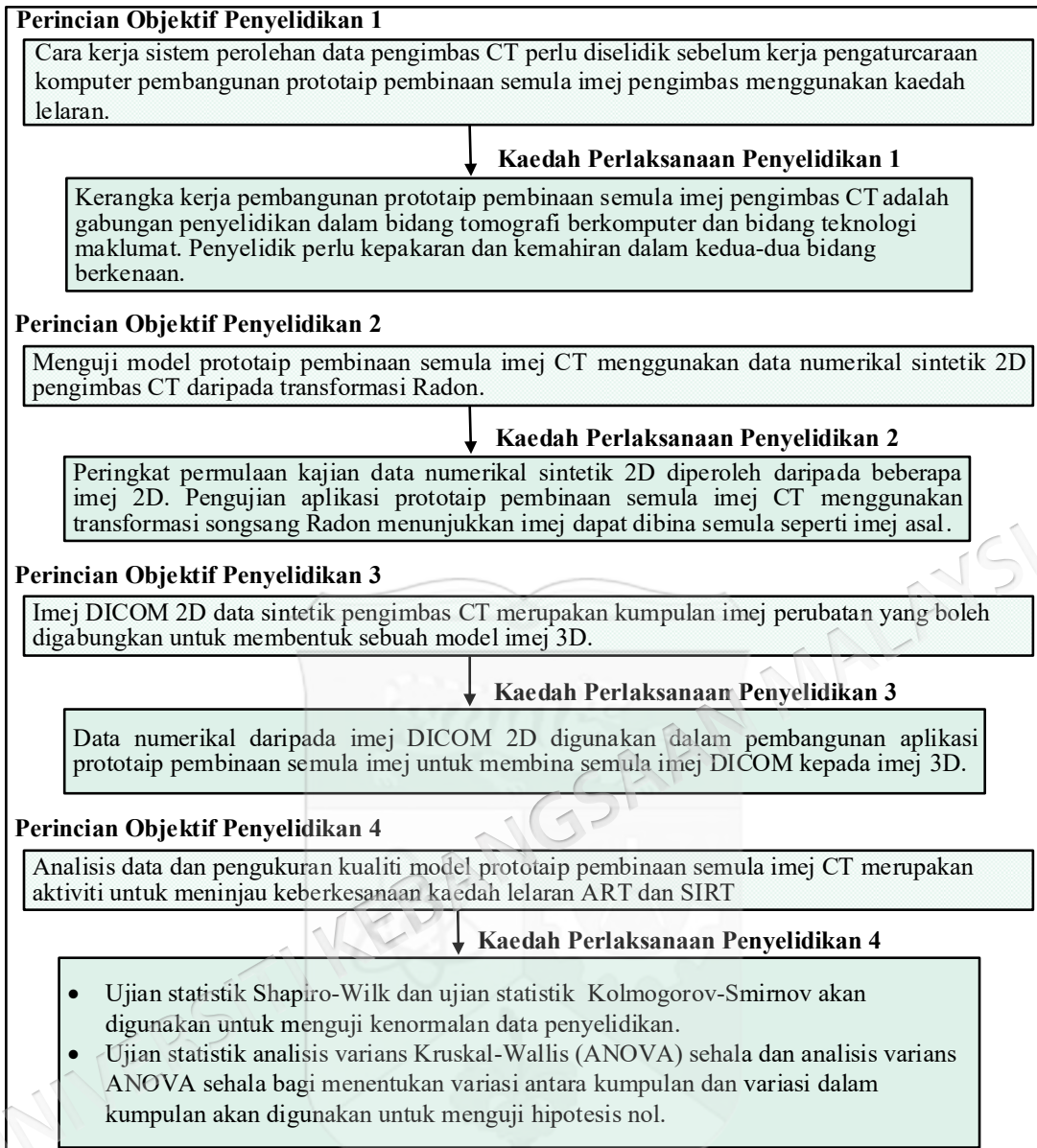
secara fizikal di antara pengguna dan sistem berkomputer. Reka bentuk antara muka pengguna adalah berbeza di antara satu sistem dan sistem yang lain (Saha et al. 2015).

Pendekatan dan kaedah penyelidikan kualitatif dan kuantitatif mewakili strategi penyelidikan yang berlainan dan berbeza dalam isu yang bersifat teori, epistemologi dan ontologi.

Penggunaan pendekatan penyelidikan kualitatif dan kuantitatif bergantung kepada kaedah pengumpulan dan analisis data penyelidikan (Daniel 2016). Pengetahuan tentang konsep jenis data diperlukan untuk menganalisis data menggunakan kaedah berstatistik. Penggunaan gambarajah statistik untuk memaparkan ringkasan dan penemuan data bergantung kepada objektif dan jenis data (Mishra et al. 2018). Prototaip sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer dibangunkan menggunakan perisian MATLAB versi 2018.

Set data tomografi berkomputer yang digunakan dalam tesis ini sebahagiannya adalah berdasarkan kepada data yang dihasilkan oleh Rangkaian Penyelidikan TCGA: <http://cancergenome.nih.gov>.

Rajah 3.40 memperincikan objektif penyelidikan serta kaedah pelaksanaan yang dirancang disepanjang tempoh penyelidikan. Ia memaparkan tiga perincian objektif penyelidikan dan tiga kaedah pelaksanaan penyelidikan.



Rajah 3.40

Perincian dan kaedah perlaksanaan yang dirancang sepanjang tempoh penyelidikan

BAB IV

ANALISIS DAN PERBINCANGAN

4.1 PENGENALAN

Bab ini menganalisis dan membincangkan penemuan penyelidikan yang berkaitan persoalan SP2, SP3 dan SP4. Analisis dan perbincangan ini berdasarkan kerangka prototaip sistem pembinaan semula imej tomografi berkomputer yang dibangunkan dalam kajian ini. Kerangka pembinaan semula imej tomografi berkomputer ini melibatkan pensampelan data unjuran yang diadaptasi daripada teori transformasi Radon. Kerangka penyelidikan ini bertujuan untuk membina imej 3D daripada data keratan unjuran 2D. Pemerhatian ke atas data DICOM daripada pusat data imbasan CT menunjukkan pengguna perlu memuat naik dan turun ratusan fail DICOM untuk penyelidikan. Keadaan ini tidak berlaku sekiranya data keratan imej DICOM distruktur dalam format imej 3D.

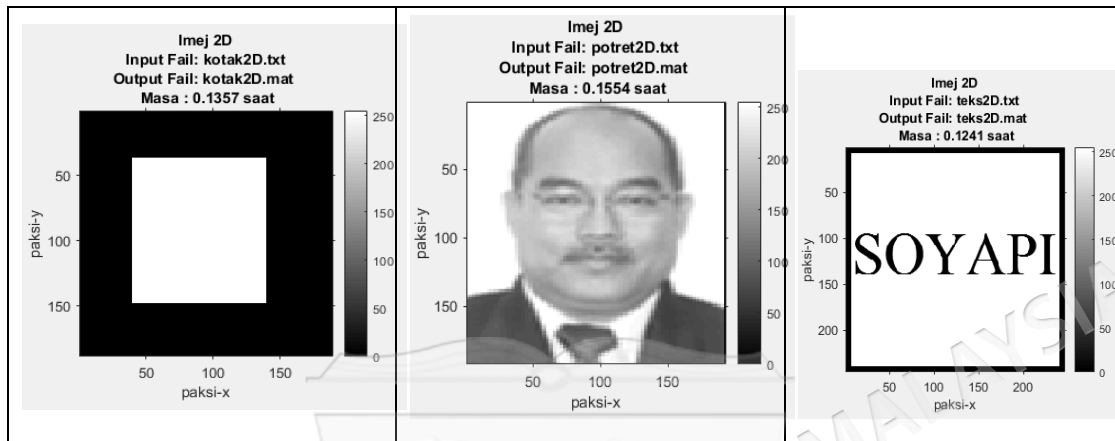
4.2 PENSAMPELAN DATA SINTETIK TOMOGRAFI BERKOMPUTER

Data sintetik tomografi berkomputer bukanlah data sebenar. Data sintetik kerap juga dikenali sebagai data tiruan dalam bidang penyelidikan. Penulis menggunakan perisian MATLAB untuk membangunkan prototaip sistem pembinaan semula tomografi berkomputer. Oleh itu, data sintetik tomografi berkomputer menggunakan fail dalam format MATLAB. Perisian MATLAB digunakan dalam penyelidikan untuk menjana model sintetik dan data sintetik (Mehramuz et al. 2012).

4.2.1 Data sintetik 2D tomografi berkomputer

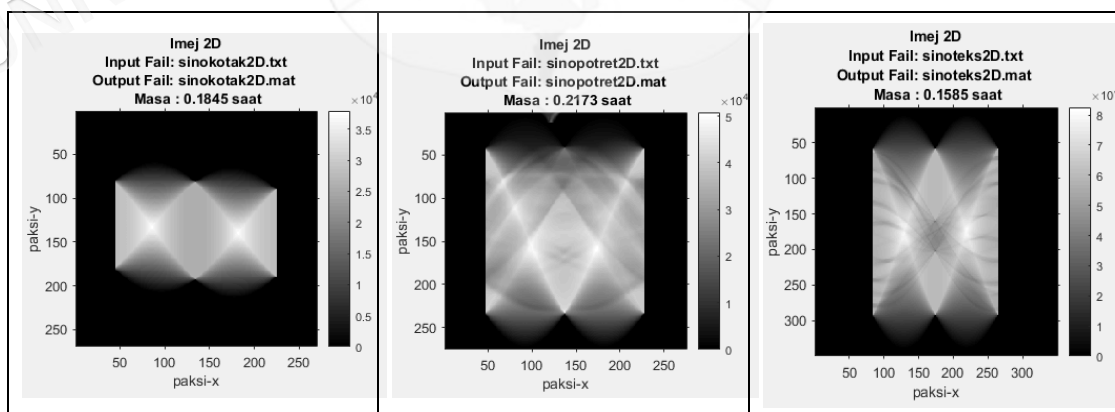
Penyediaan data sintetik 2D tomografi berkomputer melibatkan proses penukaran data sintetik numerikal dalam format teks kepada data sintetik dalam format MATLAB.

Penjanaan data sintetik 2D tomografi berkomputer melibatkan proses transformasi Radon ke atas data matrik MATLAB. Rajah 4.1 menunjukkan imej kotak 2D, imej potret 2D dan imej teks. Ia adalah data sintetik MATLAB yang dijana daripada data numerikal yang disimpan dalam fail teks.



Rajah 4.1 Imej kotak 2D, imej potret 2D dan imej teks daripada data sintetik MATLAB yang dijana daripada data numerikal dalam fail teks

Rajah 4.2 menunjukkan imej sinogram Shepp-Logan 2D, imej sinogram potret 2D dan imej sinogram teks 2D. Ia adalah data sintetik MATLAB yang dijana daripada data numerikal di Rajah 4.1. Data sintetik numerikal tomografi berkomputer mempunyai persamaan seperti imej sinogram di Rajah 4.2.



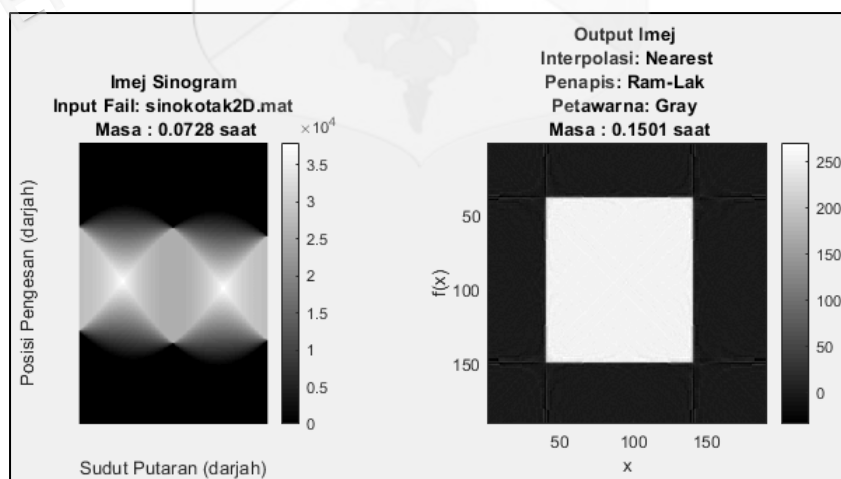
Rajah 4.2 Imej sinogram Shepp-Logan 2D, imej sinogram potret 2D dan imej sinogram teks 2D daripada data sintetik MATLAB yang dijana daripada data numerikal dalam fail teks

Masa yang diambil untuk membina imej sinogram bagi potret 2D mengambil masa paling lama iaitu 0.2173 saat. Manakala, masa paling singkat adalah masa untuk membina imej teks 2D iaitu 0.1241 saat. Jadual 4.1 menunjukkan masa yang diambil dalam saat untuk transformasi setiap data input teks kepada data output MATLAB bagi semua imej 2D di Rajah 4.1 dan Rajah 4.2. Masa yang diambil untuk membina imej sinogram bagi potret 2D mengambil masa paling lama iaitu 0.2173 saat. Manakala masa paling singkat adalah masa untuk membina imej teks 2D iaitu 0.1241 saat.

Jadual 4.1 Masa yang diambil untuk transformasi data input teks kepada data output MATLAB

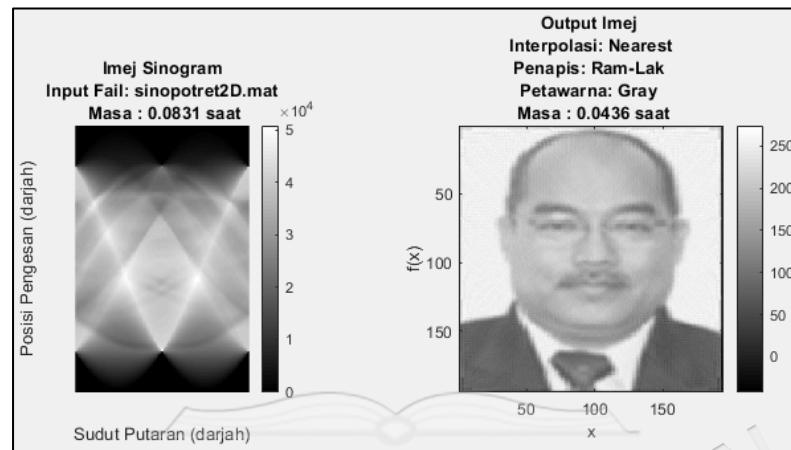
Nama Imej	Masa Transformasi (saat)
a) Imej kotak 2D	0.1357
b) Imej sinogram kotak 2D	0.1845
c) Imej potret 2D	0.1554
d) Imej sinogram potret 2D	0.2173
e) Imej teks 2D	0.1241
f) Imej sinogram	0.1585

Rajah 4.3 menunjukkan imej sinogram kotak 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej kotak 2D. Ia diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon.



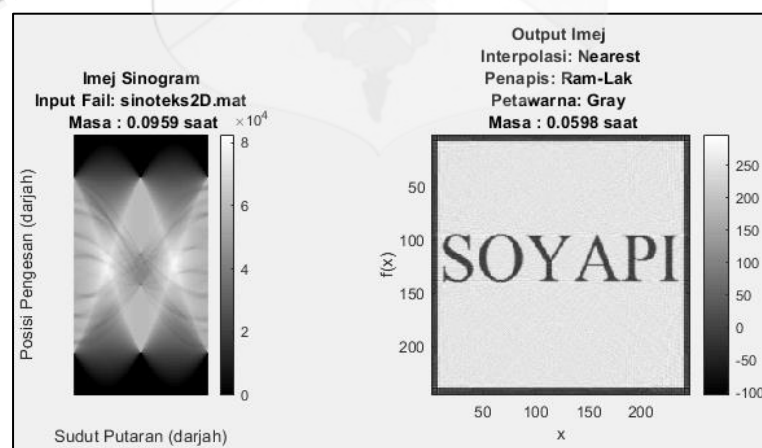
Rajah 4.3 Imej sinogram kotak 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej kotak 2D yang diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon

Rajah 4.4 menunjukkan imej sinogram potret 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej potret 2D. Ia diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon.



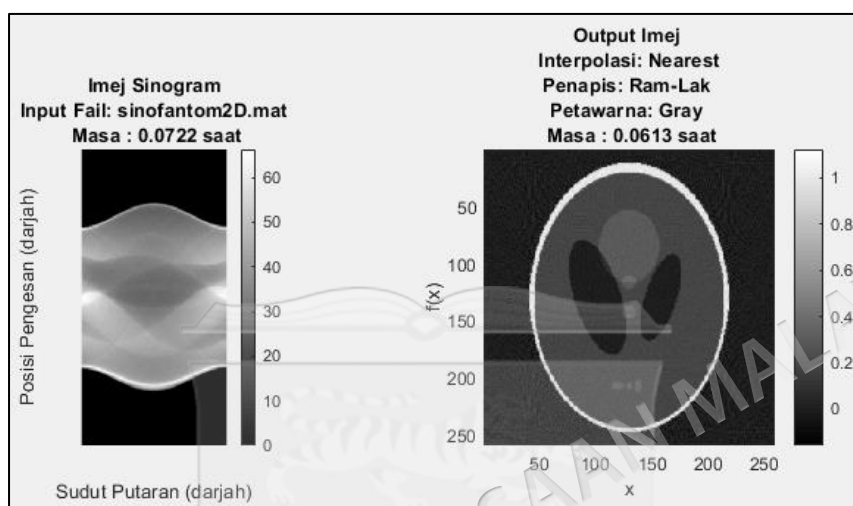
Rajah 4.4 Imej sinogram potret 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej potret 2D yang diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon

Rajah 4.5 menunjukkan imej sinogram teks 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej teks 2D. Ia diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon.



Rajah 4.5 Imej sinogram teks 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej teks 2D yang diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon

Rajah 4.6 menunjukkan imej sinogram daripada data sintetik SheppLogan 2D dalam format MATLAB dan imej SheppLogan 2D. Ia diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon. Masa yang diambil untuk menjana imej sinogram SheppLogan adalah 0.0722 saat. Manakala masa yang diambil untuk menjana imej SheppLogan adalah 0.0613 saat.



Rajah 4.6 Imej sinogram SheppLogan 2D daripada data sintetik MATLAB dan imej SheppLogan 2D yang diperoleh daripada proses pembinaan semula imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon

Jadual 4.2 menunjukkan semua masa yang diambil untuk melaksanakan transformasi data input sinogram kepada data output imej menggunakan konsep transformasi songsang Radon.

Jadual 4.2 Masa yang diambil untuk transformasi data input sinogram kepada data output imej melalui transformasi songsang Radon

Nama Imej	Masa Transformasi Sinogram (saat)	Masa Transformasi Imej (saat)
a) Imej kotak 2D	0.0728	0.1501
b) Imej potret 2D	0.0831	0.0436
c) Imej teks 2D	0.0959	0.0598
d) Imej fantom 2D	0.0722	0.0613

4.2.2 Data sintetik 3D tomografi berkomputer

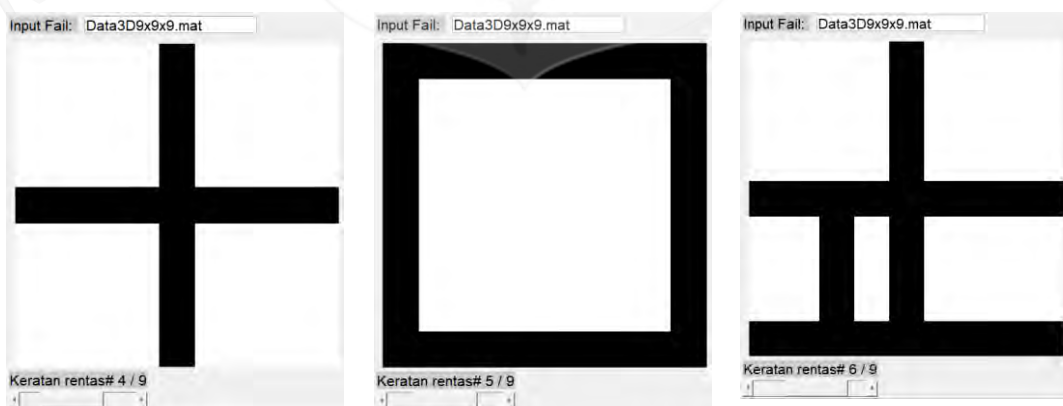
Secara teori data numerikal 3D boleh diperoleh daripada beberapa set data numerikal 2D (T & Parameswaran 2014). Pembentukan data 3D dilakukan melalui proses tindanan data 2D mengikut susunan tertentu untuk membentuk data 3D. Rajah 4.7 a) hingga Rajah 4.7 i) menunjukkan sembilan (9) paparan imej 2D yang dihasilkan daripada data sintetik 2D dalam format MATLAB. Setiap satu imej di Rajah 4.7 mewakili satu keratan rentas 2D. Kebanyakan aplikasi pengimejan komersial dan aplikasi pengimejan sumber terbuka yang dibangunkan adalah berasaskan data dalam format DICOM. Data imej 2D dalam format MATLAB dapat ditukar kepada data imej 2D dalam format DICOM menggunakan perisian MATLAB.



a) Imej 2D pertama

b) Imej 2D kedua

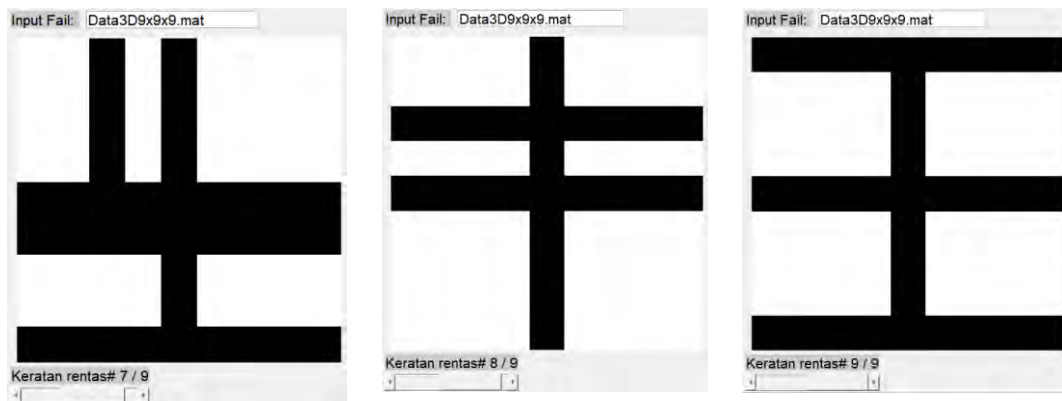
c) Imej 2D ketiga



d) Imej 2D keempat

e) Imej 2D kelima

f) Imej 2D keenam



g) Imej 2D ketujuh

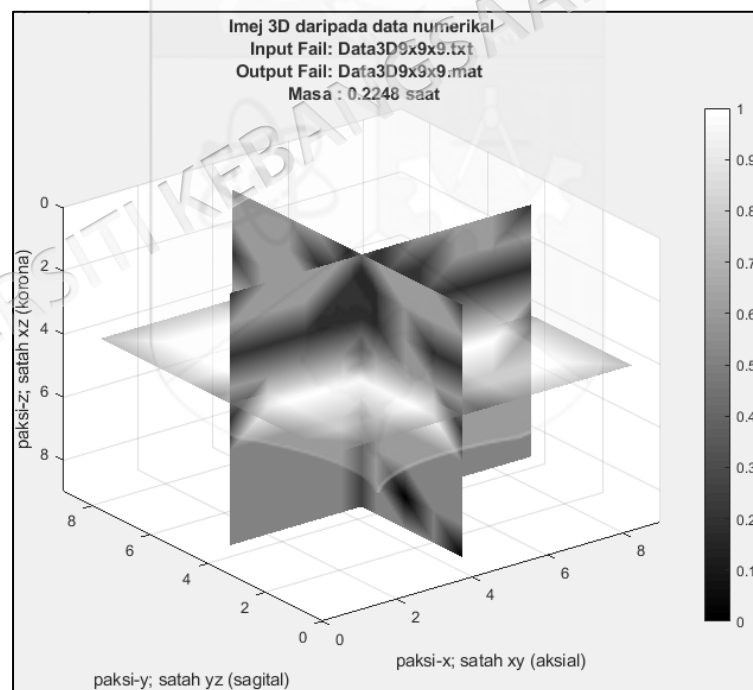
h) Imej 2D kelapan

i) Imej 2D kesembilan

Rajah 4.7

Imej 2D daripada data sintetik 2D

Rajah 4.8 menunjukkan imej keratan rentas 3D pada satah x, satah y dan satah z yang diperoleh daripada data sintetik 2D di Rajah 4.7.



Rajah 4.8

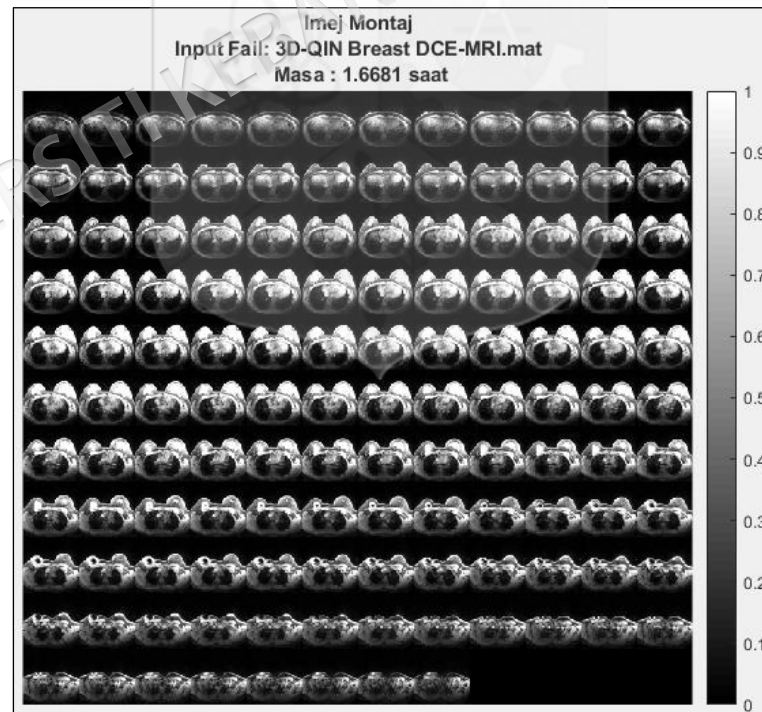
Imej 3D daripada data sintetik 2D

4.3 PENSAMPELAN DATA SEBENAR TOMOGRAFI BERKOMPUTER

Pensampelan data tomografi berkomputer terdiri daripada data dalam keadaan 2D, 3D dan 4D. Ia bergantung pada jenis pengimbas tomografi yang digunakan untuk melakukan pengimbasan.

4.3.1 Data 2D tomografi berkomputer

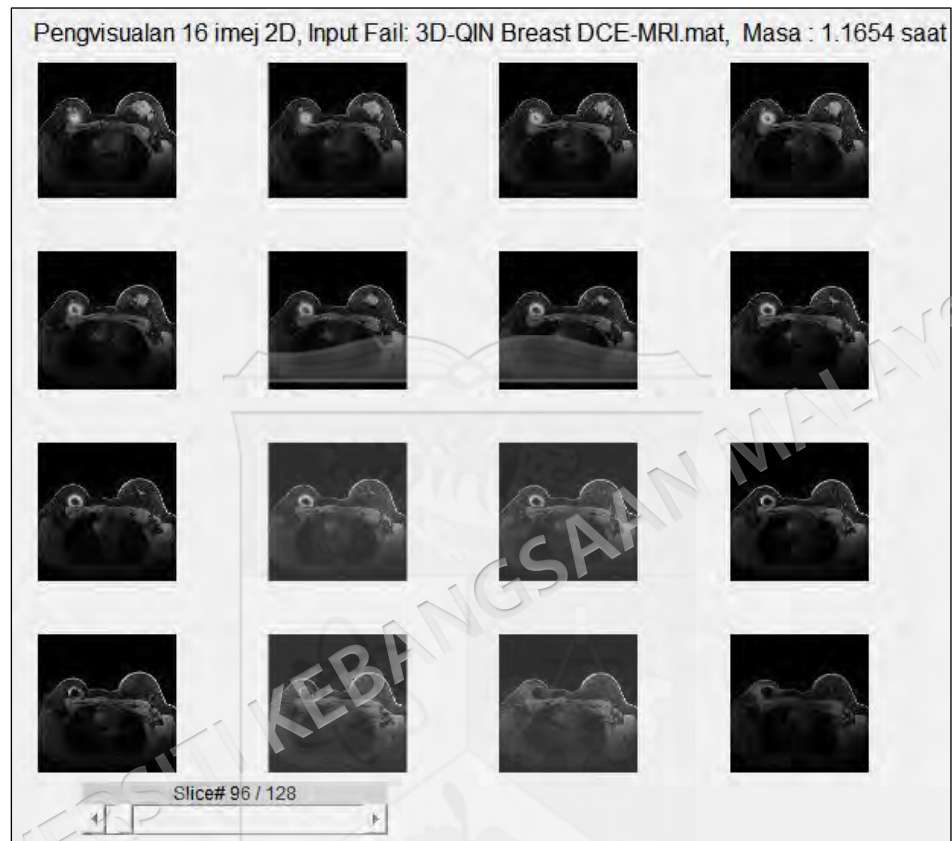
Kanser payudara adalah kanser yang dikaitkan dengan golongan wanita. Penyebab kanser payudara masih belum diketahui. Pengesanan awal, identifikasi wanita yang berisiko dan langkah pencegahan penyakit adalah cara yang berkesan untuk menangani kanser payudara (He et al. 2015). Rajah 4.9 menunjukkan 128 imej montaj keratan rentas 2D barah payudara daripada pangkalan data DICOM atas talian Arkib Pengimejan Kanser. Ia disediakan oleh Universiti Kesihatan dan Sains (Huang et al. 2014). Data DICOM dalam format 2D perlu ditukarkan kepada data dalam format MATLAB untuk menghasilkan imej montaj 2D menggunakan perisian MATLAB.



Rajah 4.9

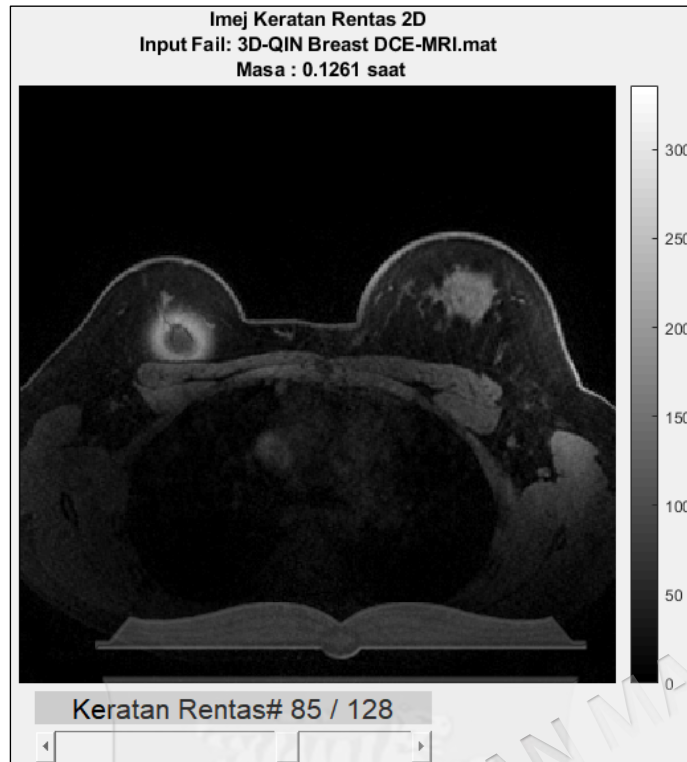
Imej montaj 128 keratan rentas 2D daripada data imbasan 2D pesakit barah payudara

Rajah 4.10 menunjukkan imej montaj 16 keratan rentas 2D daripada data imbasan 2D pesakit barah payudara. Bilangan imej keratan rentas yang dipapar oleh skrin komputer berkadar songsang dengan saiz imej. Semakin banyak keratan rentas dipaparkan maka semakin kecil saiz imej.



Rajah 4.10 Imej montaj 16 keratan rentas 2D daripada data imbasan 2D pesakit barah payudara

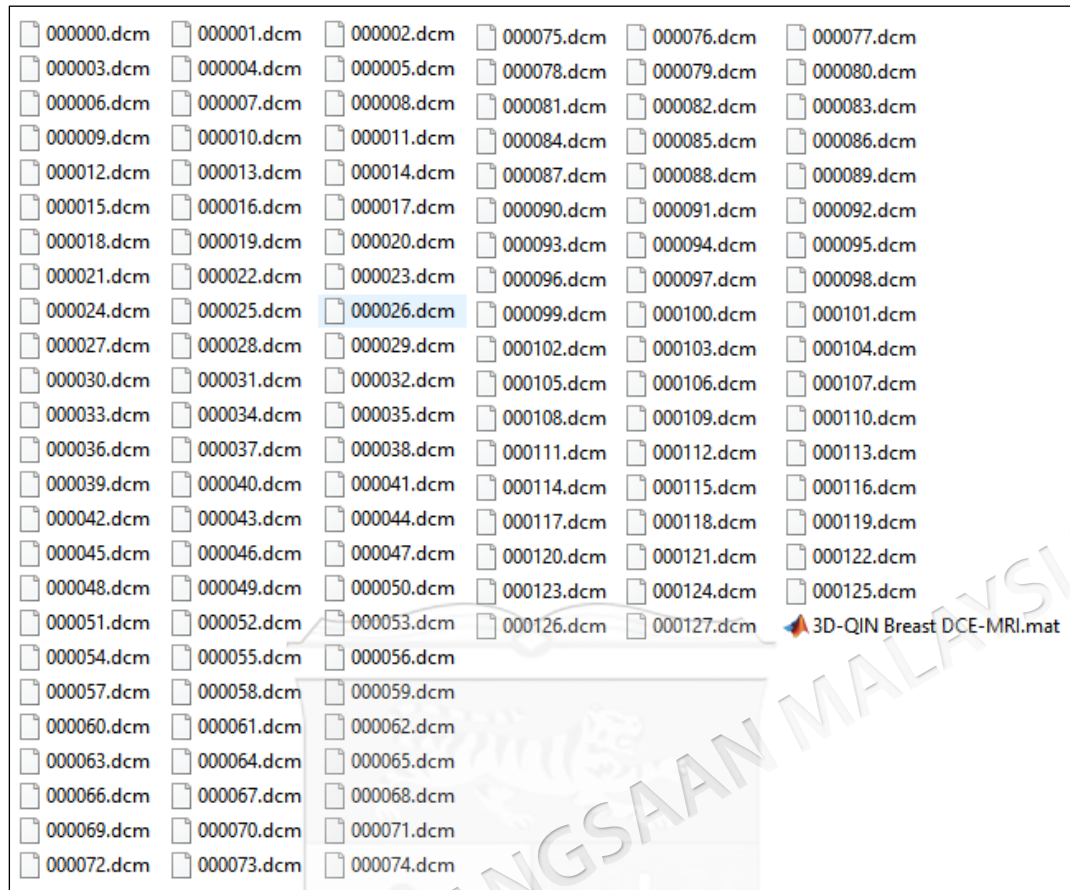
Rajah 4.11 menunjukkan kedudukan salah satu imej keratan rentas 2D barah payudara yang ditunjukkan oleh imej montaj di Rajah 4.10. Menurut Gardezi et al. (2019), pengesanan kanser payudara dibahagikan kepada dua (2) pendekatan iaitu kaedah pembelajaran mesin dan kaedah pembelajaran mendalam. Kaedah pembelajaran mesin konvensional terdiri daripada penambahbaikan, pengekstrakan ciri, segmentasi dan klasifikasi. Manakala, kaedah pembelajaran mendalam memberi tumpuan kepada pembezaan densiti, pengesanan dan pengelasan kecederaan.



Rajah 4.11 Imej keratan rentas 2D kedudukan barah payudara

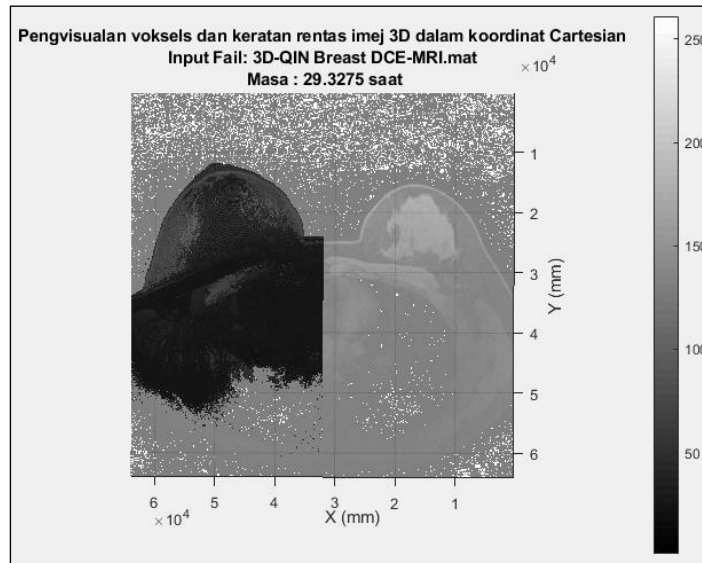
4.3.2 Pembinaan data 3D tomografi berkomputer

Rajah 4.12 menunjukkan perbezaan saiz fizikal 128 fail imbasan barah payudara dalam format DICOM 2D dan satu fail MATLAB 3D. Ia dibina daripada fail-fail DICOM 2D berkenaan. Perbandingan pemboleh ubah saiz menunjukkan bahawa satu fail DICOM 2D bersaiz 203 KB. Jika 128 fail DICOM 2D di darab dengan satu fail bersaiz 203 KB adalah berjumlah 25,984 KB. Manakala, satu fail MATLAB 3D adalah bersaiz 10,656 KB. Pengiraan penjimatan ruang storan komputer adalah jumlah semua saiz fail DICOM 2D tolak saiz fail MATLAB 3D iaitu 25,984 KB tolak 10,656 KB iaitu 15,328 KB.



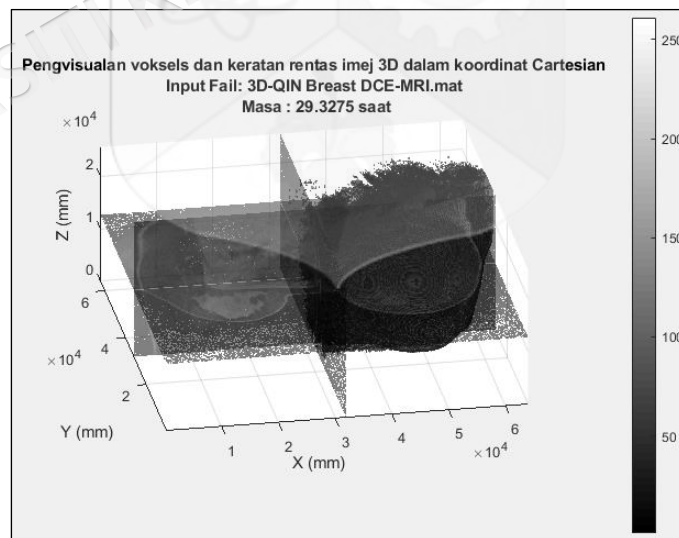
Rajah 4.12 Fail imbasan DICOM 2D dan fail MATLAB 3D

Rajah 4.13 menunjukkan dimensi x dan y imej 3D yang dibina daripada data imej DICOM 2D barah payudara dalam koordinat Cartesian. Imej 3D ini dibina daripada 128 data imej 2D barah payudara. Pembinaan data imej 3D daripada data imbasan DICOM 2D merupakan teknik yang boleh diaplikasikan dalam bidang pengkomputeran visual. Teknik ini menggabungkan ratusan fail imbasan DICOM 2D kepada satu struktur fail data imej 3D berbanding 128 fail data imej DICOM 2D.



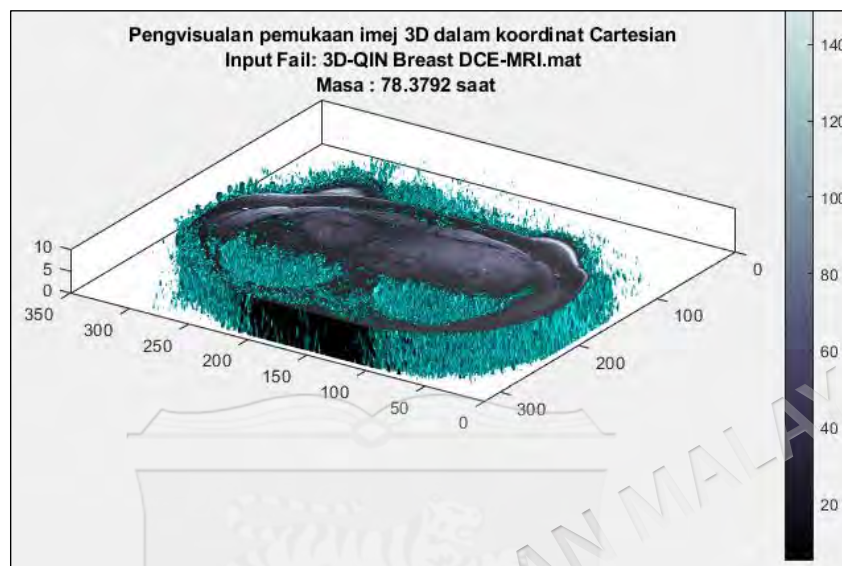
Rajah 4.13 Imej 3D barah payudara pada dimensi x, y dan $z=0$

Rajah 4.14 menunjukkan pengvisualan voksels dan keratan rentas 3D dalam koordinat Cartesian barah payudara menggunakan data imej daripada Huang et al. (2014). Pengvisualan voksels dalam penyelidikan ini menggunakan enjin voksels yang dipelopori oleh Moerman (2018).



Rajah 4.14 Imej 3D barah payudara pada dimensi x, y dan z

Rajah 4.15 menunjukkan pengvisualan permukaan iso imej 3D barah payudara dalam ruang dimensi x, y dan z. Menurut Gorbato et al. (2004), pengvisualan permukaan iso imej digunakan untuk memaparkan simulasi imej permukaan 3D.



Rajah 4.15 Pengvisualan permukaan iso imej 3D barah payudara dalam ruang dimensi x, y dan z

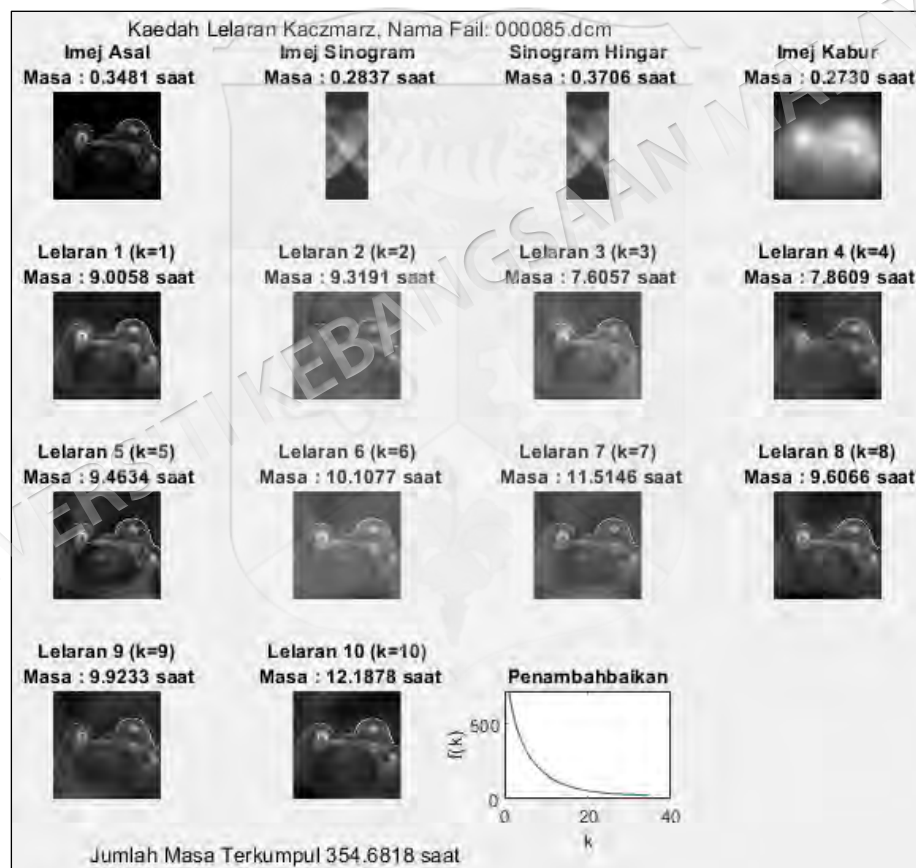
4.4 PEMBINAAN SEMULA IMEJ KAEDAH LELARAN 2D

Kaedah lelaran 2D yang diaplikasikan dalam pembinaan semula imej tomografi berkomputer terbahagi kepada dua kaedah. Ia adalah kaedah lelaran ART dan kaedah lelaran SIRT. Setiap kaedah lelaran terdapat beberapa strategi yang boleh digunakan untuk memilih parameter relaksasi dan syarat untuk lelaran berhenti.

4.4.1 Pembinaan semula imej kaedah lelaran ART

Kaedah lelaran Kaczmarz adalah algoritma pembinaan semula algebra (ART) untuk menyelesaikan sistem persamaan linear (Briskman 2014). Kaedah lelaran ini diaplikasi dalam bidang pembinaan semula imej tomografi berkomputer untuk menambahbaik imej kabur yang dihasilkan oleh pengimbas tomografi. Rajah 4.16 menunjukkan 10 lelaran imej 2D barah payu dara mengikut peringkat lelaran yang dilaksanakan melalui kaedah lelaran Kaczmarz.

Sebanyak 35 bacaan lelaran Kaczmarz telah diambil untuk memerhati hubungan penambahbaikan yang berlaku. Imej kabur dihasilkan secara sintetik menerusi penjanaan data hingar Poisson daripada data asal imej 2D. Jumlah masa terkumpul adalah jumlah masa keseluruhan 35 lelaran kaedah lelaran Kaczmarz. Pemerhatian ke atas graf penambahbaikan masa pembinaan semula imej di Rajah 4.16 menunjukkan selepas lelaran ke 20 masih terdapat proses penambahbaikan imej. Pemerhatian menunjukkan penumpuan fungsi persamaan $f(k)$ masih menghampiri $f(k)$ bersamaan sifar. Pencapaian kepada nilai $f(k)$ bersamaan sifar adalah mustahil untuk berlaku. Kaedah lelaran Kaczmarz mengambil masa pemprosesan selama 354.6818 saat atau 5.9114 minit untuk menyelesaikan 35 lelaran.

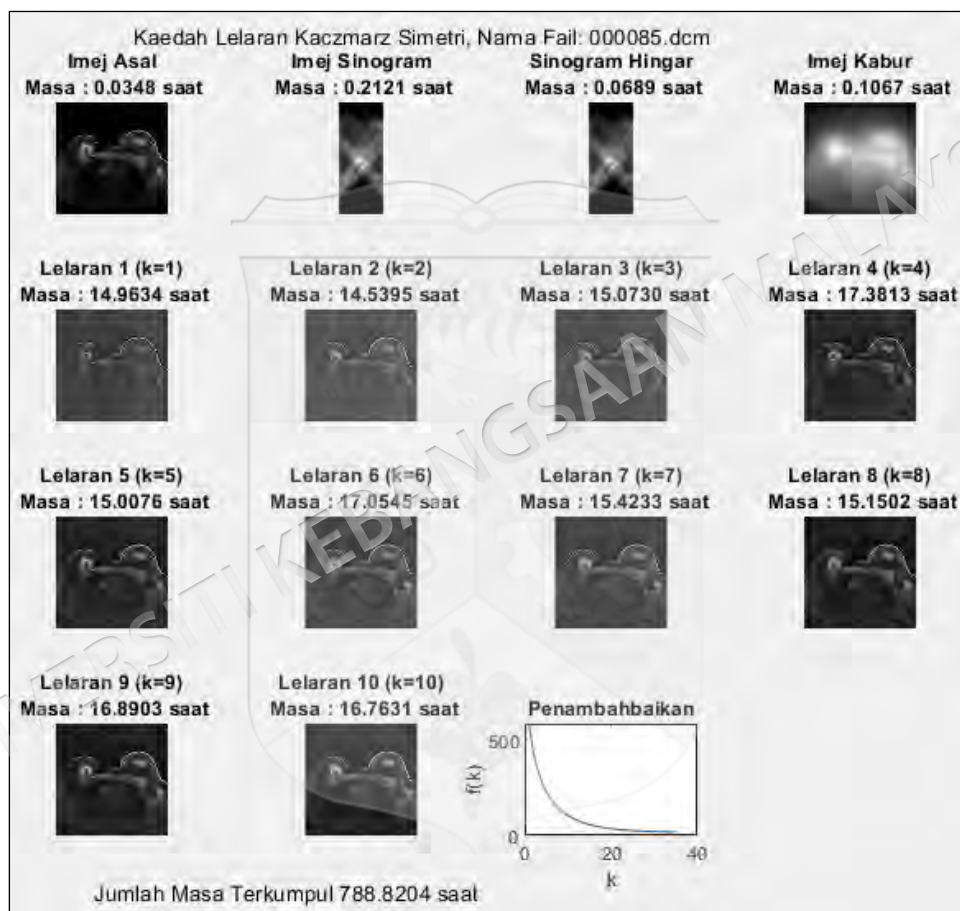


Rajah 4.16 Pengvisualan imej kaedah lelaran Kaczmarz

Seterusnya, Rajah 4.17 menunjukkan 10 lelaran penyelesaian fungsi persamaan $f(k)$ menggunakan kaedah Kaczmarz Simetri. Pemerhatian ke atas graf

penambahbaikan masa pembinaan semula imej di Rajah 4.17 juga menunjukkan selepas lelaran ke 20 masih terdapat proses penambahbaikan imej.

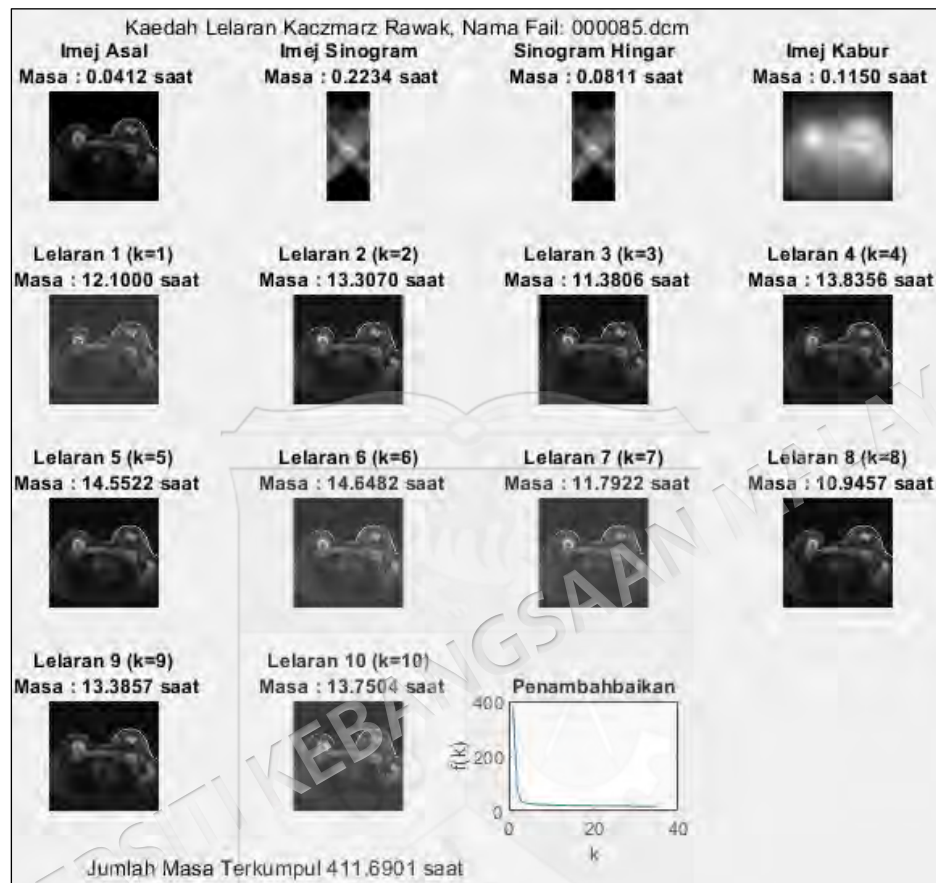
Pemerhatian juga menunjukkan penumpuan fungsi persamaan $f(k)$ masih menghampiri nilai $f(k)$ bersamaan sifar. Kaedah lelaran Kaczmarz Simetri mengambil masa pemprosesan selama 788.8204 saat atau 13.1470 minit untuk menyelesaikan 35 lelaran.



Rajah 4.17 Pengvisualan imej kaedah lelaran Kaczmarz simetri

Seterusnya, Rajah 4.18 menunjukkan 10 lelaran penyelesaian fungsi persamaan $f(k)$ menggunakan kaedah Kaczmarz Rawak. Pemerhatian ke atas graf penambahbaikan masa pembinaan semula imej di Rajah 4.18 menunjukkan selepas lelaran ke 20 tidak terdapat lagi proses penambahbaikan imej yang bererti pada pandangan mata kasar.

Pemerhatian menunjukkan penumpuan fungsi persamaan $f(k)$ hampir mendatar berhampiran nilai $f(k)$ sifar. Kaedah lelaran Kaczmarz Rawak mengambil masa pemprosesan selama 411.7504 saat atau 6.8625 minit untuk menyelesaikan 35 lelaran.

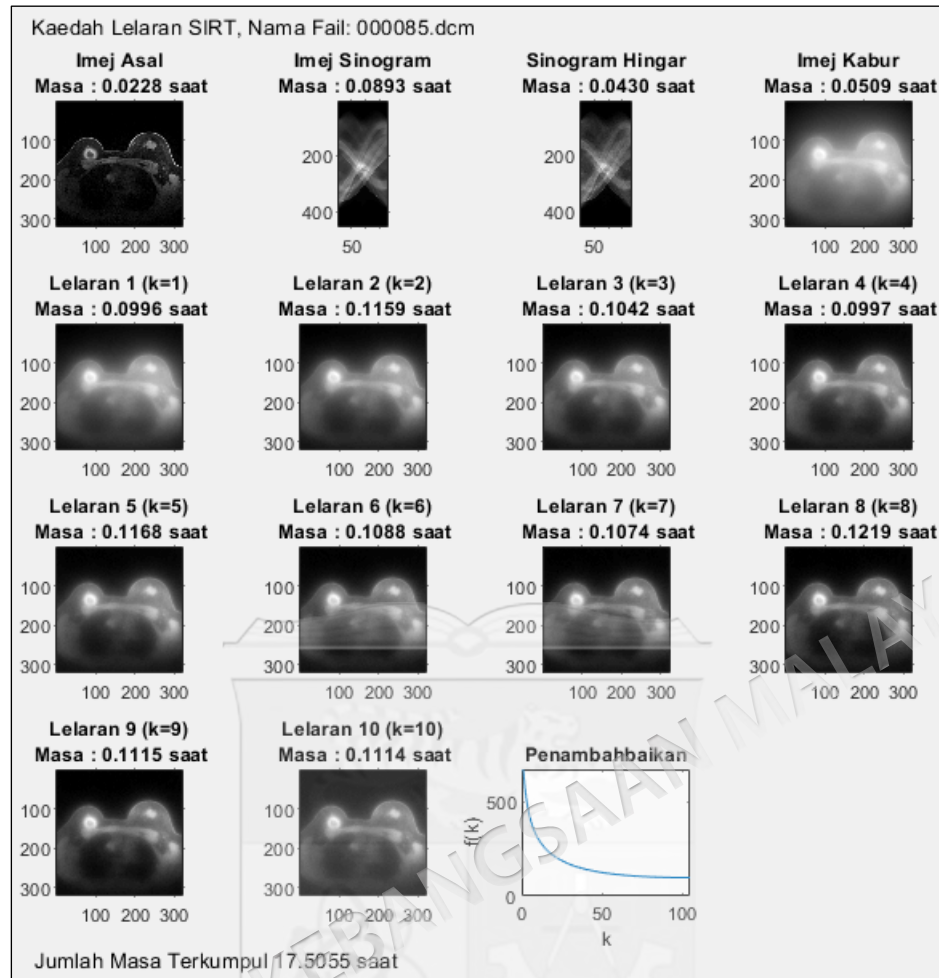


Rajah 4.18

Pengvisualan imej kaedah lelaran Kaczmarz rawak

4.4.2 Pembinaan semula imej kaedah lelaran SIRT

Rajah 4.19 menunjukkan pengvisualan imej menggunakan kaedah lelaran SIRT bagi fail DICOM yang ke 85 daripada 128 fail. Algoritma kaedah lelaran SIRT sangat berguna ketika teknik unjuran ke belakang bertapis (FBP) tidak dapat digunakan semasa pembinaan semula imej. Ia disebabkan oleh jumlah data unjuran yang tidak mencukupi (Ghio et al. 2011).



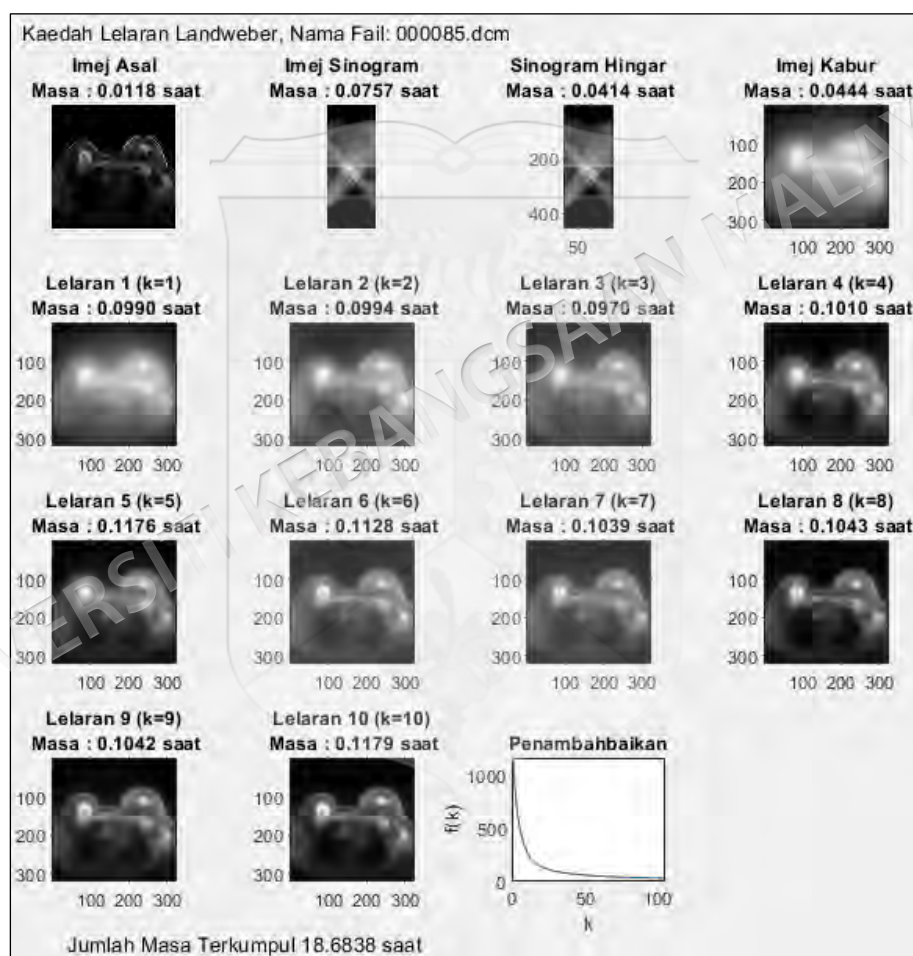
Rajah 4.19

Pengvisualan imej kaedah lelaran SIRT

Menurut Huang et al. (2014), data penyelidikan barah payudara diperolehi daripada 10 orang pesakit sebelum dan selepas proses kemoterapi dilakukan ke atas pesakit. Lelaran ke 105 ditetapkan sebagai lelaran kawalan bagi semua kaedah lelaran SIRT. Lelaran ke 105 diambil sebagai nombor lelaran piawai berdasarkan kepada lelaran paling cepat melaksanakan penambahbaikan imej iaitu apabila algoritma SIRT mendapati nilai $f(k) > f(k-1)$. Jumlah masa penambahbaikan yang terkumpul adalah 17.5055 saat. Algoritma lelaran kaedah Landweber adalah salah satu teknik yang digunakan untuk menyelesaikan masalah persamaan tidak linear yang tak teraju rapi.

Oleh itu, analisa penumpuan dan anggaran ralat diperolehi secara andaian adalah sukar untuk diverifikasi secara praktikal (Jose & Rajan 2017). Rajah 4.20 menunjukkan pengvisualan imej menggunakan kaedah lelaran Landweber. Fail 000085.dcm

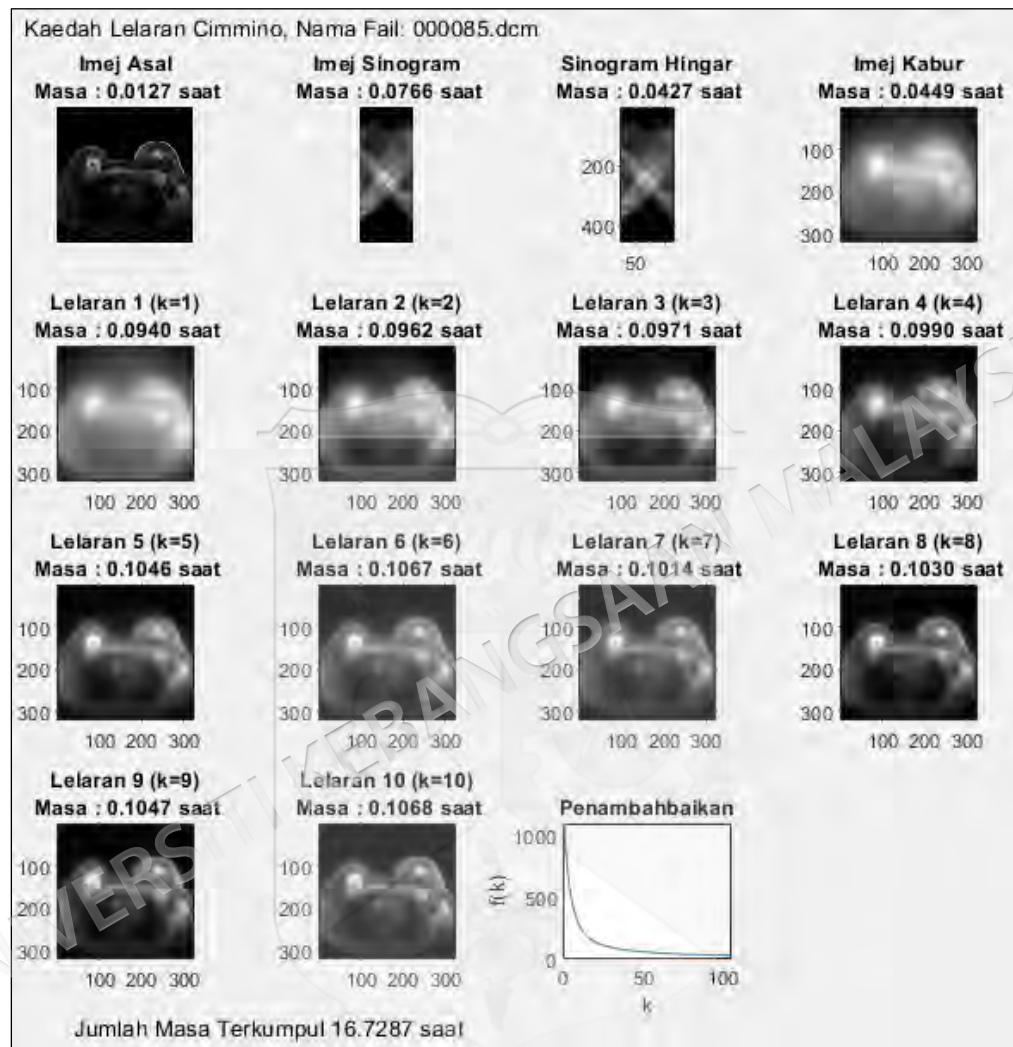
(DICOM) digunakan bagi setiap kaedah lelaran yang diselidik supaya keputusan terhadap hubung kait kaedah lelaran adalah mematuhi piawai kawalan penyelidikan. Jumlah masa penambahbaikan yang terkumpul bagi 105 lelaran adalah 18.6838 saat. Kaedah lelaran Landweber tidak dapat memenuhi keadaan di mana nilai $f(k) > f(k-1)$ walaupun telah melepasi lelaran ke 300. Pemerhatian yang dilakukan ke atas jumlah masa penambahbaikan terkumpul menunjukkan kaedah lelaran Landweber lebih pantas. Ia adalah sebanyak 1.1783 saat daripada kaedah lelaran SIRT iaitu 18.6838 saat tolak 17.5055 saat.



Rajah 4.20 Pengvisualan imej kaedah lelaran Landweber

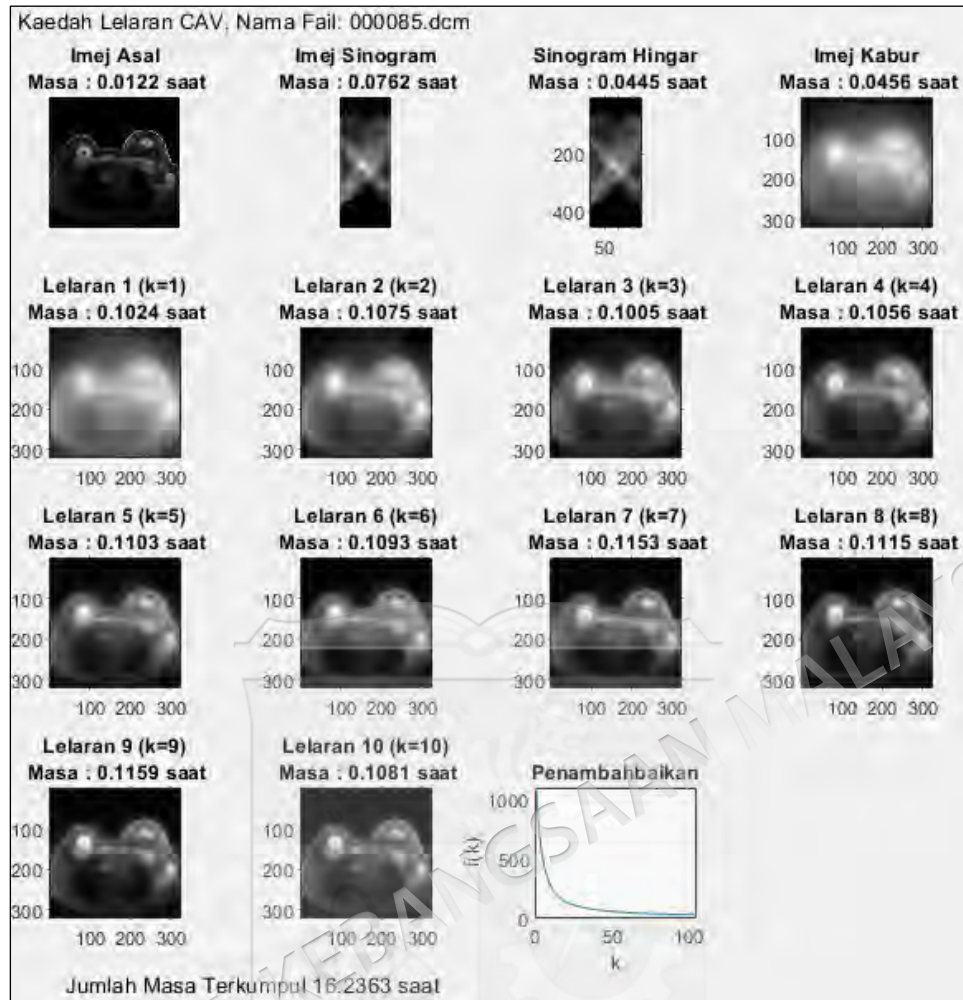
Rajah 4.21 menunjukkan pengvisualan imej menggunakan kaedah lelaran Cimmino. Jumlah masa penambahbaikan yang terkumpul bagi 105 lelaran adalah 16.7287 saat. Lelaran Cimmino tidak dapat memenuhi keadaan di mana nilai $f(k) > f(k-$

1) walaupun telah melewati lelaran ke 300. Pemerhatian yang dilakukan ke atas jumlah masa penambahbaikan terkumpul menunjukkan kaedah lelaran Cimmino lebih pantas daripada kaedah lelaran SIRT dan lelaran Landweber.



Rajah 4.21 Pengvisualan imej kaedah lelaran Cimmino

Rajah 4.22 menunjukkan pengvisualan imej menggunakan kaedah lelaran CAV. Jumlah masa penambahbaikan yang terkumpul bagi 105 lelaran adalah 16.2363 saat. Lelaran CAV tidak dapat memenuhi keadaan di mana nilai $f(k) > f(k-1)$ walaupun telah melewati lelaran ke 300. Pemerhatian yang dilakukan ke atas jumlah masa penambahbaikan terkumpul menunjukkan kaedah lelaran CAV lebih pantas daripada kaedah lelaran SIRT, lelaran Landweber dan lelaran Cimmino.

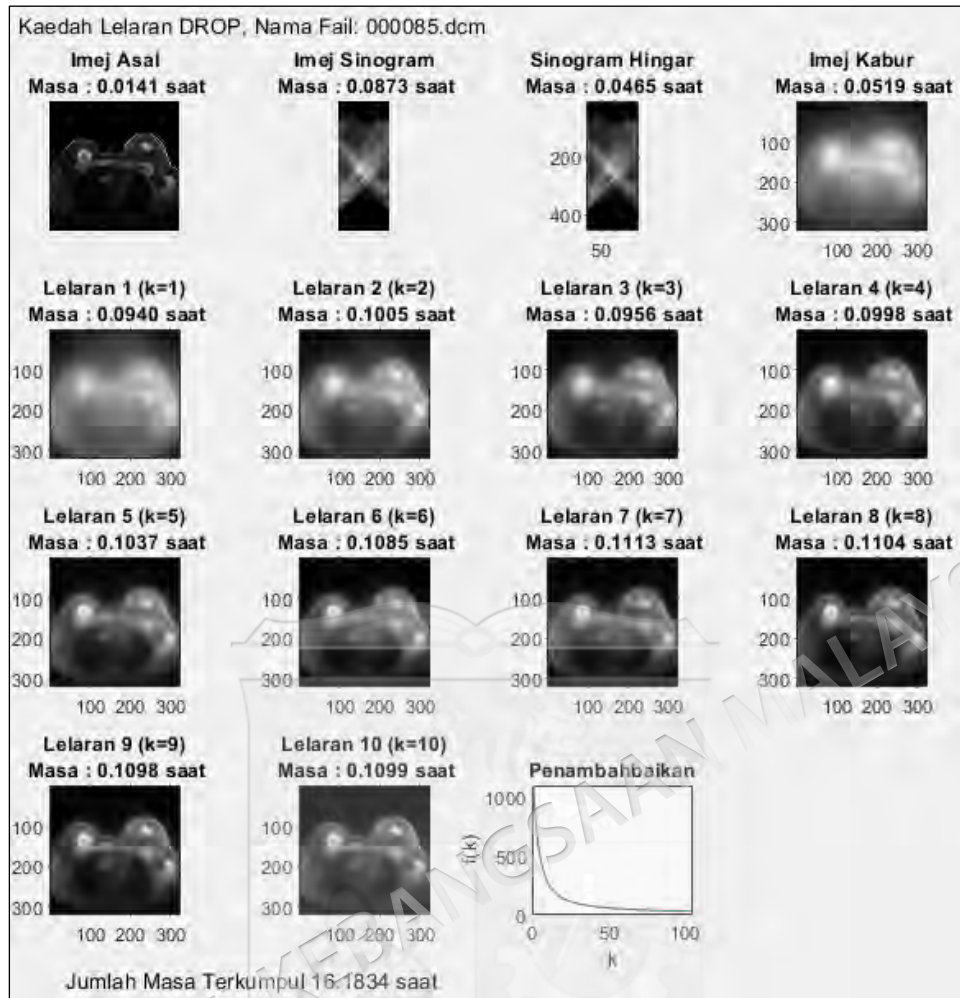


Rajah 4.22

Pengvisualan imej kaedah lelaran CAV

Rajah 4.23 menunjukkan pengvisualan imej menggunakan kaedah lelaran DROP. Jumlah masa penambahbaikan yang terkumpul bagi 105 lelaran adalah 16.1834 saat. Lelaran DROP tidak dapat memenuhi keadaan di mana nilai $f(k) > f(k-1)$ walaupun telah melepasi lelaran ke 300.

Pemerhatian yang dilakukan ke atas jumlah masa penambahbaikan terkumpul menunjukkan kaedah lelaran DROP lebih pantas daripada kaedah lelaran SIRT, lelaran Landweber, lelaran Cimmino dan lelaran CAV.

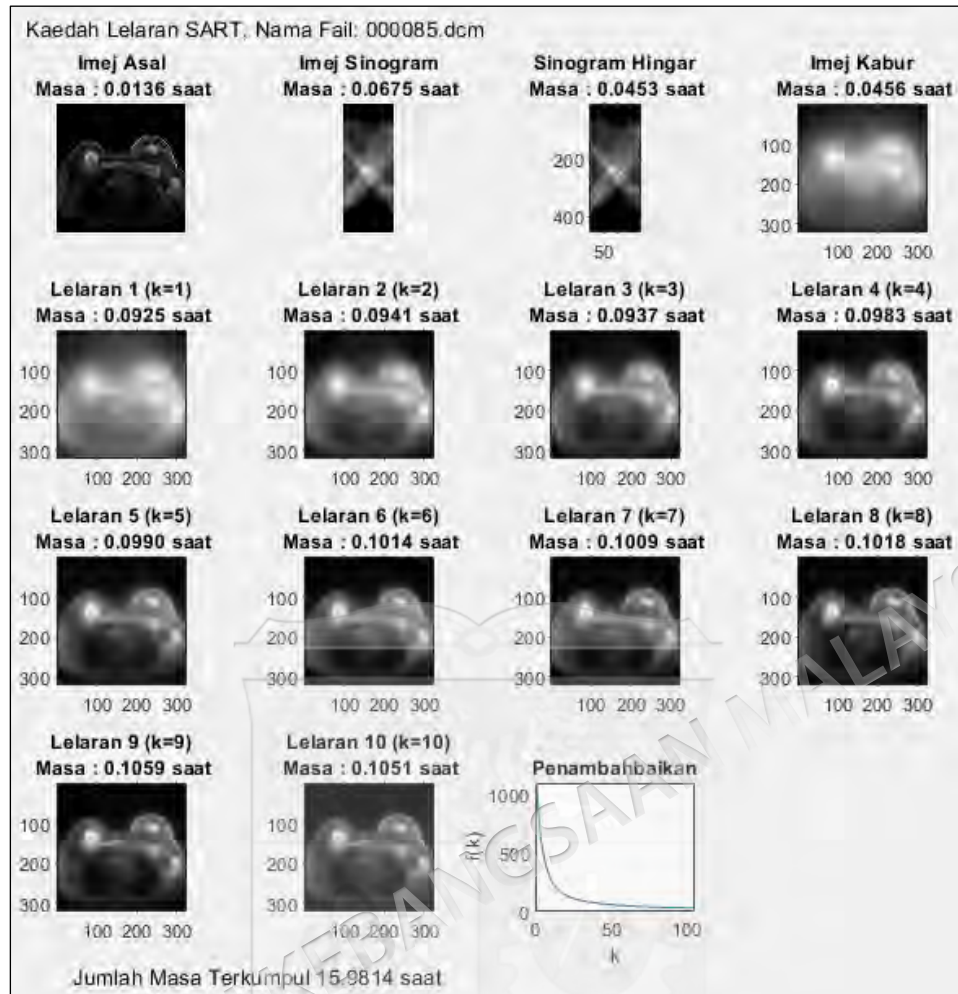


Rajah 4.23

Pengvisualan imej kaedah lelaran DROP

Rajah 4.24 menunjukkan pengvisualan imej menggunakan kaedah lelaran SART. Jumlah masa penambahbaikan yang terkumpul bagi 105 lelaran adalah 15.9814 saat. Lelaran SART tidak dapat memenuhi keadaan di mana nilai $f(k) > f(k-1)$ walaupun telah melepasi lelaran ke 300.

Pemerhatian yang dilakukan ke atas jumlah masa penambahbaikan terkumpul menunjukkan kaedah lelaran SART lebih pantas daripada kaedah lelaran SIRT, lelaran Landweber, lelaran Cimmino, lelaran CAV dan lelaran DROP.

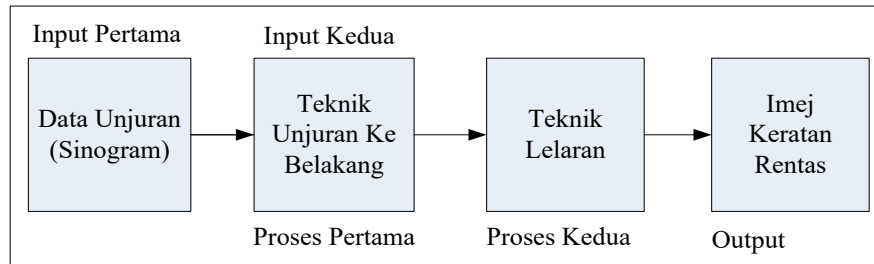


Rajah 4.24

Pengvisualan imej kaedah lelaran SART

4.4.3 Model proses kaedah lelaran ART dan lelaran SIRT

Rajah 4.25 menunjukkan model untuk melaksanakan proses bagi kaedah lelaran ART dan lelaran SIRT. Proses pertama, data unjuran (sinogram) ditukar kepada data imej menggunakan teknik unjuran ke belakang yang dipanggil transformasi songsang Radon. Proses kedua adalah melaksanakan lelaran ke atas data imej. Proses lelaran ART dan lelaran SIRT dilakukan ke atas data imej.

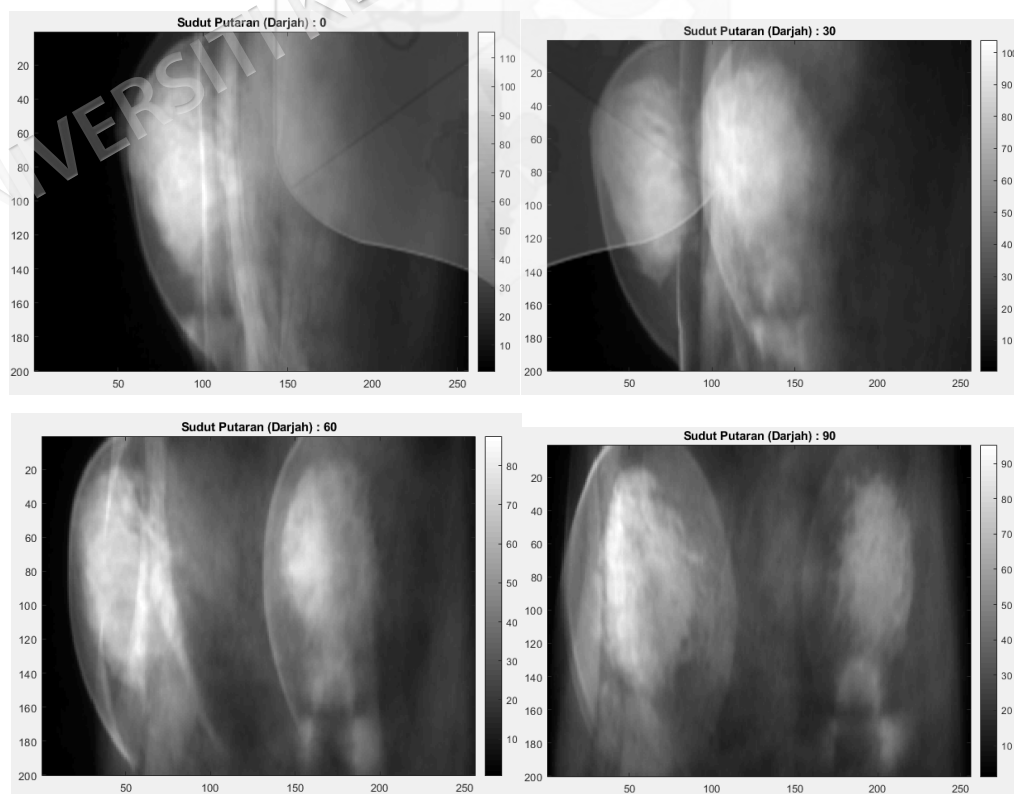


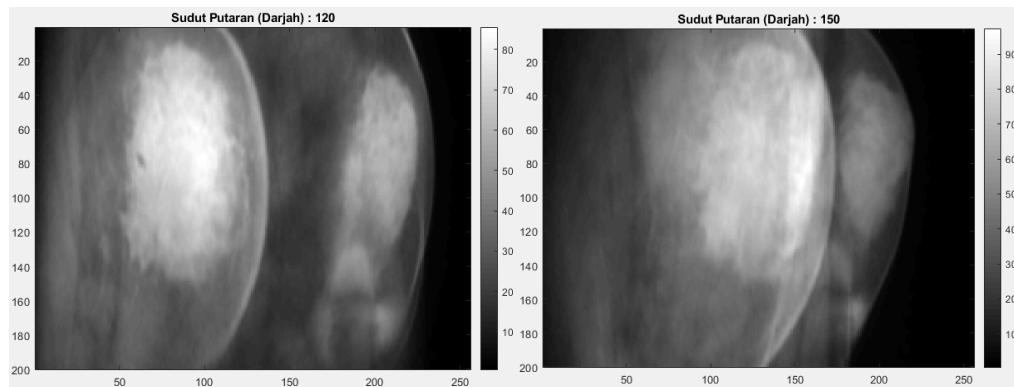
Rajah 4.25 Model proses kaedah lelaran ART dan lelaran SIRT

4.5 PEMBINAAN SEMULA IMEJ SINARAN KON

Pengimbas imej CBCT menggunakan sinaran yang dipancarkan daripada sumber sinar-X dalam bentuk kon. Ia meliputi isipadu besar dengan hanya satu putaran mengelilingi pesakit. Imej multidimensi tomografi berkomputer CBCT dihasilkan melalui algoritma penyongsangan data unjuran 1D daripada pengimbas CT (Miracle & Mukherji 2009).

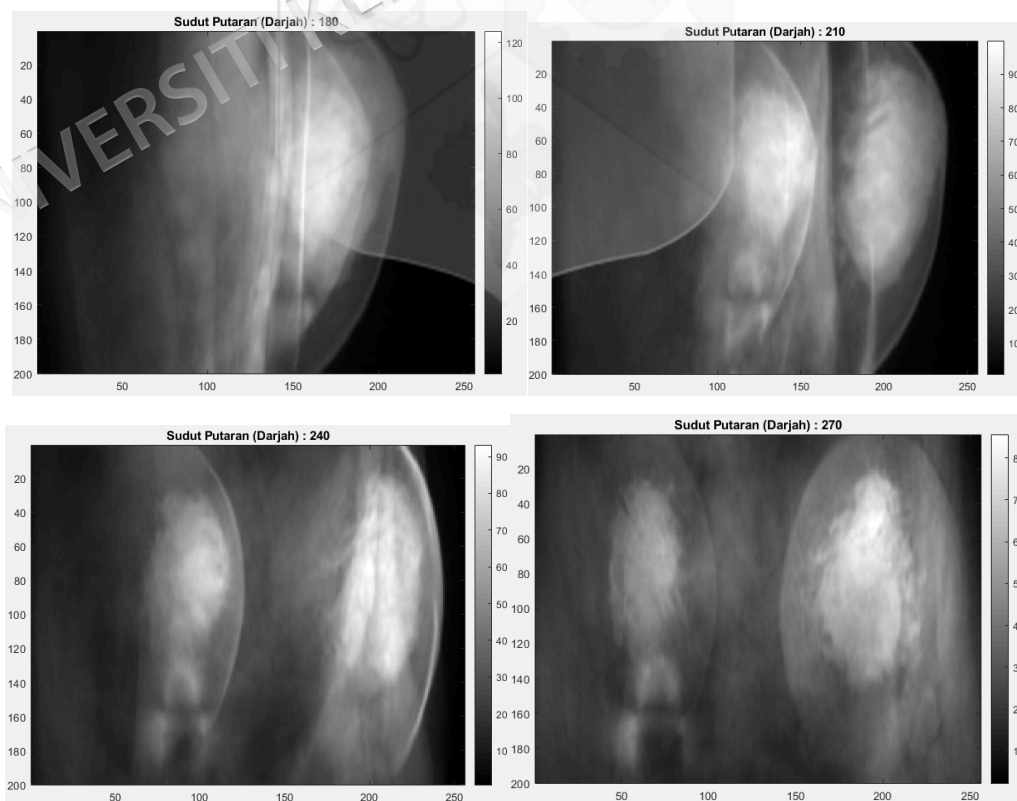
Rajah 4.26 menunjukkan bahagian pertama pengvisualan imej CBCT pada sudut 0° hingga 150° . Selang sudut 30° digunakan sebagai sudut putaran untuk menghasilkan 13 imej 3D CBCT.

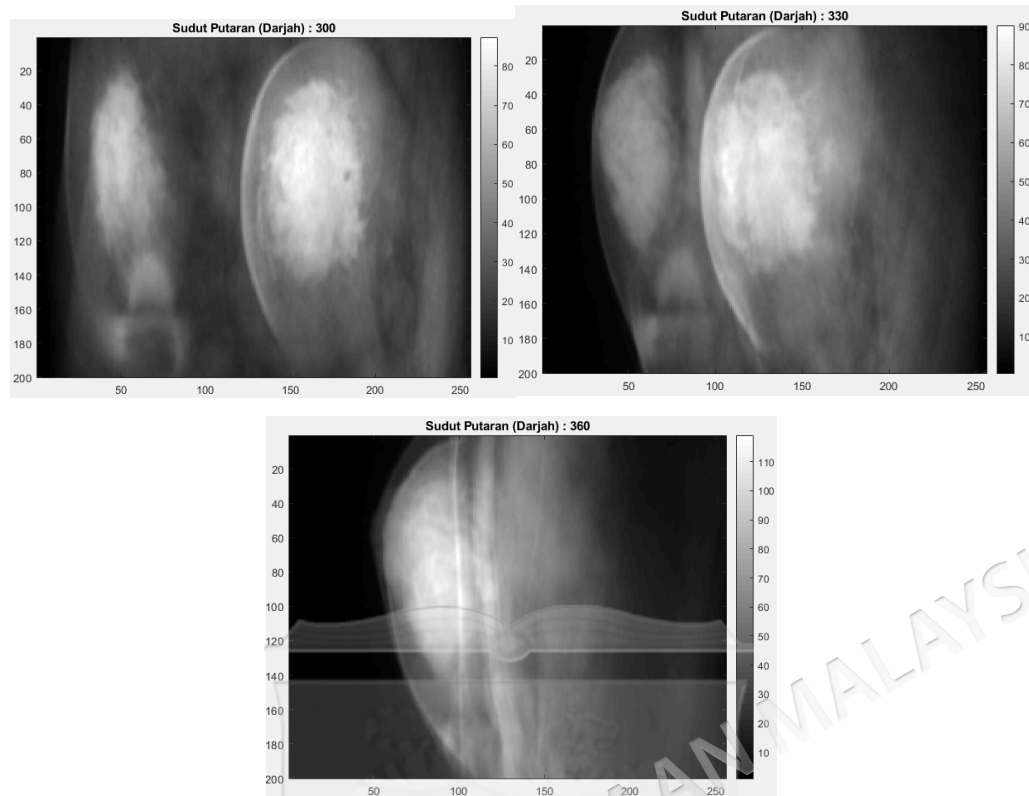




Rajah 4.26 Pengvisualan imej CBCT pada sudut 0° hingga 150°

Set data keratan rentas 2D barah payudara daripada Arkib Pengimejan Kanser, Universiti Kesihatan dan Sains digunakan dalam penyelidikan ini (Huang et al. 2014). Set data sintetik CBCT dijana menggunakan algoritma yang dibangunkan oleh Kyungsang Kim. Algoritma kaedah lelaran unjuran ke belakang FDK yang dibangunkan oleh Kyungsang Kim digunakan untuk menghasilkan imej 3D CBCT (Kim 2017). Rajah 4.27 menunjukkan bahagian kedua pengvisualan imej CBCT pada sudut 180° hingga 360° .





Rajah 4.27 Pengvisualan imej CBCT pada sudut 180° hingga 360°

4.6 ANALISIS DAN PENILAIAN

Kaedah lelaran Kaczmarz, Kaczmarz Simetri dan Kaczmarz Rawak dikenali sebagai kaedah lelaran ART. Lampiran F menunjukkan jadual data masa penambahbaikan bagi kaedah lelaran ini. Perbandingan jumlah masa terkumpul bagi 35 lelaran bagi ketiga-tiga kaedah lelaran menunjukkan lelaran Kaczmarz adalah lelaran terpantas diikuti oleh lelaran Kaczmarz Rawak dan lelaran Kaczmarz Simetri. Keputusan ini benar sekiranya jumlah lelaran dihadkan kepada 35 lelaran. Perbandingan terhadap graf penambahbaikan masa capaian kepantasan penumpuan fungsi persamaan $f(k)$ di Rajah 4.16, Rajah 4.17 dan Rajah 4.18. Ia menunjukkan kaedah lelaran Kaczmarz Rawak adalah kaedah yang terpantas bagi fungsi persamaan $f(k)$ menghampiri nilai sifar. Keputusan ini benar sekiranya jumlah lelaran dikurangkan daripada 35 lelaran.

Seterusnya, perbandingan masa pembinaan semula imej asal menunjukkan kaedah lelaran Kaczmarz Simetri mengambil masa yang terpantas. Ia diikuti oleh

kaedah lelaran Kaczmarz Rawak dan kaedah lelaran Kaczmarz. Pembinaan semula imej sinogram, sinogram hingar dan imej kabur juga menunjukkan corak kepantasan yang sama seperti pembinaan imej asal. Masa minimum kaedah lelaran Kaczmarz adalah 7.6057 saat manakala masa maksimumnya adalah 12.1954 saat. Seterusnya, masa minimum kaedah lelaran Kaczmarz Simetri adalah 14.5395 saat manakala masa maksimumnya adalah 32.2813 saat. Masa minimum kaedah lelaran Kaczmarz Rawak adalah 9.6194 saat manakala masa maksimum adalah 15.987 saat.

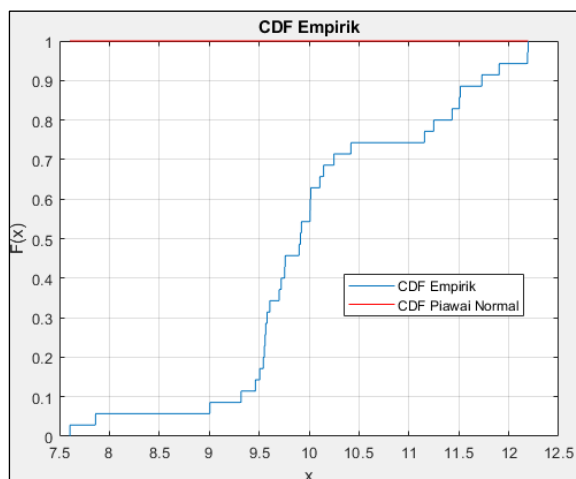
Kaedah lelaran SIRT, Landweber, Cimmino, CAV, DROP dan SART dikenali sebagai kaedah lelaran SIRT. Lampiran G menunjukkan masa penambahbaikan bagi 105 lelaran yang menggunakan algoritma kaedah lelaran ini.

4.6.1 Ujian statistik menggunakan ujian Shapiro-Wilk

Ujian statistik menggunakan ujian Shapiro-Wilk merujuk kepada pembinaan semula imej kaedah lelaran ART di Seksyen 4.4.1. Hipotesis nul (H_0) mengatakan tidak terdapat perbezaan yang signifikan min masa penambahbaikan berdasarkan kaedah lelaran di mana $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3$.

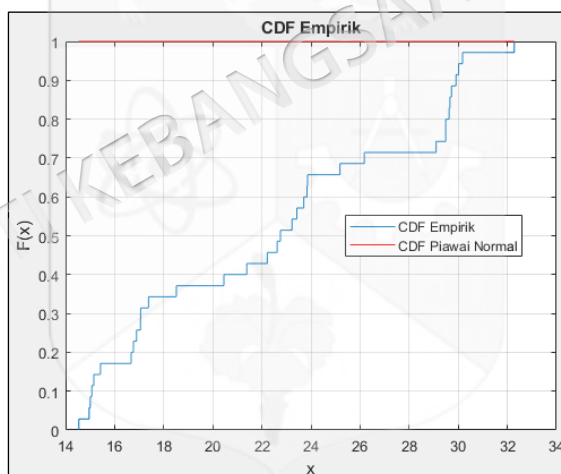
Ujian Kolmogorov-Smirnov satu sampel tidak dapat digunakan untuk menentukan kenormalan data penyelidikan. Ia disebabkan oleh faktor bilangan sampel yang kurang daripada bilangan piawai iaitu 50 sampel. Oleh itu, ujian Shapiro-Wilk digunakan untuk menentukan kenormalan data penyelidikan.

Rajah 4.28 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Kaczmarz. Pengujian ketepatan padanan Shapiro-Wilk, iaitu `stats::swGOF(x)` menunjukkan nilai p bersamaan 0.0098. Manakala, nilai statistik bersamaan 0.9143. Nilai p yang kecil membolehkan hipotesis nol ditolak pada tahap signifikan 0.1 terhadap masa penambahbaikan lelaran Kaczmarz.



Rajah 4.28 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Kaczmarz

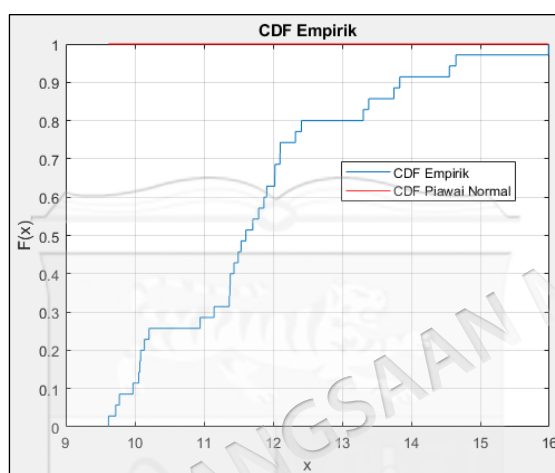
Rajah 4.29 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Kaczmarz Simetri.



Rajah 4.29 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Kaczmarz Simetri

Pengujian ketepatan padanan Shapiro-Wilk digunakan untuk menentukan kenormalan data penyelidikan. Pengujian ketepatan padanan Shapiro-Wilk, iaitu $\text{stats::swGOF}(x)$ menunjukkan nilai p bersamaan 0.0044. Manakala, nilai statistik bersamaan 0.9016. Nilai p yang kecil membolehkan hipotesis nol ditolak pada tahap signifikan 0.1 terhadap masa penambahbaikan lelaran Kaczmarz Simetri.

Rajah 4.30 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lalaran Kaczmarz Rawak. Pengujian ketepatan padanan Shapiro-Wilk digunakan untuk menentukan kenormalan data penyelidikan ini. Pengujian ketepatan padanan Shapiro-Wilk, iaitu `stats::swGOF(x)` menunjukkan nilai p bersamaan 0.0284. Manakala, nilai statistik bersamaan 0.9302. Nilai p yang kecil membolehkan hipotesis nol ditolak pada tahap signifikan 0.1 terhadap masa penambahbaikan lalaran Kaczmarz Rawak.



Rajah 4.30 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lalaran Kaczmarz Rawak

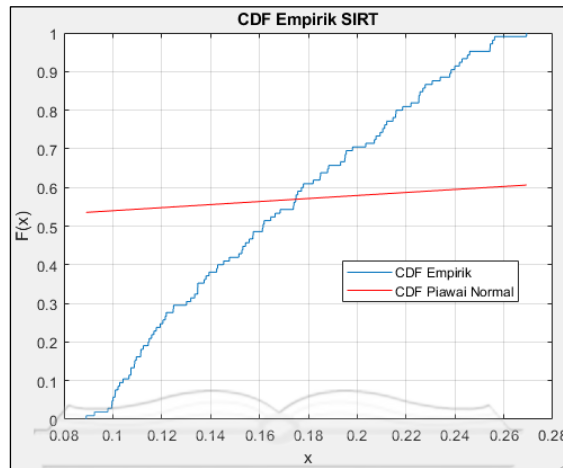
4.6.2 Ujian statistik menggunakan ujian Kolmogorov-Smirnov

Ujian statistik menggunakan ujian Kolmogorov-Smirnov merujuk kepada pembinaan semula imej kaedah lalaran SIRT di Seksyen 4.4.2. Hipotesis nul (H_0) mengatakan tidak terdapat perbezaan min yang signifikan terhadap masa penambahbaikan. Ia berdasarkan kaedah lalaran di mana $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4 = \mu_5 = \mu_6$.

Ujian Kolmogorov-Smirnov satu sampel digunakan untuk menentukan kenormalan data penyelidikan. Ia adalah disebabkan oleh jumlah sampel yang banyak iaitu 105 sampel. Jumlah ini telah melebihi bilangan sampel piawai yang digunapakai untuk pengujian jenis ini iaitu 50 sampel.

Rajah 4.31 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lalaran SIRT sebelum pengubahsuaian. Pengujian kenormalan

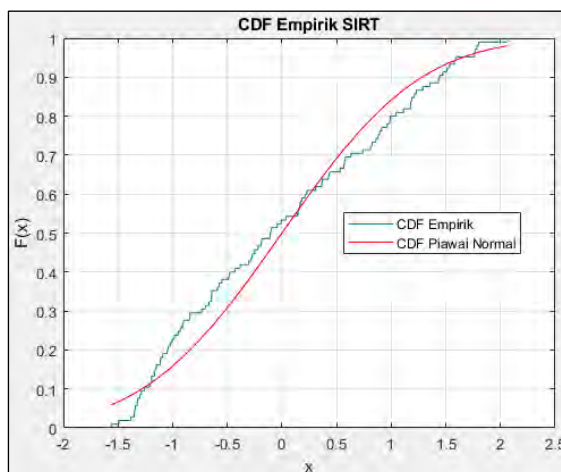
Kolmogorov-Smirnov, iaitu $[h,p] = \text{kstest}(x)$ menunjukkan nilai h bersamaan 1 dan nilai p bersamaan $3.5423\text{e-}27$. Ujian ini menolak hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) terhadap masa penambahbaikan lelaran SIRT.



Rajah 4.31 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SIRT sebelum pengubahsuaian

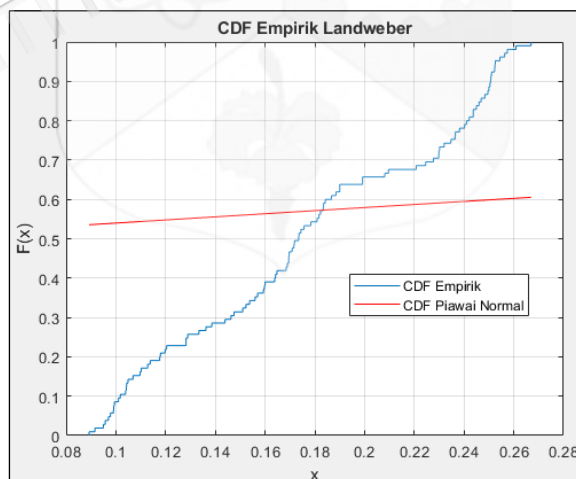
Rajah 4.32 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SIRT selepas pengubahsuaian min dan sisihan piawai. Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov selepas pengubahsuaian data ini menggunakan min bersamaan 0.1667 dan sisihan piawai bersamaan 0.0497.

Pengiraan nilai $x_2 = (x - 0.1667) / 0.0497$ di mana $[h,p] = \text{kstest}(x_2)$ menunjukkan nilai h bersamaan 0 dan nilai p bersamaan 0.2805. Oleh itu, hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) tidak dapat ditolak.



Rajah 4.32 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SIRT selepas pengubahsuaian

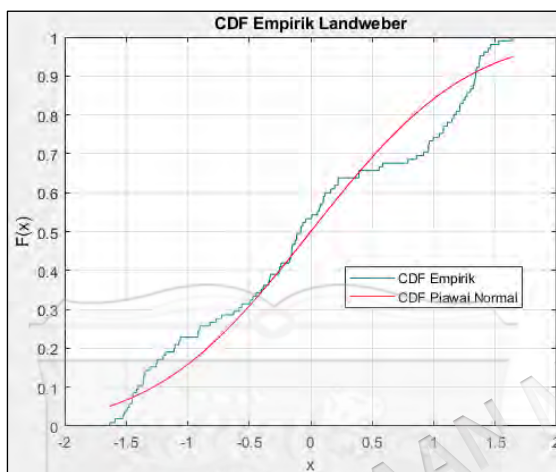
Rajah 4.33 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Landweber sebelum pengubahsuaian. Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov, iaitu $[h,p] = \text{kstest}(x)$ menunjukkan nilai h bersamaan 1 dan nilai p bersamaan $3.5101\text{e-}27$. Ujian ini menolak hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) terhadap masa penambahbaikan lelaran Landweber.



Rajah 4.33 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Landweber tanpa pengubahsuaian

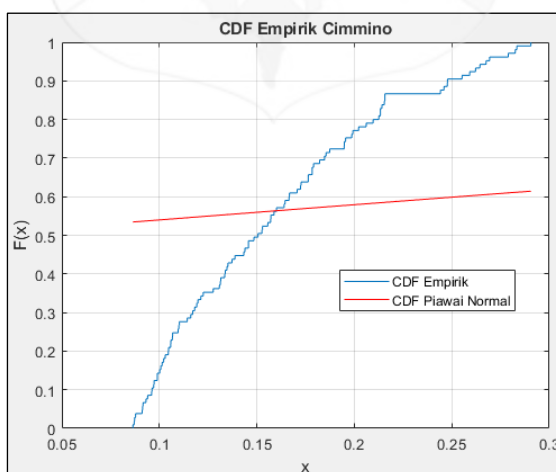
Rajah 4.34 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Landweber selepas pengubahsuaian min dan sisihan piawai.

Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov selepas pengubahsuaian data ini menggunakan min bersamaan 0.1779 dan sisihan piawai bersamaan 0.0543. Pengiraan nilai $x_2 = (x - 0.1779) / 0.0543$, di mana $[h, p] = \text{kstest}(x_2)$ menunjukkan nilai h bersamaan 0 dan nilai p bersamaan 0.0665. Oleh itu, hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) tidak dapat ditolak.



Rajah 4.34 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Landweber selepas pengubahsuaian

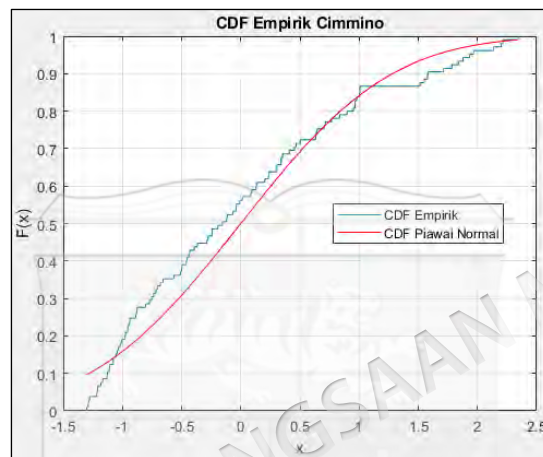
Rajah 4.35 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Cimmino sebelum pengubahsuaian.



Rajah 4.35 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Cimmino sebelum pengubahsuaian

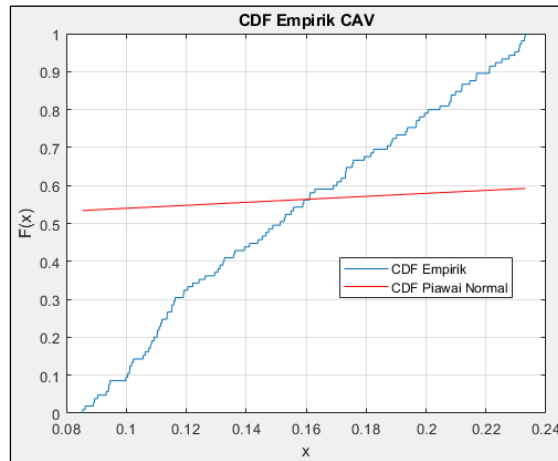
Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov, iaitu $[h,p] = \text{kstest}(x)$ menunjukkan nilai h bersamaan 1 dan nilai p bersamaan $4.5330\text{e-}27$. Ujian ini menolak hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) terhadap masa penambahbaikan lelaran Cimmino.

Rajah 4.36 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Cimmino selepas pengubahsuaian min dan sisihan piawai.



Rajah 4.36 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran Cimmino selepas pengubahsuaian

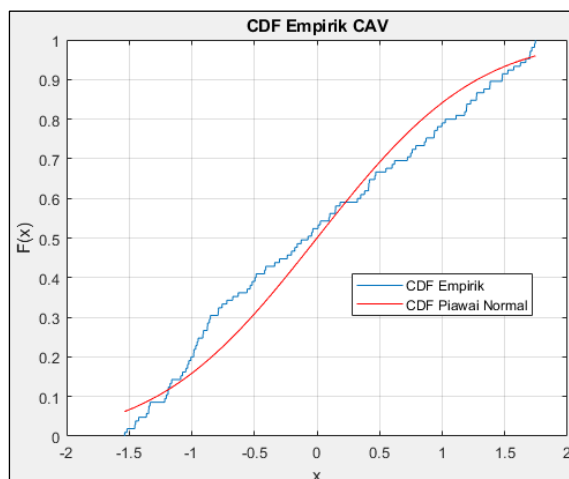
Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov selepas pengubahsuaian data menggunakan min bersamaan 0.1593 dan sisihan piawai bersamaan 0.0560. Pengiraan nilai $x_2 = (x - 0.1593) / 0.0560$, di mana $[h,p] = \text{kstest}(x_2)$ menunjukkan nilai h bersamaan 0 dan nilai p bersamaan 0.2611. Oleh itu, hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) tidak dapat ditolak. Rajah 4.37 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran CAV sebelum pengubahsuaian.



Rajah 4.37 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran CAV sebelum pengubahsuaian

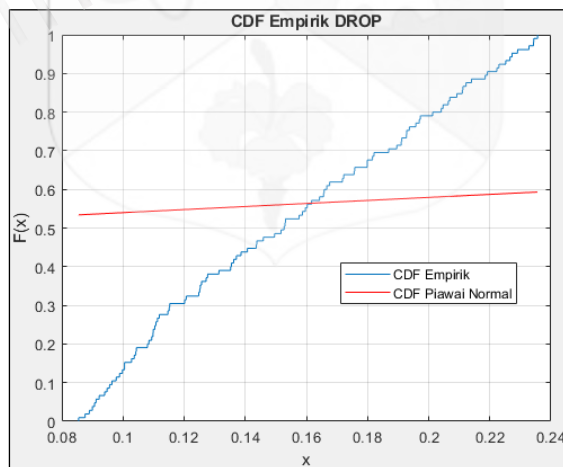
Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov, di mana $[h,p] = \text{kstest}(x)$ menunjukkan nilai h bersamaan 1 dan nilai p bersamaan $4.9209\text{e-}27$. Ujian ini menolak hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) terhadap masa penambahbaikan lelaran CAV.

Rajah 4.38 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran CAV selepas pengubahsuaian min dan sisihan piawai. Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov selepas pengubahsuaian data menggunakan min bersamaan 0.1546 dan sisihan piawai bersamaan 0.0450. Pengiraan nilai $x_2 = (x - 0.1546) / 0.0450$, di mana $[h,p] = \text{kstest}(x_2)$ menunjukkan nilai h bersamaan 0 dan nilai p bersamaan 0.1528. Oleh itu, hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) tidak dapat ditolak.



Rajah 4.38 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran CAV selepas pengubahsuaian

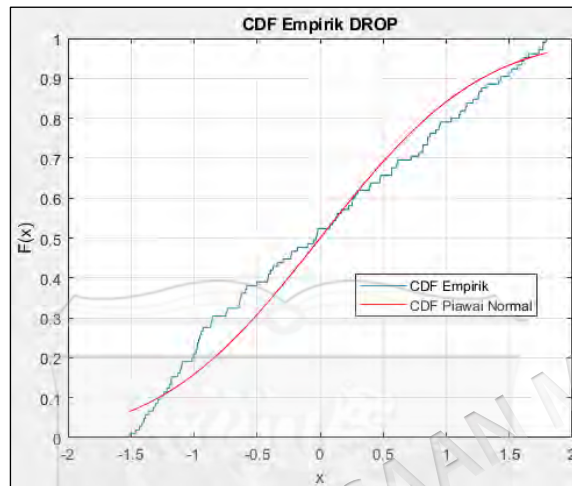
Rajah 4.39 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran DROP sebelum pengubahsuaian. Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov, iaitu $[h,p] = \text{kstest}(x)$ menunjukkan nilai h bersamaan 1 dan nilai p bersamaan $4.9209\text{e-}27$. Ujian ini menolak hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) terhadap masa penambahbaikan lelaran DROP.



Rajah 4.39 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran DROP sebelum pengubahsuaian

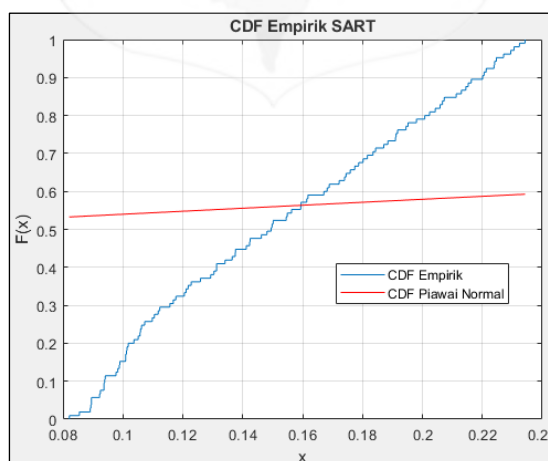
Rajah 4.40 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran DROP selepas pengubahsuaian min dan sisihan piawai.

Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov selepas pengubahsuaian data menggunakan min bersamaan 0.1541 dan sisihan piawai bersamaan 0.0454. Pengiraan nilai $x_2 = (x - 0.1541) / 0.0454$, di mana $[h, p] = \text{kstest}(x_2)$ menunjukkan nilai h bersamaan 0 dan nilai p bersamaan 0.1576. Oleh itu, hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) tidak dapat ditolak.



Rajah 4.40 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran DROP selepas pengubahsuaian

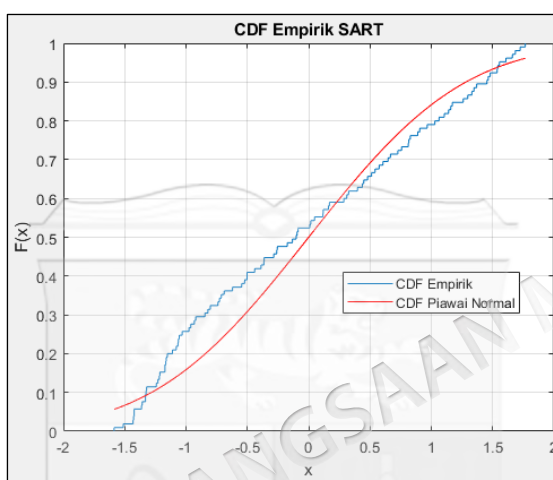
Rajah 4.41 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SART sebelum pengubahsuaian.



Rajah 4.41 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SART sebelum pengubahsuaian

Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov, iaitu $[h,p] = \text{kstest}(x)$ menunjukkan nilai h bersamaan 1 dan nilai p bersamaan $6.7075e-27$. Ujian ini menolak hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) terhadap masa penambahbaikan lelaran SART.

Rajah 4.42 menunjukkan graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SART selepas pengubahsuaian min dan sisihan piawai.



Rajah 4.42 Graf fungsi taburan kumulatif (CDF) masa penambahbaikan lelaran SART selepas pengubahsuaian

Pengujian kenormalan data Kolmogorov-Smirnov selepas pengubahsuaian data menggunakan min bersamaan 0.1522 dan sisihan piawai bersamaan 0.0454. Pengiraan nilai $x_2 = (x - 0.1522) / 0.0454$, di mana $[h,p] = \text{kstest}(x_2)$ menunjukkan nilai h bersamaan 0 dan nilai p bersamaan 0.1060. Oleh itu, hipotesis nol pada tahap signifikan 0.05 (5%) tidak dapat ditolak.

4.6.3 Ujian statistik menggunakan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi kaedah lelaran ART

Ujian statistik menggunakan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala merujuk kepada pembinaan semula imej kaedah lelaran ART di Seksyen 4.4.1. Keputusan pengujian hipotesis nol menunjukkan ketiga-tiga kaedah lelaran Kaczmarz menolak hipotesis nol yang menyatakan bahawa sampel data tersebut berasal daripada taburan

masa penambahbaikan yang sama. Ujian statistik berparameter tidak dapat digunakan terhadap sampel data yang tidak normal.

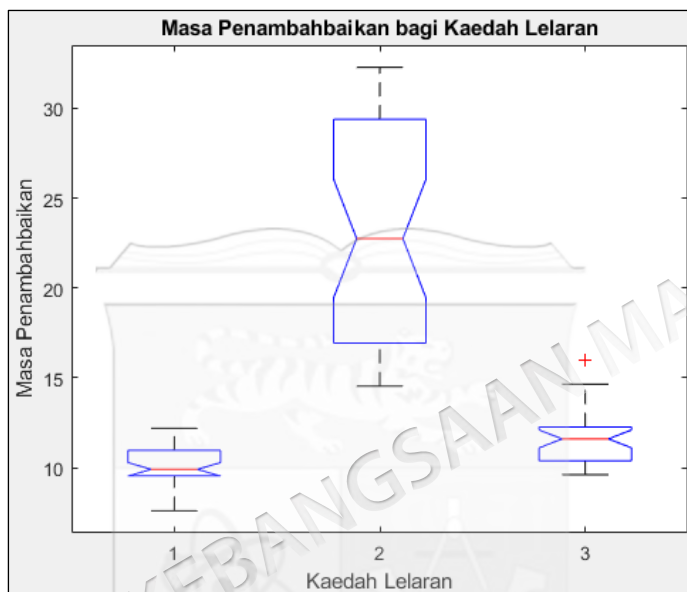
Oleh itu, analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala digunakan untuk mengetahui sama ada kumpulan data masa penambahbaikan tersebut adalah sama. Hipotesis nol (H_0) adalah andaian di mana terdapat persamaan yang signifikan terhadap min masa penambahbaikan berdasarkan kaedah lelaran. Manakala, hipotesis alternatif (H_1) adalah andaian yang mengatakan terdapat perbezaan yang signifikan terhadap min masa penambahbaikan berdasarkan kaedah lelaran.

Jadual 4.3 menunjukkan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala iaitu variasi antara kumpulan dan variasi dalam kumpulan. Jumlah darjah kebebasan adalah jumlah pemerhatian tolak satu iaitu $105-1=104$. Darjah kebebasan antara kumpulan adalah bilangan kumpulan tolak satu iaitu $3-1=2$. Darjah kebebasan dalam kumpulan adalah jumlah darjah kebebasan tolak darjah kebebasan antara kumpulan iaitu $104-2=102$. Min kuasa dua adalah jumlah kuasa dua bahagi darjah kebebasan untuk setiap variasi kaedah lelaran. Nilai p adalah kebarangkalian bahawa ujian statistik boleh mengambil nilai lebih besar daripada nilai ujian statistik yang dikira. Contohnya, nilai khai kuasa dua bersamaan 78.12 iaitu lebih besar daripada nilai p. Ujian statistik tidak berparameter Kruskal-Wallis, $p = \text{kruskalwallis}(x)$ menunjukkan bahawa perbezaan antara kumpulan masa penambahbaikan adalah signifikan iaitu $p = 1.0861\text{e-}17$. Nilai p menunjukkan bahawa ujian Kruskal-Wallis menolak hipotesis nol. Pengujian menunjukkan bahawa ketiga-tiga sampel data tidak berasal daripada taburan masa penambahbaikan yang sama pada tahap signifikan 0.01 (1%).

Jadual 4.3 Analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi masa penambahbaikan tiga kaedah lelaran yang berlainan

Masa penambahbaikan kaedah lelaran	Jumlah kuasa dua	Darjah kebebasan	Min kuasa dua	Khai kuasa dua	Signifikan
Antara kumpulan	72458.8	2	36229.4	78.12	1.08611e-17
Dalam kumpulan	24001.2	102	235.3		
Jumlah	96460	104			

Rajah 4.43 menunjukkan ringkasan statistik nilai median, minimum dan maksimum data penyelidikan secara visual bagi setiap kaedah iaitu kaedah Kaczmarz, Kaczmarz Simetri dan Kaczmarz Rawak. Kaedah Kaczmarz Simetri menunjukkan nilai median, minimum dan maksimum yang tinggi berbanding kaedah Kaczmarz dan Kaczmarz Rawak. Statistik ringkas ini diperoleh menggunakan fungsi kotak plot perisian MATLAB.



Rajah 4.43 Kotak plot perbandingan data analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi nilai median, minimum dan maksimum.

4.6.4 Ujian statistik menggunakan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi kaedah lelaran SIRT

Ujian statistik menggunakan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala merujuk kepada pembinaan semula imej kaedah lelaran SIRT di Seksyen 4.4.2. Keputusan pengujian hipotesis nol menunjukkan keenam-enam kaedah lelaran SIRT menolak hipotesis nol. Pengujian menunjukkan bahawa keenam-enam sampel data tersebut tidak berasal daripada taburan masa penambahbaikan yang sama. Ujian statistik berparameter tidak dapat digunakan terhadap sampel data yang tidak normal. Oleh itu, analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala digunakan untuk mengetahui sama ada kumpulan data masa penambahbaikan tersebut adalah sama.

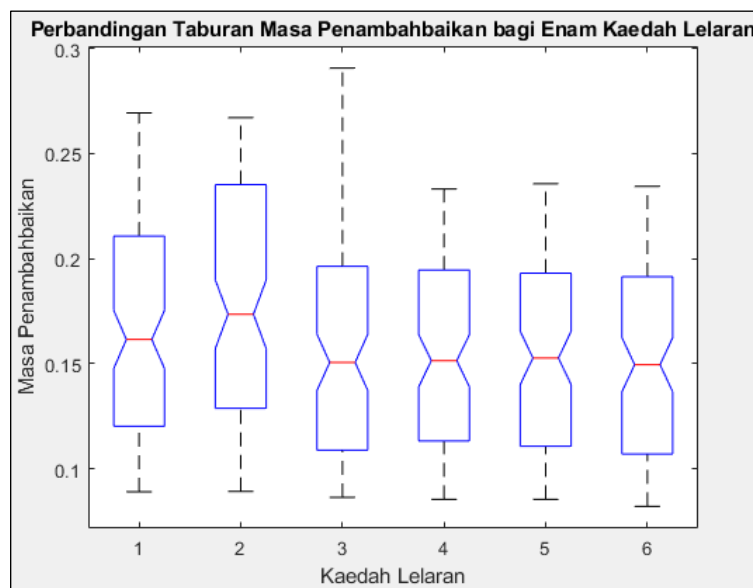
Hipotesis nol (H_0) adalah andaian terdapat persamaan yang signifikan terhadap min masa penambahbaikan berdasarkan kaedah lelaran. Manakala, hipotesis alternatif (H_1) adalah andaian terdapat perbezaan yang signifikan terhadap min masa penambahbaikan berdasarkan kaedah lelaran. Jadual 4.4 menunjukkan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala iaitu variasi antara kumpulan dan variasi dalam kumpulan. Jumlah darjah kebebasan adalah jumlah pemerhatian tolak satu iaitu $630-1=629$. Darjah kebebasan antara kumpulan adalah bilangan kumpulan tolak satu iaitu $6-1=5$. Darjah kebebasan dalam kumpulan adalah jumlah darjah kebebasan tolak darjah kebebasan antara kumpulan iaitu $629-5=624$. Min kuasa dua adalah jumlah kuasa dua bahagi darjah kebebasan untuk setiap variasi kaedah lelaran.

Nilai p adalah kebarangkalian bahawa ujian statistik boleh mengambil nilai lebih besar daripada nilai ujian statistik yang dikira. Contohnya, nilai khai kuasa dua bersamaan 18.04 iaitu lebih besar daripada nilai p. Ujian statistik tidak berparameter Kruskal-Wallis, $p = \text{kruskalwallis}(x)$ menunjukkan bahawa perbezaan antara kumpulan masa penambahbaikan adalah signifikan iaitu $p = 0.0029$. Nilai p menunjukkan bahawa ujian Kruskal-Wallis menolak hipotesis nol. Pengujian menunjukkan bahawa keenam-enam sampel data tidak berasal daripada taburan masa penambahbaikan yang sama pada tahap signifikan 0.01 (1%).

Jadual 4.4 Analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi masa penambahbaikan enam kaedah lelaran yang berlainan

Masa penambahbaikan kaedah lelaran	Jumlah kuasa dua	Darjah kebebasan	Min kuasa dua	Khai kuasa dua	Signifikan
Antara kumpulan	597753	5	119550.6	18.04	0.0029
Dalam kumpulan	20239368	624	32434.9		
Jumlah	20837121	629			

Rajah 4.44 menunjukkan ringkasan statistik nilai median, minimum dan maksimum data penyelidikan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala. Ringkasan statistik secara visual ini menggunakan kotak plot MATLAB. Taburan masa penambahbaikan bagi setiap kaedah lelaran iaitu kaedah SIRT, Landweber, Cimmino, CAV, DROP dan SART dibandingkan secara serentak.



Rajah 4.44 Kotak plot perbandingan data penyelidikan analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala bagi nilai median, minimum dan maksimum.

4.6.5 Ujian statistik menggunakan analisis varians ANOVA sehala bagi kaedah lelaran SIRT

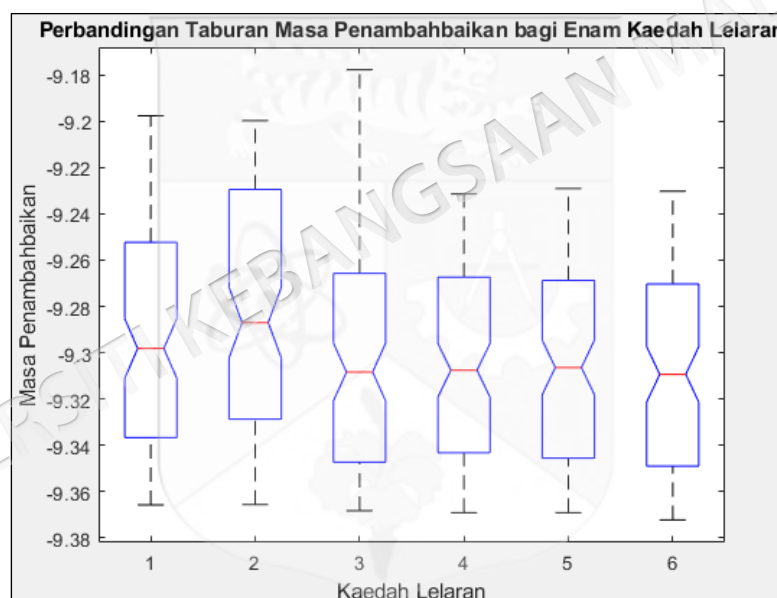
Jadual 4.5 menunjukkan analisis varians ANOVA sehala iaitu variasi antara kumpulan dan variasi dalam kumpulan. Jumlah darjah kebebasan adalah jumlah pemerhatian tolak satu iaitu $630-1=629$. Darjah kebebasan antara kumpulan adalah bilangan kumpulan tolak satu iaitu $6-1=5$. Darjah kebebasan dalam kumpulan adalah jumlah darjah kebebasan tolak darjah kebebasan antara kumpulan iaitu $629-5=624$. Min kuasa dua adalah jumlah kuasa dua bahagi darjah kebebasan untuk setiap variasi kaedah lelaran.

Nilai p adalah kebarangkalian bahawa ujian statistik boleh mengambil nilai lebih besar daripada nilai ujian statistik yang dikira. Contohnya, nilai khai kuasa dua bersamaan 4.1672 iaitu lebih besar daripada nilai p . Ujian statistik berparameter ANOVA, $[p, tbl, stats] = \text{anova1}(x2)$ menunjukkan bahawa perbezaan antara kumpulan masa penambahbaikan adalah signifikan iaitu $p = 0.0009$. Nilai p menunjukkan bahawa ujian ANOVA menolak hipotesis nol. Pengujian menunjukkan bahawa keenam-enam sampel data tidak berasal daripada taburan masa penambahbaikan yang sama pada tahap signifikan 0.01 (1%).

Jadual 4.5 Analisis varians ANOVA sehalu bagi masa penambahbaikan enam kaedah lelaran yang berlainan

Masa penambahbaikan kaedah lelaran	Jumlah kuasa dua	Darjah kebebasan	Min kuasa dua	Khai kuasa dua	Signifikan
Antara kumpulan	0.0445	5	0.0089	4.1672	0.0009
Dalam kumpulan	1.3324	624	0.0021		
Jumlah	1.3769	629			

Rajah 4.45 menunjukkan kotak plot ringkasan statistik nilai median, minimum dan maksimum data penyelidikan analisis varians ANOVA sehalu. Ringkasan statistik secara visual menggunakan kotak plot MATLAB. Taburan masa penambahbaikan bagi setiap kaedah lelaran iaitu kaedah SIRT, Landweber, Cimmino, CAV, DROP dan SART dibandingkan secara serentak.



Rajah 4.45 Kotak plot perbandingan data penyelidikan analisis varians ANOVA sehalu bagi nilai median, minimum dan maksimum.

4.7 HUBUNG KAIT OBJEKTIF PENYELIDIKAN DAN KEPUTUSAN PENYELIDIKAN

Objektif penyelidikan kedua, ketiga dan keempat dihubungkan dengan keputusan penyelidikan. Objektif penyelidikan kedua dan ketiga menjurus kepada pembangunan model prototaip pembinaan semula imej tomografi berkomputer. Manakala, objektif

penyelidikan keempat menjurus kepada analisis dan pengukuran terhadap kaedah dan model prototaip pembinaan semula imej CT.

Rajah 4.46 menunjukkan model analisis ringkas hubung kait pernyataan objektif penyelidikan terhadap keputusan penyelidikan. Objektif penyelidikan kedua untuk menjana data sintetik 2D tercapai setelah data teks 2D berjaya ditukar data matrik MATLAB. Seterusnya, proses penjanaan data sintetik sinogram 2D menggunakan transformasi Radon dan proses pembinaan semula imej 2D menggunakan transformasi songsang Radon.

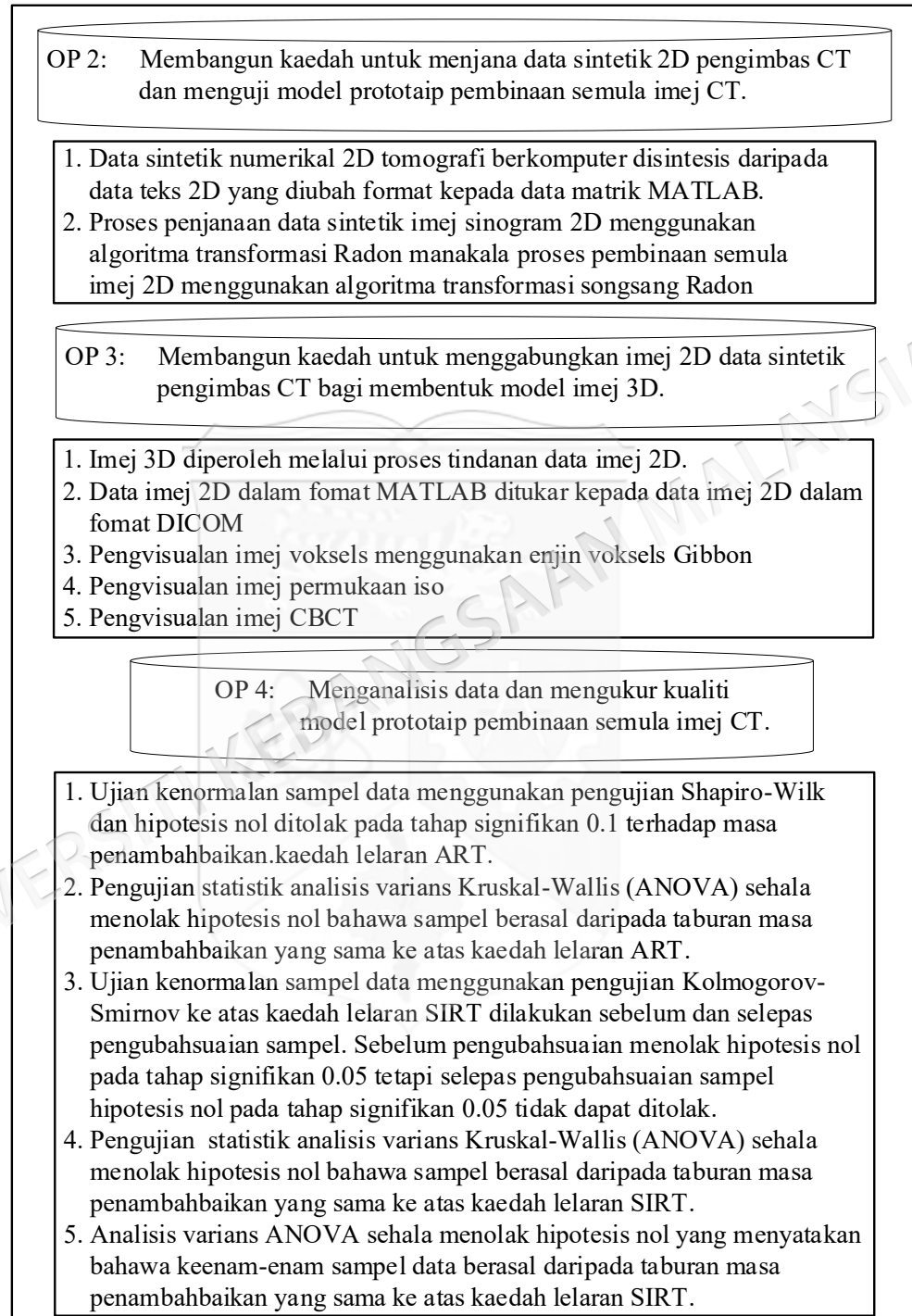
Objektif penyelidikan ketiga tercapai setelah imej 3D berjaya diperoleh melalui proses tindanan data imej 2D. Data imej 2D dalam format MATLAB pula dapat ditukarkan kepada data imej 2D dalam format DICOM. Manakala, pengvisualan imej voksels menggunakan enjin voksels Gibbon, pengvisualan imej permukaan iso dan pengvisualan imej CBCT dapat menghasilkan imej 3D.

Objektif penyelidikan keempat memberi tumpuan kepada pengukuran dan pengujian hipotesis penyelidikan ke atas kaedah lelaran ART dan lelaran SIRT. Ujian kenormalan sampel data menggunakan pengujian Shapiro-Wilk menolak hipotesis nol pada tahap signifikan 0.1 terhadap masa penambahbaikan kaedah lelaran ART. Seterusnya, pengujian statistik analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala ke atas kaedah lelaran ART menolak hipotesis nol. Ini menunjukkan bahawa sampel tidak berasal daripada taburan masa penambahbaikan yang sama.

Ujian kenormalan sampel data menggunakan pengujian Kolmogorov-Smirnov ke atas kaedah lelaran SIRT dilakukan sebelum dan selepas pengubahsuaian sampel. Sebelum pengubahsuaian hipotesis nol ditolak pada tahap signifikan 0.05. Manakala, selepas pengubahsuaian sampel hipotesis nol tidak dapat ditolak pada tahap signifikan 0.05.

Pengujian statistik analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala ke atas kaedah lelaran SIRT menolak hipotesis nol. Ini menunjukkan bahawa sampel tidak berasal daripada taburan masa penambahbaikan yang sama. Analisis varians ANOVA

sehala menolak hipotesis nol yang menyatakan bahawa keenam-enam sampel data berasal daripada taburan masa penambahbaikan yang sama.



4.8 KESIMPULAN

Pensampelan data sintetik tomografi berkomputer adalah langkah pertama untuk melaksanakan aktiviti analisis dan pengukuran terhadap kaedah penyelidikan. Pensampelan data sintetik 2D dan 3D diperlukan untuk menyelidik perkaitan pembinaan semula imej 3D daripada data tomografi berkomputer 2D (Kumar & Vijai 2012). Pengimejan CT menghasilkan data imej 2D manakala pengimejan radiografi CBCT menghasilkan data imej 3D.

Pensampelan data sebenar tomografi berkomputer diperoleh secara atas talian daripada organisasi dan institusi yang menyediakan kemudahan pengimejan tanpa musnah. Algoritma pembinaan semula algebra (ART) 2D terdiri daripada kaedah lelaran Kaczmarz, Kaczmarz Simetri dan Kaczmarz Rawak. Manakala, algoritma pembinaan semula teknik lelaran serentak (SIRT) 2D terdiri daripada kaedah lelaran SIRT, lelaran Landweber, lelaran Cimmino, lelaran CAV, lelaran DROP dan lelaran SART.

Ujian Shapiro-Wilk hanya digunakan untuk menentukan kenormalan data sampel yang kurang daripada 50. Manakala, ujian Kolmogorov-Smirnov satu sampel digunakan untuk menentukan kenormalan data penyelidikan yang melebihi 50 sampel. Pengujian hipotesis nol bagi variasi antara kumpulan dan dalam kumpulan telah dilakukan terhadap kaedah lelaran ART. Ia dilaksanakan menggunakan ujian statistik analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala. Pengujian hipotesis nol bagi variasi antara kumpulan dan dalam kumpulan telah dilakukan terhadap lelaran SIRT. Ia dilaksanakan menggunakan ujian statistik analisis varians Kruskal-Wallis (ANOVA) sehala dan analisis varians ANOVA sehala.

Analisis masa penambahbaikan imej adalah berasaskan 35 lelaran untuk kaedah lelaran ART dan 105 lelaran untuk kaedah lelaran SIRT. Keputusan perbandingan kaedah lelaran menunjukkan kaedah lelaran Kaczmarz (min 10.1338) adalah kaedah lelaran terpanjang. Kaedah lelaran Kaczmarz Rawak (min 11.7626) kedua terpanjang dan diikuti oleh kaedah lelaran Kaczmarz Simetri (min 22.5377).

BAB V

PERBINCANGAN DAN HASIL PENYELIDIKAN

5.1 HASIL UTAMA PENYELIDIKAN

Penyelidikan ini telah menjawab empat soalan utama penyelidikan berkenaan 1) dimensi pengetahuan untuk memahami pembinaan semula imej menggunakan kaedah lelaran, 2) kaedah untuk menjana data sintetik 2D dan menguji model prototaip pembinaan semula imej CT, 3) kaedah untuk menggabungkan imej unjuran 2D data sintetik pengimbas CT untuk membentuk imej 3D dan 4) kaedah analisis data yang digunakan untuk menganalisis serta mengukur kualiti model prototaip pembinaan semula imej CT.

Penyelidikan ini telah mencapai empat objektif penyelidikan iaitu 1) mengkaji persekitaran sistem perolehan data dan mereka bentuk kerangka kerja untuk pembangunan prototaip pembinaan semula imej menggunakan kaedah lelaran bagi data pengimbas CT generasi ke-4 dan ke-5, 2) membangun kaedah untuk menjana data sintetik 2D pengimbas CT dan menguji model prototaip pembinaan semula imej CT, 3) membangun kaedah untuk menggabungkan imej 2D data sintetik pengimbas CT bagi membentuk model imej 3D dan 4) menganalisis data serta mengukur kualiti model prototaip pembinaan semula imej CT yang dibangun.

Penyelidikan ini menunjukkan data imej numerikal 2D boleh ditukarkan kepada data imej numerikal 3D dan data imej numerikal 3D boleh ditukarkan kembali kepada data imej numerikal 2D. Seterusnya, sumbangan utama kaedah lelaran dalam bidang tomografi berkomputer adalah pengurangan dos untuk mengurangkan risiko radiasi kepada pesakit (Wu et al. 2017). Menurut Laqmani et al. (2013), kaedah lelaran dapat mengurangkan dos radiasi hampir 80% berbanding kaedah FBP.

5.1.1 Sumbangan Penyelidikan

Penyelidikan merupakan satu pendekatan khusus yang membawa penyelidik kepada pencarian dan penjanaan pengetahuan kepada individu, organisasi dan masyarakat umum. Jadual 5.1 menunjukkan pengiraan sumbangan penyelidikan yang diperkenalkan oleh Professor Howard J. Hamilton dari University of Regina, Canada.

Sumbangan penyelidikan yang dicadangkan oleh beliau dikira melalui tujuh kategori. Ia terdiri daripada pernyataan masalah penyelidikan, analisis teori penyelidikan, reka bentuk penyelidikan, perbandingan penyelidikan, pelaksanaan penyelidikan, analisis empirikal dan pengesahan penyelidikan.

Manakala, tujuh aktiviti khusus yang dilaksanakan untuk menyiapkan penyelidikan adalah 1) menyediakan soalan, objektif, kepentingan dan sempadan penyelidikan, 2) menyediakan hipotesis dan dimensi pengetahuan, memberikan definisi, teori dan bukti matematik, 3) menyediakan pemetaan konseptual dan konsep kerangka kerja penyelidikan, 4) membanding dan mengkaji aplikasi pembinaan semula imej CT untuk memproses imej 2D dan 3D, 5) pembangunan aplikasi prototaip pembinaan semula imej CT untuk imej 2D dan 3D daripada cadangan reka bentuk, 6) mengkaji prestasi terhadap kaedah yang dilaksanakan dengan cara mengukur masa penambahbaikan kaedah lelaran dan 7) mengesahkan kebenaran kajian penyelidik lain.

Penyelidikan tomografi berkomputer ini tidak melibatkan peralatan pengimbas CT secara langsung. Ia adalah penyelidikan dalam bidang pengkomputeran.

Jadual 5.1 Sumbangan projek penyelidikan tomografi berkomputer

Kategori	Aktiviti Khusus	Sumbangan Penyelidikan (%)
Pernyataan masalah penyelidikan	Menyediakan soalan penyelidikan, objektif penyelidikan, kepentingan penyelidikan dan sempadan penyelidikan (Bab 1).	10
Analisis teori penyelidikan	Menyediakan hipotesis penyelidikan dan dimensi pengetahuan untuk sintesis maklumat penyelidikan berdasarkan topik kajian. Mengenal pasti dan menentukan permasalahan penyelidikan berasaskan pengalaman dan tinjauan literatur (Bab 1 dan bab 2)	20
Reka bentuk penyelidikan	Menyediakan pemetaan konseptual penyelidikan dan konsep kerangka kerja penyelidikan. Pembangunan reka bentuk prototaip sistem pembinaan semula imej CT (Bab 1, bab 2 dan bab 3)	20
Perbandingan penyelidikan	Membandingkan dan mengkaji aplikasi pembinaan semula imej CT untuk memproses imej 2D dan 3D yang telah dibangunkan (Bab 3)	10
Pelaksanaan penyelidikan	Pembangunan aplikasi prototaip pembinaan semula imej CT untuk imej 2D dan 3D daripada cadangan reka bentuk (Bab 3)	10
Analisis empirikal	Kajian prestasi terhadap kaedah yang dilaksanakan dengan cara mengukur masa penambahbaikan kaedah lelaran (Bab 4)	20
Pengesahan penyelidikan	Penyelidikan tomografi berkomputer ini tidak melibatkan peralatan pengimbas CT secara langsung. Ia adalah penyelidikan dalam bidang pengkomputeran. (Bab 4)	10
Jumlah		100%

Penyelidikan ini telah menyelesaikan persoalan tentang pembinaan semula imej dalam bidang tomografi berkomputer. Pengetahuan yang terkandung dalam penyelidikan ini bernilai kepada para penyelidik yang berminat untuk mengkaji bagaimana data unjuran tomografi berkomputer ditukar kepada imej 2D dan 3D. Penyelidikan ini tidak melibatkan mesin pengimbas imej secara fizikal dan hanya memberi tumpuan kepada pembinaan semula imej daripada data unjuran pengimbas CT. Ujian berstatistik digunakan untuk analisis prestasi kaedah penyelesaian pembinaan semula imej.

5.2 CADANGAN PENYELIDIKAN MASA HADAPAN

Pengetahuan dalam bidang tomografi berkomputer berkembang selari dengan perkembangan perisian dan perkakasan teknologi komputer. Penyelidikan tomografi berkomputer memerlukan perisian dan perkakasan komputer yang mempunyai spesifikasi yang tinggi untuk memproses data unjuran CT. Pembangunan algoritma pembinaan semula imej CT diklasifikasikan kepada tiga kategori. Algoritma pembinaan semula imej kaedah analitik, pembinaan semula imej kaedah lelaran berdasarkan model dan pembinaan semula imej khusus untuk sesuatu aplikasi (Hsieh et al. 2013).

Para penyelidik menunggu perkembangan perisian dan perkakasan teknologi komputer untuk menjalankan penyelidikan yang tergendala disebabkan ketiadaan kemudahan teknologi komputer berprestasi tinggi. Menurut Després dan Jia (2017), teknologi GPU memacu pembangunan algoritma pembinaan semula imej perubatan yang inovatif pada generasi akan datang.

Teknologi ini mempunyai impak yang signifikan dalam pemprosesan imej CT, MRI, PET dan SPECT. Menurut Deng (2011), pelaksanaan algoritma perkomputeran selari berdasarkan perkongsian ingatan akan bermula pada masa depan. Beliau membincangkan keperluan memeriksa trend peningkatan kelajuan, kesan resolusi tidak homogen dan kecekapan ketika pembinaan semula imej yang besar. Kecerdasan buatan telah disatukan dalam pengecaman imej, segmentasi dan klasifikasi.

Oleh itu, kecerdasan buatan menjadi pilihan dalam pembinaan semula imej pada generasi akan datang. Algoritma kecerdasan buatan akan berkembang dan meningkatkan aliran kerja pembinaan semula imej CT dan mengurangkan dos radiasi kepada pesakit (Lee & Seeram 2020).

RUJUKAN

- Abd el Bar, W., Mahmoud, I. I., Konber, H. A. & Mongy, T. 2015. Image reconstruction technique using projection data from neutron tomography system. *Alexandria Engineering Journal* 54(4): 1057-1066.
- Abhange, S. 2009. Graphical User Interface (Gui) To Study Different Reconstruction Algorithms In Computed Tomography. Tesis Master, B.E., D. J. Sanghvi College of Engineering, Wright State University.
- Abi-Antoun, M., Wang, D. & Torr, P. 2007. Checking threat modeling data flow diagrams for implementation conformance and security. Proceedings of the twenty-second IEEE/ACM international conference on Automated software engineering. hlm. 393-396. Atlanta, Georgia, USA,
- Acar, E., Peltonen, S. & Ruotsalainen, U. 2016. Adaptive multiresolution method for MAP reconstruction in electron tomography. *Ultramicroscopy* 170: 24-34.
- Ahmed, R., Samardzic, D., Santos, M. A., Mesina, A. & Maines, J. 2017. Just a mirage: heterotopic intrauterine and twin ectopic pregnancy mimicked by mirror imaging on ultrasound. *Radiology Case Reports* 12(2): 422-426.
- Aissa, J., Thomas, C., Sawicki, L. M., Caspers, J., Kröpil, P., Antoch, G. & Boos, J. 2017. Iterative metal artefact reduction in CT: can dedicated algorithms improve image quality after spinal instrumentation? *Clinical Radiology* 72(5): 428.e427-428.e412.
- Aklra, I., Nobutoshi, Y., Nobuo, S. & Isao, H. 1985. Effects of data sampling rate on image quality in fan-beam CT system. *Systems and Computers in Japan* 16(2): 77-84.
- Al-masni, M. A., Al-antari, M. A., Metwally, M. K., Kadah, Y. M., Han, S.-M. & Kim, T.-S. 2017. A rapid algebraic 3D volume image reconstruction technique for cone beam computed tomography. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 37(4): 619-629.
- Al-Najjar, Y. A. Y. & Soong, D. C. 2012 Comparison of Image Quality Assessment: PSNR, HVS, SSIM, UIQI. *International Journal of Scientific & Engineering Research* 3(8).
- Ali, A. 2009. A Conceptual Model for Learning to Program in Introductory Programming Courses. *Informing Science and Information Technology* 6.
- Ali, A., Abdalla, J., Hawileh, R. & Galal, K. 2014. CFRP Mechanical Anchorage for Externally Strengthened RC Beams under Flexure. *Physics Procedia* 55: 10-16.
- Alisha, P. B. & Gnana, K. S. 2016. Image Denoising Techniques-An Overview. *IOSR Journal of Electronics and Communication Engineering (IOSR-JECE)* 11(1): 78-84.
- Alkadhi, H. & Leschka, S. 2011. Radiation dose of cardiac computed tomography - What has been achieved and what needs to be done. *European Radiology* 21(3): 505-509.
- Almuzian, M., Ju, X., Almukhtar, A., Ayoub, A., Al-Muzian, L. & McDonald, J. P. 2018. Does rapid maxillary expansion affect nasopharyngeal airway? A prospective Cone Beam Computerised Tomography (CBCT) based study. *The Surgeon* 16(1): 1-11.

- Alshamrani, A. & Bahattab, A. 2015. A Comparison Between Three SDLC Models Waterfall Model, Spiral Model, and Incremental/Iterative Model. *International Journal of Computer Science Issues* 12(1).
- Amlani, R. D. 2012. Advantages and Limitations of Different SDLC Models. *International Journal of Computer Applications & Information Technology* 1(3).
- Angelieri, F., Franchi, L., Cevidanes, L. H. S., Gonçalves, J. R., Nieri, M., Wolford, L. M. & McNamara, J. A. 2017. Cone beam computed tomography evaluation of midpalatal suture maturation in adults. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 46(12): 1557-1561.
- Angelis, G. I., Reader, A. J., Kotasidis, F. A., Lionheart, W. R. & Matthews, J. C. 2011. The performance of monotonic and new non-monotonic gradient ascent reconstruction algorithms for high-resolution neuroreceptor PET imaging. *Physics in Medicine and Biology* 56(13): 3895-3917.
- Apuke, O. 2017. Quantitative Research Methods : A Synopsis Approach. *Arabian Journal of Business and Management Review (kuwait Chapter)*. 6: 40-47.
- Aras, M. H., Miloglu, O., Barutcugil, C., Kantarci, M., Ozcan, E. & Harorli, A. 2010. Comparison of the sensitivity for detecting foreign bodies among conventional plain radiography, computed tomography and ultrasonography. *Dentomaxillofacial Radiology* 39(2): 72-78.
- Ashok, K. 2015. The Chi-Square test: a frequency data based statistical device. *Journal of Universal College of Medical Sciences* 3(3): 53-55.
- Atak, H. & Shikhaliev, P. M. 2017. Photon counting CT: Effects of dynamic beam attenuator on image quality. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 867: 58-71.
- Avcibas, I. & Sankur, B. 2015. Statistical analysis of image quality measures. *European Signal Processing Conference* 2015.
- Bacon-Shone, J. 2015. *Introduction to Quantitative Research Methods*.
- Banerjee, A. & Chaudhury, S. 2010. Statistics without tears: Populations and samples. *Industrial Psychiatry Journal* 19(1): 60-65.
- Baumann, J., Kiss, Z., Krimmel, S., Kuba, A., Nagy, A., Rodek, L., Schillinger, B. & Stephan, J. 2007. Discrete Tomography Methods for Nondestructive Testing.
- Beatson, R. & zu Castell, W. 2011. Scattered data interpolation of Radon data. *Calcolo* 48(1): 5.
- Beister, M., Kolditz, D. & Kalender, W. A. 2012. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Physica Medica* 28(2): 94-108.
- Bengtsson, M. 2016. How to plan and perform a qualitative study using content analysis. *NursingPlus Open* 2: 8-14.
- Benslama, M. & Mokhtari, H. 2017. 2 - Shannon's Theorem in Quantum Data. Dlm. Benslama, M. & Mokhtari, H. (pnyt.). *Compressed Sensing in Li-Fi and Wi-fi Networks*, hlm. 9-15. Elsevier.
- Berland, L. L. 2011. Benefits of Computed Tomography Versus Risks of Radiation for Organic Gastrointestinal Conditions. *Clinical Gastroenterology and Hepatology* 10(3): 216-217.
- Berndt, A. G. 2002. A fourth-generation iridium-192 source-based CT scanner for brachytherapy. Tesis NQ76716, University of Manitoba (Canada).

- Betancourt Benitez, J. R. 2010. Cone beam computed tomography: Development of system characterization metrics and applications. Tesis 3410604, University of Rochester.
- Bhuyan, U., Zang, C. & Menzel, A. 2017. Different responses of multispecies tree ring growth to various drought indices across Europe. *Dendrochronologia* 44: 1-8.
- Bieberle, A., Frust, T., Wagner, M., Bieberle, M. & Hampel, U. 2017. Data processing performance analysis for ultrafast electron beam X-ray CT using parallel processing hardware architectures. *Flow Measurement and Instrumentation* 53: 180-188.
- Bigliazzi, R., Magalhães, A. d. O. S., Magalhães, P. E., Bertoz, A. P. d. M., Faltin, K., Arita, E. S. & Bertoz, F. A. 2017. Cone-beam computed tomography evaluation of bone density of midpalatal suture before, after, and during retention of rapid maxillary expansion in growing patients. *Journal of the World Federation of Orthodontists* 6(1): 15-19.
- Biguri, A., Dosanjh, M., Hancock, S. & Soleimani, M. 2016. TIGRE: a MATLAB-GPU toolbox for CBCT image reconstruction. *Biomedical Physics & Engineering Express* 2(5): 055010.
- Blackmur, M. S., Preuss, M., Robson, J. D., Zanellato, O., Cernik, R. J., Ribeiro, F. & Andrieux, J. 2016. Strain evolution during hydride precipitation in Zircaloy-4 observed with synchrotron X-ray diffraction. *Journal of Nuclear Materials* 474: 45-61.
- Blas, J. G., Abella, M., Isaila, F., Carretero, J. & Desco, M. 2014. Surfing the optimization space of a multiple-GPU parallel implementation of a X-ray tomography reconstruction algorithm. *Journal of Systems and Software* 95: 166-175.
- Boas, F. E. & Fleischmann, D. 2012. CT artifacts: Causes and reduction techniques. *Imaging in Medicine* 4(2): 229-240.
- Bolboacă, S. D., Jäntschi, L., Sestraş, A. F., Sestraş, R. E. & Pamfil, D. C. 2011. Pearson-Fisher Chi-Square Statistic Revisited. *Information* 2(3): 528-545.
- Bootsma, G. J. 2013. Physics and Computational Methods for X-ray Scatter Estimation and Correction in Cone-Beam Computed Tomography. Tesis 3668874, University of Toronto (Canada).
- Brancati, N., Frucci, M. & Sanniti di Baja, G. 2008. Image Segmentation Via Iterative Histogram Thresholding and Morphological Features Analysis. Dlm. Campilho, A. & Kamel, M. (pnyt.). *Image Analysis and Recognition*, 5112. hlm. 132. Springer Berlin / Heidelberg.
- Brannen, J. 2005. Mixing Methods: The Entry of Qualitative and Quantitative Approaches into the Research Process. *International Journal of Social Research Methodology* 8(3): 173-184.
- Brereton, P., Kitchenham, B. A., Budgen, D., Turner, M. & Khalil, M. 2007. Lessons from applying the systematic literature review process within the software engineering domain. *Journal of Systems and Software* 80(4): 571-583.
- Briskman, J. 2014. Block Kaczmarz Method with Inequalities. CMC Senior Theses.

- Cai, Y., Shen, K. & Wang, J. 2010. Application of Radon transform in CT image matching. ICT Research Center of Chongqing University. Chongqing, P.R.China
- Calkoen, E. E., Elbaz, M. S. M., Westenberg, J. J. M., Kroft, L. J. M., Hazekamp, M. G., Roest, A. A. W. & van der Geest, R. J. 2015. Altered left ventricular vortex ring formation by 4-dimensional flow magnetic resonance imaging after repair of atrioventricular septal defects. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 150(5): 1233-1240.e1231.
- Camps-Perepérez, I., Guijarro-Martínez, R., Peiró-Guijarro, M. A. & Hernández-Alfaro, F. 2017. The value of cone beam computed tomography imaging in surgically assisted rapid palatal expansion: a systematic review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 46(7): 827-838.
- Capra, M. G. 2006. Usability problem description and the evaluator effect in usability testing. Tesis 3207958, Virginia Polytechnic Institute and State University.
- Carter, R., Huhman, B., Love, C. T. & Zenyuk, I. V. 2018. X-ray computed tomography comparison of individual and parallel assembled commercial lithium iron phosphate batteries at end of life after high rate cycling. *Journal of Power Sources* 381: 46-55.
- Cascio, D., Magro, R., Fauci, F., Iacomì, M. & Raso, G. 2012. Automatic detection of lung nodules in CT datasets based on stable 3D mass-spring models. *Computers in Biology and Medicine* 42(11): 1098-1109.
- Cazasnoves, A., Buyens, F. & Sevestre, S. 2015. Adapted sampling for 3D X-ray computed tomography. The 13th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine.
- Chakraborty, A., Baowaly, M. K., Arefin, A. & Bahar, A. N. 2012. The Role of Requirement Engineering in Software Development Life Cycle. *Journal of Emerging Trends in Computing and Information Sciences* 3(5).
- Chan, R. H. & Chen, K. 2007. Multilevel algorithm for a Poisson noise removal model with total-variation regularization. *International Journal of Computer Mathematics* 84(8): 1183-1198.
- Chan, R. W., von Deuster, C., Giese, D., Stoeck, C. T., Harmer, J., Aitken, A. P., Atkinson, D. & Kozerke, S. 2014. Characterization and correction of eddy-current artifacts in unipolar and bipolar diffusion sequences using magnetic field monitoring. *Journal of Magnetic Resonance* 244: 74-84.
- Chen, D.-H., Song, J.-L., Chuang, D. T., Chiu, W. & Ludtke, S. J. 2006. An Expanded Conformation of Single-Ring GroEL-GroES Complex Encapsulates an 86 kDa Substrate. *Structure* 14(11): 1711-1722.
- Chen, G.-H. 2003. A new framework of image reconstruction from fan beam projections. *Medical Physics* 30(6): 1151-1161.
- Chen, G. H. 2003. A new framework of image reconstruction from fan beam projections. *Med Phys* 30(6): 1151-1161.
- Chen, M.-J. 1991. Validation and error prevention of data-flow diagrams. Tesis 9807572, National Chiao Tung University (Taiwan).
- Chen, M.-J., Huang, C.-H. & Lee, W.-L. 2005. A fast edge-oriented algorithm for image interpolation. *Image and Vision Computing* 23(9): 791-798.

- Chen, Y., Hao, L., Ye, X., Chen, W., Luo, L. & Yin, X. 2009. PET transmission tomography using a novel nonlocal MRF prior. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 33(8): 623-633.
- Chhablani, J., Krishnan, T., Sethi, V. & Kozak, I. 2014. Artifacts in optical coherence tomography. *Saudi Journal of Ophthalmology* 28(2): 81-87.
- Cho, J. 2008. Issues And Challenges Of Agile Software Development With Scrum. *Issues in Information Systems* 9(2).
- Choi, W., Lee, J. W., Huh, M.-H. & Kang, S.-H. 2003. An Algorithm for Computing the Exact Distribution of the Kruskal–Wallis Test. *Communications in Statistics - Simulation and Computation* 32(4): 1029-1040.
- Choy, L. T. 2014. The Strengths and Weaknesses of Research Methodology: Comparison and Complimentary between Qualitative and Quantitative Approaches. *IOSR Journal Of Humanities And Social Science (IOSR-JHSS)* 19(4): 99-104.
- Clackdoyle, R. & Noo, F. 2004. A large class of inversion formulae for the 2D Radon transform of functions of compact support. *Inverse Problems* 20(4): 1281-1291.
- Clark, P. E. & Rilee, M. L. 2010. Remote Sensing Tools for Exploration.
- Crews, C., Kenny, P. S., O'Flynn, D. & Speller, R. D. 2018. Multivariate calibration of energy-dispersive X-ray diffraction data for predicting the composition of pharmaceutical tablets in packaging. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Analysis* 151: 186-193.
- Cunningham, I. A. & Judy, P. F. 2000. Computed Tomography. *CRC Press LLC*.
- Curtis, K. & Youngquist, S. T. 2013. Part 21: Categorical Analysis: Pearson Chi-Square Test. *Air Medical Journal* 32(4): 179-180.
- da Silva, M. L., Teixeira, R. R., de Azevedo Santos, L., Martins, F. T. & Ramalho, T. C. 2017. Synthesis and special characterization through X-ray analysis of 1,8-dioxooctahydroxanthenes. *Arabian Journal of Chemistry*.
- Dai, L., Flechsig, H. & Yu, J. 2017. Deciphering Intrinsic Inter-subunit Couplings that Lead to Sequential Hydrolysis of F1-ATPase Ring. *Biophysical Journal* 113(7): 1440-1453.
- Daniel, E. 2016. The Usefulness of Qualitative and Quantitative Approaches and Methods in Researching Problem-Solving Ability in Science Education Curriculum. *Journal of Education and Practice* 7(15): 91-100
- Davies, J., Crichton, C., Crichton, E., Neilson, D. & Sørensen, I. H. 2005. Formality, Evolution, and Model-driven Software Engineering. *Electronic Notes in Theoretical Computer Science* 130: 39-55.
- De Leon, A. G., Peralta, J. A. H., De Oca, D. R. M. & Mendez, M. C. 2007. CT-Projections Hardware Raw Data Acquisition System for Image Reconstruction. *Electrical and Electronics Engineering, 2007. ICEEE 2007. 4th International Conference on*, hlm. 86-89.
- Demircan-Tureyen, E. & Kamasak, M. E. 2017. A discretized tomographic image reconstruction based upon total variation regularization. *Biomedical Signal Processing and Control* 38: 44-54.
- Deng, J. 2011. Parallel computing techniques for computed tomography. Thesis Doctor of Philosophy The Graduate College of The University of Iowa, University of Iowa.

- Deng, Y., Shi, X., Xu, H., Sun, Y., Wu, J. & Revil, A. 2017. Quantitative assessment of electrical resistivity tomography for monitoring DNAPLs migration – Comparison with high-resolution light transmission visualization in laboratory sandbox. *Journal of Hydrology* 544: 254-266.
- Dennerlein, F. 2008. Image Reconstruction from Fan-Beam and Cone-Beam Projections. Tesis PhD, Technische FakultÄat der UniversitÄat Erlangen-NÄurnberg.
- Després, P. & Jia, X. 2017. A review of GPU-based medical image reconstruction. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics* 42: 76-92.
- Diaz, A., Guizar-Sicairos, M., Poeppel, A., Menzel, A. & Bunk, O. 2014. Characterization of carbon fibers using X-ray phase nanotomography. *Carbon* 67: 98-103.
- Dimondstein, G. 1969. A Proposed Conceptual Framework in the Arts. *Studies in Art Education* 10(2): 6-11.
- Diwakar, M. & Kumar, M. 2018. A review on CT image noise and its denoising. *Biomedical Signal Processing and Control* 42: 73-88.
- Dudovskiy, J. 2011. Research Methodology. <https://research-methodology.net/sampling-in-primary-data-collection/> [20 July 2018].
- Elbaum, M. 2018. Expanding horizons of cryo-tomography to larger volumes. *Current Opinion in Microbiology* 43: 155-161.
- Emara, D. M., Moghazy, K. M., Abo Elnagah, G. M. & Mohamed, D. A. 2018. The role of multi detector computed tomography in diagnosis of mesenteric vascular occlusion. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*.
- Epstein, C. L. 2007. A Basic Model for Tomography. Dlm. *Society for Industrial and Applied Mathematics*.
- Erlingsson, C. & Brysiewicz, P. 2013. Orientation among multiple truths: An introduction to qualitative research. *African Journal of Emergency Medicine* 3(2): 92-99.
- Evans, J. D. 2011. Statistical image reconstruction for quantitative computed tomography. Tesis Doctor of Philosophy, Department of Radiation Oncology, School of Medicine of Virginia Commonwealth University.
- Fagerland, M. W. 2012. t-tests, non-parametric tests, and large studies—a paradox of statistical practice? *BMC Medical Research Methodology* 12(1): 78.
- Faridani, A., Ritman, E. L. & Smith, K. T. 1992. Local Tomography. *SIAM Journal on Applied Mathematics* 52(2): 459-484.
- Faridi, M. S., Mustafa, T. & Jan, F. 2012. Human Persuasion Integration in Software Development Lifecycle (SDLC) *International Journal of Computer Science Issues* 9(4).
- Farlex. 2012. Data acquisition system.
- Farrell, D. 2006. Investigation and demonstration of a technique in CT image reconstruction for use with truncated data. Tesis M.Sc. Physical Sciences in Medicine, Trinity College, University of Dublin.
- Farshad-Amacker, N. A., Alkadhi, H., Leschka, S. & Frauenfelder, T. 2013. Effect of High-Pitch Dual-Source CT to Compensate Motion Artifacts: A Phantom Study. *Academic Radiology* 20(10): 1234-1239.
- Favorskaya, M. & Buryachenko, V. 2016. Scene Text Deblurring in Non-stationary Video Sequences. *Procedia Computer Science* 96: 744-753.

- Fessler, J. A. 2000. Statistical methods for tomographic image reconstruction. [28/08/2017].
- Fessler, J. A. 2010. Analytical Tomographic Image Reconstruction Method. Dlm. *Image Reconstruction*. <http://web.eecs.umich.edu/~fessler/course/516/l/c-tomo.pdf> [19/09/2012].
- Flores, L. A., Vidal, V., Mayo, P., Rodenas, F. & Verdú, G. 2013. CT Image Reconstruction Based on GPUs. *Procedia Computer Science* 18: 1412-1420.
- Franco, L., Gómez, F., Iglesias, A., Vidal, F. & Ameneiro, R. 2007. Industrial radiography and tomography based on scanning linear scintillator array.
- Frédéric, N., Rolf, C. & Jed, D. P. 2004. A two-step Hilbert transform method for 2D image reconstruction. *Physics in Medicine & Biology* 49(17): 3903.
- Fu, J., Wang, J., Guo, W. & Peng, P. 2018. Multi-mounted X-ray cone-beam computed tomography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 888: 119-125.
- Futcher, L. & Solms, R. v. 2007. SecSDM: A Model for Integrating Security into the Software Development Life Cycle. *World Conference on Information Security Education*.
- Gach, H., Tanase, C. & Boada, F. 2008. 2D and 3D Shepp-logan phantom standards for MRI.
- Gach, H. M., Tanase, C. & Boada, F. 2008. 2D & 3D Shepp-Logan Phantom Standards for MRI. *2008 19th International Conference on Systems Engineering*, hlm. 521-526.
- Gaind, V., Tsai, H. R., Webb, K. J., Chelvam, V. & Low, P. S. 2011. Physiologically relevant image reconstruction for small animals using optical diffusion tomography. *Lasers and Electro-Optics (CLEO), 2011 Conference on*, hlm. 1-2.
- Garboczi, E. J. & Bullard, J. W. 2017. 3D analytical mathematical models of random star-shape particles via a combination of X-ray computed microtomography and spherical harmonic analysis. *Advanced Powder Technology* 28(2): 325-339.
- Gardezi, S. J. S., Elazab, A., Lei, B. & Wang, T. 2019. Breast Cancer Detection and Diagnosis Using Mammographic Data: Systematic Review. *Journal of medical Internet research* 21(7): e14464-e14464.
- Gautschi, W. 2008. Leonhard Euler: His Life, the Man, and His Works. *SIAM Review* 50(1): 3-33.
- Gerald, B. 2018. A Brief Review of Independent, Dependent and One Sample t-test. *International Journal of Applied Mathematics and Theoretical Physics* 4: 50.
- Gerard, Y. & Feschet, F. 2007. Application of a Discrete Tomography Approach to Computerized Tomography.
- Ghadami, R., Rahebi, J. & Yayli, Y. 2012. Linear interpolation in minkowski space. *International Journal of Pure and Applied Mathematics* 77(4): 469-484.
- Ghasemi, A. & Zahediasl, S. 2012. Normality tests for statistical analysis: a guide for non-statisticians. *International journal of endocrinology and metabolism* 10(2): 486-489.
- Ghio, S., Bozzano, M. & Mazzarello, B. 2011. SIRT - Simultaneous Iterative Reconstruction Technique, Creative Commons and GPLv2 licenses.

- Girst, S., Marx, C., Bräuer-Krisch, E., Bravin, A., Bartzsch, S., Oelfke, U., Greubel, C., Reindl, J., Siebenwirth, C., Zlobinskaya, O., Multhoff, G., Dollinger, G., Schmid, T. E. & Wilkens, J. J. 2015. Improved normal tissue protection by proton and X-ray microchannels compared to homogeneous field irradiation. *Physica Medica* 31(6): 615-620.
- Goel, V. R., Greenberg, R. K. & Greenberg, D. P. 2008. Mathematical analysis of DICOM CT datasets: Can endograft sizing be automated for complex anatomy? *Journal of Vascular Surgery* 47(6): 1306-1312.
- Goldman, L. W. 2007. Principles of CT and CT Technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology* 35(3): 115-128.
- Gorbatov, A., Limaye, A. & Sambridge, M. 2004. TomoeYE: A Matlab package for visualization of three-dimensional tomographic models. *Geochemistry, Geophysics, Geosystems* 5(4).
- Goshima, S., Kanematsu, M., Nishibori, H., Miyazawa, D., Kondo, H., Moriyama, N. & Bae, K. T. 2013. Image quality and radiation exposure in CT of the pancreas: 320-MDCT with and without adaptive iterative dose reduction versus 64-MDCT. *Clinical Radiology* 68(11): e593-e600.
- Govindan, S. & Saravanakumar, S. 2012. Fast Blur Kernel Estimation with Texture Preserving DRD for Motion Deblur. *Procedia Engineering* 38: 442-447.
- Grais, S. 2017. Color Physics. <http://facweb.cs.depaul.edu/sgrais/color%20physics.htm> [8/24/2017].
- Grinyov, B. V., Ryzhikov, V. D., Naydenov, S. V., Smith, C. F., Opolonin, A. D., Lisetskaya, E. K., Shumeiko, N. A., Kurma, N. L., Onischenko, G. M., Tretyak, S. E., Galkin, S. N. & Voronkin, E. F. 2006. Radiation Detectors Scintillator-Photodiode on the Base of A2B6 Crystals for Application in Homeland Security and Medical Equipment. *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2006. IEEE*, hlm. 1134-1138.
- Hall, T. P. 1893. The Projection of Fourfold Figures upon a Three-Flat. *American Journal of Mathematics* 15(2): 179-189.
- Hamideen, M. S., Sharaf, J., Al-Saleh, K. A. & Shaderma, M. 2011. Description of a transmission X-ray computed tomography scanner. *Radiation Physics and Chemistry* 80(11): 1162-1165.
- Han, D.-K., Jo, B., Lee, M.-H., Yoo, M. S., Kim, K. & Lee, Y. 2016. Feasibility study of cone-beam computed tomography (CBCT) reconstruction algorithm for proton image-guided radiation therapy (IGRT). *Optik - International Journal for Light and Electron Optics* 127(20): 9691-9694.
- Han, X. 2013. Investigation and applications of optimization-based image reconstruction in full- and reduced-view cone-beam computed tomography. Thesis 3568542, The University of Chicago.
- Hansen, P. C. & Saxild-Hansen, M. 2012. AIR Tools — A MATLAB package of algebraic iterative reconstruction methods. *Journal of Computational and Applied Mathematics* 236(8): 2167-2178.
- Hanusz, Z. & Tarasińska, J. 2015. Normalization of the Kolmogorov–Smirnov and Shapiro–Wilk tests of normality. 52(2): 85.
- Harrison, R. L. 2012. Simulation of Medical Imaging Systems: Emission and Transmission Tomography. Dlm. Grupen, C. & Buvat, I. (pnyt.). *Handbook*

- of Particle Detection and Imaging*, hlm. 1095-1124. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Hasegawa, M., Wakabayashi, H. & Sudo, A. 2017. A case of bone necrosis with pseudotumor following metal-on-metal total hip arthroplasty. *Arthroplasty Today*.
- He, W., Juette, A., Denton, E., Oliver, A., Martí, R. & Zwiggelaar, R. 2015. A Review on Automatic Mammographic Density and Parenchymal Segmentation. *International Journal of Breast Cancer* 2015: 1-31.
- Hedman, M. M., Burt, J. A., Burns, J. A. & Showalter, M. R. 2014. Non-circular features in Saturn's D ring: D68. *Icarus* 233: 147-162.
- Held, D. 2017. Analysis of 3D Cone-Beam CT Image Reconstruction Performance on a FPGA. Tesis Master, The University of Western Ontario.
- Helmi, A., Wagner, E. C., Gallucci, F., van Sint Annaland, M., van Ommen, J. R. & Mudde, R. F. 2017. On the hydrodynamics of membrane assisted fluidized bed reactors using X-ray analysis. *Chemical Engineering and Processing: Process Intensification* 122: 508-522.
- Hendee, W. R. & Ritenour, E. R. 2002. Medical imaging physics. New York, A John Wiley & Sons, Inc., Publication.
- Herman, G. T. 2009. Fundamentals of Computerized Tomography.
- Hilgers, G., Nuver, T. & Minken, A. 2013. EP-1297: CT metal artifact reduction in the pelvic area: clinical evaluation of a commercial product. *Radiotherapy and Oncology* 106: S489-S490.
- Ho, E. Y. T. 2008. *Resolution improvement and effect of blurring in medical image analysis and computer vision*. University of London, University College London (United Kingdom).
- Hoffman, D. M. 2006. Compact structural CT detector module, Google Patents.
- Høilund, C. 2007. The Radon Transform. Aalborg University.
- Holt, V. 2017. A study into best practices and procedures used in the management of database systems. Tesis
- Hong, K. W. 2014. Improving Interface Usability through Model Transformation using Interaction Design Models. Tesis 3690283, North Carolina State University.
- Hopkins, W. G. 2008. Quantitative Research Design. <http://sportsci.org/jour/0001/wghdesign.html> [7/6/2018].
- Hrdý, J. 2018. A simple X-ray source of two orthogonal beams for small samples imaging. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 886: 53-54.
- Hsieh, J. 2005. Cone Beam Reconstruction. <https://www.aapm.org/meetings/05AM/pdf/18-2804-6504-616.pdf> [4/5/2018].
- Hsieh, J., Nett, B., Yu, Z., Sauer, K., Thibault, J.-B. & Bouman, C. A. 2013. Recent Advances in CT Image Reconstruction. *Current Radiology Reports* 1(1): 39-51.
- Hu, S.-b. & Shao, P. 2012. Improved nearest neighbor interpolators based on confidence region in medical image registration. *Biomedical Signal Processing and Control* 7(5): 525-536.
- Huang, Wei, Tudorica, Alina, Chu, Stephen, Kemmer, Kathleen, Naik, Arpana, Troxell, Megan, Holtorf & Megan 2014. Variations of dynamic contrast-enhanced

- magnetic resonance imaging in evaluation of breast cancer therapy response: a multicenter data analysis challenge. The Cancer Imaging Archive.
- Hunter, M. G. 2005. Qualitative research in information systems consideration of selected theories. Dlm. (pnyt.). *Information Systems Foundations: Constructing and Criticising*, hlm. 35-40. ANU Press.
- IAEA. 2008. Industrial Process Gamma Tomography. Industrial Applications and Chemistry Section. International Atomic Energy Agency.
- Ibrahim, R. & Yen, S. Y. 2011. A Formal Model for Data Flow Diagram Rules. *ARPN Journal of Systems and Software* 1(2).
- Inada, T., Yamaji, T., Adachi, S., Namba, T., Asai, S., Kobayashi, T., Tamasaku, K., Tanaka, Y., Inubushi, Y., Sawada, K., Yabashi, M. & Ishikawa, T. 2014. Search for photon–photon elastic scattering in the X-ray region. *Physics Letters B* 732: 356-359.
- Ivanov, D. & Nasmyth, K. 2005. A Topological Interaction between Cohesin Rings and a Circular Minichromosome. *Cell* 122(6): 849-860.
- Iwakiri, W. B., Black, J. K., Cole, R., Enoto, T., Hayato, A., Hill, J. E., Jahoda, K., Kaaret, P., Kitaguchi, T., Kubota, M., Marlowe, H., McCurdy, R., Takeuchi, Y. & Tamagawa, T. 2016. Performance of the PRAXyS X-ray polarimeter. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 838: 89-95.
- Jäger, A., Hübner, T., Kallis, K., Moghadas, H., Huang, Y. & Maier, A. 2018. Iterative Reconstruction. <https://www5.cs.fau.de/conrad/tutorials/api-tutorials/reconstruction/iterative-reconstruction/> [3/12/2018].
- Jaquero, V. L., Montero, F., Molina, J. P. & González, P. 2009. *Intelligent User Interfaces: Past, Present and Future*. Springer, London.
- Jazar, R. N. 2010. Orientation Kinematics. Dlm. *Theory of Applied Robotics*.
- Jennings, J. J. 2014. The derivation of euler's equations of motion in cylindrical vector components to aid in analyzing single axis rotation. Thesis 1554503, Marquette University.
- Jiangsheng, Y. & Zeng, G. L. 2007. Hilbert Transform Based FBP Algorithm for Fan-Beam CT Full and Partial Scans. *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 26(2): 190-199.
- Johnson, R. B. & Onwuegbuzie, A. J. 2004. Mixed methods research: A research paradigm whose time has come. *Educational Researcher* (33): 14--26.
- Johnson, R. P., Bashkirov, V. A., Coutrakon, G., Giacometti, V., Karbasi, P., Karonis, N. T., Ordoñez, C. E., Pankuch, M., Sadrozinski, H. F. W., Schubert, K. E. & Schulte, R. W. 2017. Results from a Prototype Proton-CT Head Scanner. *Physics Procedia* 90: 209-214.
- Jones, G. A. & Huthwaite, P. 2018. Limited view X-ray tomography for dimensional measurements. *NDT & E International* 93: 98-109.
- Jose, J. & Rajan, M. P. 2017. A Simplified Landweber Iteration for Solving Nonlinear Ill-Posed Problems. *International Journal of Applied and Computational Mathematics* 3(1): 1001-1018.
- Kalaiselvi, T., Sriramakrishnan, P. & Somasundaram, K. 2017. Survey of using GPU CUDA programming model in medical image analysis. *Informatics in Medicine Unlocked* 9: 133-144.

- Kalpana & Singh, H. 2015. Review Paper: To Study The Image Denoising Techniques. *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)* 2(8).
- Karas, P. & Svoboda, D. 2011. Convolution of large 3D images on GPU and its decomposition. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* 2011(1): 1-12.
- Karimi, S. 2014. Metal Artifact Reduction in Computed Tomography. Tesis PhD, University of California, San Diego.
- Katsevich, A., Basu, S. & Hsieh, J. 2004. Exact filtered backprojection reconstruction for dynamic pitch helical cone beam computed tomography. *Physics in Medicine and Biology* 49(14): 3089-3103.
- Kaur, J. 2015. Techniques Used in Hypothesis Testing in Research Methodology – A Review *International Journal of Science and Research (IJSR)* 4(5).
- Kervrann, C. & Trubuil, A. 2004. An adaptive window approach for Poisson noise reduction and structure preserving in confocal microscopy. *2004 2nd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro (IEEE Cat No. 04EX821)*, hlm. 788-791 Vol. 781.
- Khachatoorian, C., Ramirez, R. A., Hernandez, F., Serna, R. & Kwok, E. Y. 2015. Overexpressed Arabidopsis Annexin4 accumulates in inclusion body-like structures. *Acta Histochemica* 117(3): 279-287.
- Khan, A. H. & Chaudhuri, R. A. 2014. Fan-beam geometry based inversion algorithm in computed tomography (CT) for imaging of composite materials. *Composite Structures* 110: 297-304.
- Khattari, Z., Köhler, S., Xu, Y., Aeffer, S. & Salditt, T. 2015. Stalk formation as a function of lipid composition studied by X-ray reflectivity. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Biomembranes* 1848(1, Part A): 41-50.
- Kim, I. J., Kim, B. C., Kim, J. H., Chung, J.-P., Kim, H. M. & Yi, C.-Y. 2017. Building a Graphite Calorimetry System for the Dosimetry of Therapeutic X-ray Beams. *Nuclear Engineering and Technology* 49(4): 810-816.
- Kim, K. 2017. 3D Cone beam CT (CBCT) projection backprojection FDK, iterative reconstruction.
<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35548-3d-cone-beam-ct-cbct-projection-backprojection-fdk-iterative-reconstruction-matlab-examples> [29 July 2019].
- Kim, S. 2010. Cone beam computed tomography (CBCT) dosimetry: Measurements and Monte Carlo simulations. Tesis 3397297, Duke University.
- Kim, S., Petreczky, P. & Rothkopf, A. 2017. High statistics study of in-medium S- and P-wave quarkonium states in lattice Non-relativistic QCD. *Nuclear Physics A* 967: 724-727.
- Kim, T. 2015. T test as a parametric statistic. *Korean Journal of Anesthesiology* 68: 540.
- Kimia, B. 2011. Geometry in CT Reconstruction.
- Kirkland, E. J. 2010. Bilinear Interpolation. Dlm. (pnyt.). *Advanced Computing in Electron Microscopy*, hlm. 261. Springer US.
- Kondo, T., Takamura, K., Fujimoto, S., Takase, S., Sekine, T., Matsutani, H., Rybicki, F. J. & Kumamaru, K. K. 2014. Motion artifacts on coronary CT angiography

- images in patients with a pericardial effusion. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 8(1): 19-25.
- Konstantinidis, A. C., Szafraniec, M. B., Speller, R. D. & Olivo, A. 2012. The Dexela 2923 CMOS X-ray detector: A flat panel detector based on CMOS active pixel sensors for medical imaging applications. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 689: 12-21.
- Kostelec, P. J. & Periaswamy, S. 2003. Image Registration for MRI. *Modern Signal Processing, MSRI Publications* 46.
- Kothari, C. R. 1990. *Research Methodology Methods Techniques*. New Delhi, India New Age International (P) Ltd.
- Kothari, N., Bhateshvar, Y. K., Katariya, A. & Kothari, S. 2011. 3D Image Reconstruction Using X-Rays For CT Scan. 2011 International Conference on Computational Intelligence and Communication Systems.
- Kotwaliwale, N., Kalne, A. & Singh, K. 2010. Radiography, CT and MRI. 101-140.
- Kouis, D. & Giannakopoulos, G. 2014. Incorporate Cultural Artifacts Conservation Documentation to Information Exchange Standards – The DOC-CULTURE Case. *Procedia - Social and Behavioral Sciences* 147: 495-504.
- Kozak, J. & Friedrich, D. 2009. Quaternion: An Alternate Approach to Medical Navigation. Dlm. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*.
- Krieger, C., Kaminski, J., Vafeiadis, T. & Desch, K. 2018. Energy dependent features of X-ray signals in a GridPix detector. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 893: 26-34.
- Krishna, S. T. & Sreekanth, S. 2016. Performance of Ten Software Development Process Models with Principles *International Journal of Computer Science Engineering and Technology (IJCSSET)* 6(5): 161-171.
- Krishnan, D. G., Keloth, A. V. & Ubedulla, S. 2017. Pros and cons of simulation in medical education: A review. *International Journal of Medical and Health Research* 3(6): 84-87.
- Krithikadatta, J. 2014. Normal Distribution. *Journal of conservative dentistry : JCD* 17: 96-97.
- Kudo, H. 2006. Analytical image reconstruction methods for medical tomography: recent advances and a new uniqueness result. University of Tsukuba.
- Kumar, D. S. & Samuel, E. J. J. 2010. Investigation on Tissue Equivalent Normoxic Polymer Gel Dosimeter using In-house Laser CT scanning system. *Journal of Physics: Conference Series* 250: 012040.
- Kumar, M., Shanavas, M., Sidappa, A. & Kiran, M. 2015. Cone Beam Computed Tomography - Know its Secrets. *Journal of International Oral Health* 7(2): 64-68.
- Kumar, S. & Dubey, P. 2013. Software Development Life Cycle (SDLC) Analytical Comparison And Survey On Traditional And Agile Methodology. *Abhinav National Monthly Refereed Journal Of Research In Science & Technology* 2: 22-30.
- Kumar, T. S. & Vijai, A. 2012. 3D Reconstruction of Face from 2D CT Scan Images. *Procedia Engineering* 30: 970-977.

- Kute, S. S. & Thorat, S. D. 2004. A Review on Various Software Development Life Cycle (SDLC) Models. *International Journal of Research in Computer and Communication Technology* 3(7).
- Langton, J. A. & Hanning, C. D. 1990. EFFECT OF MOTION ARTEFACT ON PULSE OXIMETERS: EVALUATION OF FOUR INSTRUMENTS AND FINGER PROBES. *British Journal of Anaesthesia* 65(4): 564-570.
- Laqmani, A., Buhk, J. H., Henes, F., Klink, T., Sehner, S., Schultzendorff, H., Hammerle, D., Nagel, H., Adam, G. & Regier, M. 2013. Impact of a 4th Generation Iterative Reconstruction Technique on Image Quality in Low-Dose Computed Tomography of the Chest in Immunocompromised Patients. *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 185.
- Lasch, P. & Naumann, D. 2006. Spatial resolution in infrared microspectroscopic imaging of tissues. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Biomembranes* 1758(7): 814-829.
- Lasio, G. M., Whiting, B. R. & Williamson, J. F. 2007. Statistical reconstruction for x-ray computed tomography using energy-integrating detectors. *Physics in Medicine and Biology* 52(8): 2247-2266.
- Lebedev, S., Sawall, S., Knaup, M. & Kachelrieß, M. 2017. Optimization of the alpha image reconstruction – an iterative CT-image reconstruction with well-defined image quality metrics. *Zeitschrift für Medizinische Physik* 27(3): 180-192.
- Lee, F. C. Y. 2017. The Curtain Sign in Lung Ultrasound. *Journal of Medical Ultrasound* 25(2): 101-104.
- Lee, T. & Seeram, E. 2020. The Use of Artificial Intelligence in Computed Tomography Image Reconstruction: A Systematic Review. *Radiology Open Journal* 5(1): 1-9.
- Lefkovits, S. & Lefkovits, L. 2017. Gabor Feature Selection Based on Information Gain. *Procedia Engineering* 181: 892-898.
- Lemasters, J. J., Ramshesh, V. K., Lovelace, G. L., Lim, J., Wright, G. D., Harland, D. & Dawson, T. L. 2017. Compartmentation of Mitochondrial and Oxidative Metabolism in Growing Hair Follicles: A Ring of Fire. *Journal of Investigative Dermatology* 137(7): 1434-1444.
- Leppink, J. 2017. Revisiting the quantitative–qualitative–mixed methods labels: Research questions, developments, and the need for replication. *Journal of Taibah University Medical Sciences* 12(2): 97-101.
- Li, L., Chen, Z., Kang, K. & Wang, G. 2005. A general fan-beam reconstruction algorithm for free-form trajectories. *Nuclear Science and Techniques* 16(3): 171-176.
- Li, X., Shi, J., Cao, Y., Li, J., Chen, A. & Chen, G. 2011. VRKidney for Serially Sectioned Image Processing and 3D Reconstruction by Using Visible Korean Human Data Set. *Procedia Environmental Sciences* 8: 240-247.
- Li, Y. & Feng, X. 2016. A multiscale image segmentation method. *Pattern Recognition* 52: 332-345.
- Library, D. 2018. Space storage. <https://www.dicomlibrary.com/dicom/study-structure/>
- Lin, Y. C., Huang, C. L., Chen, C. S., Chang, W. C., Chen, Y. J. & Liu, C. Y. 2003. Computer Tomography and Ultrasonography Image Registration Based on the

- Cooperation of GPU and CPU. *Journal of Signal and Information Processing* 4: 5.
- Liu, G. & Kreinovich, V. 2010. Fast convolution and Fast Fourier Transform under interval and fuzzy uncertainty. *Journal of Computer and System Sciences* 76(1): 63-76.
- Liu, Z. 2008. Scalable isosurface visualization. Thesis Princeton University.
- Lu, F. 2017. Museum architecture as spatial storytelling of historical time: Manifesting a primary example of Jewish space in Yad Vashem Holocaust History Museum. *Frontiers of Architectural Research* 6(4): 442-455.
- Luce, J., Gray, J., Hoggarth, M. A., Lin, J., Loo, E., Campana, M. I. & Roeske, J. C. 2014. Medical Image Registration Using the Fourier Transform. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology* 3: 49-55.
- Ludewig, J. 2003. Models in software engineering – an introduction. *Software and Systems Modeling* 2(1): 5-14.
- Lum, E. S. & Pope, C. L. 2016. Matlab enhanced multi-threaded tomography optimization sequence (MEMTOS). *Annals of Nuclear Energy* 91: 127-134.
- Luminati, T. & Tagliafico, E. 2014. CBCT Systems and Imaging Technology. Dlm. Caruso, P., Silvestri, E. & Sconfienza, L. M. (pnyt.). *Cone Beam CT and 3D imaging*, hlm. 1-12. Springer Milan.
- Ma, Y., Zuo, P., Nittka, M., Cheng, X., Shao, H. & Wang, C. 2018. Comparisons of slice-encoding metal artifact correction and view-angle tilting magnetic resonance imaging and traditional digital radiography in evaluating chronic hip pain after total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Translation* 12: 45-54.
- Mahdavizadeh, M., Mahdavi, S. R. & Bahmani, N. 2016. A prototype of high resolution parallel beam Optical Computed Tomography scanner. *Physica Medica* 32: 285-286.
- Mahmood, S. 2019. Brain tumor detection from MRI images using anisotropic filter and segmentation image processing. <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/63792-brain-tumor-detection-from-mri-images-using-anisotropic-filter-and-segmentation-image-processing?focused=7961794&tab=function> [29 July 2019].
- Malektaji, S., Lima, I. T., Escobar I, M. R. & Sherif, S. S. 2017. Massively parallel simulator of optical coherence tomography of inhomogeneous turbid media. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 150: 97-105.
- Marczyk, G., DeMatteo, D. & Festinger, D. 2005. *Essentials of Research Design and Methodology*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Margarete, S. 2000. Combining Qualitative and Quantitative Sampling, Data Collection, and Analysis Techniques in Mixed-Method Studies. *Research in Nursing & Health* 23(3): 246-255.
- Margolin, W. 2002. Bacterial Sporulation: FtsZ Rings Do the Twist. *Current Biology* 12(11): R391-R392.
- Marino, B., Jaiswal, A. & Goldbarg, S. 2015. Inappropriate mode switching clarified by using a chest radiograph. *Journal of Arrhythmia* 31(4): 246-248.
- Marks, R. J., Gravagne, I. A. & Davis, J. M. 2008. A generalized Fourier transform and convolution on time scales. *Journal of Mathematical Analysis and Applications* 340(2): 901-919.

- Massey, V. & K.J.Satao, P. 2012. Comparing Various SDLC Models And The New Proposed Model On The Basis Of Available Methodology. *International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering* 2(4).
- Mathapati, P. R., Holambe, A. N. & Holambe, S. N. 2017. 3D Reconstruction and Visualization : a comparison between 2D, 3D CT Images. *International Journal of Scientific Research in Science, Engineering and Technology (IJSRSET)* 3(8): 203-209.
- Maurovich-Horvat, P., Schlett, C. L., Alkadhi, H., Nakano, M., Otsuka, F., Stolzmann, P., Scheffel, H., Ferencik, M., Kriegel, M. F., Seifarth, H., Virmani, R. & Hoffmann, U. 2012. The Napkin-Ring Sign Indicates Advanced Atherosclerotic Lesions in Coronary CT Angiography. *JACC: Cardiovascular Imaging* 5(12): 1243-1252.
- McClain, W. M. 2008. Euler rotation matrices. Dlm. (pnyt.). *Symmetry Theory in Molecular Physics with Mathematica*, hlm. 137-147. Springer New York.
- McHugh, M. L. 2013. The chi-square test of independence. *Biochemia medica* 23(2): 143-149.
- McLean, D., Robinson, J. & Archer, M. 2001. Artefact reduction on CT images of fossils to allow 3D visualisation. *Radiation Physics and Chemistry* 61(3): 723-724.
- McVey, S., Dundas, S. & Avinash, K. 2016. Air bubble artefact: A new type of artifact on CT heads. *Physica Medica* 32: 315.
- Medeiros, L. F. d., Silva, H. P. d. & Ribeiro, E. P. 2003. Tomographic image reconstruction of fan-beam projections with equidistant detectors using partially connected neural networks. *Learning and Nonlinear Models*.
- Mehramuz, M., Zomorrodian, H., Ahmadi, K. & Mahood, M. 2012. MATLAB programs for the synthetic models. *Arabian Journal of Geosciences* 6.
- Michalakidis, G. 2016. Appreciation of Structured and Unstructured Content to Aid Decision Making - From Web Scraping to Ontologies and Data Dictionaries in Healthcare. Tesis University of Surrey (United Kingdom).
- Michelet, C., Barberet, P., Moretto, P. & Seznec, H. 2015. Development and applications of STIM- and PIXE-tomography: A review. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms* 363: 55-60.
- Milligan, T. 1999. More applications of Euler rotation angles. *Antennas and Propagation Magazine, IEEE* 41(4): 78-83.
- Ming, J. & Ge, W. 2003. Convergence of the simultaneous algebraic reconstruction technique (SART). *IEEE Transactions on Image Processing* 12(8): 957-961.
- Miracle, A. C. & Mukherji, S. K. 2009. Conebeam CT of the Head and Neck, Part 1: Physical Principles. *American Journal of Neuroradiology* 30(6): 1088.
- Mishra, A. & Dubey, D. 2013. A Comparative Study of Different Software Development Life Cycle Models in Different Scenarios. *International Journal of Advance Research in Computer Science and Management Studies* 1(5).
- Mishra, P., Pandey, C., Singh, U. & Gupta, A. 2018. Scales of Measurement and Presentation of Statistical Data. *Annals of Cardiac Anaesthesia* 21: 419-422.

- Mishra, P., Pandey, C. M., Singh, U., Gupta, A., Sahu, C. & Keshri, A. 2019. Descriptive statistics and normality tests for statistical data. *Annals of cardiac anaesthesia* 22(1): 67-72.
- Moerman, K. 2018. GIBBON: The Geometry and Image-Based Bioengineering add-On. *Journal of Open Source Software* 3(22).
- Moerman, K. M. 2018. GIBBON: The Geometry and Image-Based Bioengineering add-On. *Journal of Open Source Software* 3(22): 506.
- Mohajan, H. K. 2018. Qualitative Research Methodology in Social Sciences and Related Subjects. *Journal of Economic Development, Environment and People* 7(1): 23-48.
- Mohan, R., Singh, A. & Gundappa, M. 2011. Three-dimensional imaging in periodontal diagnosis - Utilization of cone beam computed tomography. *Journal of Indian Society of Periodontology* 15(1): 11-17.
- Mohd Razali, N. & Yap, B. 2011. Power Comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling Tests. *J. Stat. Model. Analytics* 2.
- Mohd. Muji, S. Z., Rahim, R. A., Fazalul Rahiman, M. H., Lee, C. K., Amirulah, R. & Ambar, R. 2017. Optical tomography verification for single and mixed modalities. *Sensors and Actuators A: Physical* 253: 10-26.
- Molina-Azorin, J. F. 2016. Mixed methods research: An opportunity to improve our studies and our research skills. *European Journal of Management and Business Economics* 25(2): 37-38.
- Moore, S. C., El Fakhri, G., Badawi, R. D., Van den Abbeele, A. D. & Zimmerman, R. E. 2000. Relative lesion detectability in 3D vs. 2D dedicated multi-ring PET. *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2000 IEEE*, hlm. 17/18-17/22 vol.13.
- Morales-Pennington, N. F., Wu, J., Farkas, E. R., Goh, S. L., Konyakhina, T. M., Zheng, J. Y., Webb, W. W. & Feigenson, G. W. 2010. GUV preparation and imaging: Minimizing artifacts. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Biomembranes* 1798(7): 1324-1332.
- Muijs, D. 2010. *Doing quantitative research in education with SPSS. 2nd edition.*
- Muji, S. Z. M., Rahim, R. A., Rahiman, M. H. F., Tukiran, Z., Ayob, N. M. N., Mohamad, E. J. & Puspanathan, M. J. 2013. Optical tomography: Image improvement using mixed projection of parallel and fan beam modes. *Measurement* 46(6): 1970-1978.
- Munassar, N. M. A. & Govardhan, A. 2010. Hybrid model for software development processes. *Proceedings of the 11th International Arab Conference on Information Technology*.
- Nahm, F. S. 2016. Nonparametric statistical tests for the continuous data: the basic concept and the practical use. *Korean journal of anesthesiology* 69(1): 8-14.
- Naveen, D., Vishal, B., Manjeet, S. & Neeti, S. 2014. Applications of Data Mining in Software Development Life Cycle: A Literature Survey and Classification. Dlm. Vishal, B. (pnyt.). *Data Mining and Analysis in the Engineering Field*, hlm. 67-79. Hershey, PA, USA: IGI Global.
- Neshandar Asli, H., Dalili Kajan, Z. & Gholizade, F. 2018. Evaluation of the success rate of cone beam computed tomography in determining the location and direction of screw access holes in cement-retained implant-supported prostheses: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

- Niekiel, F., Kraschewski, S. M., Müller, J., Butz, B. & Spiecker, E. 2017. Local temperature measurement in TEM by parallel beam electron diffraction. *Ultramicroscopy* 176: 161-169.
- Nishant, C. & Byung-Jae, C. 2018. Performance Analysis of Denoising Algorithms for Human Brain Image. *International Journal of Fuzzy Logic and Intelligent Systems* 18(3): 175-181.
- Novikov, R. G. 2002. About asymptotic formulas for the inverse Radon transform. *Bulletin des Sciences Mathématiques* 126(8): 659-673.
- O'Sullivan, J. A. & Benac, J. 2006. Alternating Minimization Algorithms for Transmission Tomography.
- Obeidat, J. A. & Nasereddin, H. H. O. 2013. A new vision for information technology project management through selecting SDLC model. *American Academic & Scholarly Research Journal* 5(4).
- Obert, M., Rodenheber, L., Kampschulte, M., Krombach, G. A. & Verhoff, M. A. 2017. Aging calvaria: Introduction of a numerical method to improve information extraction from computed tomography images. *Journal of Forensic Radiology and Imaging* 9: 16-27.
- Odstreil, M., Mlynar, J., Odstreil, T., Alper, B. & Murari, A. 2012. Modern numerical methods for plasma tomography optimisation. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 686: 156-161.
- Olding, T. R. 2010. Cone beam optical computed tomography-based gel dosimetry. Tesis NR70396, Queen's University (Canada).
- Oliveira, G. Q. V., Rossi, M. A., Vasconcelos, T. V., Neves, F. S. & Crusoé-Rebello, I. 2017. Cone beam computed tomography assessment of the pterygomaxillary region and palatine canal for Le Fort I osteotomy. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 46(8): 1017-1023.
- Ota, T. 2018. Laser focal profiler based on forward scattering of a nanoparticle. *Optics Communications* 411: 59-64.
- Othman, Z. A. 2004. Using software abstraction to develop an agent based system. Tesis 10697462, Sheffield Hallam University (United Kingdom).
- Otsuka, K., Fukuda, S., Tanaka, A., Nakanishi, K., Taguchi, H., Yoshikawa, J., Shimada, K. & Yoshiyama, M. 2013. Napkin-Ring Sign on Coronary CT Angiography for the Prediction of Acute Coronary Syndrome. *JACC: Cardiovascular Imaging* 6(4): 448-457.
- Palmer, C. & Bolderston, A. 2006. A Brief Introduction to Qualitative Research. *Canadian Journal of Medical Radiation Technology* 37: 16-19.
- Pan, M.-s., Yang, X.-l. & Tang, J.-t. 2012. Research on Interpolation Methods in Medical Image Processing. *Journal of Medical Systems* 36(2): 777.
- Pandey, S. K. & Batra, M. 2013. Formal Methods in Requirements Phase of SDLC. *International Journal of Computer Applications* 70(13).
- Paradis, J.-M., Del Trigo, M., Puri, R. & Rodés-Cabau, J. 2015. Transcatheter Valve-in-Valve and Valve-in-Ring for Treating Aortic and Mitral Surgical Prosthetic Dysfunction. *Journal of the American College of Cardiology* 66(18): 2019-2037.

- Park, C. J. 2013. Optimizing Cone Beam Computed Tomography (CBCT) System for Image Guided Radiation Therapy. Thesis 3567611, University of California, San Diego.
- Parker, J. G., Mair, B. A. & Gilland, D. R. 2009. Respiratory motion correction in gated cardiac SPECT using quaternion-based, rigid-body registration. *Medical Physics* 36(10): 4742-4754.
- Patil, P. R. & Patil, S. A. 2018. Applications of Fourier Transform in Engineering Field. *International Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology* 7(11).
- Perumal, L. 2014. Euler angles: conversion of arbitrary rotation sequences to specific rotation sequence. *Computer Animation & Virtual Worlds* 25(5/6): 521-529.
- Peskin, A. P., Kafadar, K., Dima, A., Bernal, J. & Gilsinn, D. 2009. Synthetic Lung Tumor Data Sets for Comparison of Volumetric Algorithms. *International Conference on Image Processing, Computer Vision, and Pattern Recognition*.
- Pesolillo, D. 2015. Image quality and dose evaluation of filtered back projection versus iterative reconstruction algorithm in multislice computed tomography. Thesis Master, University of Bologna.
- Pierre, R. d. S. d. Q. 2015. Heuristics in Design: A Literature Review. *Procedia Manufacturing* 3: 6571-6578.
- Piovan, G. & Bullo, F. 2012. On Coordinate-Free Rotation Decomposition: Euler Angles About Arbitrary Axes. *Robotics, IEEE Transactions on* 28(3): 728-733.
- Pontana, F., Moureau, D., Schmidt, B., Duhamel, A., Faivre, J. B., Yasunaga, K., Remy, J. & Remy-Jardin, M. 2015. CT pulmonary angiogram with 60% dose reduction: Influence of iterative reconstructions on image quality. *Diagnostic and Interventional Imaging* 96(5): 487-493.
- Pukdesree, S. 2017. The Comparative Study of Collaborative Learning and SDLC Model to develop IT Group Projects *TEM JOURNAL - Technology, Education, Management, Informatics* 6(4): 800-809.
- Pulley, B. R., Trinh, T. Q., Bentley, J. C. & Politi, J. R. 2015. Adverse reaction to metal debris in a patient with acetabular shell loosening 8 years after ceramic-on-metal total hip arthroplasty. *Arthroplasty Today* 1(4): 93-98.
- Qi, Z. & Chen, G.-H. 2008. Direct Fan-Beam Reconstruction Algorithm via Filtered Backprojection for Differential Phase-Contrast Computed Tomography. *X-Ray Optics and Instrumentation* 2008: 8.
- Queiroz, P. M., Rovaris, K., Gaêta-Araujo, H., Marzola de Souza Bueno, S., Freitas, D. Q., Groppo, F. C. & Haiter-Neto, F. 2017. Influence of Artifact Reduction Tools in Micro-computed Tomography Images for Endodontic Research. *Journal of Endodontics* 43(12): 2108-2111.
- Quinto, E. T. 1983. The invertibility of rotation invariant Radon transforms. *Journal of Mathematical Analysis and Applications* 91(2): 510-522.
- Qureshi, B. 2011. Review of books in the area of User Interface Design. *Applied Computing and Informatics* 9(1): 79-82.
- Ragab, M. E. & Wong, K. H. 2009. Rotation Within Camera Projection Matrix Using Euler Angles, Quaternions, and Angle-Axes. *International Journal of Robotics & Automation* 24(4): 312-318.
- Ragunath, P., Velmourougan, S., Davachelvan, P., Kayalvizhi, S. & Ravimohan, R. 2010. Evolving A New Model (SDLC Model-2010) For Software

- Development Life Cycle (SDLC). *International Journal of Computer Science and Network Security* 10(1).
- Rahim, R. A. 2005. High speed data acquisition system for computer tomographic imaging instrumentation. Faculty of Electrical Engineering. Universiti Teknologi Malaysia.
- Rajasekar, S., Philamnothan, P. & Chinnathambi, V. 2006. Research methodology. (1), hlm. 1--23.
- Ralph, P. 2010. Toxic Concepts in Systems Analysis and Design: The Systems Development Lifecycle. *Proceedings of the 9th AIS SIGSAND Symposium*.
- Rezaei, M., Mohammadbeigi, A., Khoshgard, K. & Haghparsat, A. 2017. CT images and radiotherapy treatment planning of patients with breast cancer: A dataset. *Data in Brief* 13: 390-395.
- Röder, F., Lubk, A., Wolf, D. & Niermann, T. 2014. Noise estimation for off-axis electron holography. *Ultramicroscopy* 144: 32-42.
- Rodríguez, L. C., Mora, M., Martin, M. V., O'Connor, R. & Alvarez, F. 2009. Process Models of SDLCs: Comparison and Evolution. Dlm. *Handbook of Research on Modern Systems Analysis and Design Technologies and Applications*.
- Rogasch, N. C., Sullivan, C., Thomson, R. H., Rose, N. S., Bailey, N. W., Fitzgerald, P. B., Farzan, F. & Hernandez-Pavon, J. C. 2017. Analysing concurrent transcranial magnetic stimulation and electroencephalographic data: A review and introduction to the open-source TESA software. *NeuroImage* 147: 934-951.
- Rueckel, J., Stockmar, M., Pfeiffer, F. & Herzen, J. 2014. Spatial resolution characterization of a X-ray microCT system. *Applied Radiation and Isotopes* 94: 230-234.
- Sabale, R. G. & Dani, A. R. 2012. Comparative Study of Prototype Model For Software Engineering With System Development Life Cycle. *IOSR Journal of Engineering (IOSRJEN)* 2(7): 21-24.
- Safdari, M., Karimiana, A. & Yazdchi, M. 2011. Metal Artifact Reduction in CT images of Head by Image Processing Techniques. *Physics Procedia* 22: 209-211.
- Saha, D., Mandal, A. & Pal, S. 2015. User Interface Design Issues for Easy and Efficient Human Computer Interaction: An Explanatory Approach. *International Journal of Computer Sciences and Engineering* 3: 127-135.
- Sang, Q., Lin, Z. & Acton, S. T. 2016. Learning automata for image segmentation. *Pattern Recognition Letters* 74: 46-52.
- Sarkar, P. S., Sinha, A., Kashyap, Y., More, M. R. & Godwal, B. K. 2004. Development and characterization of a 3D cone beam tomography system. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 524(1): 377-384.
- Sarment, D. P. & Christensen, A. M. 2014. The use of cone beam computed tomography in forensic radiology. *Journal of Forensic Radiology and Imaging* 2(4): 173-181.
- Sarno, A., Mettivier, G., Di Lillo, F., Cesarelli, M., Bifulco, P. & Russo, P. 2016. Cone-beam micro computed tomography dedicated to the breast. *Medical Engineering & Physics* 38(12): 1449-1457.

- Schabel, M. 2018. 3D Shepp-Logan phantom. <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/9416-3d-shepp-logan-phantom> [30 July 2019].
- Scheidecker, S., Etard, C., Haren, L., Stoetzel, C., Hull, S., Arno, G., Plagnol, V., Drunat, S., Passemard, S., Toutain, A., Obringer, C., Koob, M., Geoffroy, V., Marion, V., Strähle, U., Ostergaard, P., Verloes, A., Merdes, A., Moore, Anthony T. & Dollfus, H. 2015. Mutations in TUBGCP4 Alter Microtubule Organization via the γ -Tubulin Ring Complex in Autosomal-Recessive Microcephaly with Chorioretinopathy. *The American Journal of Human Genetics* 96(4): 666-674.
- Schmidt, M. A., Panek, R., Colgan, R., Hughes, J., Sohaib, A., Saran, F., Murray, J., Bernard, J., Revell, P., Nittka, M., Leach, M. O. & Hansen, V. N. 2016. Slice Encoding for Metal Artefact Correction in magnetic resonance imaging examinations for radiotherapy planning. *Radiotherapy and Oncology* 120(2): 356-362.
- Schultze, B., Karbasi, P., Giacomelli, V., Plautz, T., Schübert, K. E. & Schulte, R. W. 2015. Reconstructing highly accurate relative stopping powers in proton computed tomography. *2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC)*, hlm. 1-3.
- Schulze, R., Heil, U., Grob, D. & Bruellmann, D. 2011. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology* (40): 265--273.
- Schwarz, A., Mehta, M., Johnson, N. & Chin, W. W. 2007. Understanding frameworks and reviews: a commentary to assist us in moving our field forward by analyzing our past. *SIGMIS Database* 38(3): 29-50.
- SedentexCT. 2018. Comparison of CBCT Machines. <http://www.sedentext.eu/content/comparison-cbct-machines?sort=asc&order=Manufacturer> [3/26/2018].
- Shah, P., Racasan, R. & Bills, P. 2016. Comparison of different additive manufacturing methods using computed tomography. *Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation* 6: 69-78.
- Shahedi, M. 2019. imshow3D. (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/41334-imshow3d>), MATLAB Central File Exchange [22 June 2019].
- Shahidi, S., Bahrampour, E., Soltanimehr, E., Zamani, A., Oshagh, M., Moattari, M. & Mehdizadeh, A. 2014. The accuracy of a designed software for automated localization of craniofacial landmarks on CBCT images. *BMC Medical Imaging* 14: 32.
- Shan, B., Chai, P. & Zhang, Z. 2013. Positron Emission Tomography. Dlm. (pnvt.). *Molecular Imaging: Fundamentals and Applications*, hlm. 241-312. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Shefer, E., Altman, A., Behling, R., Goshen, R., Gregorian, L., Roterman, Y., Uman, I., Wainer, N., Yagil, Y. & Zarchin, O. 2013. State of the Art of CT Detectors and Sources: A Literature Review. *Current Radiology Reports* 1(1): 76-91.
- Shiraishi, I., Yamagishi, M., Hamaoka, K., Fukuzawa, M. & Yagihara, T. 2010. Simulative operation on congenital heart disease using rubber-like urethane stereolithographic biomodels based on 3D datasets of multislice computed tomography☆. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 37(2): 302-306.

- Shul'pina, I. L. & Kozlov, V. A. 2016. X-ray topographic study of defects in Si-based multilayer epitaxial power devices. *Modern Electronic Materials* 2(1): 23-28.
- Simion, K. 2016. Qualitative and Quantitative Approaches to Rule of Law Research The International Network to Promote the Rule of Law (INPROL).
- Slife, B. & Melling, B. 2010. Method Decisions: The Advantages and Disadvantages of Quantitative and Quantitative Modes of Inquiry.
- Soltani, S., Andersen, M. S. & Hansen, P. C. 2017. Tomographic image reconstruction using training images. *Journal of Computational and Applied Mathematics* 313: 243-258.
- Srinivasan, K., Mohammadi, M. & Shepherd, J. 2014. Investigation of effect of reconstruction filters on cone-beam computed tomography image quality. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* 37(3): 607-614.
- Steinskog, D. J., Tjøstheim, D. B. & Kvamstø, N. G. 2007. A Cautionary Note on the Use of the Kolmogorov–Smirnov Test for Normality. *Monthly Weather Review* 135(3): 1151-1157.
- Stock, D., Namba, K. & Lee, L. K. 2012. Nanorotors and self-assembling macromolecular machines: The torque ring of the bacterial flagellar motor. *Current Opinion in Biotechnology* 23(4): 545-554.
- Stol, K.-J. & Fitzgerald, B. 2015. Theory-oriented software engineering. *Science of Computer Programming* 101: 79-98.
- Studer, F., Serduc, R., Pouyatos, B., Chabrol, T., Bräuer-Krisch, E., Donzelli, M., Nemoz, C., Laissue, J. A., Estève, F. & Depaulis, A. 2015. Synchrotron X-ray microbeams: A promising tool for drug-resistant epilepsy treatment. *Physica Medica* 31(6): 607-614.
- Sumathi, S. & Esakkirajan, S. 2007. Fundamentals of Relational Database Management Systems.
- Sumith, K., Narasimhadhan, A. V. & Rajgopal, K. 2011. Evaluation of 2D image reconstruction using fan-beam FBP algorithm with no backprojection weight from WLP completed truncated projection data. hlm. 281-285.
- Sun, Y., Ding, Z.-H. & Xiao, J.-L. 2017. Temperature effect of a quantum pseudodot qubit. *Chinese Journal of Physics* 55(6): 2336-2340.
- Suparta, G. B. 2015. Fast scanning and quick sampling in computed tomography. *International Conference on Experimental Mechanics 2014*, hlm. 6.
- Sutherland, M. L., Cox, S. L., Lombardi, G. P., Watson, L., Valladolid, C. M., Finch, C. E., Zink, A., Frohlich, B., Kaplan, H. S., Michalik, D. E., Miyamoto, M. I., Allam, A. H., Thompson, R. C., Wann, L. S., Narula, J., Thomas, G. S. & Sutherland, J. D. 2014. Funerary Artifacts, Social Status, and Atherosclerosis in Ancient Peruvian Mummy Bundles. *Global Heart* 9(2): 219-228.
- T, A. & Parameswaran, L. 2014. Image Reconstruction from 2D stack of MRI/CT to 3D using Shapelets. *International Journal of Engineering and Technology (IJET)* 6: 2595-2603.
- Taherdoost, H. 2016. Sampling Methods in Research Methodology; How to Choose a Sampling Technique for Research. *International Journal of Academic Research in Management (IJARM)* 5(2): 18-27.
- Talbot, H., Phelippeau, H., Akil, M. & Bara, S. 2009. *Efficient Poisson Denoising for Photography*.

- Tambawala, S. S., Karjodkar, F. R., Sansare, K., Prakash, N. & Dora, A. C. 2016. Sexual dimorphism of foramen magnum using Cone Beam Computed Tomography. *Journal of Forensic and Legal Medicine* 44: 29-34.
- Taylor, K. 2014. Euler's Rotation Theorem: Rotating objects in 3-space. Tesis 1526276, Texas Woman's University.
- TenStep. 2018. Analysis Phase. <https://www.lifecyclestep.com/open/410.0ANALYSISPHASE.htm> [13 September 2018].
- Tewari, A. 2007. Attitude and Kinematics of Coordinate Frames. Dlm. (pnyt.). *Atmospheric and Space Flight Dynamics*, hlm. 9-44. Birkhäuser Boston.
- Thomsen, M., Knudsen, E. B., Willendrup, P. K., Bech, M., Willner, M., Pfeiffer, F., Poulsen, M., Lefmann, K. & Feidenhans'l, R. 2015. Prediction of beam hardening artefacts in computed tomography using Monte Carlo simulations. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms* 342: 314-320.
- Tiwari, K., Tripathi, A., Sharma, S. & Dubey, V. 2012. Merging of Data Flow Diagram with Unified Modeling Language. *International Journal of Scientific and Research Publications* 2(8).
- Tomko, R. J., Funakoshi, M., Schneider, K., Wang, J. & Hochstrasser, M. 2010. Heterohexameric Ring Arrangement of the Eukaryotic Proteasomal ATPases: Implications for Proteasome Structure and Assembly. *Molecular Cell* 38(3): 393-403.
- Townsend, A., Pagani, L., Scott, P. & Blunt, L. 2017. Areal surface texture data extraction from X-ray computed tomography reconstructions of metal additively manufactured parts. *Precision Engineering* 48: 254-264.
- Townsend, A., Senin, N., Blunt, L., Leach, R. K. & Taylor, J. S. 2016. Surface texture metrology for metal additive manufacturing: a review. *Precision Engineering* 46: 34-47.
- Tsao, T.-F., Tyan, Y.-S., Kang, R.-J., Gueng, M.-K., Lan, H. H. C., Su, Y.-C., Lee, T. & Lee, S.-K. 2004. Correlation Study of the Strength of the Color Doppler Twinkling Artifact with the Roughness of the Reflecting Surface and the Doppler Angles. *Journal of Medical Ultrasound* 12(4): 119-124.
- Uddin, A. 2016. Development of an integrated interface modelling methodology to support system architecture analysis. Tesis University of Bradford.
- Uhrcik, M. 2011. 3D Slice Viewer. (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/20604-3d-slice-viewer>), MATLAB Central File Exchange [24 June 2019].
- Ukon, N., Kubo, N., Ishikawa, M., Zhao, S., Tamaki, N. & Kuge, Y. 2016. Optimization of helical acquisition parameters to preserve uniformity of mouse whole body using multipinhole collimator in single-photon emission computed tomography. *Results in Physics* 6: 659-663.
- Vasconcelos, M. A. S. P. 2003. On the Radon transform of sampled functions. Tesis 3091713, Harvard University.
- Vázquez, F., Garzón, E. M. & Fernández, J. J. 2011. Matrix implementation of simultaneous iterative reconstruction technique (SIRT) on GPUs. *Computer Journal* 54(11): 1861-1868.

- Veith, R., Sorkalla, T., Baumgart, E., Anzt, J., Häberlein, H., Tyagi, S., Siebrasse, J. P. & Kubitscheck, U. 2010. Balbiani Ring mRNPs Diffuse through and Bind to Clusters of Large Intranuclear Molecular Structures. *Biophysical Journal* 99(8): 2676-2685.
- Verdun, F. R., Racine, D., Ott, J. G., Tapiovaara, M. J., Toroi, P., Bochud, F. O., Veldkamp, W. J. H., Schegerer, A., Bouwman, R. W., Giron, I. H., Marshall, N. W. & Edyvean, S. 2015. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. *Physica Medica* 31(8): 823-843.
- Vithani, T. & Kumar, A. 2014. Modeling the Mobile Application Development Lifecycle. *Proceedings of the International MultiConference of Engineers and Computer Scientists*.
- von Spiczak, J., Manka, R., Mannil, M., Oebel, S., Hamada, S., Higashigaito, K., Klotz, E., Ruschitzka, F. & Alkadhi, H. 2017. 3D fusion of coronary CT angiography and CT myocardial perfusion imaging: Intuitive assessment of morphology and function. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 11(6): 437-443.
- Wahlström, G., Lahti, V.-P., Pispä, J., Roos, C. & Heino, T. I. 2004. Drosophila non-muscle α -actinin is localized in nurse cell actin bundles and ring canals, but is not required for fertility. *Mechanisms of Development* 121(11): 1377-1391.
- Wall, M. E., Wolff, A. M. & Fraser, J. S. 2018. Bringing diffuse X-ray scattering into focus. *Current Opinion in Structural Biology* 50: 109-116.
- Wang, G. 2011. 3D CT/MRI images interactive sliding viewer. (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/29134-3d-ct-mri-images-interactive-sliding-viewer>), MATLAB Central File Exchange [23 June 2019].
- Wang, G., Frei, T. & Vannier, M. W. 2000. Fast iterative algorithm for metal artifact reduction in X-ray CT. *Academic Radiology* 7(8): 607-614.
- Wang, M., Zhao, J., Zhang, S. & Wang, G. 2010. Electrical Impedance Tomography Based on Filter Back Projection Improved by Means Method. *3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI 2010)*.
- Wang, Q. 2005. Image interpolation with high visual quality. Thesis NQ99566, The University of British Columbia (Canada).
- Wang, R., Schoepf, U. J., Wu, R., Reddy, R. P., Zhang, C., Yu, W., Liu, Y. & Zhang, Z. 2012. Image quality and radiation dose of low dose coronary CT angiography in obese patients: Sinogram affirmed iterative reconstruction versus filtered back projection. *European Journal of Radiology*.
- Wang, T. & Kemao, Q. 2018. Parallel computing in experimental mechanics and optical measurement: A review (II). *Optics and Lasers in Engineering* 104: 181-191.
- Wang, Y., Dong, D., Petersen, I. R. & Zhang, J. 2017. An Approximate Algorithm for Quantum Hamiltonian Identification with Complexity Analysis **This work was supported by the Australian Research Council's Discovery Projects funding scheme under Project DP130101658, Laureate Fellowship FL110100020, AFOSR under grant FA2386-16-1-4065 and the National Natural Science Foundation of China under Grant Nos. 61174086 and 61533012. *IFAC-PapersOnLine* 50(1): 11744-11748.

- Wei, Y., Wang, G. & Hsieh, J. 2005. An intuitive discussion on the ideal ramp filter in computed tomography (I). *Computers & Mathematics with Applications* 49(5): 731-740.
- Weinstein, F. S. 1995. An interesting feature of the radon transform. *Applied Mathematics Letters* 8(4): 75-77.
- Weissenböck, J., Bhattacharya, A., Plank, B., Heinzl, C. & Kastner, J. 2016. Visual classification of braided and woven fiber bundles in X-ray computed tomography scanned carbon fiber reinforced polymer specimens. *Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation* 6: 39-46.
- Wellenberg, R. H. H., Boomsma, M. F., van Osch, J. A. C., Vlassenbroek, A., Milles, J., Edens, M. A., Streekstra, G. J., Slump, C. H. & Maas, M. 2017. Quantifying metal artefact reduction using virtual monochromatic dual-layer detector spectral CT imaging in unilateral and bilateral total hip prostheses. *European Journal of Radiology* 88: 61-70.
- Winiarski, B., Gholinia, A., Mingard, K., Gee, M., Thompson, G. E. & Withers, P. J. 2017. Broad ion beam serial section tomography. *Ultramicroscopy* 172: 52-64.
- Wook, T. S. M. T., Mohamed, H., Ashaari, N. S. & Judi, H. M. 2011. Conceptual Design Innovation of SPIN Interface. *Procedia - Social and Behavioral Sciences* 18: 295-300.
- Wu, D., Kim, K., El Fakhri, G. & Li, Q. 2017. Iterative Low-Dose CT Reconstruction With Priors Trained by Artificial Neural Network. *IEEE transactions on medical imaging* 36(12): 2479-2486.
- Wu, G. 2017. Image Reconstruction and Processing for Quantitative Imaging Using Stationary Digital Tomosynthesis. Tesis 10606754, The University of North Carolina at Chapel Hill.
- Wyawahare, M. V., Patil, P. M. & Abhyankar, H. K. 2009. Image Registration Techniques: An overview. *International Journal of Signal Processing* 2(3).
- Xie, L. 2008. X-ray computed tomography image reconstruction: Energy-integrating detector and performance analysis. Tesis PhD, Department of Electrical and Systems Engineering, Washington University.
- Xu, J. 2010. Data Interpolations. Dlm. (pny). *Practical WPF Charts and Graphics*, hlm. 393. Apress.
- Xueli, Z., Wanggen, W., Zhenghua, Z., Rui, W. & Feng, Q. 2010. A novel interpolation algorithm for 3D reconstruction of medical images. *Audio Language and Image Processing (ICALIP), 2010 International Conference on*, hlm. 797-801.
- Yaffe, M. J. 1978. FAN-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY. Tesis NK38875, University of Toronto (Canada).
- Yang, D. & Ning, R. 2006. FDK Half-Scan with a Heuristic Weighting Scheme on a Flat Panel Detector-Based Cone Beam CT (FDKHSCW). *International Journal of Biomedical Imaging* 2006: 8.
- Yap, B. W. & Sim, C. H. 2011. Comparisons of various types of normality tests. *Journal of Statistical Computation and Simulation* 81(12): 2141-2155.
- You, J., Zeng, G. L. & Liang, Z. 2005. FBP algorithms for attenuated fan-beam projections. *Inverse Problems* 21(3): 1179-1192.

- Yu, L., Xia, D., Zou, Y., Sidky, E. Y., Pan, X. & Pelizzari, C. A. 2005. A Rebinning type Backprojection-Filtration Algorithm for Region of Interest Reconstruction in Fan-beam CT with Improved Noise Properties. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*.
- Yu, Q., Dong, D., Petersen, I. R. & Gao, Q. 2017. Hybrid Filtering for a Class of Quantum Systems with Classical Disturbances 11This work was supported by the Australian Research Council's Discovery Projects funding scheme under Project DP130101658 and Laureate Fellowship FL110100020, and the Air Force Office of Scientific Research under agreement number FA2386-16-1-4065. *IFAC-PapersOnLine* 50(1): 11738-11743.
- Yuelan, L., Yiwei, L., Yuyan, H. & Yuefan, L. 2011. Study on Teaching Methods of Database Application Courses. *Procedia Engineering* 15: 5425-5428.
- Yushkevich, P. A., Piven, J., Hazlett, H. C., Smith, R. G., Ho, S., Gee, J. C. & Gerig, G. 2006. User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *NeuroImage* 31(3): 1116-1128.
- Zahedi, S., Mostafavi, M. & Lotfirikan, N. 2018. Anatomic Study of Mandibular Posterior Teeth Using Cone-beam Computed Tomography for Endodontic Surgery. *Journal of Endodontics*.
- Zaitoun, N. M. & Aqel, M. J. 2015. Survey on Image Segmentation Techniques. *Procedia Computer Science* 65: 797-806.
- Zakaria, Z., Jaafar, N. H., Yazid, N. A. M., Mansor, M. S. B., Rahiman, M. H. F. & Rahim, R. A. 2010. Sinogram concept approach in image reconstruction algorithm of a Computed Tomography System using MATLAB. *Computer Applications and Industrial Electronics (ICCAIE), 2010 International Conference on*, hlm. 500-505.
- Zakarovskaya, E. V. & Tarasov, V. S. 2018. Optical fiber imaging based tomography reconstruction from limited data. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 328: 542-553.
- Zeng, G. L. 2004. Nonuniform noise propagation by using the ramp filter in fan-beam computed tomography. *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 23(6): 690-695.
- Zeng, G. L. 2010. Transmission and Emission Tomography Medical Image Reconstruction. Dlm. (pnyt.). hlm. 67-85. Springer Berlin Heidelberg.
- Zhang, B., Gu, J., Chen, C., Han, J., Su, X., Cao, X. & Liu, J. 2018. One-two-one networks for compression artifacts reduction in remote sensing. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*.
- Zhang, H., Huang, K. & Shi, Y. 2011. A new correction method for flat panel detector in Cone-Beam CT. *Procedia Engineering* 15: 2655-2659.
- Zhang, P., Carey, J., Te'eni, D. & Tremaine, M. 2004. Integrating Human-Computer Interaction Development into SDLC: A Methodology. *Americas Conference on Information Systems (AMCIS) 2004 Proceedings*.
- Zhao, F. & van Wachem, B. G. M. 2013. A novel Quaternion integration approach for describing the behaviour of non-spherical particles. *Acta Mechanica* 224(12): 3091-3109.

- Zhong, Y., Sun, B., Yu, D., Li, W., Zhang, Y., Li, M. & Liu, J. 2010. Identification of liquid materials using energy dispersive X-ray scattering. *Procedia Engineering* 7: 135-142.
- Zimmermann & Michael, D. 1999. Some algebraic and analytic properties of the Quaternions. Tesis Master, Department of Mathematics, University of Louisville.



LAMPIRAN

Lampiran A Rubrik pengelasan dimensi kajian literatur berdasarkan pengarang

Dimensi	Elemen	Pengarang	Kekerapan
1. Jenis pengimbas	Pengimbas CT generasi pertama (1G)	Cunningham & Judy (2000);Goldman, L. W. (2007);IAEA. (2008);Miao, C. (2013);	4(AP)
	Pengimbas CT generasi kedua (2G)	Cunningham & Judy (2000);Goldman, L. W. (2007);IAEA. (2008);Miao, C. (2013);	4(AP)
	Pengimbas CT generasi ketiga (3G)	Cunningham & Judy (2000);Eliuk, S. N. (2012);Goldman, L. W. (2007);IAEA. (2008);Jiangsheng & Zeng (2007);Miao, C. (2013);	6(AP)
	Pengimbas CT generasi keempat (4G)	Cunningham & Judy (2000);Goldman, L. W. (2007);Hassan, B., et al. (2010);Miao, C. (2013);Moore, S. C. et al. (2000); Scarfe, W. C. and Farman, A. G. (2008);	6(AP)
	Pengimbas CT generasi kelima (5G)	Bruder, H. et al. (2000);Cunningham & Judy (2000);Goldman, L. W. (2007);Li, L. et al. (2006);Miao, C. (2013);	5(AP)
	Teknik gerakan lurus-berputar	Goldman, L. W. (2007);	1(AP)
	Teknik gerakan berputar-berputar	Eliuk, S. N. (2012);Goldman, L. W. (2007);	2(AP)
	Teknik gerakan berputar dan gelung	Goldman, L. W. (2007);Li, L. et al. (2006);Moore, S. C. et al. (2000);Scarfe, W. C. and Farman, A. G. (2008);Schaller, S. et al. (2000);Sourbelle, K. et al. (2000);Xue, G. & Zhang, Y. (2010);	7(AP)
	pengesan pegun Teknik Helical	Goldman, L. W. (2007); Kimia, B. (2011);	2(P)

bersambung...

... sambungan

Teknik Spiral	Bruder, H. et al. (2000);Dove, E. L. (2001); Schaller, S. et al. (2000);Sourbelle, K. et al. (2000);Xue, G. & Zhang, Y. (2010);	5(P)
Ujian tanpa musnah	Alsinan, A. Z. (2013);Lin, Y. (2013);Sinha, V. (2013);van Aarle, W. (2012);	4(P)
Radiologi	Ahmed et al. (2017);	1(P)
Geometri	Eliuk, S. N. (2012);Kim, D. (2014);Little, K. J. (2014);Mathews, A. J. (2014);Vogelsang, L. (2012);	5(P)
2D	Yongshun, X., et al. (2009);Lyra, M., et al. (2014);Dove, E. L. (2001);Eliuk, S. N. (2012);IAEA. (2008);Lancaster, J. (2012);Leeser, M., et al. (2014);Moore, S. C. et al. (2000);Noo et al. (2002);Obi, T., et al. (2000);	10(AP)
3D	Lyra, M., et al. (2014);Bals, S., et al. (2012);Chen, C.-C. (2013);Dove, E. L. (2001);Eliuk, S. N. (2012);Fu, J., et al. (2015);Kim, H.-w., et al. (2013);Leeser, M., et al. (2014);Louis, A. K. (2003);Matej, S. (2000);Moore, S. C. et al. (2000);Obi, T., et al. (2000);Park, W. S., et al. (2007);Zhang, Y. (2009);Zhu, C. (2013);	15(AP)
Tomografi elektron	Arslan, I., & Stach, E. A. (2012);Bals, S., et al. (2012);Chen, C.-C. (2013);Fakron, O. M. (2014);Kelly, T. F., et al. (2013);Kim, H.-w., et al. (2013);Miao, C. (2013);Paavolainen, L., et al. (2014);Wan, X., et al. (2012);Zhu, C. (2013);	10(P)

bersambung...

...sambungan

Tomografi berkomputer sinaran kon (CBCT)	Maass, C., et al. (2010); Park, C. J. (2013); Spin-neto, R., et al. (2011); Zhang, Y. (2009);	4(P)
Tomografi berkomputer emisi photon tunggal (SPECT)	Lyra, M., et al. (2014); Duarte, D. D., et al. (2012); IAEA. (2008); Madsen, M. T. (2007); Vogelsang, L. (2012); Zhang, B. (2007);	6(P)
Tomografi berkomputer (CT)	Gomi, T. (2013); Fu, J., et al. (2015); Goldman, L. W. (2007); Gottlieb, D. et al. (2000); Hendee, W. R., et al. (2002); IAEA. (2008); Karimi, S. (2014); Nevarez, J. A. (2013); Sourbelle, K. et al. (2000); Vogelsang, L. (2012); Walden, J. (2000); Wan, X., et al. (2012); Yu, L. et al. (2002); Zeng, G. L. (2004);	14(P)
Tomograf paksi berkomputer (CAT)	Hasegawa et al. (2017);	1(P)
Pengimejan gema magnetik (MRI)	Calkoen et al. (2015); Chan et al. (2014);	2(AP)
Tomografi emisi positron (PET)	Nie, B., et al. (2014);	1(TP)
Impedans elektrik	Moura, F. S., et al. (2010);	1(TP)
Ultrasonik	Nordin, N., et al. (2014); Hendee, W. R., et al. (2002);	2(TP)
Kekangan CAT	Fred (2004);	1(TP)

bersambung...

...sambungan

2.	Jenis pengesan radiasi	Pengesan	Hoffman (2006);	1(P)
		Sinaran selari	Averbuch, A. et al. (2010);Coric, S., et al. (2002);Goldman, L. W. (2007);Li, L. et al. (2006);	4(AP)
		Sinaran capah	Yongshun, X., et al. (2009);Averbuch, A. et al. (2010);Bonnet, S. et al. (2000);Borsdorf et al. (2008);de las Heras et al. (2008);Dove, E. L. (2001);Eliuk, S. N. (2012);Fu, J. at al. (2011);Goldman, L. W. (2007);Jiangsheng & Zeng (2007);Kazantsev, D. et al. (2008);Kimia, B. (2011);Leng et al. (2005);Moore, S. C. et al. (2000);Noo et al. (2002);Yingying, Z.-O. C., & Fessler, J. A. (2007);You, J. et al. (2005);Yu, L. et al. (2002);Zeng, G. L. (2004);	19(AP)
		Sinaran kon	Bruder, H. et al. (2000);Dove, E. L. (2001); Fentner, D. A. (2013);Hassan, B., et al. (2010);Kimia, B. (2011); Leeser, M., et al. (2014);Li, L. et al. (2006); Scarfe, W. C. and Farman, A. G. (2008);Sourbelle, K. et al. (2000);Xue, G. & Zhang, Y. (2010);Zhang, Y. (2009);	11(AP)
		Data sintetik	Baumueeller, S., et al. (2012);Tokayer, J. M. (2013);	2(AP)
		Data sebenar	Dabravolski, A., et al. (2014);	1(P)

bersambung...

...sambungan

3. Jenis penapis	Penapis	Stauffer, A. J. (2013);Lyra, M., et al. (2014);Weber, P. C. (2012);Andia, B. I. et al. (2000) ;Ben Bouallègue, F., et al. (2013);Chi-Shan, Y., et al. (2009);Fieselmann, A. et al. (2010);Kimia, B. (2011);Lancaster, J. (2012);Louis, A. K. (2003);Matani, A., et al. (2002);Moura, F. S., et al. (2010);Xiaozhen, L., et al. (2010);Zeng, G. L. (2004);	14(AP)
	Laluan Rendah	Weber, P. C. (2012);Ben Bouallègue, F., et al. (2013); bin Md Idros, M.F., et al. (2009);Li, Z. (2007); Matani, A., et al. (2002);Mukherjee, S., et al. (2011);	6(AP)
	Laluan Tinggi	Matani, A., et al. (2002);	1(AP)
	Penapis Ram-Lak (Ramp)	Lyra, M., et al. (2014);Eliuk, S. N. (2012);Haider, Y., et al. (2009);Jiangsheng & Zeng (2007);Lancaster, J. (2012);Leeser, M., et al. (2014);Matani, A., et al. (2002);Zeng, G. L. (2004);	8(AP)
	Penapis Shepp-Logan	Matani, A., et al. (2002);	1(AP)
	Penapis Hanning/ Hamming	Lyra, M., et al. (2014);	1(P)
	Penapis Hilbert	Xiaozhen, L., et al. (2010);	1(P)
	Penapis Butterworth	Lyra, M., et al. (2014);Duarte, D. D., et al. (2012);Weber, P. C. (2012);bin Md Idros, M.F., et al. (2009);Li, Z. (2007);	5(P)
	Penapis Metz	Lyra, M., et al. (2014);	1(P)
	Penapis Wiener	Lyra, M., et al. (2014);	1(P)

bersambung...

...sambungan

4.	Algoritma pembinaan semula imej	Penapis Gaussian	Stauffer, A. J. (2013);Guo, F., et al. (2008);Pei-Yung, H., et al. (2007);Thilagamani, S., et al. (2013);	4(P)
		Penapis Parzen	Lyra, M., et al. (2014);Erdogmus, D., et al. (2004);Lehn-Schioler, T., et al. (2004);Sharma, S.N., et al. (2002);	4(P)
		Penapis Kalman	Wang, L., et al. (2014);Goliaei, S., et al. (2011);Goliaei, S., et al. (2011);	3(P)
		Kaedah statistik	Ciurte, A., et al. (2013);Desbat, L., et al. (2007);Yingying, Z.-O. C., & Fessler, J. A. (2007);	3(AP)
		Teknik unjuran ke belakang	Andia, B. I. et al. (2000) ;Coric, S., et al. (2002);Dove, E. L. (2001);Eliuk, S. N. (2012);Kimia, B. (2011);Lancaster, J. (2012);Leeser, M., et al. (2014);Miao, C. (2013);Xue, G. & Zhang, Y. (2010);	9(AP)
		Teknik jangkaan maksimum (EM)	Duarte, D. D., et al. (2012);IAEA. (2008);	2(AP)
		Teknik lelaran	Kwan, A. L. C. (2007);Xie, L. (2008);Lyra, M., et al. (2014);Ben Bouallègue, F., et al. (2013); Dove, E. L. (2001);Goldman, L. W. (2007);IAEA. (2008);Miao, C. (2013);Willemink, M. J., et al. (2013);Zhang, B. (2007);	10(AP)
		Teknik algebra (ART)	Hansen, P. C., & Saxild-Hansen, M. (2012);Kwan, A. L. C. (2007);Yongshun, X., et al. (2009);Desbat, L., et al. (2007);Eliuk, S. N. (2012);Fu, J., et al. (2015);Miao, C. (2013);	7(P)

bersambung...

...sambungan

5. Kaedah pembinaan imej	Kaedah linogram	Hewei, G., et al. (2008);Sarkar, S., et al. (2007);Zhenzhou, D., et al. (2011);	3(P)
	Kaedah pengembangan siri	Obi, T., et al. (2000);	1(P)
	Transformasi pantas fourier (FFT)	Averbuch, A. et al. (2006);Dove, E. L. (2001);Kimia, B. (2011);Leeser, M., et al. (2014);	4(P)
	Pengkomputeran selari	Yongshun, X., et al. (2009);Song Jun, P. (2009);Lee, J. H. (2012);Leeser, M., et al. (2014);Shanping, Y., et al. (2010);	5(P)
	Interpolasi	Kwan, A. L. C. (2007);Bruyant, P. P., et al. (2000);Gavrila, C.D., et al. (2008);Jiang, T., et al. (2010);Meijering, E. H. W. et al. (2001);Thong, L.W., et al. (2011);Yongling, C., et al. (2011);	7(AP)
	Linear	de las Heras et al. (2008);	1(P)
	Splines kubik	de las Heras et al. (2008);Gavrila, C.D., et al. (2008);Kastis, G.A., et al. (2010);Yongling, C., et al. (2011);	4(SP)
	Interpolasi Lagrange	Thong, L.W., et al. (2011);	1(SP)
	Sinogram	de las Heras et al. (2008);Eliuk, S. N. (2012);Little, K. J. (2014);Zakaria, Z., et al. (2010);	4(AP)
	Susun semula	Borsdorf et al. (2008);Bruder, H. et al. (2000);Noo et al. (2002);	3(AP)

bersambung...

...sambungan

Rekonstruk	Andia, B. I. et al. (2000) ;Averbuch, A. et al. (2010);Bonnet, S. et al. (2000);Bruder, H. et al. (2000);Fieselmann, A. et al. (2010);Fu, J. at al. (2011);Hendee, W. R., et al. (2002) ;Matej, S. (2000);Yu, L. et al. (2002);	9(AP)
Fourier	Lancaster, J. (2012);	1(AP)
Analisis Fourier	Dove, E. L. (2001);	1(AP)
Siri Fourier	Kim, Kim, Rim, et al. (2017);	1(P)
Transformsi Fourier	Buhler, J. et al. (2000);Dove, E. L. (2001);Gottlieb, D. et al. (2000);Kazantsev, D. et al. (2008);Lancaster, J. (2012);Markel, V. A. et al. (2000);Matej, S. (2000);Walden, J. (2000);	8(AP)
Transformasi Radon	Averbuch, A. et al. (2010);Dove, E. L. (2001);Kimia, B. (2011);Lancaster, J. (2012);Nevarez, J. A. (2013);	5(AP)
Pengecaman pola	Viriri & Tapamo (2017);	1(P)
Voksel	Vogelsang, L. (2012);Biswal, P.K., et al. (2010);Leeser, M., et al. (2014);	3(AP)
Piksel	Nordin, N., et al. (2014);Leeser, M., et al. (2014);	2(AP)
Segmentasi	McGurk, R. J. (2013);Hongying, L., et al. (2011);Iznita, I.L., et al. (2009);Shi, J., et al. (2011);Thilagamani, S., et al. (2013);Tsai, A., et al. (2001);van Aarle, W. (2012);	7(AP)

bersambung...

...sambungan

Pembesaran	Ganga, M.P., et al. (2011);Jiang, T., et al. (2010);Khattak, N.S., et al. (2013);Thong, L.W., et al. (2011);Yongling, C., et al. (2011);	5(AP)
Pelingkaran	Kwan, A. L. C. (2007);Borsdorf et al. (2008);Kimia, B. (2011);Meijering, E. H. W. et al. (2001);	4(AP)
Nyah pelingkaran	Erdogmus, D., et al. (2004);	1(SP)
Kamiran	Kimia, B. (2011);	1(AP)
Artifak beruntun	Aootaphao, S., et al. (2008);Bruyant, P. P., et al. (2000);Manzke, R., et al. (2004);Zbijewski, W., et al. (2003);	4(P)
Artifak isipadu separa	Kwan, A. L. C. (2007);Xie, L. (2008);Little, K. J. (2014);Van Slambrouck, K., et al. (2010);	4(P)
Artifak gelang	Archibald, R., et al. (2002);Brun, F., et al. (2011);Brun, F., et al. (2013);Gelb, A., et al. (2002);Haining, S., et al. (2004);Vogelsang, L. (2012);Xin, H., et al. (2005);	7(P)
Artifak pergerakan	Kwan, A. L. C. (2007);Eung-Kyeu, K., et al. (2002);Hengyong, Y., et al. (2007);Qiao, X., et al. (2009);Sang-Keun, W., et al. (2004);Wu, C., et al. (2013);	6(P)
Artifak kincir angin	Kachelriess, M., et al. (2006);Zamyatin, A.A. (2008);Zamyatin, A.A., et al. (2006);	3(P)
Artifak logam	Gomi, T. (2013);Aootaphao, S., et al. (2008);Karimi, S. (2014);Park, W. S., et al. (2007);Van Slambrouck, K., et al. (2010);	5(P)
Artifak hingar	D'Acunto, M., et al. (2014);	1(P)

bersambung...

...sambungan

6. Pengaturcaraan	Artifak pengerasan sinaran	Kwan, A. L. C. (2007);Mohapatra, S. (2012);Scarfe, W. C. and Farman, A. G. (2008);Van Slambrouck, K., et al. (2010);	4(P)
	Pangkalan data	Langer, S. G. (2012);	1(AP)
	MySQL	Xiaosheng, Y., & Cai, Y. (2010);Tudor, A. (2014);Nettling, M., et al. (2014);Luo, Y. (2013);Malik, M. (2013);Simic, B. (2012);York, J. (2014);	7(AP)
	Perisian sumber terbuka	Corbly, J. E. (2014);Dexter, S., & Kozbelt, A. (2013);Johnson, M. R. (2012);Martin, E. J. (2013);	4(P)
	Pengaturcaraan mobil	Thaden, C. B. (2014);	1(SP)
	MATLAB	Hansen, P. C., & Saxild-Hansen, M. (2012);Berger, C., et al. (2012);Biswal, P.K., et al. (2010);Chi-Shan, Y., et al. (2009);Hongying, L., et al. (2011);Iznita, I.L., et al. (2009);Ning, C.-y., et al. (2009);Shi, J., et al. (2011);Zakaria, Z., et al. (2010);	9(AP)
7. Pengukuran dan penilaian	SCILAB	Al-Ani, T., et al. (2005);Ari, N., et al. (2014);Baoyong, Z., et al. (2011);Feng, C., et al. (2004);Gavrila, C.D., et al. (2008);Gomez, C. (2009);Motta Pires, P.S., et al. (2002);Peyre, G. (2011);Rui, Q., et al. (2009);	12(AP)
	Usabiliti	Geng, R. (2014);McNeely, G. M., & Kolah, D. M. (2012);	2(AP)

bersambung...

...sambungan

Kualitatif	Allwood, C. M. (2012);Ducharme, D. R. (2014);Frels, R. K., & Onwuegbuzie, A. J. (2013);Kemparaj, U., & Chavan, S. (2013);Oleinik, A. (2011);Poortman, C. L., & Schildkamp, K. (2012);	6(P)
Kualiti imej	Fentner, D. A. (2013);Willemink, M. J., et al. (2013);	2(P)
Kuantitatif	Allwood, C. M. (2012);Hoe, J., & Hoare, Z. (2013);Ducharme, D. R. (2014);Frels, R. K., & Onwuegbuzie, A. J. (2013);Oleinik, A. (2011);van Aarle, W. (2012);	6(P)
Statistik	Barkan, H., et al. (2015);Berger, C., et al. (2012);Goldman, S. B. (2014);Nie, B., et al. (2014);Paavolainen, L., et al. (2014);	5(P)
Paradigma triangulasi	Bekhet, A., & Zauszniewski, J. (2012);Ducharme, D. R. (2014);Eman, T., et al. (2012);Oleinik, A. (2011);	4(P)
Taburan normal	de las Heras et al. (2008);Kaya, I., & Kahraman, C. (2008);	2(P)
Ujian-t	Krzywinski, M., & Altman, N. (2013);Wiedermann, W., & von Eye, A. (2013);Barbe, et al. (2014);Hairong, Z. (2011);	4(P)
Varians	Jiangsheng & Zeng (2007);	1(P)
Analisis varians (ANOVA)	Gleason, J. H. (2013);Permanasari, A. E., et al. (2010);	2(SP)
Pemodelan persamaan berstruktur (SEM)	Chumney, F. L. (2013);Chen, J. (2013);Fox, C. (2014);Hildreth, L. A. (2013);	4(P)

Lampiran B Rubrik pengelasan dimensi kajian literatur berdasarkan metod/algoritma/teori

Dimensi	Elemen	Metod/Algoritma/Alat/Model/Teori	Kekerapan
1. Jenis pengimbas	Pengimbas CT generasi pertama (1G)	Sinaran selari	4(AP)
		Teknik lurus-berputar	
		Satu pengesan dan satu sumber	
	Pengimbas CT generasi kedua (2G)	Pengesan suku bulatan	4(AP)
		Teknik lurus-berputar	
		Tatasusunan pengesan menghadap satu sumber	
	Pengimbas CT generasi ketiga (3G)	Pengesan suku bulatan	6(AP)
		Teknik berputar-berputar	
		Mengurangkan masa perolehan data	
	Pengimbas CT generasi keempat (4G)	Pengesan pegun	6(AP)
		Teknik sumber berputar dan pengesan sekeliling pegun	
		Sinaran capah berputar dan tatasusunan pengesan pegun	
	Pengimbas CT generasi kelima (5G)	Teknik Heliks/Spiral	5(AP)
		Sumber sinar-x berputar	
		Objek bergerak lurus melalui gantri	
		Nisbah nada (Suapan meja berbanding ketebalan hirisan)	
		Sinaran elektron di seluruh cincin tungsten	

bersambung...

...sambungan

Teknik gerakan lurus-berputar	Evolusi pertama dan kedua	1(AP)
	Integrasi radon	
	Anggaran hukum trapezoid	
	Melintang linear (lurus)	
	Gerakan tokokan putaran	
Teknik gerakan berputar-berputar	Geometri generasi ketiga	2(AP)
	Jarak dari pusat putaran	
	Tatasusunan pengesan Xenon	
Teknik gerakan berputar dan gelung pengesan pegun	Pengesan pegun	7(AP)
	Tatasusunan pengesan diskret	
	Simulasi Monte-Carlo	
	Interpolasi data cincin kepada sampel selari	
Teknik Helical	Laluan data Heliks atau Spiral	2(P)
	Sinaran kon heliks	
	Putaran heliks (gelung)	
	Interpolasi hirisan	
Teknik Spiral	Interpolasi Spiral	5(P)
	Laluan geometri Spiral	

bersambung...

...sambungan

	Sistem pengesan berbilang baris	
	Spiral Archimedes	
	Perolehan data imej 3D berkelajuan tinggi	
Ujian tanpa musnah	Sinar-x dan radium (Sinar gamma)	4(P)
	Ujian radiologi	
Radiologi	Sinar-x dan radium (Sinar gamma)	1(P)
	Tiub sinar-x	
	Pelepasan radioaktif	
	Ketumpatan radioaktif	
	Radiasi elektromagnet	
Geometri	CT geometri	5(P)
2D	Imej konvensional sinar-x	10(AP)
	Dataset 2D (k, θ)	
	Transformasi Fourier 2D	
	Transformasi songsang Fourier 2D	
3D	Unjuran ke belakang 3D	15(AP)
	Perolehan berbilang 2D	
	Imbasan berjujukan	
Tomografi elektron	Teknik mikroskopi	10(P)
	Mikrostruktur, struktur atom dan skala atom	
	Mikroanalisis, resolusi atom	

bersambung...

...sambungan

Tomografi berkomputer sinaran kon (CBCT)	Tenaga kinetik	4(P)
	Pancaran elektron dan pancaran ion	
	Sudut condong	
	Pengesan datar pancaran kon	
	Algoritma FDK	
Tomografi berkomputer emisi photon tunggal (SPECT)	Pembinaan semula dengan voksel	6(P)
	Penapis pembinaan semula	
	Mod imbasan capah dan separa-capah	
	Tomografi berkomputer emisi foton tunggal	
Tomografi berkomputer (CT)	Pengimejan keratan rentas	14(P)
	Teknik tidak intrusif	
Tomograf paksi berkomputer (CAT)	Transmisi sinar-x	1(P)
	Tiub sinar-x, pengesan dan kolimator	
	Kaedah diagnostik radiologi	
Pengimejan gema magnetik (MRI)	Teknik tangkapan pengimejan	2(AP)
	Gradien medan magnet	

bersambung...

...sambungan

2. Jenis pengesan radiasi	Tomografi emisi positron (PET)	Natrium iodida dan kristal germanat bismut untuk sistem pengesan cincin	1(TP)
	Impedans elektrik	Sinaran foton monoenergetik	
		Taburan rintangan elektrik	1(TP)
		Algoritma anggaran Bayesian	
	Ultrasonik	Penapis Kalman	
		Kelajuan perambatan adalah jauh lebih rendah	2(TP)
		Tenaga akustik; Kaedah nisbah tenaga	
		Kaedah anjakan frekuensi	
	Kekangan CAT	Membandingkan algoritma berbeza dan instrumen	1(TP)
		Perbandingan imej daripada jumlah data yang berbeza	
	Pengesan	Pengiraan foton	1(P)
		Integrasi tenaga dan pemberat tenaga	
		Lebar sudut	
	Sinaran selari	Geometri perolehan	4(AP)
		Unjuran sinaran selari (stereogram)	
		Pengimbas lurus-berputar	
		Masa pembinaan semula pantas dan imbasan perlahan	
		Kamiran sinaran selari	
	Sinaran capah	Geometri perolehan	19(AP)
		Unjuran sinaran capah	

bersambung...

...sambungan

Sinaran kon	Sinaran capah sudut setara	11(AP)
	Sinaran capah ruang setara	
	Garis menumpu Pemangkasan data	
	Proses susun semula data	
	Masa pembinaan semula perlahan dan imbasan cepat	
	Susun semula hirisan tunggal dan Fourier	
	Integrasi satah dan pengesan tatasusunan 2D	
	Rekonstruksi (x, y, z)	
	Tetingkap Tam-Danielsson	
	Partition segi tiga dan trajektori heliks	
Data sintetik	Pengimbas-bulatan, pengimbas-heliks dan pengimbas-separuh	2(AP)
	Feldkamp; Artifak kon	
	Sintesis unjuran pancaran selari daripada pancaran kon	
	Menjana struktur sintetik	
	Teknik penjanaan imej sintetik	
Data sebenar	Data sintetik untuk penilaian kuantitatif	1(P)
	Data sintetik untuk penilaian kuantitatif	
	Mengunjurkan imej daripada 0 hingga 180 darjah menggunakan transformasi Radon	
	Data sintetik melalui unjuran ke hadapan imej	
	Objek atau data fantom sebenar	

bersambung...

...sambungan

3. Jenis penapis	Penapis	Data eksperimen sebenar	
		Data daripada model realistik	
		Teknik penentu (unjuran ke belakang bertapis)	14(AP)
		Potong-tutup frekuensi tinggi	
		Penapis licin (selektif, pembahagian varians minimum)	
		Penapis licin (purata, median, median+1)	
		Keupayaan untuk lakukan pelbagai pembetulan	
		Operasi penapisan digunakan untuk sinogram	
		Asas unjuran demi unjuran	
		Penapis konvensional laluan rendah Butterworth	6(AP)
	Laluan Rendah	Perbezaan sudut-fasa	
		Pekali pembawa polinomial	
		Penapis digital	
		Kutub pengagihan	
		Menajamkan imej	1(AP)
		Algoritma pelingkar selari	8(AP)
		Berkadar linear dengan frekuensi spatial	
		Penapis laluan tinggi	
		Penapis Shepp-Logan	1(AP)
		Fungsi pelingkar	

bersambung...

...sambungan

Penapis Hanning/ Hamming	Mengekang komponen frekuensi tinggi Penapis laluan rendah mudah	1(P)
Penapis Hilbert	Mengurangkan hingar tetapi tidak mengekalkan pinggir imej Kernel Hilbert	1(P)
Penapis Butterworth	Penapis Hilbert 1D Penapis analog laluan rendah	5(P)
	Penapis maksima mendatar Kebolehubahan parametrik terbaik untuk menentukan pinggir tajam dan pelicinan	
	Melata penapis peringkat rendah	
Penapis Metz	Penapis pemulihan dalam 1D domain frekuensi	1(P)
	Merendahkan frekuensi	
Penapis Wiener	Fungsi pemindahan modulasi Nisbah isyarat kepada hingar	1(P)
	Frekuensi domain satu dimensi	
Penapis Gaussian	Penapis pelicinan sehala	4(P)
	Kernel wajaran purata yang mewakili taburan normal 2D	
	Jejari penapis Gaussian adalah separuh tetingkap penapis	
Penapis Parzen	Penapis laluan rendah dalam domain frekuensi	4(P)

bersambung...

...sambungan

4. Algoritma pembinaan semula imej		Penapis pelinciran yang menghapuskan frekuensi tinggi dan merendahkan resolusi imej	
	Penapis Kalman	Beroperasi dalam domain masa Kalman gandaan, persamaan Riccati dan langkah prediktor Memproses secara berasingan Berupaya menjejak perubahan pantas	3(P)
	Kaedah statistik	Pengoptimuman	3(AP)
	Teknik unjuran ke belakang	Penganggaran Penumpuan Rumusan Bayesian menggabungkan model kemungkinan Poisson Algoritma unjuran ke belakang $O(n^3)$ Pekali pengecilan $\mu(x, y)$ Teori Imej keratan rentas hirisan sepusat Koordinat kutub (r, θ) Koordinat Cartesian dan sistem koordinat Pengecilan hingar	9(AP)
	Teknik jangkaan maksimum (EM)	Fasa memegang taburan Anggaran imej kebolehjadian maksimum	2(AP)

bersambung...

...sambungan

Teknik lelaran	Penumpuan perlahan (30-50 lelaran)	
	Teknik pembinaan semula algebra (ART)	10(AP)
	Anggaran awal imej	
	Anggaran mendatar, menegak dan pepenjuru	
	Proses diulang sehingga perbezaan antara data yang dikira dan diukur lebih kecil daripada nilai diprapilih	
	Penumpuan pantas	
	Menyelesaikan set persamaan linear	
	Teknik lelaran kuasa dua terkecil (ILST)	
Teknik algebra (ART)	Teknik pembinaan semula lelaran serentak (SIRT)	
	Algoritma untuk jumlah data unjuran kecil	7(P)
Kaedah linogram	Kekompleksan $O(k \times l \times n \times m)$	
	Masalah pandangan terhadap	3(P)
	Lajur mewakili satu unjuran	
Kaedah pengembangan siri	Satu paparan adalah titik dalam domain Fourier	
	Fungsi asas biasanya lelaran	1(P)
	Mengguna formulasi diskret	
	Pengembangan siri Fourier	

bersambung...

...sambungan

Transformasi pantas fourier (FFT)	1D FFT's Domain frekuensi Interpolasi 1D Bahagian nyata dan khayalan	4(P)
Teknik unjuran ke belakang bertapis (FBP)	Sudut unjuran Algoritma analitikal Fungsi penapis Fungsi delta Dirac Kekompleksan komputasi $O(n^3)$ kekaburan $1/r$ Pengukuran pengecilan Penapis Ram-Lak (Ramp) Penapis Shepp-Logan Penapis Hanning Penapis Butterworth Penapis laluan rendah Penapis Hilbert	15(AP)
Pengkomputeran selari	Keselarian dalam pemproses moden MATLAB, C dan pemprosesan berbilang terbuka	5(P)

bersambung...

...sambungan

5. Kaedah pembinaan imej	Interpolasi	Unit Pemprosesan Grafik (GPU)	
		Algoritma lelaran Jacobi selari	
	Linear	GPU dan Unit Pemprosesan Pusat (CPU) berbilang teras	
		Teknologi perkakasan dan perisian selari	
	Splines kubik	Kernel polinomial	7(AP)
		Kernel Sinc	
	Interpolasi Lagrange	Jiran terdekat	
		Interpolasi linear	1(P)
	Sinogram	Kos komputasi rendah	4(SP)
		Kernel B-spline	
	Susun semula	Interpolasi aras tinggi	1(SP)
		Sinogram sinaran capah	4(AP)
	Rekonstruk	Sinogram sinaran selari	
		Sinogram Chebyshev	
		Geometri sinaran capah kepada sinaran selari	3(AP)
		$t=D \sin(Y)$ and $\theta=\beta+Y'$	
Pelingkaran unjuran selari			
Unjuran ke belakang kepada satah imej			
	Fantom Shepp-Logan	9(AP)	
	Selerakan dan pengerasan sinaran		
	Profil ketumpatan		
			bersambung...

...sambungan

	Strategi pecah dan takluk $O(n^2 \log n)$	
	Integrasi Riemann; Integrasi Radon	
	Penapis pelicinan	
	Interpolasi faktor pemberat	
	Unjuran ke belakanf tak linear	
	Kawasan menarik (ROI)	
	Hukum Beer	
Fourier	Kamiran Fourier	1(AP)
	Teori Fourier	
Analisis Fourier	Persampelan semula	1(AP)
	Isyarat berkala dan tidak berkala	
Siri Fourier	Pengembangan	1(P)
	Penumpuan	
	Kosinus mewakili bahagian nyata	
	Sinus mewakili khayalan	
	Nilai purata bentuk gelombang	
Transformsi Fourier	Teori hirisan sepusat (Radon kepada domain Fourier)	8(AP)
	Tansformasi songsang Fourier	
	Domain ruang	
	Domain frekuensi	

bersambung...

...sambungan

Transformasi Radon	Transformasi diskret Fourier	5(AP)
	Domain Fourier	
	Pekali Fourier	
	Kamiran garis	
	Transformasi songsang Radon	
Pengecaman pola Voksel	Transformasi diskret Radon	3(AP)
	Sudut unjuran	
	Kamiran Radon	
	Transformasi $f(x,y)$ kepada sinogram $p(r,\theta)$	
	Mesin pengecaman optik dan corak lain	
Piksel	Elemen imej tatasusunan 3D	2(AP)
	Mempunyai nilai menerangkan sifat bahan di lokasi	
	Unjuran ke belakang berasaskan voksel	
	Elemen kubik di mana isipadu dijangkakan seragam	
	Imej 2D dalam sel grid	
Segmentasi	Bilangan piksel menentukan masa pemprosesan imej	7(AP)
	Piksel diperoleh daripada purata wajaran semua piksel	
	Proses memisahkan imej ke dalam sub imej yang mewakili objek dalam imej	

bersambung...

...sambungan

	Teknik pengambangan, pengurangan jarak unjuran (PDM)	
	Rantaian Bayesian dan Markov	
	Pendekatan kecerunan dan kelompok	
Pembesaran	Klasifikasi piksel imej ke dalam kelas berdasarkan ciri tertentu	
	Jiran terdekat, interpolasi bilinear dan bicubic,	5(AP)
	interpolasi Newton, interpolasi penyesuaian	
Pelingkaran	Mengubah imej input kepada output imej yang lebih besar	
	Pelingkaran sinaran selari	4(AP)
	Pelingkaran sinaran capah	
	Pelingkaran sinaran divergen	
	Kamiran pelingkaran	
	Pelingkaran unjuran ke belakang	
	Pelingkaran kernel	
Nyah pelingkaran	Nyah pelingkaran entropi minimum	1(SP)
	Nyah pelingkaran statistik peringkat ketiga	
	Nyah pelingkaran statistik peringkat kelima	
	Nyah pelingkaran statistik peringkat keenam	
	Nyah pelingkaran Parsimonious	
Kamiran	$x \cos(\theta) + y \sin(\theta) = t$	1(AP)
	Persamaan kamiran	
	Kamiran Fourier	

bersambung...

...sambungan

Artifak beruntun	Kamiran pelingkar	4(P)
	Berpunca daripada logam terbenam	
	Dikenali sebagai artifak logam	
	Membetulkan data mentah, algoritma cembung	
	Logam hasilkan pekali pengecilan tinggi dan digunakan sebagai tanda aras untuk mengesan logam	
Artifak isipadu separa	Berpunca daripada jumlah unjuran yang terhad	4(P)
	Gerakan berbeza pada kitaran jantung	
	Menonjol di sekitar logam	
Artifak gelang	Ketidakseragaman dalam pancarongga data unjuran	7(P)
	Gunakan hirisan CT nipis	
	Ketakhomogenan tindak balas piksel terhadap pengesan	
Artifak pergerakan	Berpunca daripada artifak beruntun dalam sinogram	6(P)
	Menyaring komponen frekuensi tinggi	
	Transformasi gelombang kecil (frekuensi masa) dan penapis mudah suai	
Artifak kincir angin	Ralat kuasa dua min minimum	3(P)
	Pergerakan semasa perolehan data	
	Artifak alias kerana sampel melintang tidak mencukupi (arah-z)	
	Muncul daripada objek berkepadatan tinggi	

bersambung...

...sambungan

6. Pengaturcaraan	Artifak logam	Berkurangan apabila bilangan baris pengesan bertambah Mengurangkan kontras dan mengaburkan butiran Baiki melalui interpolasi kubik	5(P)
	Artifak hingar	Menghasilkan pekali pengecilan sangat tinggi Turun naik statistik pengesanan foton Kebuluran foton Turun naik darah	1(P)
	Artifak pengerasan sinaran	Perbezaan penyerapan metal	4(P)
	Pangkalan data	Muncul antara dua objek tumpat Gudang data <i>DICOM</i> Bahasa pertanyaan berstruktur (<i>SQL</i>) Reka bentuk pangkalan data Model data (skema) Seni bina pangkalan data	1(AP)
	MySQL	Pangkalan data hubungan sumber terbuka Sebahagian daripada <i>Linux</i> , <i>Apache</i> , <i>MySQL</i> dan <i>PHP</i>	7(AP)
	Perisian sumber terbuka	Percuma, sumber terbuka, kebolehpercayaan tinggi dan mudah alih Menjimatkan masa, wang dan tenaga kerja	4(P)
			bersambung...

...sambungan

	Hak untuk guna, kaji, ubah suai dan edar perisian secara percuma Agih kod sumber pengatur cara bersama kod binari Percuma tanpa kos, royalti atau yuran Edar semula dalam keadaan sama seperti lesen versi asal Prinsip Lesen Awam Umum (GPL) untuk guna, ubah dan kongsi perisian	
Pengaturcaraan mobil	Sistem operasi dan bahasa peranti mudah alih Pelantar (<i>Google Android, Apple iOS, RIM Blackberry, Symbian, Windows Mobile, Window 7 Phone, HP Palm webOS, MeeGo dan Samsung Bada</i>) <i>Android</i> adalah pelantar percuma <i>Apache</i> kendalian <i>Google</i> berasaskan <i>Linux</i> Pelagak <i>Android</i> dan simulator <i>iOS</i> <i>MoSync, Appcelerator</i> dan <i>PhoneGap</i>	1(SP)
MATLAB	Mensimulasikan teori sistem CT dengan pemprosesan imej	9(AP)
SCILAB	Bahasa skrip komersial <i>Mathworks</i> Bahasa pengaturcaraan peringkat tinggi Bahasa pengaturcaraan peringkat tinggi Pelantar sumber terbuka	12(AP)

bersambung...

...sambungan

		Pakej perisian pengiraan numerikal untuk aplikasi kejuruteraan dan saintifik	
7. Pengukuran dan penilaian	Usability	Keupayaan merentas platform Proses kejuruteraan kebolehgunaan dan teknik penilaian kebolehgunaan Keberkesanan, kecekapan dan kepuasan pengguna melaksanakan tugas Kecekapan asas yang diperlukan untuk kelangsungan hidup perniagaan Penilaian oleh pakar, ujian pengguna dan penilaian empirikal Kaedah mengukur kebolehgunaan dan menangani isu kepenggunaan	2(AP)
	Kualitatif	Analisis kebolehgunaan dan mengenal pasti masalah Teknik pengumpulan, analisis, tafsiran dan pembentangan maklumat naratif Penyelidikan sistematik tinjau situasi kompleks untuk tingkat kefahaman dan bina teori Pemerhatian, temu bual, kumpulan fokus, dan kajian semula dokumen untuk mengumpul maklumat Memahami soalan dan menyediakan konteks jawapan	6(P)

bersambung...

...sambungan

	Menunjukkan hubungan antara konsep-konsep melalui penggunaan jadual atau rajah	
	Melengkapi kaedah kuantitatif	
	Dikaitkan dengan sains manusia	
Kualiti imej	Analisis kualiti imej antara CT dan CBCT	2(P)
	Penapis untuk kualiti imej yang lebih baik	
	Artifak merendahkan kualiti imej	
	Kualiti imej berkaitan dengan kadar hingar dalam imej	
	Meningkatkan kualiti imej dengan mengurangkan hingar dan artifak	
Kuantitatif	Ujian hipotesis, menentukan penyebab antara pembolehubah dan mengukur kekerapan pemerhatian	6(P)
	Ujian klinikal, tinjauan dan kajian kohort	
	Lebih teliti daripada kaedah kualitatif dan tinjauan sistematik untuk menentukan bukti	
	Dikaitkan dengan sains tabii	
Statistik	Aspek pengukuran dan persampelan	5(P)
	Amalan klinikal berasaskan bukti	
	Analisis hubungan antara pembolehubah dan teknik	
	Ujian statistik berparameter dan tak berparameter	

bersambung...

...sambungan

Paradigma triangulasi	Guna lebih daripada satu kaedah untuk kaji fenomena Menyediakan pengesahan penemuan, data lebih komprehensif, tingkat kesahan dan pemahaman Melibatkan kaedah pengumpulan data kuantitatif dan kualitatif Kaedah dalaman iaitu pelbagai teknik dalam kaedah diberikan dan kaedah antara iaitu dua atau lebih kaedah analisis data sama	4(P)
Taburan normal	Ralat purata kuasa dua ternormal (NMSE) Min dan sisihan piawai Ralat relatif min (MRE)	2(P)
Ujian-t	Nilai aras keertian Kesimpulan (inferens) statistik tentang perbezaan di antara dua nilai purata Ujian-t dua sampel dan ujian-t berpasangan Menentukan sama ada pemerhatian adalah statistik yang signifikan	4(P)
Varians	Anggaran varians piksel Varians ROI Varians min piksel	1(P)
Analisis varians (ANOVA)	Mengenal pasti perbezaan antara data sebenar dan data dijangka Ujian parametrik dan sampel adalah bertaburan normal bergantung kepada kumpulan min untuk ujian hipotesis Kaedah ramalan	2(SP)

bersambung...

...sambungan

Pemodelan persamaan berstruktur (SEM)	Pendekatan analisis untuk berurusan dengan model maklumat yang kompleks Pendekatan berasaskan kovarians dan komponen Pendekatan berasaskan kovarians untuk penilaian dan pengesahan model (sampel besar) Pendekatan berasaskan komponen untuk pengiraan skor dan anggaran (sampel kecil) Hubungan antara pemboleh ubah yang diperhatikan dan konstruk tersembunyi	4(P)
---------------------------------------	--	------

Lampiran C Rubrik pengelasan kajian literatur berdasarkan pengukuran skala likert 7-mata (penilaian-kendiri)

Dimensi	1. Amat Penting [AP]=258	2- Penting [P]=169	3- Sedikit Penting [SP]=9	4- Neutral [N]=0	5- Sedikit Tidak Penting [STP]=0	6- Tidak Penting [TP]=5	7- Amat Tidak Penting [ATP]=0
Jenis pengimbas	Pengimbas CT generasi pertama (1G)	Teknik Helical				Tomografi emisi positron (PET)	
	Pengimbas CT generasi kedua (2G)	Teknik Spiral				Impedans elektrikal	
	Pengimbas CT generasi ketiga (3G)	Ujian tanpa musnah				Ultrasonik	
	Pengimbas CT generasi keempat (4G)	Radiologi				Kekangan CAT	
	Pengimbas CT generasi kelima (5G)	Geometri					
	Teknik gerakan lurus- berputar	Tomografi elektron					
	Teknik gerakan berputar-berputar	Tomografi berkomputer sinaran kon (CBCT)					

bersambung...

...sambungan

	Teknik gerakan berputar dan gelung pengesan pegun	Tomografi berkomputer emisi photon tunggal (SPECT)
	2D	Tomografi berkomputer (CT)
	3D	Tomografi paksi berkomputer (CAT)
	Pengimejan gema magnetik (MRI)	
Jenis pengesan radiasi	Sinaran selari	Pengesan
	Sinaran capah	
	Sinaran kon	Data sebenar
	Data sintetik	
Jenis penapis	Penapis	Penapis Hanning/ Hamming
	Laluan Rendah	Penapis Hilbert
		Penapis Parzen
	Laluan Tinggi	Penapis Metz
		Penapis Wiener
	Penapis Ram-Lak (Ramp)	Penapis Gaussian Penapis Butterworth

bersambung...

...sambungan

Algoritma pembinaan semula imej	Penapis Shepp-Logan	Penapis Kalman	
	Kaedah statistik	Teknik algebra (ART)	
	Teknik unjuran ke belakang	Kaedah linogram	
	Teknik jangkaan maksimum (EM)	Kaedah pengembangan siri	
Kaedah pembinaan imej	Teknik lelaran	Transformasi pantas fourier (FFT)	
	Teknik unjuran ke belakang bertapis (FBP)	Pengkomputeran selari	
	Interpolasi	Linear	Splines kubik
	Susun semula	Siri Fourier	Interpolasi Lagrange
	Rekonstruk	Pengecaman pola	Nyah pelingkaran
	Fourier Analisis Fourier	Artifak beruntun	
		Artifak isipadu separa	

bersambung...

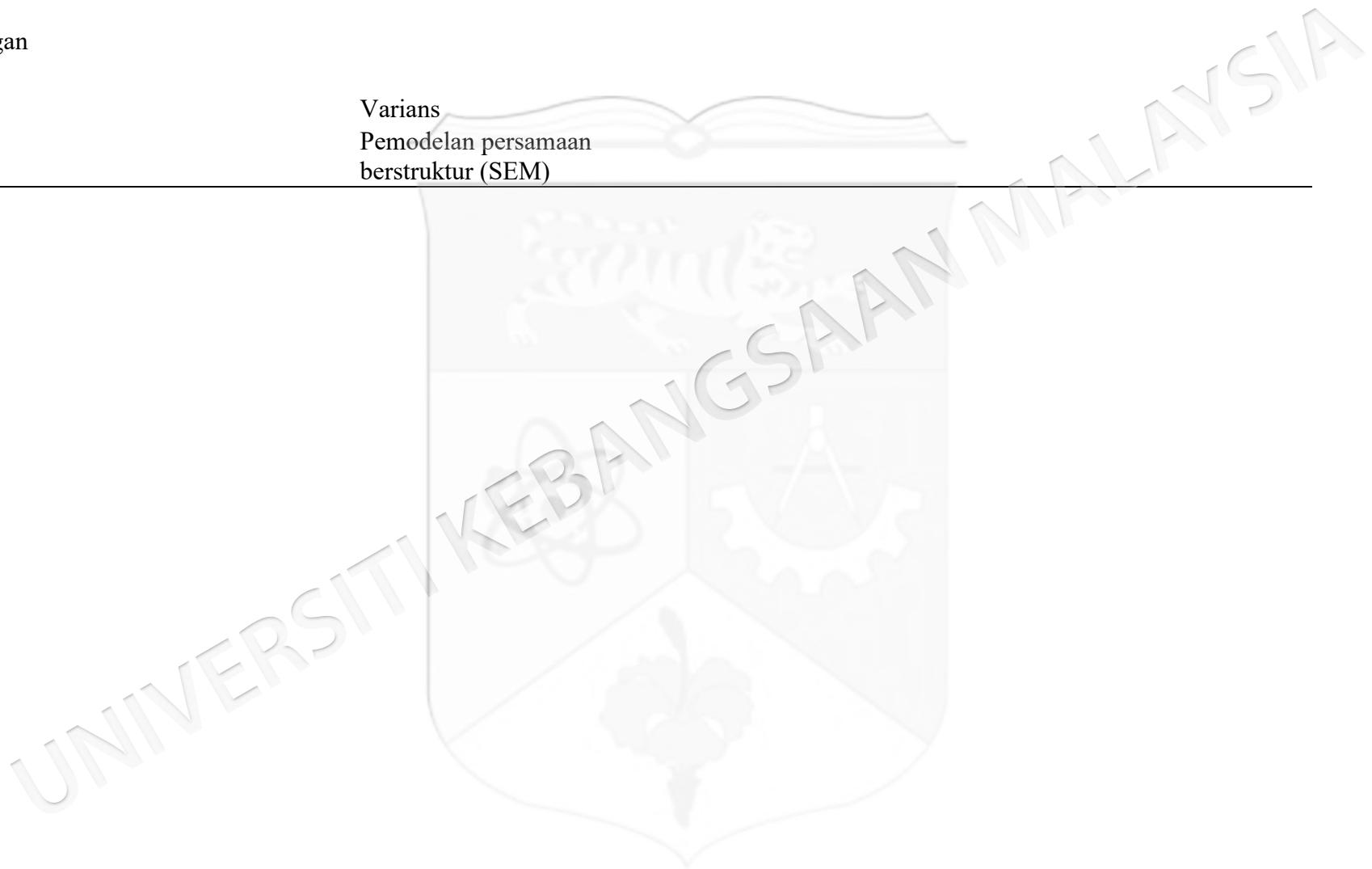
...sambungan

	Transformasi Fourier	Artifak gelang	
	Transformasi Radon	Artifak pergerakan	
	Voksel	Artifak kincir angin	
	Piksel	Artifak logam	
	Segmentasi	Artifak hingar	
	Pembesaran	Artifak pengerasan sinaran	
	Pelingkaran		
	Kamiran		
Pengaturcaraan	Pangkalan data	Perisian sumber terbuka	Pengaturcaraan mobil
	MySQL		
	MATLAB		
	SCILAB		
Pengukuran dan penilaian	Usabiliti	Kualitatif	Analisis varians (ANOVA)
		Kualiti imej	
		Kuantitatif	
		Statistik	
		Paradigma triangulasi	
		Taburan normal	
		Ujian-t	

bersambung...

...sambungan

Varians
Pemodelan persamaan
berstruktur (SEM)



Lampiran D Skala likert 7-mata (penilaian-kendiri)

- 1- Amat Penting [AP]
- 2- Penting [P]
- 3- Sedikit Penting [SP]
- 4- Neutral [N]

- 5- Sedikit Tidak Penting [STP]
- 6- Tidak Penting [TP]
- 7- Amat Tidak Penting [ATP]



Lampiran E Ciri am ruang storan fail DICOM yang digunakan oleh mesin pengimbas yang berbeza dan menjana data dalam pelbagai ukuran

Singkatan	Penerangan	Matrik(px)	Bit/px	Saiz	Bilangan
CD	Aliran warna Doppler	768 x 576	8	0.442 MB	
CR	Radiografi berkomputer	3520 x 4280	12	30 MB	2
CT	Tomografi berkomputer	512 x 512	16	0.524 MB	40-3000
DSA	Angiografi penolakan digital	512 x 512	8		15-40
DX	Radiografi digital	2048 x 2048	12		2
MG	Mamografi	4608 x 5200	14	45.7 MB	1
MR	Resonans magnetik	256 x 256	16	0.131 MB	60-3000
NM	Perubatan nuklear	256 x 256		0.128 MB	
PET	Tomografi Emisi Positron	128 x 128		32 MB	
US	Ultrasound	512 x 512	8	0.262 MB	20-240
XA	Angiografi Sinar- X	512 x 512	16		

Sumber: Library (2018)

**Lampiran F Masa penambahbaikan kaedah lelaran Kaczmarz, Kaczmarz
Simetri dan Kaczmarz Rawak**

	Kaczmarz	Kaczmarz Simetri	Kaczmarz Rawak
Imej Asal	0.3481	0.0348	0.0412
Imej Sinogram	0.2837	0.2121	0.2234
Sinogram Hingar	0.3706	0.0689	0.0811
Imej Kabur	0.2730	0.1067	0.1150
Lelaran 1	9.0058	14.9634	12.1000
Lelaran 2	9.3191	14.5395	13.3070
Lelaran 3	7.6057	15.0730	11.3806
Lelaran 4	7.8609	17.3813	13.8356
Lelaran 5	9.4634	15.0076	14.5522
Lelaran 6	10.1077	17.0545	14.6482
Lelaran 7	11.5146	15.4233	11.7922
Lelaran 8	9.6066	15.1502	10.9457
Lelaran 9	9.9233	16.8903	13.3857
Lelaran 10	12.1878	16.7631	13.7504
Lelaran 11	10.0108	17.0611	12.3248
Lelaran 12	10.1457	18.5187	12.0255
Lelaran 13	9.5055	16.6728	15.9870
Lelaran 14	11.1571	20.4497	12.1039
Lelaran 15	10.2492	30.1761	11.3767
Lelaran 16	9.5792	29.7252	10.1394
Lelaran 17	9.9013	32.2813	11.3677
Lelaran 18	10.0178	29.6271	10.0727
Lelaran 19	9.5519	30.0155	11.6061
Lelaran 20	9.7612	29.0977	9.7241
Lelaran 21	12.1954	29.4902	11.8699
Lelaran 22	11.7315	29.4894	9.7764
Lelaran 23	9.5427	29.9078	11.9095
Lelaran 24	10.4184	29.6623	11.4966
Lelaran 25	11.2482	26.1703	9.9743
Lelaran 26	9.5592	21.3826	11.7085
Lelaran 27	11.9045	23.4252	10.0572
Lelaran 28	9.5670	22.2227	12.0287
Lelaran 29	11.5046	23.8601	9.6194
Lelaran 30	9.7008	22.6239	12.4114
Lelaran 31	9.7208	22.7536	10.0856
Lelaran 32	10.0122	23.2303	11.4358
Lelaran 33	9.9135	23.7086	10.2050
Lelaran 34	9.7551	25.1822	11.1482
Lelaran 35	11.4334	23.8400	11.5381
Masa terkumpul	354.6818	788.8204	411.6901
Min	10.1338	22.5377	11.7626
Sisihan piawai	1.0725	5.7635	1.5305

Lampiran G Masa penambahbaikan kaedah lelaran SIRT, Landweber, Cimmino, CAV, DROP dan SART

	SIRT	Landweber	Cimmino	CAV	DROP	SART
Imej Asal	0.0228	0.0118	0.0127	0.0122	0.0141	0.0136
Imej Sinogram	0.0893	0.0757	0.0766	0.0762	0.0873	0.0675
Hingar	0.0430	0.0414	0.0427	0.0445	0.0465	0.0453
Imej Kabur	0.0509	0.0444	0.0449	0.0456	0.0519	0.0456
Lelaran 1	0.0996	0.0990	0.0940	0.1024	0.0940	0.0925
Lelaran 2	0.1159	0.0994	0.0962	0.1075	0.1005	0.0941
Lelaran 3	0.1042	0.0970	0.0971	0.1005	0.0956	0.0937
Lelaran 4	0.0997	0.1010	0.0990	0.1056	0.0998	0.0983
Lelaran 5	0.1168	0.1176	0.1046	0.1103	0.1037	0.0990
Lelaran 6	0.1088	0.1128	0.1067	0.1093	0.1085	0.1014
Lelaran 7	0.1074	0.1039	0.1014	0.1153	0.1113	0.1009
Lelaran 8	0.1219	0.1043	0.1030	0.1115	0.1104	0.1018
Lelaran 9	0.1115	0.1042	0.1047	0.1159	0.1098	0.1059
Lelaran 10	0.1114	0.1179	0.1068	0.1081	0.1099	0.1051
Lelaran 11	0.1021	0.0916	0.0864	0.0891	0.0907	0.0893
Lelaran 12	0.1028	0.0892	0.0873	0.0855	0.0855	0.0821
Lelaran 13	0.0891	0.0957	0.0871	0.0863	0.0890	0.0855
Lelaran 14	0.1001	0.1049	0.0878	0.0941	0.0876	0.0922
Lelaran 15	0.0925	0.1102	0.0914	0.0894	0.0900	0.0891
Lelaran 16	0.1009	0.1097	0.0912	0.0905	0.0922	0.0895
Lelaran 17	0.1178	0.0978	0.0916	0.0933	0.0912	0.0895
Lelaran 18	0.1096	0.0950	0.0931	0.0946	0.0964	0.0988
Lelaran 19	0.0980	0.0991	0.0973	0.0942	0.0948	0.0937
Lelaran 20	0.1010	0.1069	0.0960	0.0999	0.0989	0.0939
Lelaran 21	0.1066	0.1018	0.0990	0.1011	0.0978	0.1009
Lelaran 22	0.1381	0.1362	0.1002	0.1018	0.1005	0.0977
Lelaran 23	0.1074	0.1439	0.1008	0.1012	0.1042	0.1012
Lelaran 24	0.1090	0.1510	0.1022	0.1110	0.1028	0.1037
Lelaran 25	0.1125	0.1597	0.1058	0.1104	0.1044	0.1062
Lelaran 26	0.1348	0.1334	0.1059	0.1085	0.1080	0.1073
Lelaran 27	0.1145	0.1560	0.1100	0.1063	0.1094	0.1098
Lelaran 28	0.1149	0.1386	0.1096	0.1119	0.1119	0.1057
Lelaran 29	0.1194	0.1138	0.1103	0.1136	0.1108	0.1123
Lelaran 30	0.1302	0.1282	0.1143	0.1138	0.1153	0.1105
Lelaran 31	0.1215	0.1289	0.1181	0.1163	0.1151	0.1157
Lelaran 32	0.1205	0.1204	0.1161	0.1152	0.1147	0.1118
Lelaran 33	0.1247	0.1198	0.1171	0.1191	0.1202	0.1177

bersambung...

...sambungan

Lelaran 34	0.1425	0.1282	0.1198	0.1192	0.1253	0.1168
Lelaran 35	0.1249	0.1523	0.1192	0.1205	0.1207	0.1205
Lelaran 36	0.1347	0.1685	0.1213	0.1243	0.1248	0.1211
Lelaran 37	0.1394	0.1809	0.1225	0.1222	0.1257	0.1218
Lelaran 38	0.1319	0.1817	0.1335	0.1295	0.1251	0.1228
Lelaran 39	0.1335	0.1716	0.1315	0.1263	0.1277	0.1313
Lelaran 40	0.1347	0.1735	0.1276	0.1306	0.1272	0.1259
Lelaran 41	0.1543	0.1695	0.1308	0.1313	0.1352	0.1293
Lelaran 42	0.1429	0.1784	0.1313	0.1323	0.1314	0.1313
Lelaran 43	0.1374	0.1900	0.1347	0.1327	0.1362	0.1304
Lelaran 44	0.1615	0.1690	0.1338	0.1362	0.1355	0.1341
Lelaran 45	0.1528	0.1463	0.1352	0.1358	0.1386	0.1365
Lelaran 46	0.1454	0.1648	0.1373	0.1439	0.1371	0.1376
Lelaran 47	0.1558	0.1593	0.1388	0.1394	0.1407	0.1375
Lelaran 48	0.1477	0.1538	0.1433	0.1411	0.1438	0.1412
Lelaran 49	0.1516	0.1570	0.1439	0.1454	0.1436	0.1425
Lelaran 50	0.1741	0.1475	0.1457	0.1475	0.1459	0.1423
Lelaran 51	0.1619	0.1639	0.1457	0.1466	0.1532	0.1462
Lelaran 52	0.1532	0.1642	0.1485	0.1489	0.1530	0.1481
Lelaran 53	0.1685	0.1600	0.1556	0.1514	0.1496	0.1495
Lelaran 54	0.1575	0.1885	0.1506	0.1527	0.1517	0.1498
Lelaran 55	0.1573	0.1900	0.1526	0.1531	0.1527	0.1502
Lelaran 56	0.1748	0.1695	0.1529	0.1550	0.1576	0.1545
Lelaran 57	0.1612	0.1744	0.1571	0.1558	0.1587	0.1549
Lelaran 58	0.1664	0.1736	0.1572	0.1592	0.1603	0.1563
Lelaran 59	0.1780	0.1709	0.1588	0.1589	0.1597	0.1595
Lelaran 60	0.1646	0.1757	0.1601	0.1612	0.1617	0.1594
Lelaran 61	0.1750	0.1697	0.1640	0.1613	0.1643	0.1618
Lelaran 62	0.1772	0.1718	0.1665	0.1629	0.1667	0.1614
Lelaran 63	0.1739	0.2081	0.1645	0.1717	0.1676	0.1682
Lelaran 64	0.1757	0.1992	0.1667	0.1691	0.1658	0.1722
Lelaran 65	0.1879	0.1835	0.1707	0.1703	0.1656	0.1689
Lelaran 66	0.1850	0.1842	0.1784	0.1731	0.1722	0.1671
Lelaran 67	0.1848	0.1823	0.1727	0.1732	0.1718	0.1759
Lelaran 68	0.1951	0.1992	0.1724	0.1734	0.1756	0.1740
Lelaran 69	0.1820	0.1834	0.1764	0.1757	0.1758	0.1745
Lelaran 70	0.1932	0.1867	0.1764	0.1754	0.1799	0.1774
Lelaran 71	0.1883	0.2096	0.1784	0.1825	0.1799	0.1787
Lelaran 72	0.1981	0.2320	0.1791	0.1794	0.1821	0.1802
Lelaran 73	0.2070	0.2421	0.1855	0.1816	0.1816	0.1816
Lelaran 74	0.1955	0.2299	0.1822	0.1883	0.1869	0.1835
Lelaran 75	0.2146	0.2437	0.1847	0.1871	0.1910	0.1844

bersambung...

...sambungan

Lelaran 76	0.1949	0.2402	0.1874	0.1888	0.1896	0.1871
Lelaran 77	0.2077	0.2500	0.1948	0.1901	0.1912	0.1885
Lelaran 78	0.2157	0.2208	0.1949	0.1932	0.1958	0.1910
Lelaran 79	0.2105	0.2526	0.1955	0.1967	0.1927	0.1912
Lelaran 80	0.2094	0.2347	0.2022	0.1938	0.1928	0.1917
Lelaran 81	0.2035	0.2544	0.1987	0.1968	0.1937	0.1945
Lelaran 82	0.2121	0.2507	0.2553	0.1995	0.1969	0.1952
Lelaran 83	0.2159	0.2524	0.2061	0.1979	0.1973	0.1980
Lelaran 84	0.2220	0.2437	0.1993	0.2007	0.2013	0.2008
Lelaran 85	0.2253	0.2523	0.2154	0.2084	0.2047	0.2024
Lelaran 86	0.2112	0.2302	0.2157	0.2046	0.2041	0.2067
Lelaran 87	0.2269	0.2574	0.2134	0.2077	0.2064	0.2043
Lelaran 88	0.2307	0.2410	0.2096	0.2083	0.2069	0.2059
Lelaran 89	0.2278	0.2609	0.2126	0.2098	0.2092	0.2073
Lelaran 90	0.2186	0.2246	0.2134	0.2119	0.2140	0.2145
Lelaran 91	0.2384	0.2382	0.2157	0.2120	0.2122	0.2130
Lelaran 92	0.2252	0.2298	0.2142	0.2146	0.2112	0.2113
Lelaran 93	0.2429	0.2469	0.2477	0.2168	0.2110	0.2153
Lelaran 94	0.2257	0.2670	0.2676	0.2167	0.2185	0.2163
Lelaran 95	0.2399	0.2365	0.2644	0.2211	0.2192	0.2206
Lelaran 96	0.2340	0.2364	0.2478	0.2212	0.2230	0.2213
Lelaran 97	0.2379	0.2450	0.2442	0.2253	0.2223	0.2239
Lelaran 98	0.2460	0.2277	0.2460	0.2232	0.2252	0.2241
Lelaran 99	0.2451	0.2508	0.2592	0.2318	0.2266	0.2201
Lelaran 100	0.2418	0.2511	0.2790	0.2277	0.2273	0.2247
Lelaran 101	0.2544	0.2504	0.2906	0.2296	0.2291	0.2271
Lelaran 102	0.2543	0.2460	0.2834	0.2312	0.2343	0.2295
Lelaran 103	0.2554	0.2563	0.2826	0.2310	0.2328	0.2306
Lelaran 104	0.2562	0.2484	0.2694	0.2328	0.2344	0.2324
Lelaran 105	0.2693	0.2496	0.2622	0.2331	0.2356	0.2343
Jumlah terkumpul	17.5055	18.6838	16.7287	16.2363	16.1834	15.9814