



TESIS - TE142599

**PENGUKURAN VOLUME PENDARAHAN OTAK
PASIEN STROKE HEMORAGIK INTRASEREBRAL
HASIL *MULTI SLICE CT SCAN* (MSCT)
MENGUNAKAN *GRADIENT VECTOR FLOW*
(GVF)**

MUHAMAD RUDIANSYAH
07111450040005

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T
Ronny Mardiyanto, S.T., M.T., Ph.D

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2018



TESIS - TE142599

**PENGUKURAN VOLUME PENDARAHAN OTAK
PASIEN STROKE HEMORAGIK INTRASEREBRAL
HASIL *MULTI SLICE CT SCAN* (MSCT)
MENGUNAKAN *GRADIENT VECTOR FLOW*
(GVF)**

MUHAMAD RUDIANSYAH
07111450040005

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T
Ronny Mardiyanto, S.T., M.T., Ph.D

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2018

LEMBAR PENGESAHAN

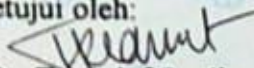
Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (M.T)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

oleh:


Muhamad Rudiansyah
NRP. 07111450040005

Tanggal Ujian : 3 Juli 2018
Periode Wisuda : September 2018


Disetujui oleh:


1. Dr. Tri Arief Sardjono, ST. MT.
NIP: 19700212 199512 1 001

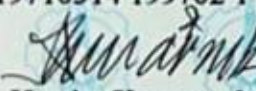
(Pembimbing I)


2. Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D
NIP: 19810118 200312 1 003


(Pembimbing II)


3. Achmad Arifin, ST.M.Eng., Ph.D.
NIP: 19710314 199702 1 001

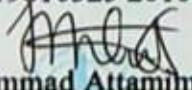
(Penguji)


4. Dr. Ir. Hendra Kusuma, M.Eng.SC
NIP: 19640902 198903 1 003


(Penguji)


5. Astria Nur Iriansyah, ST., M.Eng., Ph.D.
NIP: 19810325 201012 1 002

(Penguji)


6. Muhammad Attamimi, B.Eng., M.Eng., Ph.D. (Penguji)
NPP: 1985201711039

Dekan Fakultas Teknologi Elektro

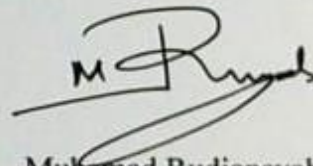

Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
NIP. 19700212 1995121 001

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul **“PENGUKURAN VOLUME PENDARAHAN OTAK PASIEN STROKE HEMORAGIK INTRASEREBRAL HASIL MULTI SLICE CT SCAN (MSCT) MENGGUNAKAN GRADIENT VECTOR FLOW (GVF)”** adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, 3 Juli 2018



Muhammad Rudiansyah

NRP. 07111450040005

Halaman ini sengaja dikosongkan

PENGUKURAN VOLUME PENDARAHAN OTAK PASIEN STROKE HEMORAGIK INTRASEREBRAL HASIL *MULTI SLICE CT SCAN* (MSCT) MENGGUNAKAN *GRADIENT VECTOR FLOW* (GVF)

Nama Mahasiswa : Muhamad Radiansyah
NRP Mahasiswa : 07111450040005
Pembimbing : 1. Dr. Tri Arief Sardjono, ST. MT.
2. Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D

ABSTRAK

Pengukuran *volume* pendarahan otak pasien stroke hemoragik intraserebral hasil MSCT menggunakan GVF adalah menjumlahkan luas area *multi slice CT Scan* yang homogen dari hasil GVF. Pengukuran ini hanya dapat dilakukan melalui perangkat lunak khusus di komputer. Pengembang alat MSCT juga tidak menyertakan *software* ini jika sudah di *export* ke media *Compact Disk* (CD) atau *flashdisk*. Selama ini dokter spesialis radiolog melakukan pengukuran dengan rumus secara manual. Hal inilah yang menjadi landasan untuk dilakukan penelitian.

Penelitian ini menggunakan data citra *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) yang diambil langsung dari media CD. Data citra akan dilakukan filtering untuk meningkatkan kualitas citra. Citra DICOM diinisialisasi di pendarahan otak. Inisialisasi akan melakukan segmentasi *deformable model gradient vector flow* (GVF) untuk menghasilkan *Region of interest* (ROI). Hasil ROI akan dilakukan menjadi *mask*. Jumlah piksel pada *mask* dikalikan dengan nilai *thickness* untuk menjadi *volume* per *slice*. Hasil dari ROI dijadikan inisial untuk *slice* berikutnya, dan diulangi kembali sampai slice terakhir. *Volume* keseluruhan didapat dari hasil jumlah ROI semua *slice*. Standar konstanta pada proses pengolahan citra menggunakan GVF yang dipakai adalah $\sigma = 5$ adalah standar deviasi di filter *gaussian blur*, $\alpha = 0.5$ adalah elastisitas, $\beta = 0$ adalah kekakuan, $\gamma = 1$ adalah kelekatan, $\kappa = 0.6$ adalah energi *external*, dan iterasi 40 di GVF *deform*. Hasil perhitungan volume pendarahan stroke hemoragik dengan GVF *snake* memiliki nilai galat 18,70% dan 23,01%. GVF *snake* dapat digunakan sebagai pengukuran volume pendarahan otak pasien stroke hemoragik intraserebral.

Kata kunci : *Stroke Hemoragik, DICOM, GVF Snake.*

Halaman ini sengaja dikosongkan

MEASURING OF INTRACEREBRAL HEMORRHAGE VOLUMES FROM MULTI-SLICE CT (MSCT) SCAN RESULTS USING GRADIENT VECTOR FLOW (GVF)

Student Name : Muhamad Radiansyah
Student ID Number : 07111450040005
Supervisors : 1. Dr. Tri Arief Sardjono, ST. MT.
2. Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D

ABSTRACT

Measurements of brain hemorrhagic intracerebral hemorrhagic stroke volume measurements using GVF were summed up in a multi-slice area of homogeneous CT Scan from GVF. This measurement can only be done through special software on the computer. MSCT tool developers do not include this software if it has been exported to media Compact Disk (CD) or flashdisk. During this time a specialist radiologist performing measurements with the formula manually. This is the basis for research.

This study uses image data Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) taken directly from CD media. Image data will be filtered to improve image quality. DICOM imagery is initialized at the cerebral hemorrhage. Initialization will perform deformable segmentation of gradient vector flow (GVF) model to produce Region of interest (ROI). ROI results will be done into a mask. The number of pixel in the mask is multiplied by the thickness value to be the volume per slice. The result of ROI is initialized for the next slice, and is repeated until the last slice. The overall volume is derived from the total ROI of all slices. The standard constants for image processing using GVF are $\sigma = 5$ is the standard deviation in Gaussian blur, $\alpha = 0.5$ is elasticity, $\beta = 0$ is stiffness, $\gamma = 1$ is viscoscity, $\kappa = 0.6$ is external energy, and iteration 40 in GVF deform. The result of hemorrhagic stroke volume with GVF snake has a 18,70% and 23,01% error rate. GVF snake can be used as a measurement intracerebral hemorrhagic stroke volume.

Keywords: Stroke Hemoragik, DICOM, GVF Snake.

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena atas segala petunjuk dan nikmat-Nya lah tesis ini dapat diselesaikan, sholawat dan salam kepada junjungan agung nabi Muhammad SAW serta keluarganya.

Tesis berjudul “Pengukuran *volume* pendarahan otak pasien stroke hemoragik intraserebral hasil MSCT menggunakan GVF” ini disusun untuk memenuhi sebagian persyaratan memperoleh gelar Magister Teknik di Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Penulis menyadari bahwa dalam penyusunan tesis ini tidak terlepas dari bantuan berbagai pihak. Oleh karena itu, dengan ketulusan dan kerendahan hati penulis menyampaikan terima kasih kepada:

1. Kedua Orang Tua Tercinta, atas segala dukungan dan do'anya hingga terselesaikannya tesis ini.
2. Istri dan anak-anakku yang selalu mendukung dan do'anya yang tak pernah putus.
3. Bapak Dr. Tri Arief Sardjono, ST. MT. selaku Dosen Pembimbing, yang telah banyak memberikan saran, bantuan, serta sabar dalam membimbing penulis.
4. Bapak Ronny Mardiyanto S.T., M.T., Ph.D. selaku Dosen Pembimbing, yang telah banyak memberikan saran, bantuan, serta sabar dalam membimbing penulis.
5. dr. Diah Pertiwi Sp.Rad dan dr. Dody Haikal, Sp.Rad yang telah memberikan data-data untuk sample thesis.
6. Teman-teman radiografer di Rumah Sakit Krakatau Medika, yang selalu memberikan bantuannya.
7. Ali Zaenal, Tri Susanto, Ali Uroidhi, Mikail Eko selaku teman seperjuangan dalam menyelesaikan tesis ini, dan telah banyak membantu di dalam prosesnya.

8. Dhadang S.B.W. selaku teman yang selalu memberikan tempatnya serta bantuan yang luar biasa kepada penulis.
9. Teman-Teman di Sekolah Robot Indonesia.

Penulis menyadari bahwa Tugas Akhir ini masih belum sempurna dan masih banyak hal yang perlu diperbaiki. Saran, kritik dan masukan baik dari semua pihak sangat membantu penulis terutama untuk berbagai kemungkinan pengembangan lebih lanjut. Penulis berharap semoga tesis ini dapat bermanfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi serta bagi masyarakat.

Surabaya, 3 Juli 2018

Penulis

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN	Error! Bookmark not defined.
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS	ii
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vii
KATA PENGANTAR	ix
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR TABEL	xvii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	3
1.3 Tujuan dan Manfaat Penelitian	4
1.4 Kontribusi	4
BAB 2 DASAR TEORI DAN KAJIAN PUSTAKA	5
2.1 Anatomi Kepala	5
2.2 Stroke	10
2.3 <i>Multi Slice Computed Tomography</i> (MSCT)	12
2.3.1 Prinsip Dasar dan Sejarah <i>Computed Tomography</i> (CT)	12
2.3.2 <i>Imaging Planes</i>	15
2.3.3 Komponen MSCT	16
2.3.4 <i>Image Reconstruction</i>	20
2.3.5 <i>Image Display</i>	21
2.3.6 <i>Cross Sectional Anatomy Brain</i>	24
2.4 Teknik Pemeriksaan MSCT Kepala	27
2.5 <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (DICOM)	29
2.5.1 Struktur Penulisan <i>File</i> DICOM	30
2.5.2 DICOM <i>Data Dictionary</i>	30
2.5.3 <i>Information Model</i> DICOM	33
2.5.4 Struktur <i>Raw Data</i> DICOM	33
2.6 Pengelolaan Citra Digital	36

2.6.1 Pembentukan Citra	36
2.6.2 Operasi-operasi Dasar Citra.....	37
2.7 Kajian Pustaka	47
2.8 Diagram <i>Fishbone</i>	50
BAB 3 METODE PENELITIAN	51
3.1 Studi Literatur.....	52
3.2 Perancangan Sistem.....	52
3.2.1 Perancangan <i>Filter</i>	53
3.2.2 Perancangan Segmentasi GVF <i>snake</i>	55
3.2.3 Perancangan <i>Volume</i> Pendarahan <i>Slice</i>	58
3.2.4 <i>Volume</i> Total Pendarahan.....	59
3.3 Pengujian dan Evaluasi.....	60
3.4 Alat-alat dan Bahan	60
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN	61
4.1 Data Citra dari <i>CT Scan</i> dan Komputer <i>Processing Volume Viewer</i>	61
4.2 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan	71
4.3 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan dengan GVF	84
BAB 5 PENUTUP	97
5.1 Kesimpulan.....	97
5.2 Saran	97
DAFTAR PUSTAKA	99
RIWAYAT PENULIS	103
LAMPIRAN	105

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 Menghitung volume pendarahan dengan metode ABC/2	3
Gambar 2.1 Representasi Tiga Dimensi dari <i>Ventricle</i> Otak Besar.....	5
Gambar 2.2 Diagram dari <i>Ventricle</i> Otak Besar dan <i>Central Canal Spinal Cord</i> .	6
Gambar 2.3 Tampilan Potongan Tengah <i>Sagital</i> Otak	6
Gambar 2.4 Tampilan Saraf Kranial, Peredaran Arteri dan Lobus.....	7
Gambar 2.5 Arteri Utama Kepala dan Leher	9
Gambar 2.6 Citra Pendarahan Stroke Iskemik	11
Gambar 2.7 Citra Pendarahan <i>Subaraknoid</i>	11
Gambar 2.8 Citra Pendarahan Intraserebral	12
Gambar 2.9 (a) <i>Slice Thickness</i> , (b) Perbedaan Piksel dan <i>Voxel</i>	13
Gambar 2.10 Nilai Hounsfield (HU).....	14
Gambar 2.11 Irisan <i>Axial</i> , <i>Coronal</i> , dan <i>Sagital</i>	15
Gambar 2.12 Citra CT, (a) <i>Axial</i> , (b) <i>Coronal</i> , dan (c) <i>Sagital</i>	16
Gambar 2.13 <i>Gantry</i> Beserta Komponen di Dalamnya	16
Gambar 2.14 <i>Patient Table</i> yang Terpasang di Alat MSCT	18
Gambar 2.15 (a) <i>Operator's Console</i> , (b) Perangkat lunak pemrosesan citra CT.....	18
Gambar 2.16 Skematik Akuisisi Data CT.....	19
Gambar 2.17 Pasien diletakkan di <i>Table Patient</i> dan Radiografer Sedang Melakukan Proses Akuisisi CT Scan di <i>Operator Console</i>	19
Gambar 2.18 Skematik <i>Image Reconstruction</i>	20
Gambar 2.19 <i>SFOV</i> di <i>Ganrty</i> dan Display	21
Gambar 2.20 <i>Window Width</i> dan <i>Window Level</i>	22
Gambar 2.21 Operator Melakukan ROI Pengukuran Nilai Rata-rata HU	23
Gambar 2.22 (a) <i>Referensi image</i> , (b) Potongan <i>Axial</i>	23
Gambar 2.23 <i>Multiple Image Display</i>	24
Gambar 2.24 Tampilan Histogram CT <i>Number</i> Dalam Suatu ROI.....	24
Gambar 2.25 (a) <i>Reference Image</i> , (b) Anatomi Irisan <i>Axial Base Skull</i>	25

Gambar 2.26 (a) <i>Reference Image</i> , (b) Anatomi Irisan Axial.....	25
Gambar 2.27 (a) <i>Reference Image</i> (b) Anatomi Irisan Axial <i>Cerebellum</i>	26
Gambar 2.28 (a) <i>Reference Image</i> , (b) Anatomi Irisan Axial <i>Cerebellum</i>	27
Gambar 2.29 Garis Supraorbital Meatal.....	28
Gambar 2.30 <i>Information Model File DICOM</i>	33
Gambar 2.31 DICOM <i>Header Viewer</i> dari nama file NN1-13.dcm dengan perangkat lunak K-PACS	34
Gambar 2.32 0028,0030 sebagai <i>Pixel Spacing</i>	34
Gambar 2.33 Tepi Batas Yang Memiliki Celah	41
Gambar 2.34 Hasil Konvergensi Menggunakan GVF <i>Snakes</i>	46
Gambar 2.35 Diagram <i>Fishbone</i>	50
Gambar 3.1 <i>Flowchart</i> Tahapan Penelitian.....	51
Gambar 3.2 <i>Flowchart</i> Menghitung <i>Volume</i> Pendarahan	53
Gambar 3.3 Perancangan <i>Filter</i>	54
Gambar 3.4 <i>Gaussian Blur</i> , (a) Citra $f(x, y)$, (b) Nilai $\sigma = 1$, (d) Nilai $\sigma = 5$...	54
Gambar 3.5 <i>Gradient Image</i> , (a) Nilai $\sigma = 1$, (b) Nilai $\sigma = 1$, (c) Nilai $\sigma = 5$...	55
Gambar 3.6 (a) Citra $g(x, y)$, (b) <i>Normalized GVF Field</i>	56
Gambar 3.7 Inisialisai Manual di Citra $f(x, y)$	56
Gambar 3.8 (a) Inisialisasi, (b) Deformasi <i>Snakes</i> , (c) ROI Hasil Segmentasi.	58
Gambar 3.9 (a) ROI Hasil Segmentasi, (b) Koordinat Hasil Segmentasi, (c) <i>Masking</i>	58
Gambar 3.10 Diagram Pengujian dan Evaluasi.....	59
Gambar 4.1 (a) Deret Citra-Citra NN1 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN1 hasil pengukuran <i>volume</i> pendarahan komputer <i>processing</i>	61
Gambar 4.2 (a) Deret Citra-Citra NN2 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN2 hasil pengukuran <i>volume</i> pendarahan komputer <i>processing</i>	62
Gambar 4.3 (a) Deret Citra-Citra NN3 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN3 hasil pengukuran <i>volume</i> pendarahan komputer <i>processing</i>	63
Gambar 4.4 (a) Deret Citra-Citra NN4 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN4 hasil pengukuran <i>volume</i> pendarahan komputer <i>processing</i>	64
Gambar 4.5 (a) Deret Citra-Citra NN5 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN5 hasil pengukuran <i>volume</i> pendarahan kmputer <i>processing</i>	65

Gambar 4.6 (a) Deret Citra-Citra NN6 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN6 hasil pengukuran <i>volume</i> pendarahan komputer <i>processing</i>	66
Gambar 4.7 (a) Deret Citra-Citra NN7 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN7 hasil pengukuran <i>volume</i> pendarahan komputer <i>processing</i>	67
Gambar 4.8 (a) Deret Citra-Citra NN8 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN8 hasil pengukuran <i>volume</i> pendarahan komputer <i>processing</i>	68
Gambar 4.9 (a) Deret Citra-Citra NN9 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN9 hasil pengukuran <i>volume</i> pendarahan komputer <i>processing</i>	69
Gambar 4.10 (a) Deret Citra-Citra NN10 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN10 hasil pengukuran <i>volume</i> pendarahan komputer <i>processing</i> ..	70
Gambar 4.11 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan secara <i>visual</i> dari Pasien NN1 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2	71
Gambar 4.12 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan secara <i>visual</i> dari Pasien NN2 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2	72
Gambar 4.13 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan secara <i>visual</i> dari Pasien NN3 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2	74
Gambar 4.14 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan secara <i>visual</i> dari Pasien NN4 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2	75
Gambar 4.15 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan secara <i>visual</i> dari Pasien NN5 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2	77
Gambar 4.16 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan secara <i>visual</i> dari Pasien NN6 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2	78
Gambar 4.17 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan secara <i>visual</i> dari Pasien NN7 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2	79

Gambar 4.18 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan secara <i>visual</i> dari Pasien NN8 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2	81
Gambar 4.19 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan secara <i>visual</i> dari Pasien NN9 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2	82
Gambar 4.20 Target Nilai <i>Volume</i> Pendarahan secara <i>visual</i> dari Pasien NN10 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2	83
Gambar 4.21 Total <i>Volume</i> Pendarahan dari Citra <i>Series</i> pada Pasien NN1	84
Gambar 4.22 Total <i>Volume</i> Pendarahan dari Citra <i>Series</i> pada Pasien NN2	85
Gambar 4.23 Total <i>Volume</i> Pendarahan dari Citra <i>Series</i> pada Pasien NN3	86
Gambar 4.24 Total <i>Volume</i> Pendarahan dari Citra <i>Series</i> pada Pasien NN4	87
Gambar 4.25 Total <i>Volume</i> Pendarahan dari Citra <i>Series</i> pada Pasien NN5	88
Gambar 4.26 Total <i>Volume</i> Pendarahan dari Citra <i>Series</i> pada Pasien NN6	89
Gambar 4.27 Total <i>Volume</i> Pendarahan dari Citra <i>Series</i> pada Pasien NN7	90
Gambar 4.28 Total <i>Volume</i> Pendarahan dari Citra <i>Series</i> pada Pasien NN8	90
Gambar 4.29 Total <i>Volume</i> Pendarahan dari Citra <i>Series</i> pada Pasien NN9	91
Gambar 4.30 Total <i>Volume</i> Pendarahan dari Citra <i>Series</i> pada Pasien NN10	92
Gambar 4.31 Perbandingan Persentase Galat KPVV 1, KPVV2, GVF <i>Snake</i> 1, dan GVF <i>Snake</i> 2.....	95

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Pembuluh Darah Otak dan Daerah Pendarahan [5]	10
Tabel 2.2 Koefisien Atenuasi (cm^{-1}) 125 kVp Untuk Variasi Jaringan [8]	13
Tabel 2.3 Pengaturan Tipe <i>Window</i> Untuk Beberapa Jenis Pemeriksaan [8]	22
Tabel 2.4 Parameter MSCT Kepala Untuk Kasus Stroke Hemoragik [8]	28
Tabel 2.5 Nilai HU Pada MSCT Kepala [8]	29
Tabel 2.6 Definisi VR yang Paling Sering Digunakan MSCT [9].....	31
Tabel 2.7 Nama <i>Attribut</i> dari (Grub, Element)/ Tag dan Jenis Tipe Datanya [9].	32
Tabel 2.8 Contoh Penulisan <i>Raw Data</i> Citra [9]	33
Tabel 2.9 Contoh Penulisan <i>Grayscale</i> di MSCT [9]	35
Tabel 2.10 Derajat Keabuan [10]	37
Tabel 4.1 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan dari komputer <i>processing volume viewer</i> (mm^3).....	70
Tabel 4.2 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN1 Secara <i>Visual</i> Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2.....	71
Tabel 4.3 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN2 Secara <i>Visual</i> Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2.....	73
Tabel 4.4 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN3 Secara <i>Visual</i> Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2.....	73
Tabel 4.5 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN4 Secara <i>Visual</i> Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2.....	76
Tabel 4.6 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN5 Secara <i>Visual</i> Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2.....	76
Tabel 4.7 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN6 Secara <i>Visual</i> Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2.....	78
Tabel 4.8 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN7 Secara <i>Visual</i> Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2.....	80
Tabel 4.9 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN8 Secara <i>Visual</i> Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2.....	80

Tabel 4.10 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN9 Secara <i>Visual</i> Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2	81
Tabel 4.11 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN10 Secara <i>Visual</i> Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2	83
Tabel 4.12 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN1 Secara <i>GVF Snake</i>	84
Tabel 4.13 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN2 Secara <i>GVF Snake</i>	85
Tabel 4.14 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN3 Secara <i>GVF Snake</i>	86
Tabel 4.15 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN4 Secara <i>GVF Snake</i>	87
Tabel 4.16 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN5 Secara <i>GVF Snake</i>	88
Tabel 4.17 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN6 Secara <i>GVF Snake</i>	89
Tabel 4.18 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN7 Secara <i>GVF Snake</i>	89
Tabel 4.19 Hasil <i>Volume</i> Pendarahapn Pada Pasien NN8 Secara <i>GVF Snake</i>	91
Tabel 4.20 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN9 Secara <i>GVF Snake</i>	92
Tabel 4.21 Hasil <i>Volume</i> Pendarahan Pada Pasien NN10 Secara <i>GVF Snake</i>	92
Tabel 4.22 Perbandingan <i>Volume</i> Hasil Komputer <i>Processing Volume Viewer</i> Dengan Nilai Target Dokter Spesialis Radiologi 1	93
Tabel 4.23 Perbandingan <i>Volume</i> Hasil Komputer <i>Processing Volume Viewer</i> Dengan Nilai Target Dokter Spesialis Radiologi 2	94
Tabel 4.24 Perbandingan <i>GVF Snake</i> Dengan Nilai Target Dokter Spesialis Radiologi 1	94
Tabel 4.25 Perbandingan <i>GVF Snake</i> Dengan Nilai Target Dokter Spesialis Radiologi 2	95
Tabel 4.26 Waktu Proses <i>GVF Snake</i>	96

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

World Health Organization (WHO) mendefinisikan stroke sebagai suatu tanda klinis yang terus menerus akibat gangguan otak fokal atau global akut dengan gejala-gejala yang berlangsung selama 24 jam atau lebih dan dapat menyebabkan kematian. Tetapi bukan disebabkan oleh gangguan peredaran darah sepiintas, tumor otak, stroke sekunder karena trauma maupun infeksi [1].

Peringatan resmi hari stroke sedunia 2011, Menteri Kesehatan Republik Indonesia dr. Endang Rahayu Sedyaningsih, MPH, DR.PH menyatakan, setiap 1000 orang, 8 orang diantaranya terkena stroke. Stroke merupakan penyebab utama kematian pada semua umur, dengan proporsi 15,4%. Setiap 7 orang yang meninggal di Indonesia, 1 diantaranya karena stroke.

Peringatan resmi hari stroke sedunia tahun 2013 di Vietnam, Presiden *World Stroke Organization* (WSO) Prof. Stephen Davis menyatakan ada sekitar 16 juta orang yang memiliki stroke setiap tahun, 6 juta di antaranya meninggal dunia. Satu dari enam orang akan terkena stroke dalam hidup mereka. Bahkan angka kematian akibat stroke lebih banyak setiap tahunnya daripada jumlah angka kematian penyakit AIDS, tuberkulosis. Stroke juga merupakan penyebab kecacatan jangka panjang terlepas dari usia, jenis kelamin, etnis atau negara.

Menurut Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) Kementerian Kesehatan Republik Indonesia tahun 2007 stroke merupakan penyebab kematian pada semua kelompok umur tertinggi dengan proporsi 15,4%, sedangkan pada kelompok umur 55-64 tahun mencapai 26,8% baik di perkotaan maupun pedesaan dan kasus stroke termuda ditemukan pada kelompok umur 18-24 tahun. Prevalensi stroke di Indonesia sebesar 8,3 per 1000 penduduk dan yang telah terdiagnosis oleh tenaga kesehatan adalah 6 per 1000 penduduk. Propinsi dengan prevalensi stroke tertinggi dijumpai di NAD (16,6%) dan terendah di Papua (3,8%).

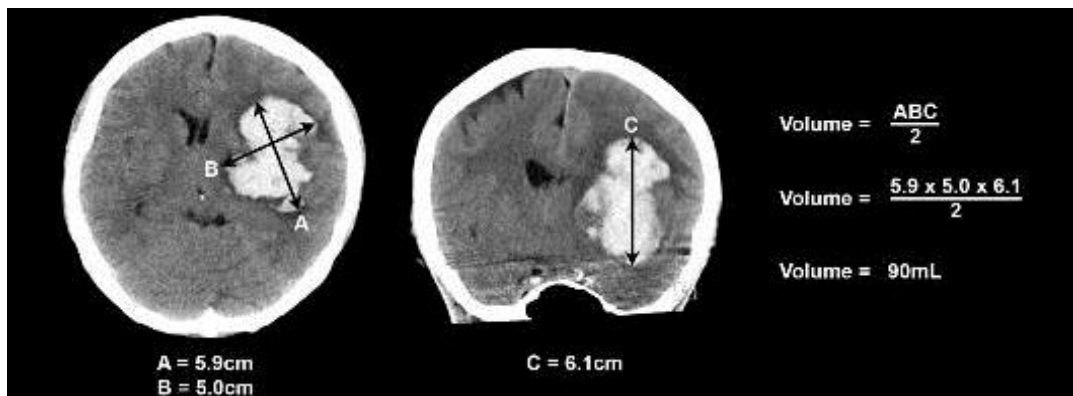
Pemeriksaan paling penting untuk mendiagnosis dari stroke dengan menggunakan *Computerized Topography* (CT) dan *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) pada otak. Mesin CT akan merekam citra sinar X, setiap citra memperlihatkan irisan melintang otak, dan dapat memperlihatkan daerah abnormal otak. Pemeriksaan memerlukan waktu 10 – 20 menit. CT sangat handal untuk mendeteksi pendarahan intrakranium.

Untuk penanganan pasien stroke perlu dilakukan pemeriksaan penunjang sebelum terapi atau tindakan medis. Diantara pemeriksaan penunjang yang sangat mendukung diagnosis adalah dengan menggunakan modalitas *Multi Slice CT Scan* (MSCT). Salah satu bagian dari alat MSCT adalah *workstation* MSCT yang digunakan untuk rekonstruksi file dalam format *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM). Kemampuan alat tersebut mampu untuk mengukur *volume* pendarahan otak, segmentasi pada daerah pendarahan, dan menampilkan citra dalam bentuk 3D, *volume rendering*, mencetak ke *film* atau ke kertas, dan *export / import* ke media *USB* atau *flashdisk*.

Pengembang alat MSCT tidak menyediakan *software* untuk menghitung *volume* pendarahan pada media CD. *Software* yang disertakan hanya berupa *viewer* DICOM. Jika ingin dilakukan pengukuran kembali dokter spesialis radiolog akan menggunakan perhitungan manual, dengan teknik pengukuran *volume* benda tak beraturan. Karena teknik pengukuran *volume* pendarahan harus sama. Sama merek MSCT *workstation*, sama teknik manual, dan sama dari sudut pandang operatornya.

Teknik penghitungan manual yang dilakukan dengan cara mencari *slice* paling luas pada daerah pendarahan, lalu panjang dan lebar dikalikan seperti Gambar 1.1. Luas dikalikan dengan jumlah *slice thickness* pada daerah yang mengalami pendarahan. Hasil dikalikan dengan nilai konstanta 0.52. Rumus ini dikenal dengan $A \times B \times C \times 0.52$, atau dengan $ABC/2$ [2].

Ketidak tepatan dalam mengukur *volume* pendarahan akan mengakibatkan ketidak tepatan keputusan dalam pemilihan tindakan medis. Ketidak tepatan dalam membandingkan *volume* sebelum dan sesudah tindakan medis juga akan membuat diagnosis menjadi ambigu. Hal itulah yang menjadi landasan utama untuk melakukan penelitian.



Gambar 1.1 Menghitung *volume* pendarahan dengan metode ABC/2 [21]

Ada dua tipe model *active contour*, yaitu *parametric active contours* dan *geometric active contours*. *Parametric active contour* mensintesis garis-garis lengkung *parametric* dalam sebuah citra dan membuat mereka bergerak pada fitur yang diinginkan. Fitur yang paling umum digunakan adalah tepi [3].

Ada dua permasalahan pada algoritma *parametric active contour*, yang pertama adalah garis inisial harus dekat dengan batas yang diinginkan dan yang kedua adalah *active contour* mengalami kesulitan untuk menyesuaikan pada bentuk yang memiliki batas cekungan. Untuk mengatasi kekurangan yang dimiliki oleh *snake* tradisional maka dikembangkanlah metode yang menggunakan gaya eksternal yang disebut dengan medan *Gradient Vector Flow* (GVF) atau *GVF snake* [3].

Kelebihan dari *GVF snake* dibandingkan dengan *snake* tradisional diantaranya adalah kemampuan meletakkan inisial tanpa harus dekat dengan batas objek yang diinginkan, dapat menyesuaikan gerakan pada tepi yang berbentuk cekungan, inisial *GVF snake* dapat diletakkan di dalam atau di luar objek, *GVF snake* tidak perlu diberi pengaturan apakah harus mengecil atau mengembang untuk menyesuaikan diri pada tepi objek dan *GVF snake* juga memiliki jarak tangkap yang besar selama tidak ada objek lain yang menginterferensi [3].

1.2 Perumusan Masalah

Berdasarkan uraian di atas, maka pada penelitian ini dapat dirumuskan sebagai berikut:

1. Bagaimana melakukan *filter* pada objek pendarahan.

2. Bagaimana segmentasi GVF *snakes* pada objek pendarahan.
3. Bagaimana melakukan pengukuran *volume* pendarahan.
4. Bagaimana menguji *volume* pendarahan dengan hasil dari perangkat lunak *volume viewer*.

1.3 Tujuan dan Manfaat Penelitian

Berdasarkan latar belakang yang telah disajikan, tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Mengetahui *filter* pada objek pendarahan.
2. Mengetahui segmentasi GVF *snake* pada objek pendarahan.
3. Mengetahui melakukan pengukuran *volume* pendarahan.
4. Mengetahui hasil uji *volume* pendarahan dengan hasil *volume* pendarahan dari perangkat lunak *volume viewer*.

Manfaat dari penelitian ini untuk mempermudah dokter spesialis radiolog melakukan pengukuran *volume* pendarahan otak tanpa perlu dikomputer dengan perangkat lunak khusus.

1.4 Kontribusi

Dari hasil penelitian yang telah dilakukan, diharapkan dapat memberikan kontribusi untuk mengetahui pengukuran *volume* pendarahan di otak, secara khusus pada pemakaian parameter konstanta untuk proses pengolahan citra hasil CT Scan, dimana konstanta α (*alpha*) adalah elastisitas dari partikel, β (*beta*) adalah kekakuan dari partikel, γ (*gamma*) adalah kelekatan dari partikel, dan κ adalah energi *external*.

BAB 2

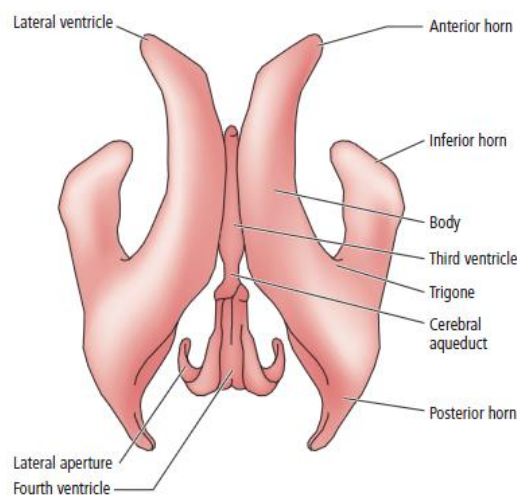
DASAR TEORI DAN KAJIAN PUSTAKA

Dasar teori meliputi anatomi kepala, definisi stroke, definisi Multi Slice Computer Tomography (MSCT), teknik pemeriksaan MSCT kepala, definisi Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), pengolahan citra digital.

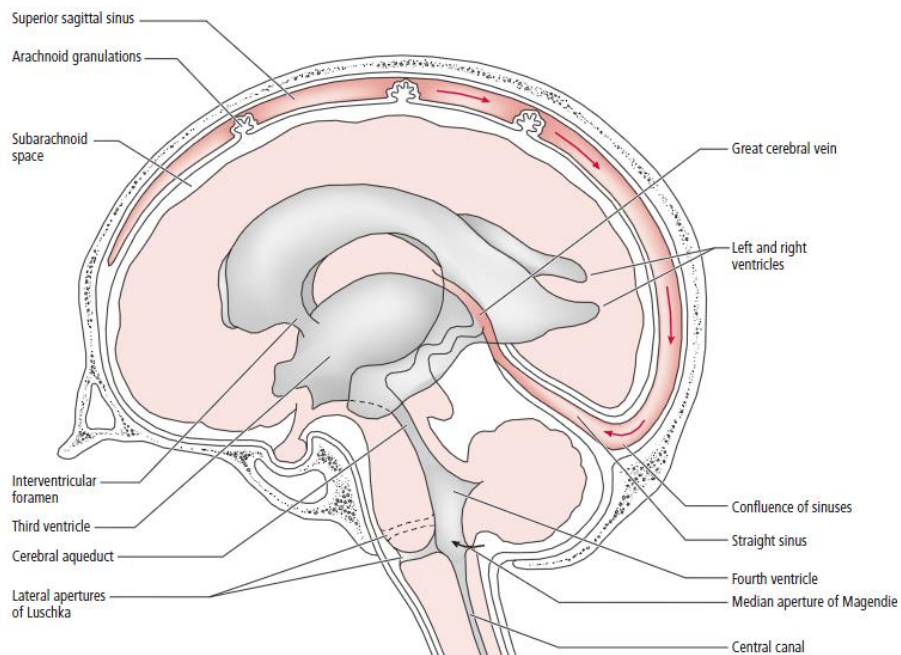
2.1 Anatomi Kepala

Otak terdiri dari dua belahan yang simetris, berstruktur lembut, seperti agar-agar dikelilingi oleh meninges, dan dilanjutkan *spinal cord* setelah melalui *foramen magnum*. Saat lahir otak beratnya 400 g. Saat remaja beratnya menjadi 900 g. Saat dewasa otak memiliki berat sekitar 1250 sampai 1450. Umumnya berat otak laki-laki lebih berat daripada otak perempuan [4].

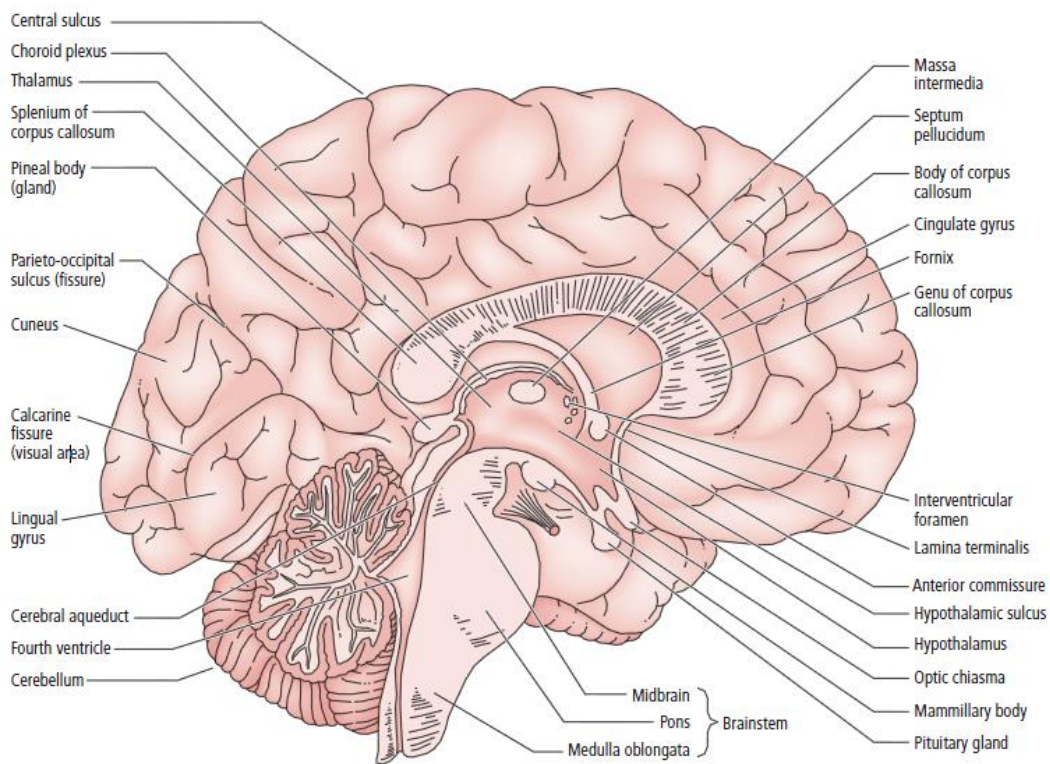
Jika otak orang dewasa dilihat dalam struktur tiga dimensi, hanya tiga daerah yang jelas terlihat, yaitu otak besar (*cerebrum*) otak kecil (*cerebellum*), dan batang otak (*brainstem*). Otak besar berstruktur berongga dan rongga dalam belahan otak disebut *right ventricle* dan *left ventricle*, yang diapit dengan *third ventricle* melalui *interventricular foramen* seperti ditunjukkan pada Gambar 2.1 dan Gambar 2.2.



Gambar 2.1 Representasi Tiga Dimensi dari *Ventricle* Otak Besar [4]

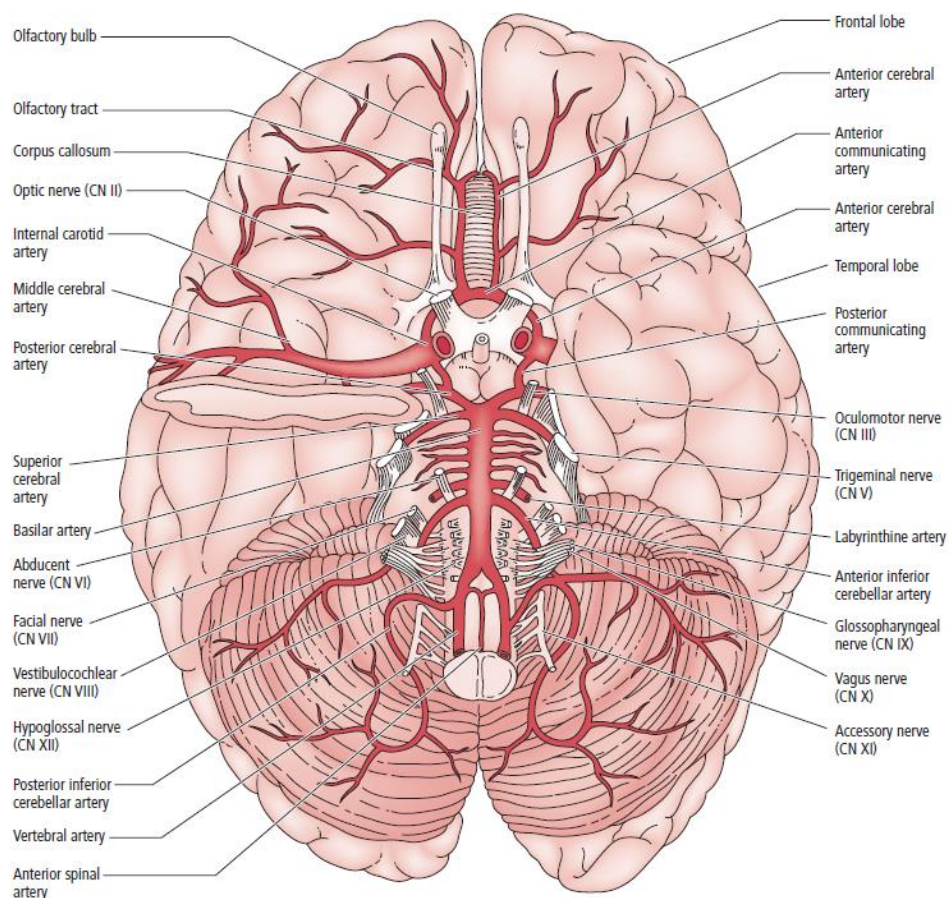


Gambar 2.2 Diagram dari *Ventricle* Otak Besar dan *Central Canal Spinal Cord* [4]



Gambar 2.3 Tampilan Potongan Tengah *Sagital* Otak [4]

Pada otak besar dapat dibagi menjadi beberapa *lobe* (lobus) yang dipisahkan oleh *fissure* dan *sulcus* seperti pada Gambar 2.3. *Frontal lobe*, adalah bagian dari serebrum yang terletak di depan sulkus sentralis. *Parietal lobe*, terdapat di depan *sulcus* dan dibelakangi oleh *caraco occipital*. *Temporal lobe*, terdapat di bawah lateral dari fisura serebralis dan di depan *occipital lobe*. *Occipital lobe*, mengisi bagian belakang pada daerah *os occipital*. Otak kecil terletak pada bagian bawah dan belakang rongga tengkorak, bentuknya oval. Dengan otak besar dibatasi oleh *transversalis fissure*, bagian depan berbatasan dengan *pons vareli* dan berada di atas *medula oblongata*. Permukaan otak kecil berlipat-lipat tetapi lipatannya lebih kecil dan lebih teratur dibanding dengan otak besar. Batang otak terdiri dari tiga bagian, yaitu *myelencephalon (diensefalon)*, *mesensepalon (mid brain)*, dan *pons varoli* seperti ditunjukkan pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 Tampilan Saraf Kranial, Peredaran Arteri dan Lobus [4]

Myelencephalon bagian batang otak paling atas, terdapat di antara cerebellum dan *mesencephalon*. Adapun fungsinya adalah mengecilkan pembuluh darah, respiratori membantu proses persarafan, mengontrol kegiatan refleks dan membantu pekerjaan jantung. *Mesencephalon* pada bagian atas terdiri dari empat bagian yang menonjol ke atas, dua di sebelah atas disebut *quadrigeminus corpus superior* dan dua di bawah yaitu *corpus quadrigeminus inferior*. Fungsinya yaitu membantu pergerakan mata dan kelopak mata. *Pons varoli* terletak di depan *cerebellum* di antara otak tengah dan *medula oblongata*. Berfungsi sebagai penghubung kedua *cerebellum* adalah *medula oblongata*, *cerebellum* dan otak besar serta sebagai pusat saraf *nervus trigeminus*.

Otak divaskularisasi oleh dua pasang pembuluh darah, sepasang arteri karotis internal dan sepasang arteri vertebralis seperti ditunjukkan Gambar 2.5. Semua arteri tersebut terletak di dalam ruang *subarachnoid*, dan cabang cabang arteri tersebut beranastomosis pada permukaan inferior otak untuk membentuk *circulus willis*. Sekitar 70% *stroke* disebabkan oleh *arteri carotis internal* dan *arteri vertebralis* [4].

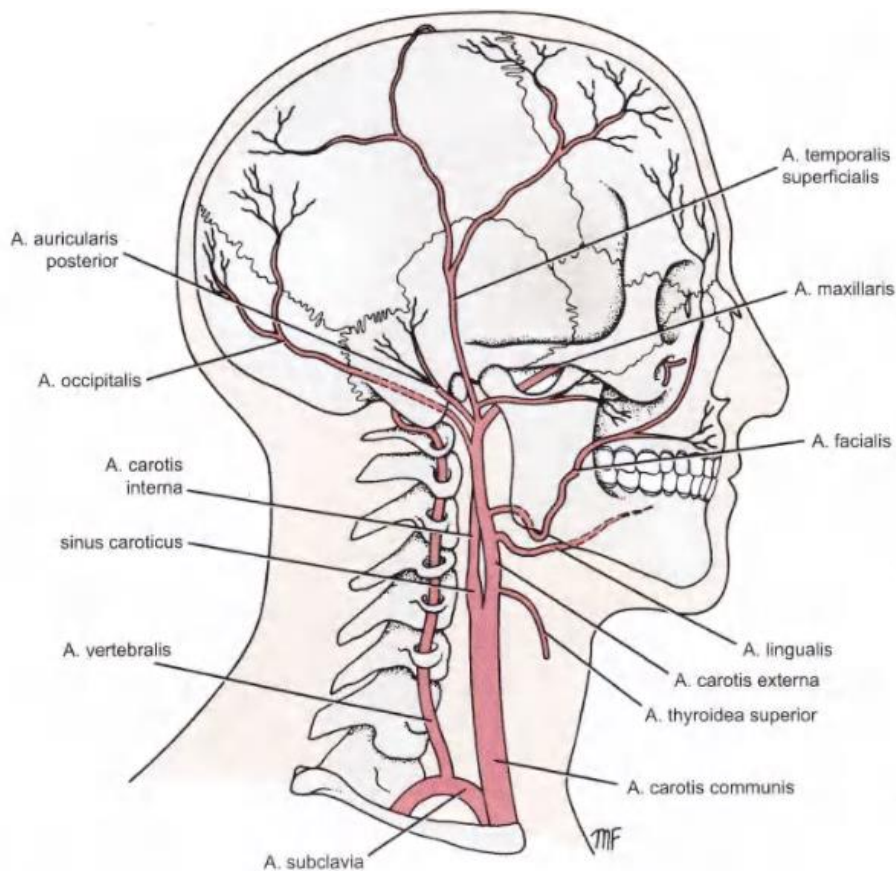
Arteri carotis interna masuk ke tengkorak melalui *kanalis karotikus os temporal*, kemudian berjalan horizontal ke depan melalui sinus kavernosus pada sisi *medial processus clinoideus anterior* dengan menembus durameter dan membelok ke belakang menuju *sulcus cerebri lateral* dan bercabang menjadi *arteri cerebri anterior* dan *media*. *Arteri cerebri anterior* akan mendarahi bagian medial dari *frontal lobe*, *parietal lobe*, bagian anterior dari *ganglia basal* dan *capsula interna anterior*. *Cerebral artery media* menyuplai darah ke bagian lateral dari *frontal lobe*, *parietal lobe*, bagian anterior dan lateral *temporal lobe*, *globus pallidus*, *putamen* dan *capsula interna*.

Vertebral artery masuk ke tengkorak melalui foramen magnum dan berjalan ke atas, depan dan medial *medulla oblongata*, bergabung dengan arteri lainnya di pons membentuk *basilar artery* dan disebut sistem vertebrobasilar. Suplai darah sistem vertebrobasilar ke thalamus, batang otak, medial lobe bagian posterior dan medial, occipital lobe, hemispherium serebellar.

Sinus caroticus berfungsi sebagai sebuah mekanisme refleksi reseptor tekanan. Naiknya tekanan darah menyebabkan melambatnya denyut jantung dan vasodilatasi arteriole. Circulus Willisii terletak di dalam ruang subarachnoidea di basis cranii.

Circulus ini dibentuk oleh anastomosis antara kedua cabang arteria carotis interna dan kedua arteria vertebralis. Arteria communicans anterior, arteria cerebri posterior, dan arteria basilaris (dibentuk dari gabungan kedua arteria vertebralis) adalah arteria-arteria yang ikut membentuk circulus ini. Pembuluh darah di kepala ditunjukkan pada Gambar 2.5. Cabang-cabang cortical dan central dari circulus ini mendarahi substansi otak [5].

Ringkasan nama-nama pembuluh darah dan bagian daerah yang dilewati pendarahan, ditunjukkan pada Tabel 2.1. Ringkasan ini dibagi menjadi dua bagian, yaitu bagian sirkulasi *anterior* dan bagian sirkulasi *posterior*.



Gambar 2.5 Arteri Utama Kepala dan Leher [5]

Tabel 2.1 Pembuluh Darah Otak dan Daerah Pendarahan [5]

Pembuluh darah	Daerah pendarahan
Sirkulasi Anterior (carotis)	
<i>Artery cerebral anterior</i>	Cabang <i>cortikal</i> : <i>medial frontal dan lobus parietal</i>
<i>Artery cerebral media</i>	Cabang <i>lentikulostriata medial</i> : <i>kepala bagian caudal, globus pallidus, anterior limb of internal capsule</i> Cabang <i>lentikulostriata lateral</i> : <i>globus pallidus dan putamen, internal capsule</i>
<i>Artery coroidal anterior</i>	<i>Traktus optikus, lobus temporal bagian medial, ventrolateral thalamus, korona radiata, posterior limb of the internal capsule</i>
Sirkulasi Posterior (vertebrobasilar)	
<i>Artery serebral posterior</i>	Cabang <i>cortikal</i> : <i>lobus oksipital, medial, dan posterior temporal dan lobus parietal</i> Cabang <i>perforating branch</i> : <i>brainstem, thalamus posterior dan midbrain</i>
<i>Artery serebellar inferior posterior</i>	<i>Vermis inferior: posterior dan inferior hemispherium cerebral.</i>
<i>Artery serebellar inferior anterior</i>	<i>Anterolateral cerebellum</i>
<i>Artery serebellar superior</i>	<i>Vermis superior: cerebellum superior</i>

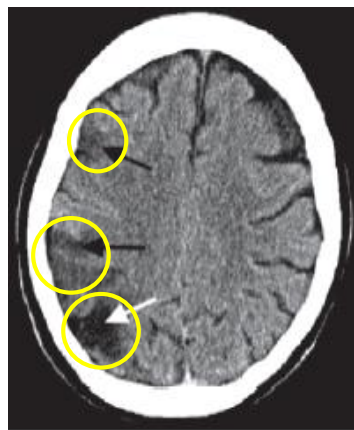
2.2 Stroke

Stroke dapat dibedakan dalam dua kelompok besar, yaitu stroke iskemik dan stroke pendarahan atau hemoragik. Stroke iskemik terjadi karena terganggunya sel neuron dan glia karena kekurangan darah akibat sumbatan arteri yang menuju otak atau perfusi otak. Sumbatan dapat disebabkan oleh 2 keadaan yaitu keadaan trombosis dengan gambaran defisit neurologis dapat memberat dalam 24 jam pertama atau lebih dan keadaan emboli dengan gambaran defisit neurologis pertama kali muncul langsung sangat berat, biasanya serangan timbul saat beraktivitas [6]. Citra CT stroke iskemik seperti ditunjukkan Gambar 2.6. Sedangkan stroke hemoragik kurang umum, sebenarnya hanya 15% dari semua stroke, namun stroke hemoragik bertanggung jawab 40% dari semua kematian stroke.

Stroke hemoragik adalah pecahnya *aneurisma* otak atau kebocoran pembuluh darah. Darah yang keluar menuju ke dalam atau di sekitar otak dan menciptakan pembengkakan dan tekanan, sel merusak dan jaringan di otak. Ada dua jenis stroke hemoragik yaitu *subarachnoid* dan *intracerebral* [7].

1. Pendarahan *Subaraknoid* (PSA)

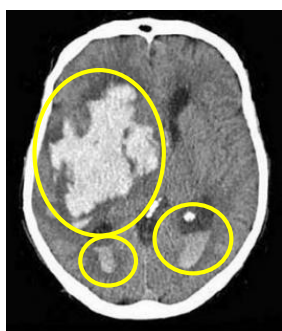
PSA melibatkan pendarahan di daerah antara otak dan jaringan yang menutupi otak, yang dikenal sebagai ruang *subarachnoid*. Jenis stroke paling sering disebabkan oleh pembengkakan pembuluh darah. Citra CT stroke *subaraknoid* seperti ditunjukkan Gambar 2.7.



Gambar 2.6 Citra Pendarahan Stroke Iskemik [23]



Gambar 2.7 Citra Pendarahan *Subaraknoid*



Gambar 2.8 Citra Pendarahan Intraserebral

2. Perdarahan Intraserebral (PIS)

Paling umum stroke hemoragik terjadi bila pembuluh darah di dalam otak pecah dan kebocoran darah ke jaringan otak sekitarnya (perdarahan intraserebral). Pendarahan menyebabkan sel-sel otak mati dan bagian yang terkena otak akan berhenti bekerja. Tekanan darah tinggi dan penebalan pembuluh darah adalah penyebab paling umum dari stroke jenis ini. Citra CT stroke intra serebral seperti ditunjukkan Gambar 2.8.

2.3 *Multi Slice Computed Tomography* (MSCT)

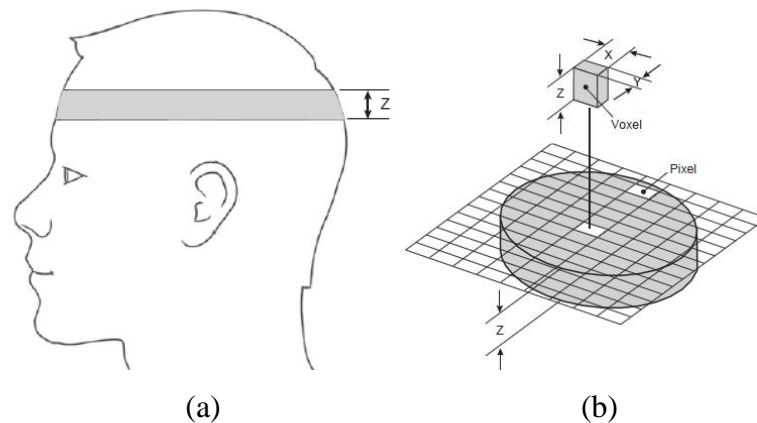
Radiografi konvensional menggambarkan tiga dimensi objek sebagai gambar dua dimensi. Hal ini menyebabkan jaringan yang tervisualisasi saling bertumpuk. Hal inilah yang melandasi lahirnya CT Scan.

2.3.1 Prinsip Dasar dan Sejarah *Computed Tomography* (CT)

CT mengatasi masalah ini dengan memindai bagian tipis tubuh dengan sinar *x-ray* yang berputar seluruh tubuh, menghasilkan gambar dari setiap penampang. Kelebihan utama CT adalah kemampuan untuk membedakan struktur kepadatan anatomi, tidak menumpuknya jaringan, dan unggul kualitas gambar. Kata *tomography* dari kata *tomo* dalam bahasa Yunani yang artinya irisan. Yang digunakan untuk memperoleh data dan mengubah mereka menjadi citra irisan penampang tubuh manusia. Tebalnya irisan biasa disebut *slice thickness* atau sumbu *z* seperti Gambar 2.9 (a). Data yang terbentuk dari *slice* CT selanjutnya diiris menjadi elemen-elemen, yaitu *X* adalah lebar, dan *Y* adalah tinggi seperti pada

Gambar 2.9 (b). Masing-masing dari dua dimensi persegi adalah *pixel* (*picture element*) atau piksel. Jika Z sumbu diperhitungkan, hasilnya adalah kubus, bukan persegi. Kubus ini disebut sebagai *voxel* (*volume element*). Matrik CT adalah jaringan yang terbentuk dari baris dan kolom piksel. Dalam CT, ukuran matrik yang paling umum adalah 512. Jumlah piksel dalam sebuah matrik adalah produk dari jumlah baris dan jumlah kolom, dalam hal ini 512×512 (262.144) [8].

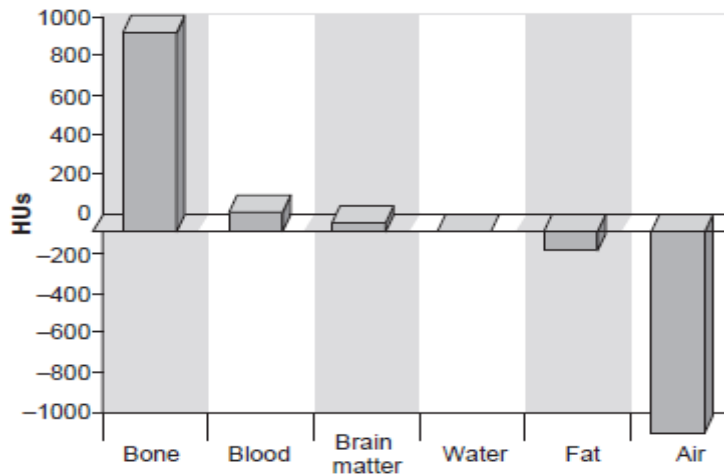
Struktur dalam gambar CT diwakili oleh nuansa abu-abu. Penciptaan warna abu-abu ini adalah berdasarkan prinsip-prinsip dasar radiasi. Sinar *x-ray* terdiri dari bundel energi yang dikenal sebagai foton. Foton dapat melewati, menyebar (hamburan), atau foton mungkin diserap oleh jaringan tergantung pada kekuatan energi foton dari *x-ray* dan karakteristik struktur yang dilaluinya. Fenomena inilah yang disebut sebagai atenuasi [8].



Gambar 2.9 (a) *Slice Thickness*, (b) Perbedaan Piksel dan *Voxel* [8]

Tabel 2.2 Koefisien Atenuasi (cm^{-1}) 125 kVp Untuk Variasi Jaringan [8]

Jaringan	Nilai Koefisien Atenuasi (cm^{-1})
<i>Air</i>	0.0003
<i>Fat</i>	0.162
<i>Water</i>	0.180
<i>Cerebrospinal fluid</i>	0.181
<i>White matter</i>	0.187
<i>Gray matter</i>	0.184
<i>Blood</i>	0.182
<i>Bone</i>	0.46



Gambar 2.10 Nilai Hounsfield (HU)

Untuk alasan ini, nilai-nilai dalam citra CT kadang-kadang disebut sebagai variasi kepadatan. Variasi kepadatan ditunjukkan pada Tabel 2.2. Logam dinilai cukup padat dan mewakili nilai atenuasi terbesar. Akibatnya implan pen dan benda-benda logam lainnya di citra CT sebagai daerah putih. *Air* memiliki kepadatan sangat rendah, sehingga memiliki nilai atenuasi terkecil. *Air* (seperti sebagai paru-paru) yang diwakili pada citra CT sebagai daerah hitam. Untuk membedakan objek pada citra CT dari yang berdekatan objek, harus ada perbedaan kepadatan antara dua jaringan [8].

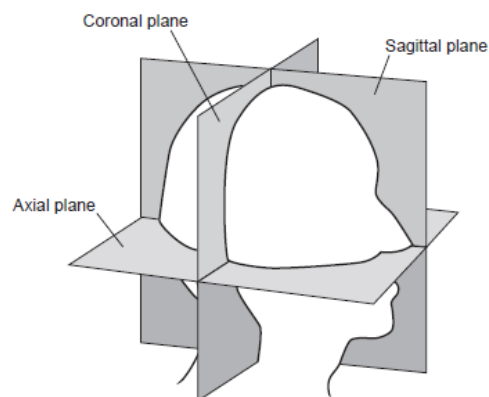
Dalam CT harus mampu mengukur perbedaan atenuasi sinar dari objek tertentu. Pengukuran dinyatakan dalam satuan Hounsfield (HU), dinamai Godfrey Hounsfield, salah satu pelopor dalam pengembangan CT. Unit-unit ini juga disebut sebagai *CT Number*, atau nilai-nilai kepadatan. Hounsfield memberikan nilai 1000 untuk *bone*, -1000 untuk *air*, dan 0 untuk *water* [8]. Variasi Hounsfield (HU) dapat dilihat pada Gambar 2.10.

Sistem CT dari tahun 1980 dioperasikan secara dalam mode "*step-and-shoot*". Dalam metode ini pertama-tama tabung *x-ray* diputar 360° sekitar pasien untuk memperoleh data untuk sepotong irisan. Kedua gerakan tabung *x-ray* dihentikan sementara pasien maju di meja CT ke lokasi yang sesuai untuk mengumpulkan data untuk *slice* berikutnya. Dan terakhir langkah satu dan dua diulang sampai area yang diinginkan ditutupi. Metode "*step-and-shoot*" itu

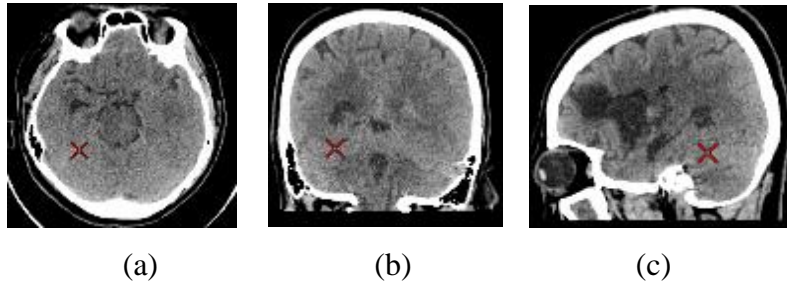
diperlukan karena rotasi tabung *x-ray* terjalin kabel sistem, membatasi rotasi 360°. Akibatnya, *gantry* gerak telah dihentikan sebelum *slice* berikutnya bisa diambil, kali ini dengan tabung *x-ray* bergerak dalam arah yang berlawanan sehingga kabel akan melepas lelah. Meskipun istilah yang tidak tepat, metode ini sering disebut sebagai *scanning axial*, *scanning* konvensional, atau pemindaian serial. Perkembangan teknis dari tahun 1990 memungkinkan untuk pengembangan mode akuisisi pemindaian terus menerus disebut spiral atau *scanning helical*. CT *helical* yang pertama dipancarkan sinar-x yang terdeteksi oleh satu baris detektor, menghasilkan satu *slice* per rotasi *gantry*. Teknologi ini diperluas pada tahun 1992 ketika scanner diperkenalkan yang berisi dua baris detektor, menangkap data untuk dua potong per rotasi *gantry*. Teknologi selanjutnya dilengkapi *scanner* dengan beberapa baris detektor, yang memungkinkan data untuk banyak irisan yang akan diperoleh dengan setiap rotasi *gantry*. Pengambilan citra ini kadang juga disebut sebagai *multi slice*. Dalam produk penjualan disebut *Multi Slice Computed Tomography* (MSCT) [8].

2.3.2 *Imaging Planes*

Imaging planes dapat diartikan dengan kepala atau bagian tubuh yang diiris (bidang), seperti pada Gambar 2.11. Bidang *axial* memvisualisasikan irisan atas dan bawah, bidang *coronal* memvisualisasikan irisan depan dan belakang, dan bidang *sagittal* memvisualisasikan irisan kanan dan kiri [8]. Citra CT yang dihasilkan seperti pada Gambar 2.12.



Gambar 2.11 Irisan *Axial*, *Coronal*, dan *Sagittal* [8]



Gambar 2.12 Citra CT, (a) *Axial*, (b) *Coronal*, dan (c) *Sagittal*



Gambar 2.13 *Gantry* Beserta Komponen di Dalamnya [8]

2.3.3 **Komponen MSCT**

Komponen MSCT sangat kompleks. Produsen MSCT berbeda sering memodifikasi desain berbagai komponen. Semua merek dan model dari MSCT terdiri dari *gantry*, *x-ray generator*, *patien table*, *operator's console*, dan komputer yang berisi perangkat lunak khusus pemrosesan citra [8].

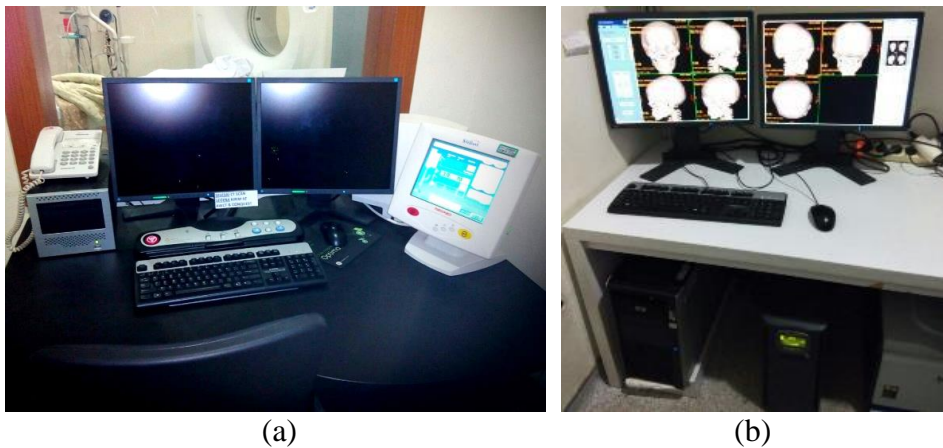
Gantry adalah rumah komponen yang diperlukan untuk menghasilkan dan mendeteksi sinar-x yang terdiri dari *slip ring*, *generator*, *cooling system*, *x-ray source*, *filtration*, *collimation*, *detectors* [8]. Contoh *gantry* dan komponennya seperti pada Gambar 2.13.

Slip ring menggunakan mirip sikat yang alat untuk memberikan daya listrik terus menerus dan komunikasi elektronik di seluruh permukaan yang berputar. *Slip ring* mengizinkan *frame gantry* untuk memutar terus menerus, menghilangkan kebutuhan untuk meluruskan kabel (problem pada *CT Scan* generasi pertama). Generator menghasilkan tegangan tinggi dan mengirimkan ke tabung *x-ray*. Satuan besar daya generator dalam kilowatt (kW). Daya generator menentukan berbagai teknik paparan (kV dan mA). CT Generator menghasilkan kV tinggi (umumnya 120-140 kV) untuk meningkatkan kemampuan menembus jaringan dan dengan demikian mengurangi dosis pasien. Selain itu dalam pengaturan kV tinggi akan membantu mengurangi beban panas pada tabung *x-ray* dengan memungkinkan pengaturan mA rendah. Mengurangi beban panas pada tabung *x-ray* akan memperpanjang umur tabung. *Cooling system*, dapat berupa *blower*, *filter*, atau perangkat yang melakukan pertukaran panas minyak ke udara (masing masing merek menggunakan teknik yang berbeda). Mekanisme pendinginan penting karena banyak komponen pencitraan dapat dipengaruhi oleh fluktuasi suhu. *X-ray source* menghasilkan foton *x-ray* yang menciptakan citra CT. Desain *x-ray source* adalah modifikasi dari yang berputar tabung anoda standar, seperti jenis yang digunakan dalam *angiography*. Tungsten, dengan nomor atom 74, sering digunakan untuk bahan target anoda karena menghasilkan intensitas tinggi sinar *x-ray*. *Filtration* membantu untuk mengurangi dosis radiasi untuk pasien dan meningkatkan kualitas gambar. *Collimation* membatasi sinar *x-ray* untuk area spesifik, sehingga mengurangi radiasi menyebar. *Detectors* sebagai pendeteksi sinar *x-ray* yang melewati pasien karena perlemahan beberapa derajat. Untuk membuat gambar *x-ray* kita harus mengumpulkan informasi mengenai perlemahan masing-masing struktur anatomi [8].

Patient table digunakan sebagai proses pemindahan meja dengan ukuran tertentu yang sering disebut *incrementation*, tetapi juga disebut sebagai *feed*, *step*, atau *index*s. Yang diukur dalam milimeter per detik karena meja terus bergerak sepanjang waktu *scan*. Parameter meja dapat bergerak secara horizontal disebut rentang waktu *scan*, dan menentukan tingkat pasien dapat dipindai tanpa reposisi [8]. Contoh *patient table* seperti pada Gambar 2.14.



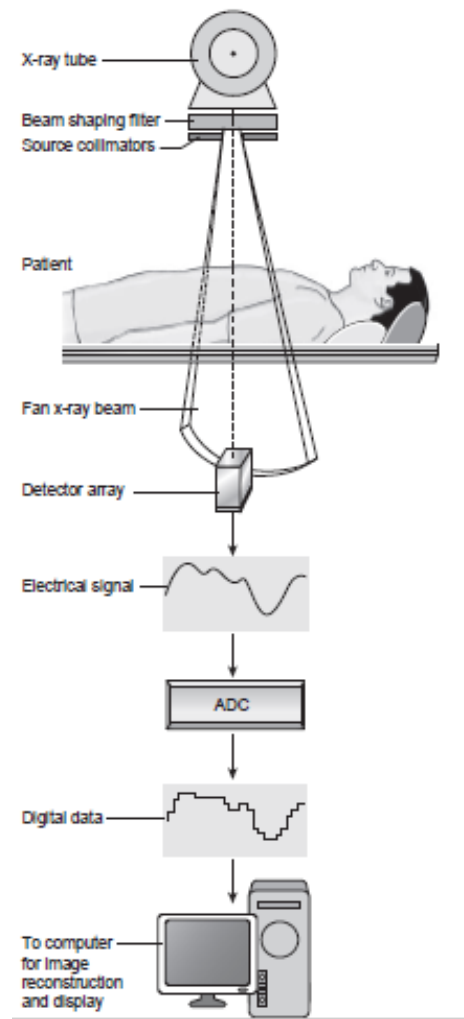
Gambar 2.14 *Patient Table* yang Terpasang di Alat MSCT



Gambar 2.15 (a) *Operator's Console*, (b) Perangkat lunak pemrosesan citra CT

Operator's console digunakan sebagai pengoperasian MSCT dan pengaturan kV dan mA, *feed*, *slice thickness*, dan parameter lainnya. Dalam hal ini dilakukan oleh seorang Radiografer yang bersertifikasi. Contoh fisiknya pada Gambar 2.15 (a). *Workstation* adalah komputer yang berspesifikasi tinggi untuk proses rekonstruksi citra CT. Contoh fisiknya ada pada Gambar 2.15 (b).

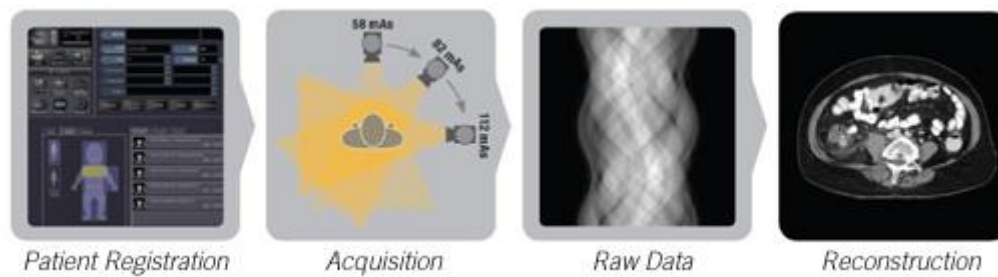
Akuisisi data CT dimulai dari *x-ray tube*, sinar-x difilter, penyebaran luas sinar-x dibatasi oleh *collimators*. Sinar-x teratenuasi oleh *patient* dan ditangkap oleh *detector array*. Sinyal analog dikonversi ke sinyal digital. Data digital direkonstruksi menjadi *image display*. Skematik ada pada Gambar 2.16, dan proses akuisisi CT Scan pada Gambar 2.17,



Gambar 2.16 Skematik Akuisisi Data CT [8]



Gambar 2.17 Pasien diletakkan di *Table Patient* dan Radiografer Sedang Melakukan Proses Akuisisi CT Scan di *Operator Console*



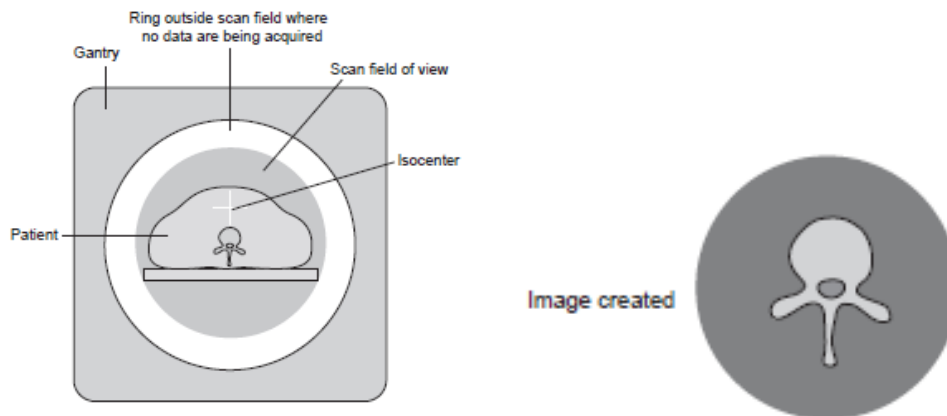
Gambar 2.18 Skematik *Image Reconstruction* [27]

2.3.4 *Image Reconstruction*

Semua dari ribuan bit data yang diperoleh dari setiap scan disebut *Raw data*. Istilah *scan data* dan *Raw data* yang digunakan secara bergantian untuk ditampilkan di layar komputer dibuat menjadi sebuah *image data*. Proses menggunakan *Raw data* untuk membuat gambar yang disebut *image reconstruction*. Rekonstruksi yang secara otomatis dihasilkan selama *scan* sering disebut *prospective reconstruction*. *Raw data* yang sama dapat digunakan kemudian untuk menghasilkan citra baru. Skematik *image reconstruction* pada Gambar 2.18. Proses ini disebut sebagai *retrospective reconstruction* [8].

Untuk membentuk sebuah gambar, komputer memberikan nilai HU untuk setiap piksel. Nilai HU adalah rata-rata pengukuran atenuasi untuk piksel. piksel dua dimensi merupakan bagian tiga-dimensi dari jaringan pasien. Nilai piksel mewakili jumlah proporsional energi *x-ray* yang melewati anatomi dan mengenai detektor. Setelah data rata-rata sehingga setiap piksel memiliki satu nomor yang terkait, gambar dapat dibentuk. Data termasuk dalam citra ini tepat disebut *image data*. *Image data* membutuhkan sekitar seperlima dari ruang komputer yang dibutuhkan untuk *Raw data* [8].

Ada kelemahan signifikan untuk kembali memproyeksikan data ke matrik yaitu artefak di *pattern image*. Proses yang disebut *filtering* diterapkan untuk meminimalkan artefak. Proses penyaringan dilakukan melalui langkah-langkah matematika rumit. Proses *filtering* ke sebuah atenuasi disebut *convolution*. Algoritma *back-projection* menggunakan teori Fourier untuk mengurangi *noise* [8].



Gambar 2.19 SFOV di Ganrtly dan Display [8]

Scan field of view (SFOV) yaitu daerah yang terkena sinar *x-ray*, *isocenter* yaitu garis tengah pasien di *gantry* dalam pengambilan data scan, dan *ring outside scan field* yaitu daerah yang tidak proses akuisisi, seperti pada Gambar 2.19 [8].

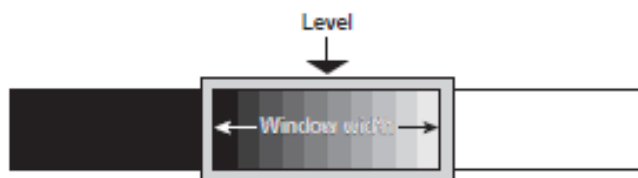
Display field of view (DFOV) adalah *Raw data* yang direkonstruksi lagi menjadi lebih fokus. Misalkan CT *Abdomen* akan di DFOV hanya untuk melihat *vertebrae lumbosacral*, yang akan terlihat hanya *vertebrae lumbosacral* sedangkan organ lainnya dihilangkan. DFOV cara kerjanya seperti *zoom*, sehingga memiliki kelemahan, yaitu semakin kecil area yang ingin dilihat semakin kualitasnya rendah.

2.3.5 Image Display

Citra ditampilkan dengan warna yang berbeda atau scala abu-abu untuk setiap HU diwakili. Namun, meskipun ada lebih dari 2.000 nilai HU berbeda, monitor hanya dapat menampilkan 256 warna abu-abu, bahkan lebih membatasi, karena mata manusia dapat membedakan hanya sebagian kecil dari warna, biasanya kurang dari 40. Mata manusia tidak mampu membedakan kontras kurang dari sekitar 10%, sedangkan CT dapat dengan mudah menunjukkan perbedaan kurang dari 1%. Untuk mengatasi keterbatasan, sebuah skala abu-abu yang digunakan dalam menampilkan gambar. Dalam sistem ini *processor display* memberikan sejumlah (HU) untuk setiap tingkat abu-abu. Jumlah unit Hounsfield ditugaskan untuk setiap tingkat abu-abu ditentukan oleh *windows width*. *Window width* menentukan kuantitas HU yang direpresentasikan sebagai warna abu-abu pada gambar tertentu. *Window level* nilai

tengah dari *window width* yang digunakan untuk visualisasi citra. Nilainya dapat dipilih dan tergantung pada karakteristik atenuasi dari struktur obyek yang disinari. *Window level* menentukan densitas gambar yang akan dihasilkan [8]. Hubungan *window width* dengan *window level* ditunjukkan pada Gambar 2.20. Pengaturan tipe *window* untuk beberapa jenis pemeriksaan ditunjukkan pada Tabel 2.3.

Region of interest (ROI) adalah daerah yang di tandai oleh operator, untuk pengukuran rata-rata nilai HU, standar deviasi, mendefinisikan ukuran, bentuk, dan *measurement* lainnya. Umumnya ROI ditandai dalam bentuk lingkaran tapi bisa juga persegi, persegi panjang, dan oval. Contoh ROI ditunjukkan pada Gambar 2.21.



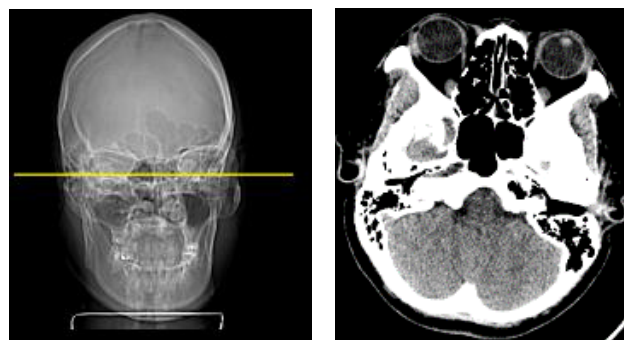
Gambar 2.20 *Window Width dan Window Level* [8]

Tabel 2.3 Pengaturan Tipe *Window* Untuk Beberapa Jenis Pemeriksaan [8]

Jenis Pemeriksaan	<i>Window Width</i>	<i>Window Level</i>
<i>Head</i>		
<i>Posterior fossa</i>	150	30
<i>Brain</i>	100	30
<i>Temporal bone</i>	2800	600
<i>Neck</i>	250	30
<i>Chest</i>		
<i>Mediastinum</i>	350	50
<i>Lung</i>	1500	-600
<i>Abdomen</i>		
<i>Soft tissue</i>	350	50
<i>Liver (high contrast)</i>	150	30
<i>Pelvis</i>		
<i>Soft tissue</i>	400	50
<i>Bone</i>	1800	400
<i>Spine</i>		
<i>Soft tissue</i>	250	50
<i>Bone</i>	1800	400



Gambar 2.21 Operator Melakukan ROI Pengukuran Nilai Rata-rata HU



(a)

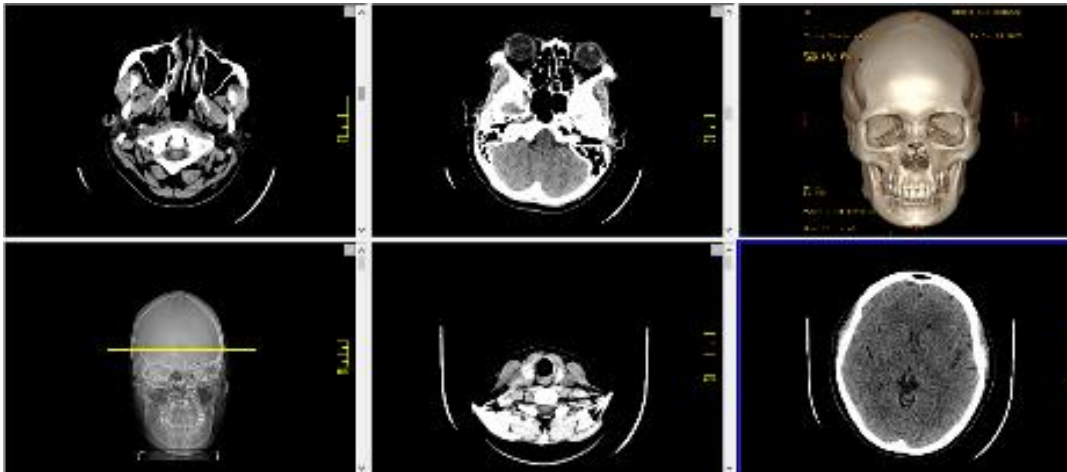
(b)

Gambar 2.22 (a) *Referensi image*, (b) *Potongan Axial*

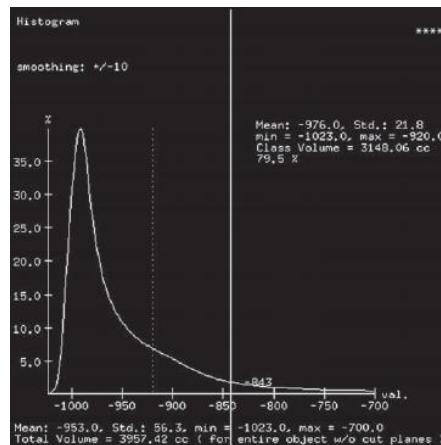
Reference image adalah dua citra yang saling berhubungan, citra pertama berupa citra *scout* (sebagai referensi lokasi irisan) seperti citra Gambar 2.22(a). Citra kedua berupa irisan yang berdasarkan dari referensi citra pertama, seperti pada Gambar 2.22 (b) [8].

Image magnification berfungsi sebagai pembesaran suatu jaringan. *Image magnification* tidak sama dengan DFOV. *Image magnification* dilakukan terhadap *Raw data*, sedangkan *image magnification* dilakukan terhadap *data image* [8].

Multiple image display adalah menampilkan citra lebih dari satu frame, seperti pada Gambar 2.23. Dokter radiolog akan terbantu dengan tampilan yang dilihat dari berbagai bidang dalam satu monitor [8].



Gambar 2.23 *Multiple Image Display*

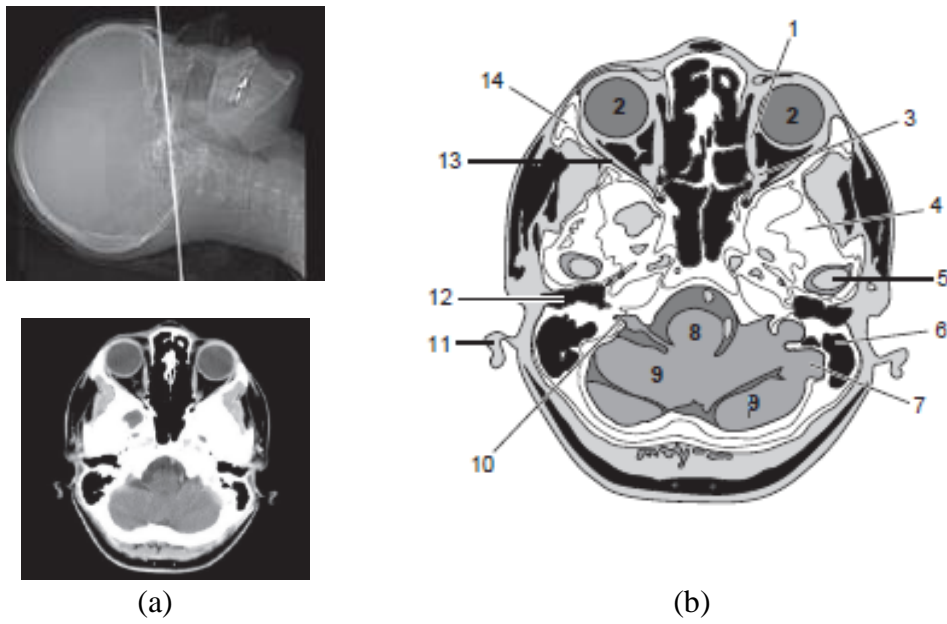


Gambar 2.24 Tampilan Histogram CT *Number* Dalam Suatu ROI [8]

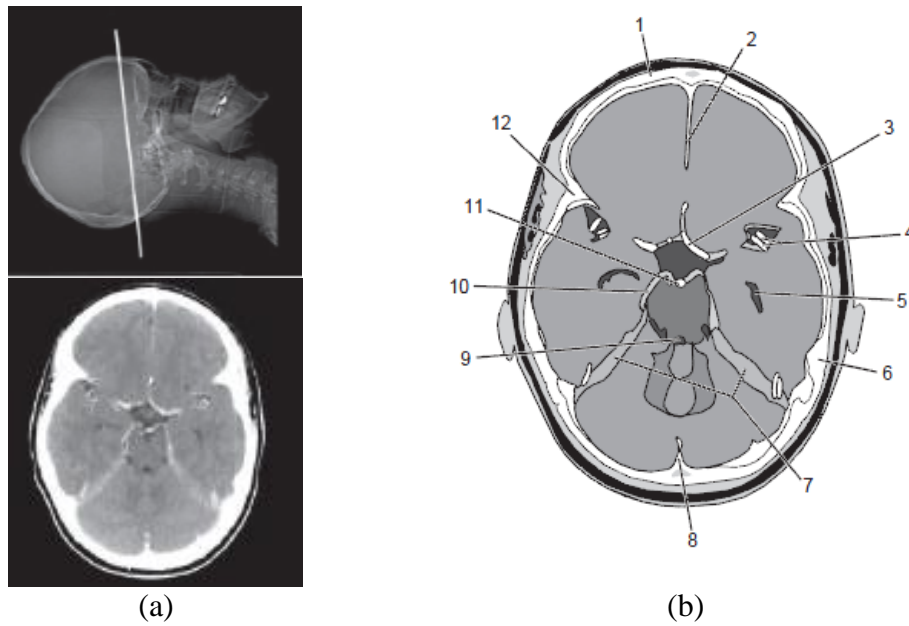
Histogram adalah tampilan grafis, yang menunjukkan nilai range dan sering muncul sebagai CT *number* yang terjadi dalam ROI [8]. Contoh *histogram* ada pada Gambar 2.24.

2.3.6 *Cross Sectional Anatomy Brain*

Reference image memudahkan radiolog untuk mengetahui letak irisan. Berikut ini irisan-irisan *reference image*, posisi *axial* dan anatominya. Dimulai dari bagian bawah *base skull*, bagian pertama dari *cerebellum*, bagian *cerebellum* yang terlihat *third ventricle*, dan bagian *cerebellum* yang terlihat *lateral ventricle*.



Gambar 2.25 (a) *Reference Image*, (b) *Anatomi Irisan Axial Base Skull*



Gambar 2.26 (a) *Reference Image*, (b) *Anatomi Irisan Axial*

Keterangan Gambar 2.25 adalah 1. Medial rectus, 2. Globe of eye, 3. Optic, 4. Sphenoid bone, greater wing, 5. Mandibular condyle, 6. Mastoid air cells in left

temporal bone, 7. Sigmoid sinus, 8. Pons, 9. Cerebellum, 10. Internal auditory canal, 11. Auricle, 12. *External* auditory meatus, 13. Lateral rectus m, 14. Zygoma [8].

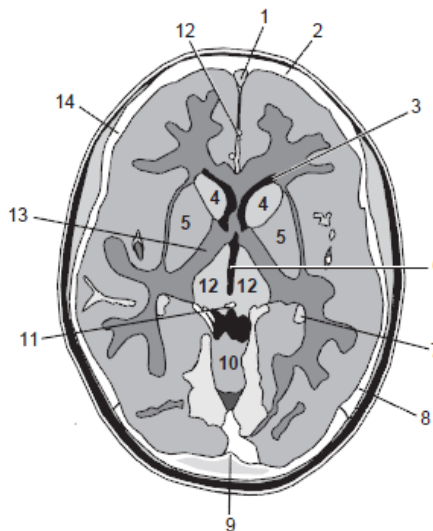
Keterangan Gambar 2.26 adalah 1. Frontal bone, 2. Falx cerebri, 3. Anterior cerebral, 4. Middle cerebral, 5. Lateral ventricle, temporal horn, 6. Parietal bone, 7. Cerebellum, tentorium, 8. Internal occipital, protuberance, 9. Fourth ventricle, 10. Posterior cerebral, 11. Basilar, 12. Temporal bone [8].

Keterangan Gambar 2.27 adalah 1. Superior sagittal sinus, 2. Frontal bone, 3. Lateral ventricle protuberance, anterior horn, 4. Caudate nucleus, 5. Globus pallidus, 6. Third ventricle, 7. Choroid plexus ventricle, 8. Parietal bone, 9. Internal occipital protubelence, 10. Cerebellar vermis, head, 11. Pineal body, 12. Thalamus, 13. Internal capsule [8].

Keterangan Gambar 2.28 adalah 1. Falx cerebri, 2. Frontal bone, 3. Corpus callosum, 4. Caudate nucleus, body, 5. Parietal bone, 6. Confluence of sinuses (torcula), 7. Occipital lobe, 8. Choroid plexus, 9. Lateral ventricle, body, 10. Temporal bone 11. Corona radiata, 12. Straight sinus [8].

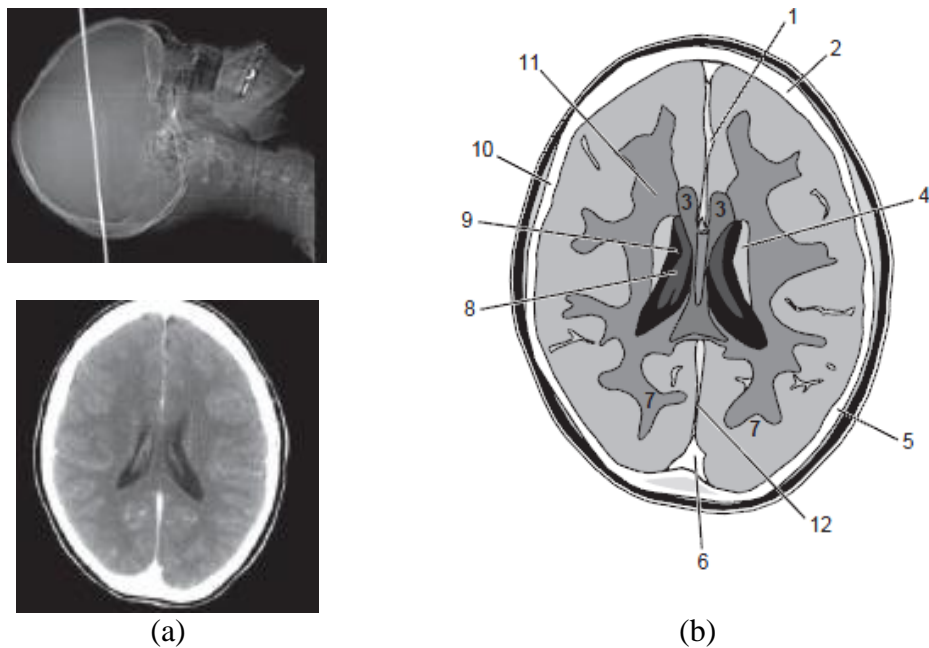


(a)



(b)

Gambar 2.27 (a) *Reference Image* (b) *Anatomi Irisan Axial Cerebellum*



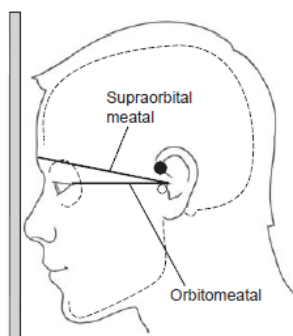
Gambar 2.28 (a) *Reference Image*, (b) *Anatomi Irisan Axial Cerebellum*

2.4 Teknik Pemeriksaan MSCT Kepala

Adapun prosedur pemeriksaan *CT Scan* kepala, meliputi:

1. Segala asesoris yang terdapat dikepala harus dilepas, seperti anting, peniti, jepitan rambut, jarum pentul, alat bantu dengar, rambut palsu, dan lain-lain.
2. Pasien atau keluarganya diberikan penjelasan tentang prosedur pemeriksaan. Terutama penjelasan kepala tidak boleh bergerak selama pemeriksaan.
3. Posisi pasien tidur terlentang di atas meja pemeriksaan dengan posisi kepala diatas penahan kepala, posisi kepala mengarah kedalam gantry (*head first*). Gunakan alat *fixsasi* dan *immobilisasi*. Gunakan selimut, dan pastikan pasien dalam keadaan nyaman, agar tidak ada pergerakan pada waktu *scanning*. Atur posisi kepala sehingga *Orbita Meatal Line* (OML) vertikal tegak lurus. Garis OML seperti ditunjukkan pada Gambar 2.29.
4. *Patient name*, *patient ID* dan identitas lainnya dimasukkan dalam menu *new patient*.
5. Scan parameter MSCT kepala sesuai pada Tabel 2.4.
6. Standar nilai HU yang terbentuk pada MSCT kepala terlihat pada Tabel 2.5

7. Kriteria citra yang tervisualisasikan adalah *cerebrum*, *cerebellum*, *basis cranii*, tampak jelas batas tegas antara *substansia alba* dan *substansia grisea*, tampak jelas daerah *basal ganglia*, tampak jelas *ventricle system*, tampak jelas ruang CSF di sekitar *mesencephalon* dan mengelilingi otak.



Gambar 2.29 Garis Supraorbital Meatal [8]

Tabel 2.4 Parameter MSCT Kepala Untuk Kasus Stroke Hemoragik [8]

<i>Scouts</i>	: <i>AP dan lateral</i>	
<i>Scan type</i>	: <i>axial</i>	
<i>Scan plane</i>	: <i>transverse</i>	
<i>Start location</i>	: <i>foramen magnum</i>	
<i>End location</i>	: <i>vertex</i>	
<i>Reference angle</i>	: <i>supraorbital meatal line</i>	
DFOV	: <i>23 cm</i>	
SFOV	: <i>Head</i>	
<i>Algorithm</i>	: <i>Standard</i>	
<i>Window settings</i>	: <i>350 ww/50 wl</i>	
	<i>16-Detector Protocol</i>	<i>64-Detector Protocol</i>
<i>Gantry rotation time</i>	<i>2.0 s</i>	<i>1.0 s</i>
<i>Acquisition (detector width × number of detector rows = coverage)</i>	<i>0.625 mm × 16 = 10 mm</i>	<i>0.625 mm × 32 = 20 mm</i>
<i>Reconstruction (slice thickness/interval)</i>	<i>5.0 mm/5 mm (2 images per rotation)</i>	<i>5.0 mm/5 mm (4 images per rotation)</i>
<i>kVp/mA (posterior fossa)</i>	<i>140/150</i>	<i>140/330</i>
<i>kVp/mA (vertex)</i>	<i>120/150</i>	<i>120/330</i>
<i>Reconstruction 2:</i>		
<i>Slice thickness/interval</i>	<i>5 mm</i>	<i>5 mm</i>

Tabel 2.5 Nilai HU Pada MSCT Kepala [8]

Jaringan	Nilai HU
<i>Gray matter</i>	35–45
<i>White matter</i>	20–30
<i>Cerebrospinal fluid</i>	4–8
<i>Circulating blood</i>	40–50
<i>Clotted blood</i>	60–110
<i>Tissue calcification</i>	80–150
<i>Fat</i>	–60–70
<i>Air</i>	–1000

2.5 Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)

DICOM adalah suatu standar yang paling universal dan mendasar dalam pencitraan data medis digital. Format ini mencakup semua transfer data, penyimpanan, dan protokol *display* dari modality CT Scan, MRI, USG, dan *modality* digital lainnya. DICOM dibangun dan dirancang untuk mencakup semua aspek fungsional pencitraan medis digital, itulah sebabnya mengapa banyak pandangan DICOM sebagai seperangkat standar, daripada satu standar [9]. Standar DICOM diciptakan oleh National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Standar DICOM menyediakan:

1. Standar universal kedokteran digital. Saat ini, citra digital yang akuisisi dari perangkat modaliti, maupun *import/ export* data berdasarkan standar DICOM.
2. Sangat baik kualitas gambar. Misalnya, DICOM mendukung hingga 65.536 (16bit) warna abu-abu untuk tampilan monokrom/*grayscale*, detail citra sangat berguna dalam pencitraan medis. Sebagai perbandingan, konversi DICOM gambar ke JPEG atau bitmap (BMP), selalu terbatas pada 256 warna abu-abu, sering membuat mereka tidak praktis untuk membaca diagnostik.
3. DICOM tidak hanya menyimpan gambar, tetapi juga mencatat lebih dari 2000 atribut standar yang disebut DICOM *data dictionary/ DICOM header*. Yang isinya berupa *data elements* yang terkait, seperti *patient name, image color depth, current patient diagnosis, 3D position, physical sizes of objects in the image, slice thickness, image exposure parameters*, dan sebagainya. Data-data

ini penting untuk diagnosa akurat, dan menangkap semua aspek dari radiologi saat ini juga data ini sangat dibutuhkan untuk merekonstruksi *data image*.

2.5.1 Struktur Penulisan *File DICOM*

Aturan penulisan merupakan bagian dari standar file DICOM, beberapa peraturannya adalah:

1. 128 byte (0-127) pertama bernilai 00H.
2. Pada byte ke 128-131 diset dengan karakter DICM.
3. Data selanjutnya berupa DICOM *header* sampai 7FE0H elemen 10H.
4. Data berikutnya berupa citra medis. Ukuran citra dapat dihitung pada Persamaan 2.1,

$$U = (r \times c \times b)/8 \quad (2.1)$$

dimana U adalah ukuran citra (*byte*), r adalah *rows*, c adalah *columns*, dan b adalah *bits allocated*.

5. Data citra medis yang tersimpan pada file DICOM disebut *stored value*.
6. Untuk mendapatkan nilai HU dengan menggunakan Persamaan 2.2,

$$U = m \times SV + b \quad (2.2)$$

dimana U adalah nilai HU, m adalah *rescale slope*, SV adalah *stored value*, dan b adalah *rescale intercept*.

2.5.2 DICOM *Data Dictionary*

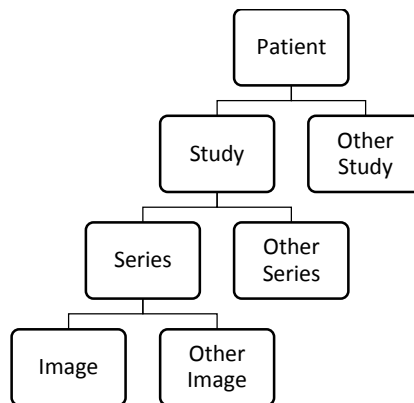
DICOM memiliki 27 tipe data standar yang sering disebut *Value Representations* (VR). Paling sering dipakai terdapat pada Tabel 2.6. DICOM memiliki data isi file (DICOM *header*) lebih dari 2000 item. Standar penulisannya adalah (grub, elemen), isi dari (grub, element) distandarkan dengan penulisan VR. DICOM *header* yang sering dipakai pada MSCT dintunjukkan pada Tabel 2.7.

Tabel 2.6 Definisi VR yang Paling Sering Digunakan MSCT [9]

Nama VR	Definisi	Penulisan Karakter Yang Diizinkan	Panjang Data (<i>byte</i>)
<i>CS (Code String)</i>	Contoh: "CD123_4"	Huruf besar, spasi, dan _	16
<i>LO(Long String)</i>	Contoh: "Introduction to DICOM"		64
<i>PN(Person Name)</i>	karakter pembatas (^) Contoh: "SMITH^JOHN"		64
<i>DA (Date)</i>	YYMMDD dimana YYYY= tahun, MM= bulan, DD= tanggal. Contoh: 20050822	0-9	9
<i>DT(Date Time)</i>	YYMMDDHHMMSS, dimana HH=jam, dan SS=detik	0-9, karakter ".", "+", dan "-"	26
<i>IS(Integer String)</i>	Contoh: "-1234"	0-9, karakter "+", dan "-"	12
<i>DS(Decimal String)</i>	Contoh: "123.12" "-5.0e3"	0-9, karakter, +, -, E, e dan .	16
<i>US(Unsigned Short)</i>	16 bit		2
<i>SQ(Sequence of Items)</i>	Urutan dari rangkaian		
<i>OB(Other Byte String)</i>	Karakter dari byte		
<i>OW(Other Word String)</i>	Karakter 16 bit (2 byte)		
<i>OF(Other Float String)</i>	Karakter 32 bit (4 byte)		

Tabel 2.7 Nama *Attribut* dari (Grub, Element)/ Tag dan Jenis Tipe Datanya [9]

(Grub, Elemen)	Nama Attribut	VR	Keterangan
(0008,0020)	<i>Study date</i>	DA	Tanggal pemeriksaan
(0008,0030)	<i>Study time</i>	DT	Jam pemeriksaan
(0008,0060)	<i>Modality</i>	CS	Kode alat, misal CT
(0010,0010)	<i>Patient's name</i>	PN	Nama pasien
(0010,0020)	<i>Patient ID</i>	LO	Nomer ID pasien
(0010,0030)	<i>Patient's Birth Date</i>	DA	Tanggal lahir
(0018,0050)	<i>Slice thickness</i>	DS	Ketebalan citra
(0018,0088)	<i>Spacing Between Slices</i>	DS	Jarak antar slice
(0020,0011)	<i>Series number</i>	IS	Nomer series
(0020,0013)	<i>Instance Number</i>	IS	Nomer urut citra
(0020,0032)	<i>Image Position</i>	DS	Posisi citra X\Y\Z
(0028,0002)	<i>Samples per piksel</i>	US	Grayscale=1, RGB=3, ARGB=4
(0028,0010)	<i>Rows</i>	US	Jumlah baris piksel
(0028,0011)	<i>Columns</i>	US	Jumlah kolom piksel
(0028,0100)	<i>Bits Allocated</i>	US	Jumlah bit per piksel
(0028,0101)	<i>Bits Stored</i>	US	Bit yang dipakai
(0028,0102)	<i>High Bit</i>	US	Bit tertinggi
(0028,1050)	<i>Window Center</i>	DS	Window center/level
(0028,1051)	<i>Window Width</i>	DS	Window width
(0028,1052)	<i>Rescale Intercept</i>	DS	$U = m \times SV + b$, sebagai nilai dari b
(0028,1053)	<i>Rescale Slope</i>	DS	$U = m \times SV + b$, sebagai nilai dari m



Gambar 2.30 *Information Model* File DICOM

2.5.3 *Information Model* DICOM

Urutan paling atas adalah *patient* (segala hal yang berhubungan identitas pasien) misalnya *patientID*. Di dalam *patient* terdapat beberapa *study* (jenis pemeriksaan) misalkan pemeriksaan CT kepala, pemeriksaan CT dada. Di dalam *study* terdapat beberapa *series* yaitu kumpulan file seri, misalkan *series axial*, *series coronal*, *series sagital*. Di dalam *series* terdapat beberapa *image* atau citra, misalkan *series axial* terdiri dari 40 citra, *series coronal* terdiri 35 citra, dan *series sagital* terdiri dari 45 citra [9]. Diagram *Information Model* DICOM ditunjukkan pada Gambar 2.30.

2.5.4 *Struktur Raw Data* DICOM

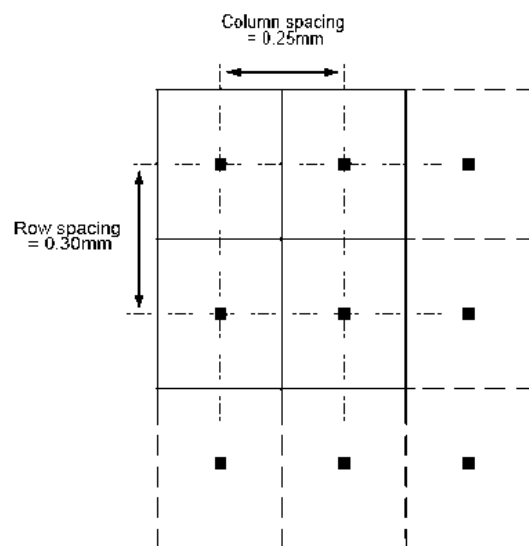
Keterangan *Raw data* dimulai dari elemen 7FE0H elemen 10H, dan penulisan *Raw data* dimulai dari byte ke 13 seperti pada Tabel 2.8. Pada MSCT menggunakan VR tipe OB yang menggunakan 2 byte.

Tabel 2.8 Contoh Penulisan *Raw Data* Citra [9]

Byte#	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	...	65547	65548
Decimal	224	127	16	0	'O'	'B'	0	0	0	0	1	0	0	3	0	...	10	10
Binary	E0	7F	10	00	4F	42	00	00	00	00	01	00	00	03	00	...	0A	0A
	g = 7FE0		e = 0010		VR type		Reserved		VR length L = 0x00010000				VR value (pixels, 1 byte per pixel, L bytes)					

Attribute	Value
0020,000D [StudyInstanceUID]	1.2.840.113619.2.332.3.2831155678.858.1504050765.370
0020,000E [SeriesInstanceUID]	1.2.840.113619.2.80.3826561202.20641.1504063512.1.4.1
0020,0010 [StudyID]	2269
0020,0011 [SeriesNumber]	300
0020,0012 [AcquisitionNumber]	1
0020,0013 [InstanceNumber]	15
0020,0032 [ImagePositionPatient]	-101.8899384\86.08508301\9.247840881
0020,0037 [ImageOrientationPatient]	0.9974572062\0.0002903961577\0.07126756012\0.0002904330031\0.9999668002\0.0002904330031
0020,0052 [FrameOfReferenceUID]	1.2.840.113619.2.332.3.2831155678.858.1504050765.371.5105.1
0020,1040 [PositionReferenceIndicator]	OM
0020,1041 [SliceLocation]	2.714040756
0020,9128 [TemporalPositionIndex]	
0028,0002 [SamplesPerPixel]	1
0028,0004 [PhotometricInterpretation]	MONOCHROME2
0028,0010 [Rows]	512
0028,0011 [Columns]	512
0028,0030 [PixelSpacing]	0.404296875\0.404296875
0028,0100 [BitsAllocated]	16
0028,0101 [BitsStored]	16
0028,0102 [HighBit]	15
0028,0103 [PixelRepresentation]	1
0028,1050 [WindowCenter]	40
0028,1051 [WindowWidth]	80
0028,1052 [RescaleIntercept]	-1024
0028,1053 [RescaleSlope]	1
0043,0010 [PrivateAttribute]	GEMS_PARM_01
0043,1027 [PrivateAttribute]	1.75:1
0043,102B [PrivateAttribute]	4\0\1\0

Gambar 2.31 DICOM Header Viewer dari nama file NN1-13.dcm dengan perangkat lunak K-PACS



Gambar 2.32 0028,0030 sebagai Pixel Spacing [9]

DICOM *header* berisi banyak informasi yang dibutuhkan untuk pengelolaan citra seperti contoh pada Gambar 2.31. Diantaranya keterangan tentang penulisan citra. Informasi yang dibutuhkan untuk penelitian ini adalah [9]:

1. 0018,0050 adalah ketebalan dari sebuah *slice* dalam satuan mm disebut juga dengan *slice thickness*.
2. 0028,0010 adalah jumlah baris di dalam citra, disebut juga dengan *rows*.
3. 0028,0011 adalah jumlah kolom di dalam citra, disebut juga dengan *columns*.
4. 0028,0030 adalah jarak antara pusat-pusat setiap piksel dalam dua dimensi, yang memiliki dua nilai numerik dengan karakter pemisah “\”. Nilai pertama adalah jarak antara pusat baris yang berdekatan dengan satuan mm. Nilai kedua adalah jarak antara pusat kolom yang berdekatan dengan satuan mm. Kedua nilai ini disebut *pixel spacing*. Contoh visual pada Gambar 2.32. *Pixel spacing* mendefinisikan ukuran fisik piksel citra dan dapat memungkinkan untuk pengukuran jarak nyata. Sebagai contoh, diketahui bahwa jarak *pixel spacing* dalam sumbu baris dan kolom adalah 0,4 mm, maka jarak citra dalam 10 piksel akan sesuai dengan jarak 4 mm. Dengan mengetahui *slice thickness* dan *pixel spacing* maka dapat diketahui *volume* dari sebuah *voxel*, didapat dengan Persamaan 2.3,

$$volume\ voxel\ (vv) = rs \times cs \times st \tag{2.3}$$

dimana *rs* adalah *row spacing* dengan satuan mm, *cs* adalah *column spacing* dengan satuan mm, dan *st* adalah *slice thickness* dengan satuan mm.

Tabel 2.9 Contoh Penulisan *Grayscale* di MSCT [9]

<i>Low Bit</i>												<i>High Bit</i>			
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
<i>Byte 1</i>										<i>Byte 2</i>					
< ----- <i>Bits Allocated</i> = 16 ----- >															
< ----- <i>Bits Stored</i> = 12 ----- >															

5. 0028,0100 adalah jumlah bit yang disediakan, disebut juga dengan *bits allocated*. Pada MSCT berisi 16 bit.
6. 0028,0101 adalah jumlah bit yang dipakai, disebut juga dengan *bits stored*. Misalnya menggunakan 12 bit.
7. 0028,0102 adalah nilai bit tertinggi, disebut juga dengan *high bit*. Bit dimulai dari 0. Bit tertinggi dapat dihitung pada Persamaan 2.4,

$$HB = BS - 1 \quad (2.4)$$

dimana *HB* adalah *High Bit* dan *BS* adalah *Bits Stored*. Hubungan *HB* dan *BS* ditunjukkan pada Tabel 2.9.

2.6 Pengolahan Citra Digital

Morfologi citra adalah teknik-teknik untuk mengolah citra berdasarkan pada informasi geometrisnya.

2.6.1 Pembentukan Citra

Secara matematis bidang dua dimensi citra dapat dituliskan dengan (x, y) sebagai koordinat citra dua dimensi dan $f(x, y)$ sebagai intensitas cahaya pada pada koordinat (x, y) . Sumber cahaya atau *illumination* $i(x, y)$ memiliki nilai 0 sampai tak terhingga dapat dituliskan dengan $0 \leq i(x, y) < \infty$. Derajat memantulkan cahaya atau *reflection* $r(x, y)$ pada setiap benda dinyatakan 0 (penyerapan total) dan 1 (pemantulan total). Dapat dituliskan dengan $0 \leq r(x, y) \leq 1$. Intensitas cahaya $f(x, y)$ adalah hasil perkalian dari *illumination* dengan *reflection* dapat dituliskan dengan $f(x, y) = i(x, y) \cdot r(x, y)$, sehingga, $0 \leq f(x, y) < \infty$.

Citra digital yang berukuran baris x kolom $(N \times M)$ dapat dinyatakan dengan model matriks, dapat dituliskan pada Persamaan 2.5,

$$f(x, y) \approx \begin{pmatrix} f(0,0) & \cdots & f(0, M-1) \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ f(N-1,0) & \cdots & f(N-1, M-1) \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

dimana lebar adalah M , panjang adalah N , dan $f(x, y)$ adalah derajat keabuan [10].

Tabel 2.10 Derajat Keabuan [10]

Skala Keabuan	Rentang Nilai keabuan	Piksel Depth
2^1 (2 nilai)	0 , 1	1 bit
2^2 (4 nilai)	0 - 7	2 bit
2^3 (16 nilai)	0 - 15	3 bit
2^8 (256 nilai)	0 - 255	8 bit

Proses digitalisasi citra ada dua macam, yaitu, proses digitalisasi spasial dan intensitas [10]. Digitalisasi spasial adalah ukuran dari citra, misalkan 128×128 , 128×256 . Untuk memudahkan implementasi jumlah ukuran baris atau kolom (N) dengan menggunakan Persamaan 2.6,

$$N = 2^n \quad (2.6)$$

dimana N adalah ukuran baris atau kolom dan n adalah bilangan bulat positif.

Proses digitalisasi intensitas adalah derajat keabuan (G). Dinyatakan dengan Persamaan 2.7,

$$G = 2^m \quad (2.7)$$

dimana G adalah derajat keabuan dan m adalah bilangan bulat positif. Contoh penggunaan derajat keabuan pada Tabel 2.10.

Untuk citra dengan jumlah objek yang sedikit, kualitas citra ditentukan oleh m , untuk citra dengan jumlah objek yang banyak, kualitas citra ditentukan oleh nilai N atau M . Seluruh proses digitalisasi ini disebut proses konversi dari analog ke digital [10].

2.6.2 Operasi-operasi Dasar Citra

Salah satu pemrosesan citra adalah filter yang berguna untuk mendeteksi tepi, diantaranya *Gaussian Blur*.

2.6.2.1 *Thresholding*

Fungsi ini melakukan pembatasan minimal dan maksimal sehingga memiliki nilai baru, dapat dituliskan pada Persamaan 2.8 [10],

$$f(x, y)' = \begin{cases} a1, & f(x, y) < T \\ a2, & f(x, y) \geq T \end{cases} \quad (2.8)$$

dimana $f(x, y)'$ adalah citra baru, dan T adalah nilai *thresholding*.

2.6.2.2 *Citra Negatif*

Fungsi citra negatif adalah mengkonversi suatu citra ke negatif seperti meniru film negatif pada fotografi dengan cara mengurangi nilai intensitas piksel dari nilai keabuan maksimum, dapat dituliskan pada Persamaan 2.9 [10],

$$f(x, y)' = 255 - f(x, y) \quad (2.9)$$

dimana $f(x, y)'$ adalah citra baru.

2.6.2.3 *Gaussian Blur*

Gaussian blur adalah jenis filter yang digunakan untuk mengaburkan citra. Fungsi *gaussian blur* dua dimensi dituliskan pada Persamaan 2.10,

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (2.10)$$

dimana x adalah jarak dari asal sumbu horisontal, y adalah jarak dari asal sumbu vertikal, dan σ adalah standar deviasi dari distribusi *Gaussian*.

2.6.2.4 *Edge Detection*

Edge detection adalah perubahan nilai intensitas *grayscale* secara mendadak dalam jarak yang singkat. *Edge detection* sangat berguna dalam proses segmentasi, identifikasi objek di dalam citra, dan mendeteksi tepi. Ada beberapa teknik pendeteksian, salah satunya adalah operator *gradient* pertama (*differential*

gradient). $f(x, y)$ dalam bentuk deskrit, maka turunan pertama dari bentuk parsial dapat dinyatakan pada Persamaan 2.11,

$$\nabla f = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

dimana G_x adalah bentuk dari persamaan 2.12,

$$G_x = \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} = \frac{f(x + \Delta x, y) - f(x, y)}{\Delta x} \quad (2.12)$$

dan G_y adalah bentuk dari Persamaan 2.13,

$$G_y = \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} = \frac{f(x, y + \Delta y) - f(x, y)}{\Delta y} \quad (2.13)$$

biasanya $\Delta x = \Delta y = 1$, sehingga Persamaan 2.12 menjadi Persamaan 2.14,

$$G_x = \frac{\partial f(x, y)}{\partial x} = f(x + 1, y) - f(x, y) \quad (2.14)$$

dan Persamaan 2.13 menjadi Persamaan 2.15,

$$G_y = \frac{\partial f(x, y)}{\partial y} = f(x, y + 1) - f(x, y) \quad (2.15)$$

Kedua turunan tersebut dapat dijadikan *mask* konvolusi $G_1(x) = [-1 \ 1]$ dan $G_1(y) = \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix}$. Menghitung kekuatan *edge* $G[f(x, y)]$ yang merupakan magnitudo dari *gradient* dan arah *edge*, $\alpha(x, y)$ untuk setiap piksel dinyatakan dengan Persamaan 2.16 dan Persamaan 2.17.

$$G[f(x, y)] = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (2.16)$$

$$\alpha(x, y) = \tan^{-1} \frac{Gy}{Gx} \quad (2.17)$$

Karena menghitung akar sangat sulit. Maka perhitungannya disederhanakan dengan menggunakan rumus $G[f(x, y)] = |Gx| + |Gy|$ yang nilai setiap pikselnya menyatakan *edge detection* $g(x, y) = G[f(x, y)]$. Keputusan apakah piksel merupakan *edge* atau bukan dapat dinyatakan pada Persamaan 2.18,

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{jika } G[f(x, y)] \geq T \\ 0, & \text{lainnya} \end{cases} \quad (2.18)$$

dimana T adalah *threshold*, piksel tepi dinyatakan putih atau 1, dan bukan *edge* dinyatakan hitam atau 0 [10].

2.6.2.5 Model Snakes Parametrik (Tradisional Snakes)

Snakes atau *active contour* adalah garis-garis lengkung yang didefinisikan pada citra yang dapat bergerak di bawah pengaruh gaya internal yang berasal dari garis lengkung itu sendiri dan gaya eksternal yang dikomputasikan dari data citra. Gaya internal dan eksternal didefinisikan sehingga *snakes* dapat menyesuaikan diri dengan tepi objek atau fitur lain dari citra yang diinginkan. *Snakes* digunakan secara luas dalam berbagai aplikasi, termasuk deteksi tepi, pemodelan bentuk, segmentasi, dan pendeteksi gerakan.

Ada dua tipe umum dari model *active contour*, yaitu parametrik *active contours* dan *geometric active contours*. GVF termasuk ke dalam parametrik *active contours*. Parametrik *active contour* mensintesis garis-garis lengkung parametrik dalam sebuah citra dan membuat mereka bergerak pada fitur yang diinginkan. Fitur yang paling umum digunakan adalah tepi. Secara khusus, garis-garis lengkung itu akan diarahkan pada tepi-tepi oleh gaya potensial yang didefinisikan sebagai gradien negatif dari sebuah fungsi potensial. Gaya tambahan lain seperti gaya tekan dan gaya potensial termasuk pada gaya eksternal. Selain itu, ada juga gaya internal yang dirancang untuk menahan garis-garis lengkung itu agar tidak lepas (gaya elastis) dan untuk menjaganya agar tidak terlalu melengkung (gaya lengkung).



Gambar 2.33 Tepi Batas Yang Memiliki Celah [3]

Ada dua permasalahan pada algoritma parametric *active contour*. Masalah pertama adalah garis kontur inisial harus dekat dengan batas yang diinginkan atau hasilnya akan menjadi keliru. Masalah kedua adalah *active contour* masih mengalami kesulitan untuk menyesuaikan diri pada bentuk-bentuk yang memiliki batas-batas bercelah (cekungan) seperti pada Gambar 2.33 [3].

Snakes tradisional adalah sebuah garis lengkung yang didefinisikan sebagai $x(s) = [X(s), Y(s)]$, $s \in [0,1]$ yang bergerak melalui wilayah spasial dari sebuah citra untuk meminimalisasi fungsional energi yang didefinisikan sebagai Persamaan 2.19,

$$E = \int_0^1 \frac{1}{2} [\alpha |x'(s)|^2 + \beta |x''(s)|^2] + E_{ext}(x(s)) ds \quad (2.19)$$

dimana α dan β adalah parameter bobot yang mengendalikan tingkat ketegangan dan kekakuan *snakes*. Sedangkan $x'(s)$ dan $x''(s)$ mendefinisikan turunan pertama dan kedua dari $x(s)$. Fungsi energi eksternal E_{ext} diturunkan dari citra yang diambil dari nilai yang lebih kecil daripada fitur yang diinginkan atau tepi. Dengan mempertimbangkan citra *grayscale* $I(x, y)$ yang dianggap sebagai fungsi dari sebuah variabel posisi yang kontinyu (x, y) , energi eksternal yang serupa didesain supaya mengarahkan *active contour* untuk mendekati tepi citra. Energi eksternal tersebut dinyatakan sebagai Persamaan 2.20 dan Persamaan 2.21,

$$E_{ext}^{(1)}(x, y) = -|\nabla I(x, y)|^2 \quad (2.20)$$

$$E_{ext}^{(2)}(x, y) = -|\nabla [G_\sigma(x, y) * I(x, y)]|^2 \quad (2.21)$$

dimana $G_\sigma(x, y)$ adalah fungsi Gaussian dua dimensi dengan standar deviasi σ dan ∇ adalah operator gradien. Bila gambar yang ada di citra adalah gambar garis hitam di latar putih, maka energi eksternal yang sesuai harus mengikutsertakan energi lainnya, yang dinyatakan dalam Persamaan 2.22 dan Persamaan 2.23,

$$E_{ext}^{(3)}(x, y) = I(x, y) \quad (2.22)$$

$$E_{ext}^{(4)}(x, y) = G_\sigma(x, y) * I(x, y) \quad (2.23)$$

dapat dilihat dengan jelas dari definisi tersebut bahwa semakin besar nilai σ akan menyebabkan batas tepi menjadi kabur. Namun kadang nilai σ yang besar diperlukan untuk meningkatkan jarak tangkap dari *active contour*. *Snakes* yang meminimalisasi E harus memenuhi Persamaan 2.24.

$$\alpha x''(s) - \beta x''''(s) - \nabla E_{ext} = 0 \quad (2.24)$$

Persamaan 2.24 dapat dianggap sebagai persamaan keseimbangan gaya, dapat dinyatakan dalam Persamaan 2.25,

$$F_{int} + F_{ext}^{(p)} = 0 \quad (2.25)$$

dimana $F_{int} = \alpha x''(s) - \beta x''''(s)$ dan $F_{ext}^{(p)} = -\nabla E_{ext}$. Gaya internal F_{int} berguna untuk mengurangi peregangan dan pelengkungan garis-garis kontur *snakes*, sedangkan gaya potensial eksternal $F_{ext}^{(p)}$ menarik *snakes* untuk menyesuaikan diri pada tepi-tepi citra yang diinginkan.

Untuk mencari solusi dari aturan Euler pada Persamaan 2.24, snake dibuat dinamis dengan menganggap x sebagai fungsi dari t sebagaimana s menjadi $x(s, t)$. Kemudian turunan parsial dari x yang berhubungan dengan t dibuat bernilai sama dengan sisi sebelah kiri Persamaan 2.26.

$$x_t(s, t) = \alpha x''(s, t) - \beta x''''(s, t) - \nabla E_{ext} \quad (2.26)$$

Ketika solusi $x(s, t)$ sudah stabil, $x_t(s, t)$ akan hilang dan akan didapatkan solusi dari Persamaan 2.23. Solusi numerik dari Persamaan 2.25 dapat diperoleh

dengan mendiskritkan Persamaan dan menyelesaikan sistem diskrit tersebut secara berulang-ulang. Kebanyakan implementasi *snakes* menggunakan parameter yang mengalikan x_t untuk mengendalikan *step-size* sementara atau parameter untuk mengalikan ∇E_{ext} , yang mengakibatkan kekuatan gaya eksternal dapat mengendalikannya. Untuk membuat agar magnitudo maksimumnya setara dengan satu, gaya eksternal perlu dinormalisasi [3].

2.6.2.6 Gradient Vector Flow (GVF)

Untuk mengatasi 2 kekurangan yang dimiliki oleh *snakes* tradisional maka dikembangkanlah sebuah metode baru yang menggunakan gaya eksternal yang disebut dengan medan *gradient vector flow* (GVF) yang merupakan bidang vektor yang rapat yang diturunkan dari citra dengan meminimalisasi fungsional energi tertentu pada kerangka yang bervariasi. Proses minimalisasi didapatkan dengan menyelesaikan pasangan Persamaan diferensial parsial linier secara terpisah yang menyebarkan vektor-vektor gradien tepi citra biner atau *grayscale* yang dihitung dari citra. *Active contour* yang menggunakan medan GVF sebagai gaya eksternal tersebut disebut dengan GVF. GVF berbeda dengan hampir seluruh formulasi *snakes* sebelumnya dalam hal gaya eksternalnya tidak dapat didefinisikan sebagai gradien negatif dari fungsi potensial. Karena itu, GVF tidak dapat diformulasikan menggunakan kerangka minimalisasi energi yang standar. Untuk itu, hal tersebut harus dispesifikan secara langsung dari kondisi keseimbangan gaya.

Kelebihan utama dari GVF *snake* dibandingkan dengan *snakes* tradisional adalah tidak terlalu bergantung pada inisialisasi dan dapat bergerak pada tepi yang berbentuk cekungan. Inisialisasi GVF *snake* dapat dilakukan di dalam, di luar, atau bahkan melewati tepi objek. GVF *snake* tidak perlu diberi pengaturan apakah harus mengerut atau mengembang untuk menyesuaikan diri pada tepi objek. GVF *snake* juga memiliki jarak tangkap yang besar yang berarti bahwa selama tidak ada objek lain yang menginterferensi, garis kontur inisialisasi dapat diletakkan sangat jauh dari tepi objek. Peningkatan jarak tangkap ini didapatkan melalui penyebaran proses yang tidak mengaburkan tepi-tepinya sendiri. [3]

Sebuah gaya eksternal tipe baru untuk *snakes* yang tidak berubah terhadap waktu ataupun bergantung pada posisi *snakes* itu sendiri memiliki dasar matematis dari teorema Helmholtz yang menyatakan bahwa medan vektor statis yang paling umum dapat didekomposisi menjadi dua komponen, yaitu komponen yang *irrotational* (bebas lingkaran) dan komponen solenoidal (bebas perbedaan). Gaya potensial eksternal yang dihasilkan dari variasi formulasi *snakes* tradisional harus dimasukkan dulu ke dalam Persamaan keseimbangan gaya sebagai sebuah medan *irrotational* yang statis karena ini adalah fungsi potensial gradien. Oleh karena itu, medan statis yang lebih umum $F_{ext}^{(g)}$ dapat diperoleh dengan mempertimbangkan kemungkinan yang meliputi komponen *irrotational* dan komponen solenoidal. Medan gaya eksternal didesain supaya memiliki properti yang diinginkan, baik dari jarak tangkap yang besar maupun adanya gaya yang mengarah pada celah tepi objek. Hasil formulasi tersebut menghasilkan medan gaya eksternal yang dapat diperkirakan memiliki komponen *irrotational* maupun solenoidal. Pendekatan yang dilakukan adalah dengan menggunakan kondisi keseimbangan gaya sebagai poin awal untuk mendesain *snakes*. Untuk mendapatkan Persamaan *snakes* dinamis yang berkaitan gaya potensial $-\nabla E_{ext}$ pada Persamaan 2.26 harus digantikan dengan $v(x, y)$ menurut [3], menjadi Persamaan 2.27.

$$x_t(s, t) = \alpha x''(s, t) - \beta x''''(s, t) + v \quad (2.27)$$

Lengkungan parametrik yang menyelesaikan Persamaan dinamis tersebut disebut dengan GVF. Persamaan tersebut dapat diselesaikan secara numerik dengan membuatnya menjadi diskrit dan berulang-ulang dengan cara yang sama seperti pada snake tradisional.

Meskipun konfigurasi akhir GVF *snakes* memenuhi Persamaan keseimbangan gaya, Persamaan ini tidak merepresentasikan Persamaan 2.25 tentang masalah minimalisasi energi secara umum pada Persamaan 2.19. Hal ini disebabkan karena $v(x, y)$ tidak akan menjadi medan *irrotational*. Namun kekurangan ini dikompensasi dengan adanya peningkatan performa yang signifikan dari GVF *snakes*.

Langkah awal implementasi GVF *snakes* dimulai dengan mendefinisikan *edge map* $f(x, y)$ yang diturunkan dari citra $I(x, y)$ yang memiliki properti yang semakin mendekati tepi citra nilainya semakin besar. *Edge map* yang digunakan dapat berupa citra biner maupun *grayscale*. Contohnya menggunakan Persamaan 2.28,

$$f(x, y) = -E_{ext}^{(i)}(x, y) \quad (2.28)$$

dimana i adalah 1, 2, 3, atau 4. Tiga properti umum dari *edge map* sangat penting dalam konteks ini. Pertama, gradien dari *edge map* ∇f memiliki vektor-vektor yang menunjuk kepada tepi-tepi citra yang normal pada tepi. Kedua, vektor-vektor ini memiliki magnitudo yang besar hanya di dekat tepi citra. Ketiga, di area yang homogen di mana $I(x, y)$ mendekati konstan, nilai ∇f akan mendekati nol.

Bila gradien dari sebuah *edge map* sebagai sebuah gaya eksternal pada *snakes* tradisional, properti pertamanya akan membuat *snakes* yang diinisialisasi dekat dengan tepi akan menjadi konvergen pada konfigurasi stabil di dekat tepi. Properti kedua akan menyebabkan jarak tangkap menjadi sangat kecil. Sedangkan properti ketiga akan menyebabkan daerah-daerah yang homogen tidak memiliki gaya eksternal. Efek yang dihasilkan properti pertama adalah efek yang menguntungkan, sedangkan efek dari dua properti lainnya tidak menguntungkan. Untuk itu harus dibuat properti yang memiliki gradien tinggi di sekitar tepi namun dapat mengembangkan peta gradien lebih jauh dari tepi hingga ke daerah homogen menggunakan proses penyebaran yang terkomputasi. Hal ini juga akan menyebabkan keuntungan lain, yaitu proses difusi akan menimbulkan vektor-vektor yang mengarah pada tepi-tepi yang bercelah.

Medan *gradient vector flow* didefinisikan sebagai medan vektor $v(x, y) = [u(x, y), v(x, y)]$ yang meminimalisasi fungsi energi, yang disebutkan dalam Persamaan 2.29,

$$\varepsilon = \iint \mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |v - \nabla f|^2 dx dy \quad (2.29)$$

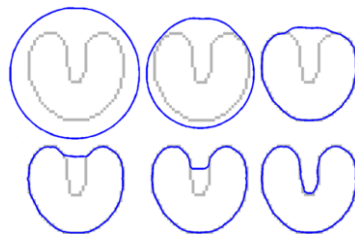
dimana variasi formulasi ini mengikuti prinsip standar untuk membuat hasil yang halus ketika tidak ada data yang tersedia. Ketika $|\nabla f|$ bernilai kecil, energi didominasi oleh penjumlahan kuadrat dari turunan parsial medan vektor mengikuti medan yang bervariasi pelan-pelan. Di sisi lain, ketika $|\nabla f|$ bernilai besar, operan yang kedua akan mendominasi integral dan diminimalisasi dengan pengaturan ketika $v = \nabla f$. Hal ini membuat efek yang diinginkan dengan menjaga nilai v agar sama dengan gradien *edge map* ketika nilainya menjadi besar. Namun hal itu juga akan memaksa medan untuk bervariasi secara pelan di area yang homogen. Parameter μ adalah parameter reguler yang mengatur timbal balik antara operan pertama dan kedua dalam integral. Parameter ini harus diatur sesuai dengan jumlah *noise* yang ada di dalam citra. Semakin banyak *noise*, maka nilai μ harus semakin besar.

Dengan menggunakan variasi kalkulus medan GVF dapat ditemukan dengan menyelesaikan Persamaan 2.30 dan Persamaan 2.31,

$$\mu \nabla^2 u - (u - f_x)(f_x^2 + f_y^2) = 0 \quad (2.30)$$

$$\mu \nabla^2 v - (v - f_y)(f_x^2 + f_y^2) = 0 \quad (2.31)$$

dimana ∇^2 adalah operator Laplacian. Persamaan ini memberikan intuisi yang lebih jauh daripada formulasi GVF. Pada area homogen, di mana $I(x, y)$ bernilai konstan, operan kedua di tiap Persamaan bernilai nol karena gradien $f(x, y)$ juga bernilai nol. Oleh karena itu, di dalam area tersebut masing-masing nilai u dan v ditentukan oleh Persamaan Laplace dan GVF yang dihasilkan diinterpolasikan dari tepi area dengan merefleksikan semacam kompetisi di antara vektor-vektor tepi. Inilah sebabnya GVF menghasilkan vektor-vektor yang dapat menunjuk pada tepi-tepi yang bercelah [3].



Gambar 2.34 Hasil Konvergensi Menggunakan GVF Snakes [28]

Permasalahan yang muncul dari GVF *snakes* ini adalah kegagalan pada lengkungan dan *boundary leakage* yang disebabkan karena ketiadaan energi citra. Masalah kedua adalah masih terlalu sensitif pada proses inialisasi yang harus simetris. Yang ketiga adalah kegagalan bila ada celah yang terlalu sempit dan dalam karena gaya eksternal pada celah tersebut terlalu lemah. Permasalahan keempat adalah kemungkinan terjadinya *local minimal* karena syarat energi global minimal tidak kunjung terpenuhi. Permasalahan terakhir adalah ketidak-mampuannya beradaptasi pada perubahan topologi yang terjadi pada citra untuk kasus-kasus tertentu. Hasil konvergensi menggunakan GVF *snakes* ditunjukkan Gambar 2.34.

2.6.2.7 Persentase Galat

Persentase galat digunakan untuk membandingkan nilai perkiraan(perhitungan) dengan nilai pasti (eksak). Persentase galat memberikan perbedaan antara nilai perkiraan dan nilai eksak sebagai persentase dari nilai eksak, dan membantu untuk melihat seberapa dekat estimasi kita terhadap nilai riil. Untuk mengetahui cara menghitung persentase galat, nilai perkiraan dan nilai eksak harus diketahui, lalu kedua angka ini dimasukkan ke dalam rumus Persamaan 2.32,

$$\% \text{ galat} = \frac{|\text{Nilai Eksak} - \text{Nilai Perkiraan}|}{\text{Nilai Eksak}} \times 100 \quad (2.32)$$

dimana *Nilai Eksak* adalah nilai target dan *Nilai Perkiraan* adalah nilai hasil perhitungan. Hasil nilai $|\text{Nilai Eksak} - \text{Nilai Perkiraan}|$ merupakan nilai absolut [11].

2.7 Kajian Pustaka

GVF *snake* pertama kali diperkenalkan oleh Xu dan Prince, yang menambahkan energi *external*. Sebelumnya mereka juga mengenalkan *The Distance snake*, sayangnya beberapa peneliti lebih menyenangi GVF *snake* untuk memperoleh yang lebih baik dalam hal pendeteksian tepi. Pada tahun 2010, penelitian *The Distance snake* dikembangkan kembali oleh Yasiran, dkk. Mereka menyebutnya *Enhanced Distance Active Contour* (EDAC) atau *Enhanced Distance* (ED) *snake*.

ED *snake* digunakan untuk segmentasi batas mikrokalsifikasi pada citra mammografi. Butuh sekitar delapan jam bagi *snake* untuk menyelesaikan proses segmentasi. Hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa akurasi dan efisiensi ED *snake* telah ditingkatkan dibandingkan dengan *The Distance snake*. Secara keseluruhan, perbedaan akurasi rata-rata untuk GVF dan ED *snake* adalah 95,7% dan 93,32% masing-masing. Hasil ini menunjukkan bahwa kinerja GVF *snake* sangat lebih baik dibandingkan dengan ED *snake* [12].

Active Contour, yang dikembangkan oleh Kass, dkk, adalah algoritma untuk mendeteksi garis tepi dalam sebuah citra. *Active Contour* menggunakan minimisasi energi untuk memaksakan *contour* ke arah tepi. Sementara *contour* meminimalkan energi mereka, mereka merayap menuju batas yang membuat mereka disebut *Snake*. Penggunaan *active contour* telah menjadi populer dalam *image processing* seperti dalam citra morphing, bentuk pemodelan, segmentasi citra dan register citra, dan telah dipelajari dan dimodifikasi oleh banyak peneliti, Ballangan meneliti, sebuah studi komparatif untuk menyelidiki perilaku *active contour* di bawah pendekatan gaya gambar yang berbeda: *snake* tradisional, *balloon* dan *Gradient Vektor Flow* (GVF). Metode *balloon* memiliki hasil yang sulit diprediksi, ketepatan inisial harus sangat diperhatikan, kadang harus di dalam dan kadang harus di luar objek. Metode tradisional *snake* memiliki kelemahan dalam garis cekung, dan kecepatan. GVF *snake* unggul dalam hal garis cekung dan kecepatan. Untuk hasil GVF *snake* dan tradisional *snake* memiliki kemiripan segmentasi [13].

Portable Gray Map (PGM) adalah format yang sangat mudah untuk proses citra di Matlab, tapi format PGM tidak memiliki informasi tentang citra DICOM atau DICOM header. Sebelumnya informasi citra harus diketahui dulu dan dicatat secara manual sebelum melakukan proses. Berbeda jika menggunakan data citra format DICOM, karena informasi dari DICOM akan bermanfaat untuk proses pengolahan citra lebih lanjut [14].

GVF bisa juga digunakan untuk segmentasi tumor liver dari citra *ultrasound*. Semua citra menggunakan iterasi 40, $\mu = 1.5$ untuk sebelah kiri, $\mu = 1.52$ untuk sebelah kanan, dan standar deviasi $\sigma = 3$ dan $\sigma = 4$. Penggunaan yang berbeda-beda akan menyebabkan proses menjadi lebih lama. Sangat tidak cocok

penggunaan pada data citra DICOM CT Scan, karena setiap informasi yang diberikan dari DICOM berbeda-beda pada setiap citra [15].

GVF *snake* sudah pernah dicoba untuk segmentasi 3D tulang mandibula, maxila dan syaraf wajah untuk perencanaan dan simulasi operasi implan. Semua citra menggunakan iterasi 51 dan $\mu = 0.1$. Setiap citra dari CT scan membutuhkan waktu 60 detik. Hasil 3D tulang mandibula yang halus membutuhkan data citra yang lebih banyak dengan *slice thickness* yang lebih kecil. Penggunaan iterasi yang lebih banyak akan membutuhkan waktu proses yang lebih lama. Hal ini juga yang melandasi penggunaan parameter GVF *snake* yang tepat untuk citra CT Scan sehingga meminimalkan iterasi yang besar dan penggunaan citra *slice thickness* yang lebih besar untuk mempercepat waktu proses [16].

Penelitian yang menggunakan GVF *snake*, pada awal citra dilakukan *filter* deteksi tepi *canny edge* untuk setiap sub-citra untuk citra sel darah putih. GVF *snake* menggunakan iterasi 30. Setiap citra sel darah putih membutuhkan waktu iterasi deformasi 30 detik per-citra. Penggunaan filter *canny edge* akan menambah waktu untuk proses *filter* dan proses GBF *snake* [17].

GVF *snake* dalam penggunaan parameter standar yang digunakan untuk mengukur *Cobb angle* dari citra X-Ray konvensional tulang belakang pasien skoliosis, menghasilkan nilai ukur yang tidak sesuai dengan hasil pengukuran sudut *Cobb angle* secara manual. Padahal sebelum proses sudah dilakukan teknik *cropping* untuk mempercepat proses gradient. Hasil yang terbaik pun tidak dapat mendeteksi kontur hingga 100%, dan juga nilai galatnya juga masih cukup tinggi, yaitu 3206 yang secara visual pun masih terlihat masih ada beberapa bagian yang belum cocok dengan kontur aslinya [18].

GVF *snake* dilakukan pada tumor yang memiliki batas tegas dari objek yang diinginkan dari citra slice, dari penelitian tersebut GVF *snake* menghasilkan kecepatan, akurat dan sangat diandalkan [19].

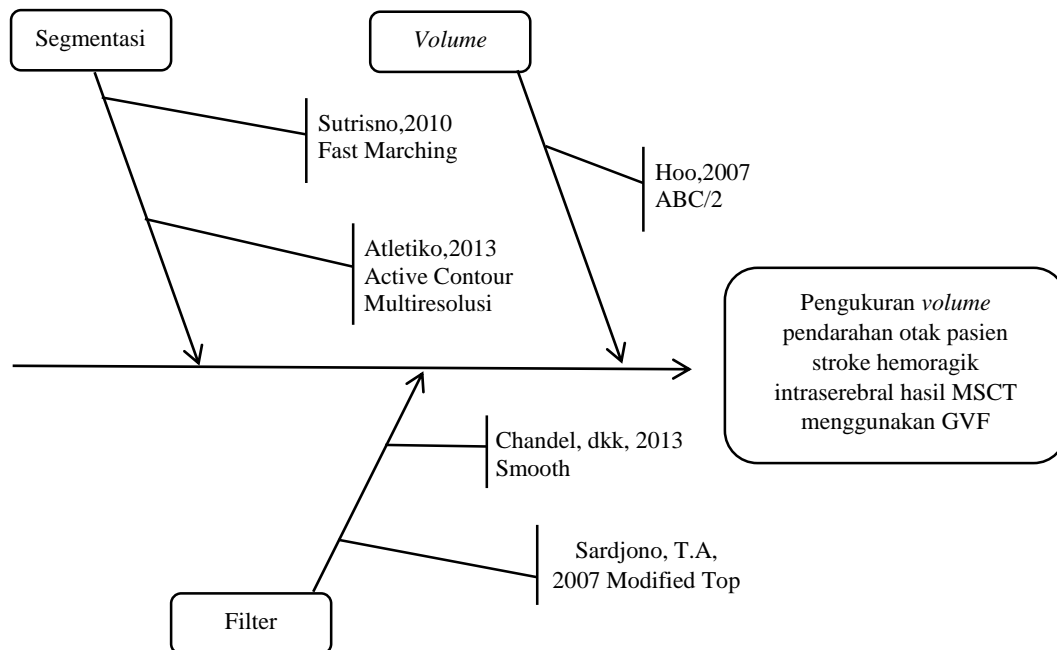
Metode GVF *snake* diuji pada citra dengan berbagai pengaturan parameter untuk menghasilkan parameter citra yang baik untuk mendapatkan kecepatan dan keakuratan yang lebih baik. [20].

Kami mengusulkan menggunakan metode GVF *snake* dengan menggunakan konstanta standar deviasi $\sigma = 5$ dan iterasi terbatas pada 40, yang berguna untuk memperbesar deteksi tepi dan kecepatan iterasi yang ideal. Kemudian kami menggunakan konstanta parameter GVF *snake* yang terbaik dari uji coba Guangli dan Zhang.

2.8 Diagram *Fishbone*

Pada diagram ini dibuat diagram *fishbone* untuk menggambarkan sebab-sebab dari suatu masalah, kemudian menganalisa masalah tersebut dan menggambarkannya ke dalam sebuah bagan.

Proses pertama adalah filter, segmentasi, dan terakhir menghitung volume pendarahan, dapat di lihat pada Gambar 2.35.

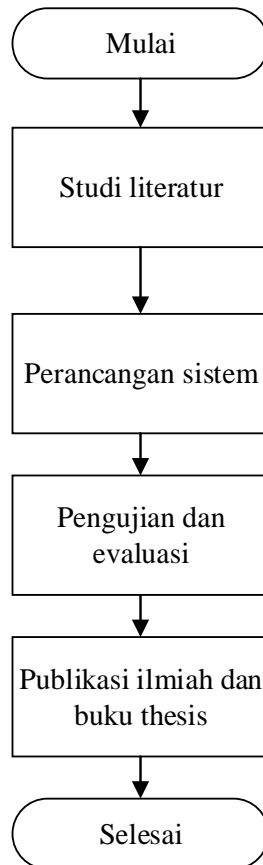


Gambar 2.35 Diagram *Fishbone*

BAB 3

METODE PENELITIAN

Dalam penelitian ini akan dilakukan perancangan *software* pengukuran pendarahan otak pasien stroke hemoragik intracerebral hasil MSCT dengan menggunakan metode GVF *snake*. Tahapan penelitian yang akan dilakukan adalah sebagai berikut: studi literatur, perancangan sistem, pengujian dan evaluasi, publikasi ilmiah dan buku tesis. Tahapan-tahapan tersebut bisa dilihat pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1 *Flowchart* Tahapan Penelitian

3.1 Studi Literatur

Dalam studi literatur akan dipelajari tentang proses pengolahan citra dengan dimulai dengan berbagai metode untuk meningkatkan kualitas gambar (*filter*) dan berbagai metode *GVF* serta menghitung ukuran *volume* piksel.

3.2 Perancangan Sistem

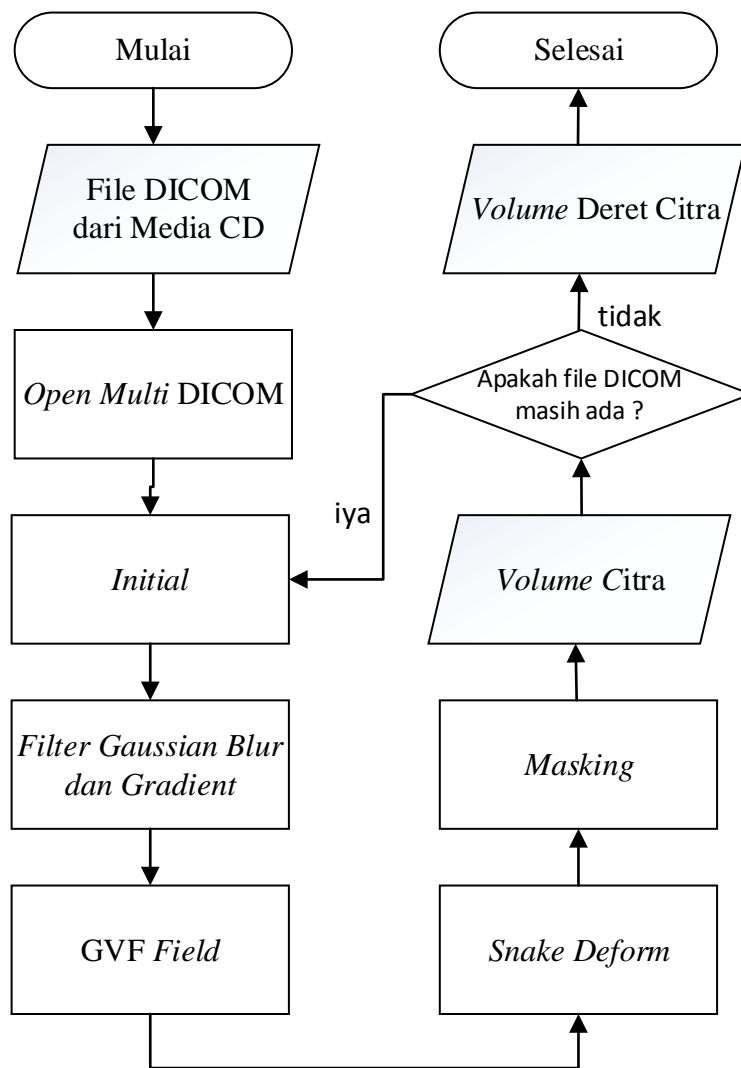
Perancangan sistem dimulai dari pengambilan data yang dilakukan secara langsung kepada pasien. Pengambilan data dilakukan di Rumah Sakit Krakatau Medika Cilegon-Banten, yang akan dilakukan pada bulan Juni 2017 sampai bulan Desember 2018. Pengambilan data mengikuti standar yang telah dibahas pada bab sebelumnya teknik MSCT kepala. Data yang dihasilkan dari MSCT masih berupa *slice thickness* ukuran 0.625 mm. Data dikirimkan ke komputer *processing volume viewer* yang berisi perangkat lunak khusus untuk direkonstruksi dengan *slice thickness* ukuran 5 mm, yang menghasilkan 22 *slice* citra format DICOM per pasien yang akan diambil rata-rata 5 *slice* yang tercitrakan pendarahan. Rekonstruksi di komputer *processing volume viewer* yang menghasilkan nilai *volume* pendarahan dan penilaian volume dari dua dokter spesialis radiologi akan digunakan sebagai pembandingan dengan hasil penelitian dengan menggunakan metode *GVF snake*. Pengambilan data menggunakan 10 pasien stroke hemoragik.

Data format DICOM yang dihasilkan dari komputer *processing volume viewer* dikirimkan ke media CD. Data format DICOM memberikan informasi berupa DICOM header, antara lain *pixel spacing* dan *slice thickness*. Informasi ini digunakan untuk menghitung *volume voxel* yang ditunjukkan pada Persamaan 3.1,

$$Vol = LX \times LY \times LZ \quad (3.1)$$

dimana *Vol* adalah *volume voxel* dalam satuan mm^3 , *LX* adalah *pixel spacing width* dalam satuan *mm*, *LY* adalah *pixel spacing height* dalam satuan *mm* dan *LZ* adalah *slice thickness* dalam satuan *mm*.

Citra format DICOM akan disebut sebagai citra $f(x,y)$, dimana (x,y) sebagai koordinat *pixel*. *Flowchart* untuk menghitung *volume* pendarahan dapat dilihat pada Gambar 3.2.



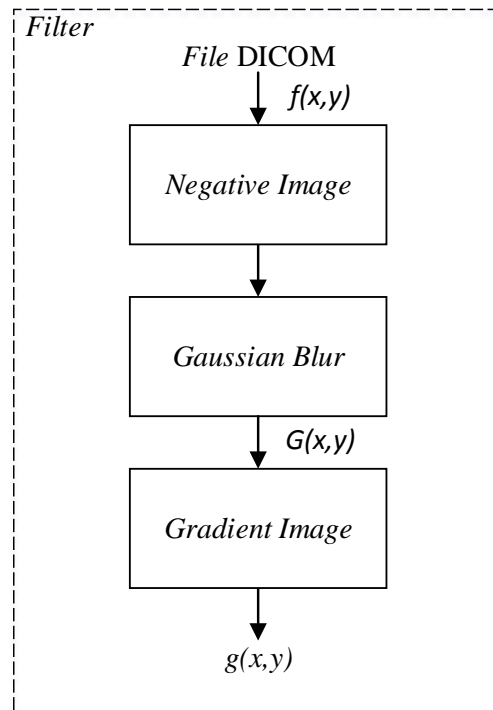
Gambar 3.2 Flowchart Menghitung Volume Pendarahan

3.2.1 Perancangan Filter

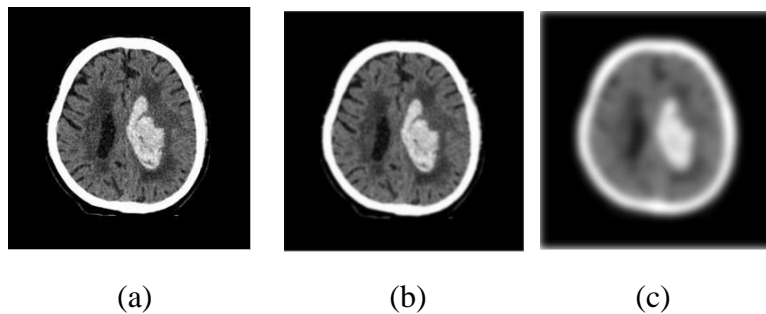
Proses filter terbagi menjadi dua yaitu proses *gaussian blur* dan proses *gradient edge detection*. Proses ini untuk mempermudah mendeteksi tepi di GVF. Proses ini ditunjukkan pada diagram blok Gambar 3.3.

3.2.1.1 Citra Negatif

Fungsi citra negatif seperti ditunjukkan pada Persamaan 2.8, berguna untuk mempermudah terjadinya blur.



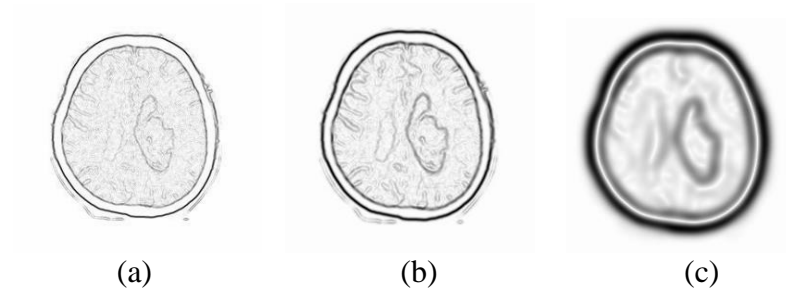
Gambar 3.3 Perancangan *Filter*



Gambar 3.4 *Gaussian Blur*, (a) Citra $f(x, y)$, (b) Nilai $\sigma = 1$, (d) Nilai $\sigma = 5$

3.2.1.2 *Gaussian Blur*

Edge detection kadangkala tidak berhasil, disebabkan gangguan pada citra. Untuk menguranginya digunakan jenis *filter gaussian blur* seperti ditunjukkan pada Persamaan 2.9. Jika nilai standar *deviasi* (σ) sama dengan 0, maka citra $G(x, y)$ sama dengan citra $f(x, y)$. Semakin besar nilai σ , semakin besar *noise blur* yang didapat. Perbedaan citra $f(x, y)$ dengan $G(x, y)$. Citra2 akan di proses *gaussian blur* menjadi Citra3, seperti ditunjukkan pada Gambar 3.4.



Gambar 3.5 *Gradient Image*, (a) Nilai $\sigma = 1$, (b) Nilai $\sigma = 1$, (c) Nilai $\sigma = 5$

3.2.1.3 *Gradient Edge Detection*

Citra $G(x,y)$ dilakukan *edge detection* $g(x,y)$, dengan menggunakan Persamaan 2.17. Nilai *threshold* dinyatakan 1 sebagai *edge detection* berwarna hitam, sedangkan 0 sebagai selain tepi berwarna putih. Citra3 akan di proses *gradient edge detection* menjadi Citra4. Seperti ditunjukkan pada Gambar 3.6.

3.2.2 Perancangan Segmentasi GVF *snake*

Perancangan segmentasi GVF dilakukan tiga tahap. Dimulai (1) *GVF field*, (2) inisialisasi *snake*, (3) segmentasi *snake*.

3.2.2.1 *GVF Field*

Untuk membuat agar magnitudo maksimumnya setara dengan satu, gaya eksternal perlu dinormalisasi. Medan *gradient vector flow* didefinisikan sebagai medan vektor $v(x,y) = [u(x,y), v(x,y)]$ yang meminimalisasi fungsi energi, yang disebutkan dalam Persamaan 2.28, menghitung nilai magnitudo dan gaya eksternal ditunjukkan Persamaan 3.2 – Persamaan 3.4,

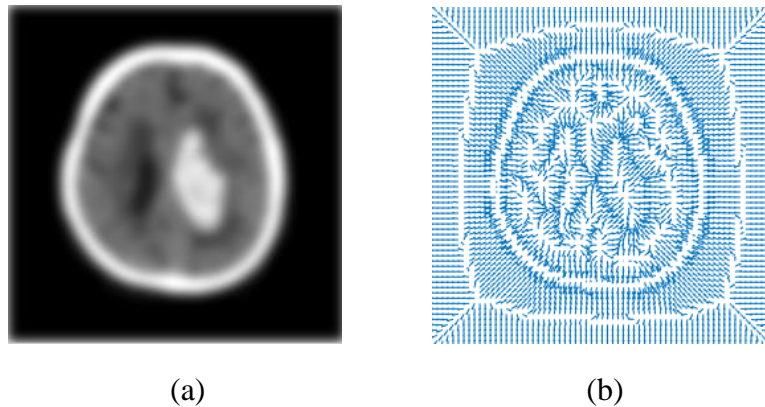
$$mag = \sqrt{u^2 + v^2} \quad (3.2)$$

$$px = \frac{u}{mag + 1 \times 10^{-10}} \quad (3.3)$$

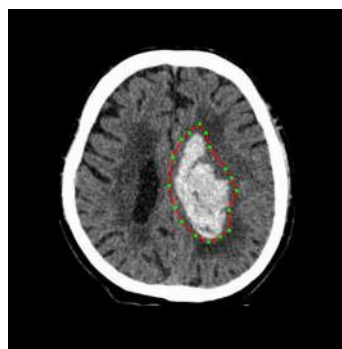
$$py = \frac{v}{mag + 1 \times 10^{-10}} \quad (3.4)$$

dimana variasi formulasi ini mengikuti prinsip standar untuk membuat hasil yang halus ketika tidak ada data yang tersedia. Ketika $|\nabla f|$ bernilai kecil, energi didominasi oleh penjumlahan kuadrat dari turunan parsial medan vektor mengikuti medan yang bervariasi pelan-pelan.

Fungsi GVF *field* ditunjukkan pada Persamaan 2.29 dan Persamaan 2.30, dimana μ (μ) adalah bagian dari parameter GVF *field*. Nilai (μ) yang diujikan bernilai 0.1, dan I adalah jumlah iterasi yang diinginkan. Iterasi yang diujikan bernilai 40. Proses ini disebut sebagai *normalized GVF field*. Contoh hasil *normalized GVF field* ditunjukkan pada Gambar 3.8.



Gambar 3.7 (a) Citra $g(x, y)$, (b) *Normalized GVF Field*



Gambar 3.9 Inisialisai Manual di Citra $f(x, y)$

3.2.2.2 Inisialisasi Snake

Proses inisialisasi partikel-partikel snake adalah proses yang penting, karena proses deformasi *snake* dipengaruhi oleh vektor, sehingga posisi awal partikel-partikel *snakes* akan sangat mempengaruhi hasil segmentasi. Proses inisialisasi dilakukan secara manual dan otomatis. Penentuan inisialisasi manual dilakukan *slice* pertama yang terdapat pendarahan. Piksel yang membentuk garis ini adalah partikel-partikel *snake*. Dengan inisialisasi secara manual, partikel dapat diletakkan sedekat mungkin dengan *countour* target yang diperkirakan, sehingga jumlah partikelnya menjadi lebih sedikit. Implikasinya adalah dapat mempercepat proses komputasi untuk melakukan deformasi partikel. *Slice* berikutnya akan diinisialisasi secara otomatis dengan mengikuti koordinat *countour* yang didapat dari hasil segmentasi *snakes* pada *slice* sebelumnya. Contoh inisialisasi ditunjukkan pada Gambar 3.10.

3.2.2.3 Segmentasi Snake

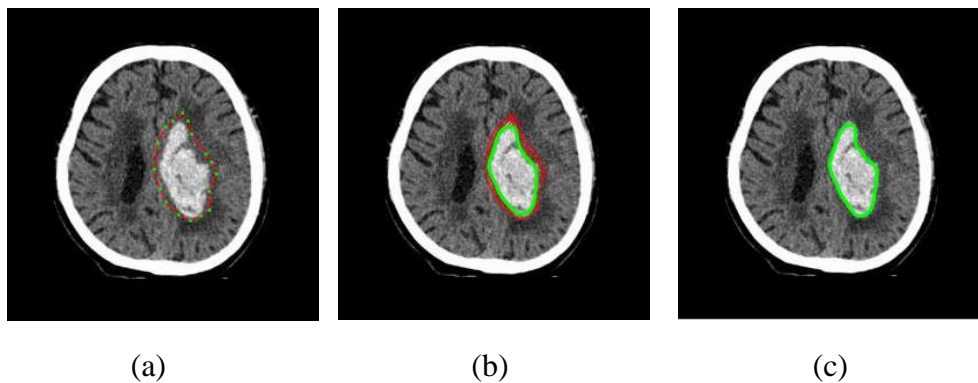
Pergerakan *snake* tradisional dalam rangka meminimalkan energi, ditunjukkan dalam Persamaan 2.18, pada E_{ext} dikalikan dengan nilai bobot medan GVF κ (*kappa*), menjadi Persamaan 3.5,

$$E = \int_0^1 \frac{1}{2} [\alpha |x'(s)|^2 + \beta |x''(s)|^2] + \kappa E_{ext}(x(s)) ds \quad (3.5)$$

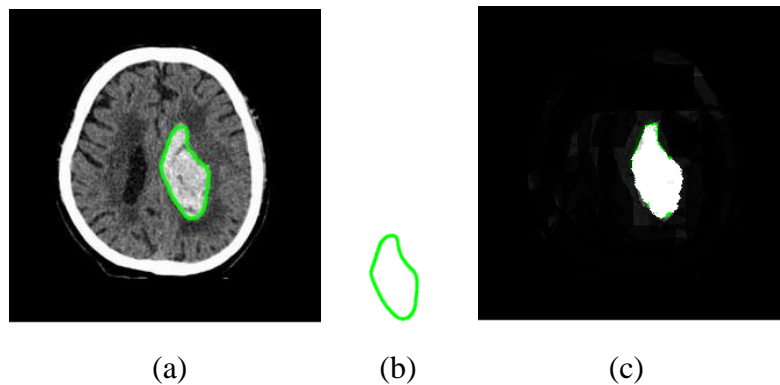
dimana α (*alpha*) adalah elastisitas dari partikel, β (*beta*) adalah kekakuan dari partikel, γ adalah ukuran langkah dalam satu kali iterasi. Simulasi *snakes* dengan α , β , γ , κ , dan I (iterasi) diberi masing-masing nilai 3, 0, 1, 0.6, 40 iterasi. Diagram blok inisialisasi dan deformasi *snakes* ditunjukkan pada Simulasi segmentasi GVF *snakes* ditunjukkan pada Gambar 3.12.

3.2.2.4 Masking

Masking adalah proses pemisahan ROI dengan citra, kemudian area di dalam ROI diberi warna putih atau bernilai 1, dan dimasukkan kembali ke citra dengan ukuran *Row*(R) dan *Coloum*(C) yang berwarna hitam atau bernilai 0, ditunjukkan pada Gambar 3.15.



Gambar 3.11 (a) Inisialisasi, (b) Deformasi *Snakes*, (c) ROI Hasil Segmentasi.



Gambar 3.13 (a) ROI Hasil Segmentasi, (b) Koordinat Hasil Segmentasi, (c) *Masking*

3.2.2.5 Deteksi Piksel Hitam dan Putih

Untuk mengetahui piksel hitam dan piksel putih, piksel putih diberi nilai 0 dan piksel hitam diberi nilai 1, ditunjukkan dalam Persamaan 3.6.

$$pix(x, y) = \begin{cases} 1, & (x, y) \geq 1 \\ 0, & (x, y) = 0 \end{cases} \quad (3.6)$$

3.2.3 Perancangan *Volume Pendarahan Slice*

Menghitung *volume* pendarahan *slice* ROI dengan cara menjumlahkan piksel yang berwarna hitam atau bernilai “1” di dalam ROI dikalikan dengan *Vol*, ditunjukkan pada Persamaan 3.7,

$$VR_n = Volv \times \sum_x^i \sum_y^j pix(x, y) \quad (3.7)$$

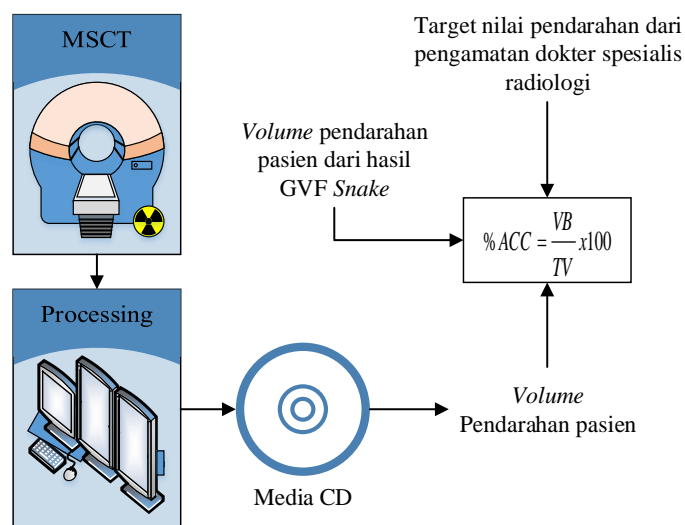
dimana VR_n adalah *volume* ROI dalam satuan mm^3 , n adalah dimulai dari *slice* pertama, $Volv$ adalah *volume voxel*, i adalah jumlah koordinat x , dan j adalah jumlah koordinat y . Apabila *slice* berikutnya masih terdapat pendarahan maka *slice* berikutnya dimulai dari *filter* sampai dengan *volume* pendarahan *slice* seperti sebelumnya. Dengan inisialisasi dari hasil ROI *slice* sebelumnya.

3.2.4 Volume Total Pendarahan

Apabila *slice* berikutnya tidak ada pendarahan, maka hitung total *volume* pendarahan dengan menjumlahkan, ditunjukkan pada Persamaan 3.8,

$$VT = \sum_{n=1}^m VR_n \quad (3.8)$$

dimana VT adalah *volume* total pendarahan dalam satuan mm^3 , VR_n adalah *volume* ROI dalam satuan mm^3 , n adalah dimulai dari *slice* pertama, m adalah jumlah *slice* yang terdapat pendarahan.



Gambar 3.16 Diagram Pengujian dan Evaluasi

3.3 Pengujian dan Evaluasi

Hasil perhitungan *volume* pendarahan penelitian ini dan hasil perhitungan *volume* pendarahan dari hasil perangkat lunak khusus *volume viewer* akan dibandingkan dengan perhitungan manual oleh dokter spesialis Radiologi.

Menghitung nilai persentase akurasi pendarahan dengan menggunakan Persamaan 3.9,

$$\% ACC = \frac{VB}{TV} \times 100 \quad (3.9)$$

dimana *ACC* adalah akurasi, *VB* adalah *volume* pendarahan hasil perhitungan penelitian ini atau hasil dari perangkat lunak khusus *volume viewer*, *TV* adalah *volume* pendarahan hasil perhitungan manual oleh dokter spesialis Radiologi. Diagram bloknya ditunjukkan pada Gambar 3.17.

3.4 Alat-alat dan Bahan

Alat-alat yang digunakan untuk penelitian thesis ini, sebagai berikut :

1. GE CT-Scan Optima 660, sebagai sumber penyinaran *X-Ray*, untuk mengambil citra *CT Scan*.
2. Komputer pengolahan citra GE *Volume Viewer*, sebagai alat rekonstruksi citra yang dikirim ke media *Compact Disk(CD)*, dan dijadikan sebagai sumber data.
3. *Laptop Core i7 6500U 2.50GHz*, RAM 16 DDR4, HDD 500GB SSD, sebagai proses pengolahan data *GVF snake*.

Bahan-bahan yang digunakan untuk penelitian thesis ini, sebagai berikut :

1. *File DICOM* yang bersumber dari media *CD* berjumlah total 55 citra dari 10 data pasien, dengan standar *slice thickness* 5 mm.
2. Proses *GVF snake* menggunakan perangkat lunak Windows 8.1 64bit dan Matlab R2008b.
3. Standar konstanta yang dipakai adalah standar deviasi $\sigma = 5$ digunakan pada proses *Gaussian blur*, $\alpha = 0.5$ adalah nilai elastitas, $\beta = 0$ adalah nilai kekakuan, $\gamma = 1$ adalah nilai kelekatan, $\kappa = 0.6$ adalah energi *external*, dan iterasi 40 digunakan pada fungsi *GVF snake*.

BAB 4

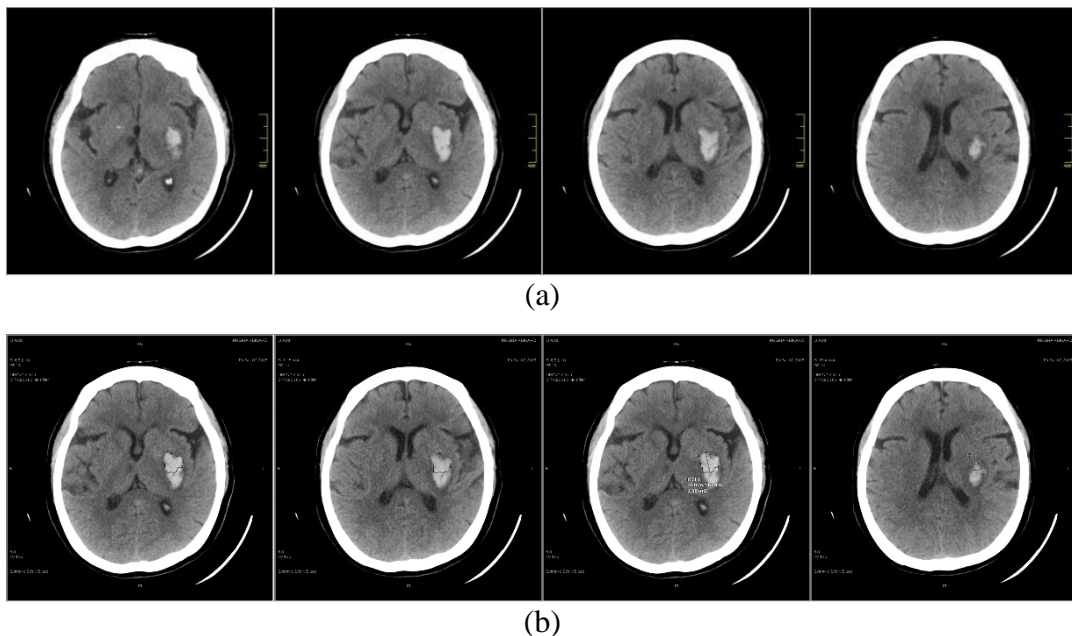
HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengukuran *volume* pendarahan otak pasien stroke hemoragik intraserebral hasil MSCT, diawali dengan pengambilan data citra dari CT Scan, komputer *processing volume viewer*, menentukan target nilai *volume* pendarahan dari dokter spesialis radiologi 1 dan 2, dan hasil *volume* pendarahan dari hasil GVF *snake*.

4.1 Data Citra dari CT Scan dan Komputer *Processing Volume Viewer*

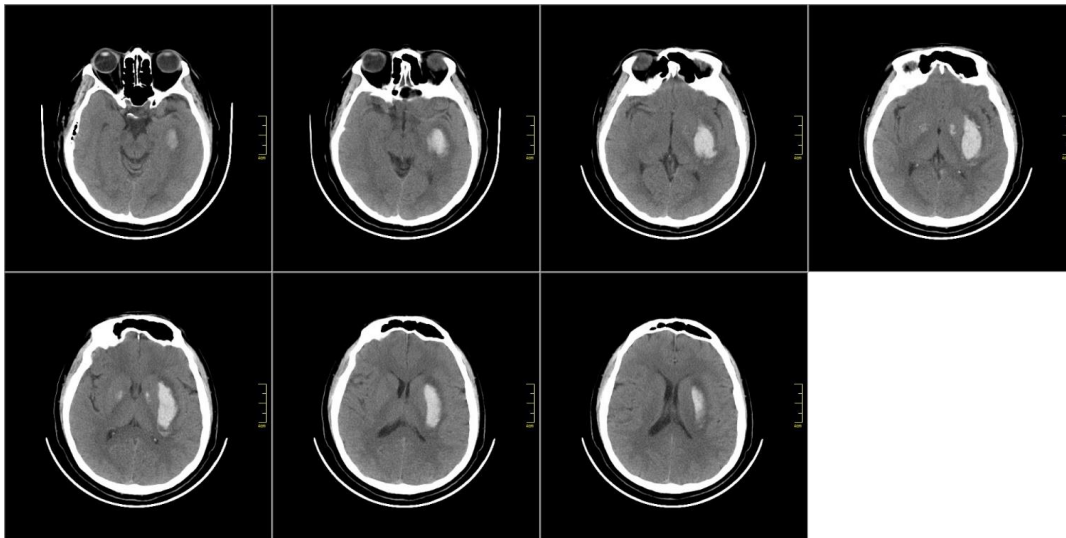
File DICOM yang bersumber dari CT Scan berjumlah total 55 citra dari 10 data pasien, membacanya dari kiri atas kekanan, dengan rincian sebagai berikut:

1. Pasien NN1, stroke hemoragik di *capsula externa*, citra yang diambil dari CT Scan berjumlah 4, ditunjukkan pada Gambar 4.2(a) dan hasil *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* Gambar 4.2(b), hasil pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* adalah 3500 mm³.

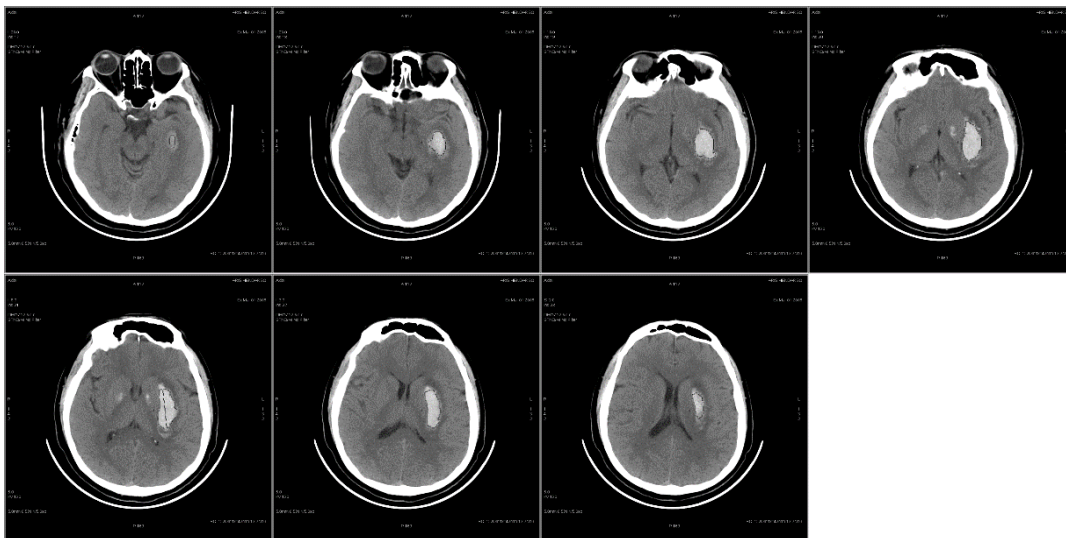


Gambar 4.1 (a) Deret Citra-Citra NN1 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN1 hasil pengukuran *volume* pendarahan komputer *processing*

2. Pasien NN2, stroke hemoragik berada di *capsula externa* kiri dan tidak memiliki cabang atau dua lokasi pendarahan yang berbeda. Citra yang diambil berjumlah 7, ditunjukkan pada Gambar 4.4(a), dan hasil *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* Gambar 4.4(b), hasil pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* adalah 13700 mm³.



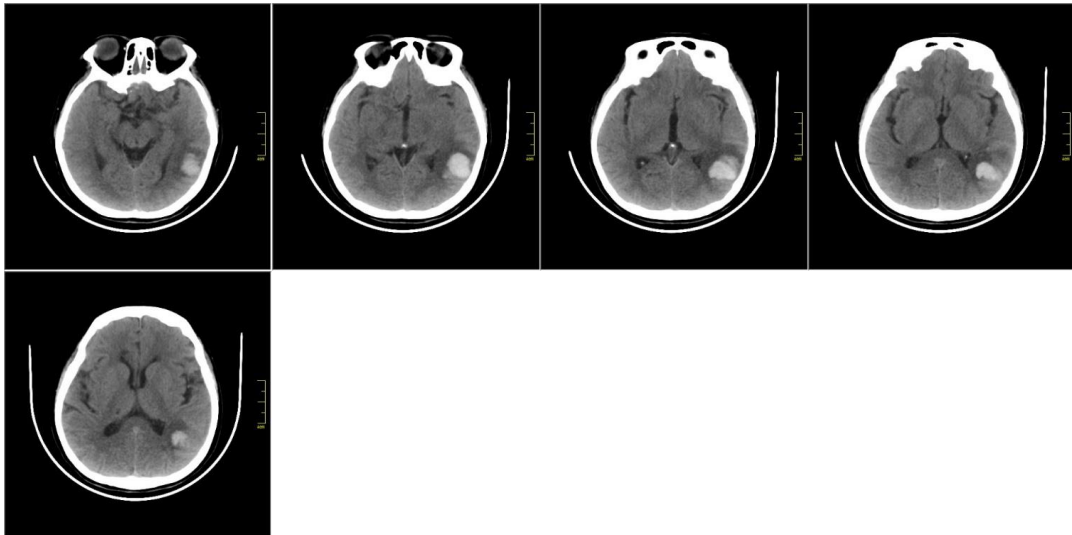
(a)



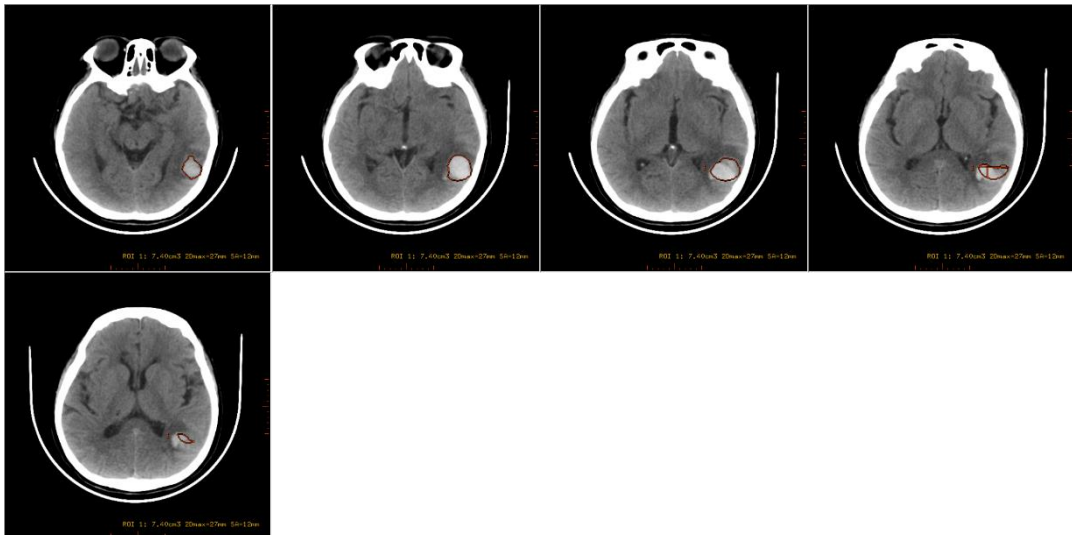
(b)

Gambar 4.3 (a) Deret Citra-Citra NN2 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN2 hasil pengukuran *volume* pendarahan komputer *processing*

3. Pasien NN3, stroke hemoragik di *temporal* kiri, citra yang diambil berjumlah 5, ditunjukkan pada Gambar 4.6(a), dan hasil *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* Gambar 4.6(b), hasil pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* adalah 7400 mm³.



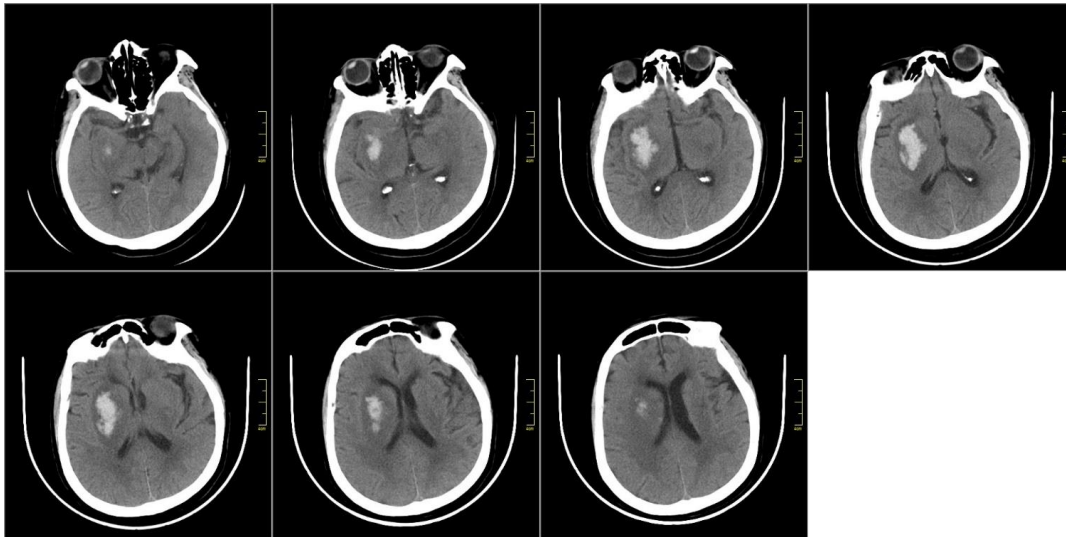
(a)



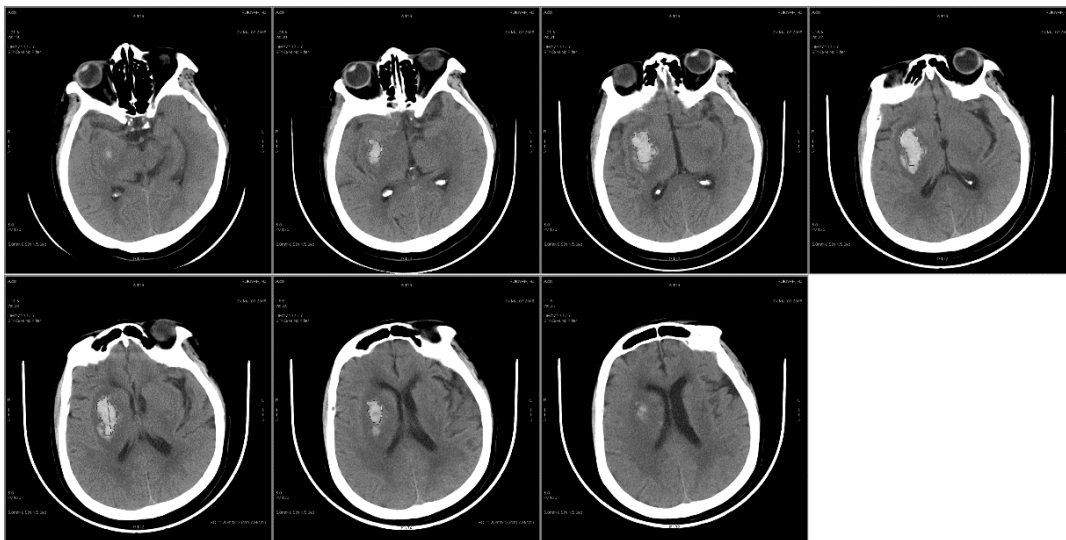
(b)

Gambar 4.5 (a) Deret Citra-Citra NN3 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN3 hasil pengukuran *volume* pendarahan komputer *processing*

4. Pasien NN4, stroke hemoragik di *basal ganglia*, citra yang diambil berjumlah 7, ditunjukkan pada Gambar 4.8(a), dan hasil *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* Gambar 4.8(b), hasil pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* adalah 7960 mm^3 .



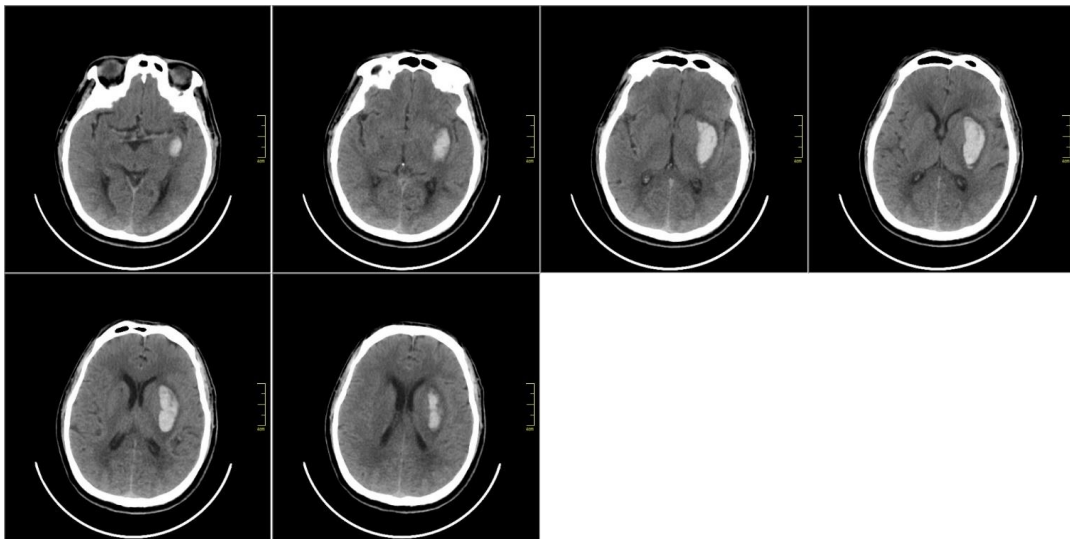
(a)



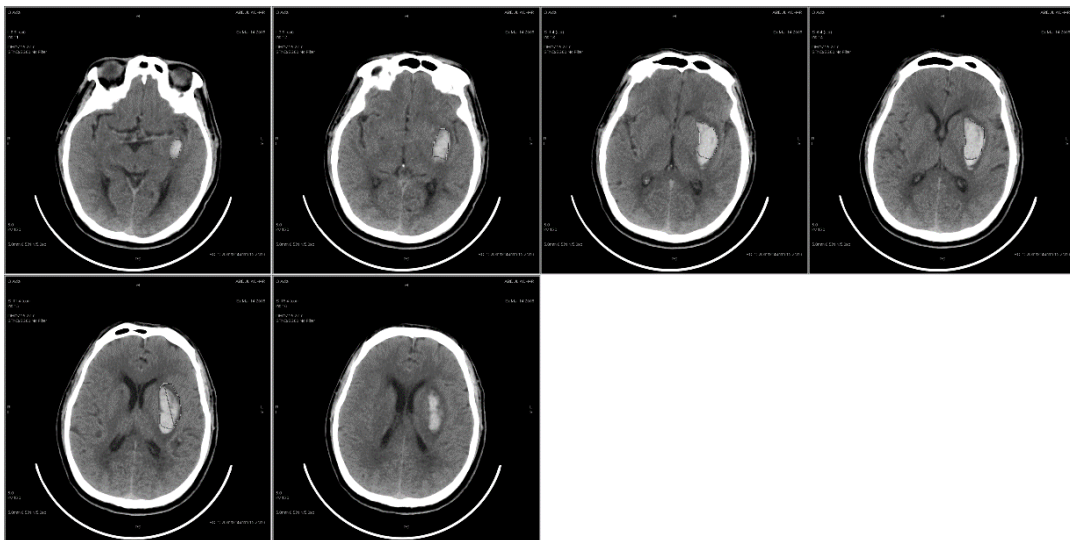
(b)

Gambar 4.7 (a) Deret Citra-Citra NN4 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN4 hasil pengukuran *volume* pendarahan komputer *processing*

5. Pasien NN5, stroke hemoragik di *capsula externa*, citra yang diambil berjumlah 6, ditunjukkan pada Gambar 4.10(a), dan hasil *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* Gambar 4.10(b), hasil pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* adalah 15200 mm³.



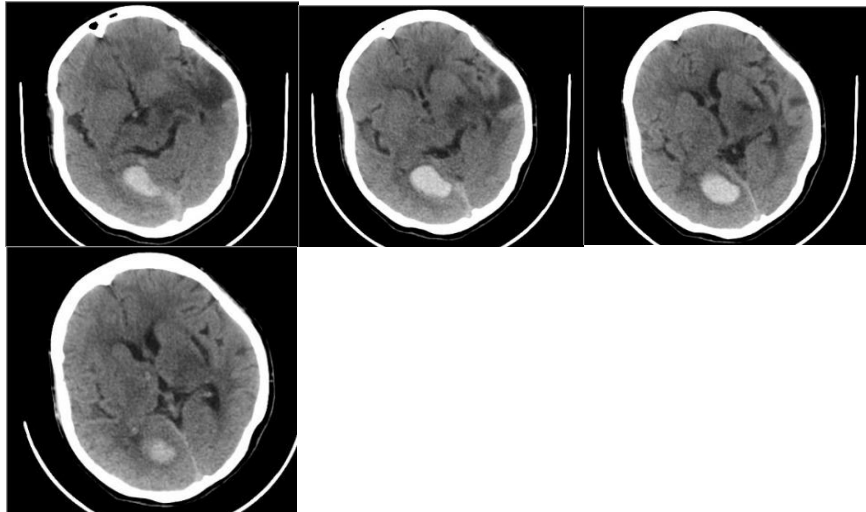
(a)



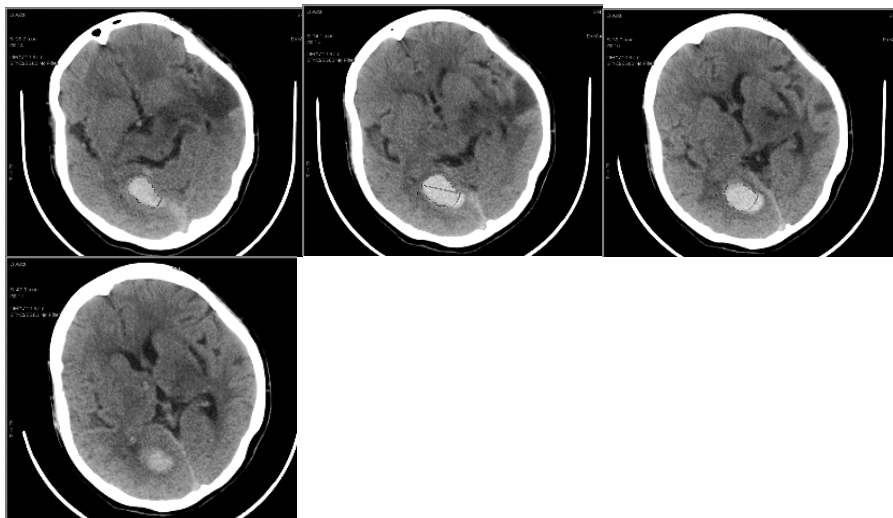
(b)

Gambar 4.9 (a) Deret Citra-Citra NN5 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN5 hasil pengukuran *volume* pendarahan kmputer *processing*

6. Pasien NN6, stroke hemoragik di *temporal* kanan, citra yang diambil berjumlah 4, ditunjukkan pada Gambar 4.12(a), dan hasil *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* Gambar 4.12(b), hasil pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* adalah 6390 mm³.



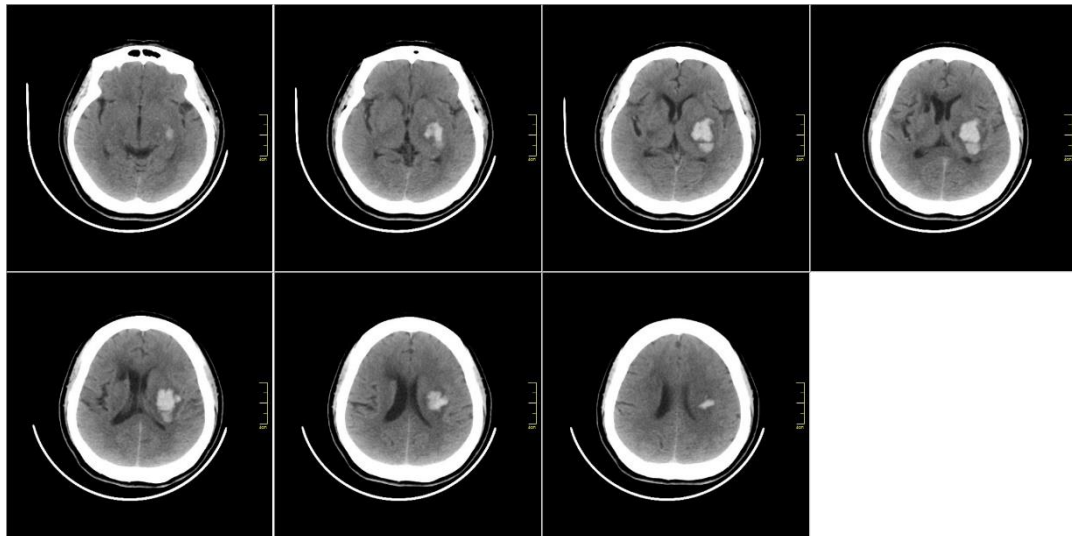
(a)



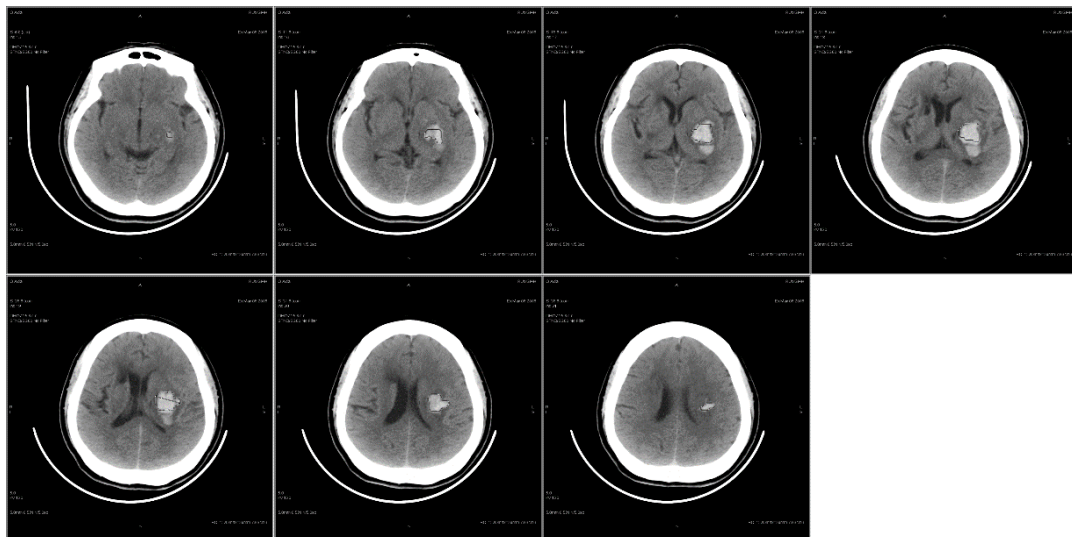
(b)

Gambar 4.11 (a) Deret Citra-Citra NN6 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN6 hasil pengukuran *volume* pendarahan komputer *processing*

7. Pasien NN7, stroke hemoragik di *capsula externa*, citra yang diambil berjumlah 7, ditunjukkan pada Gambar 4.14(a), dan hasil *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* Gambar 4.14(b), hasil pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* adalah 7030 mm³.



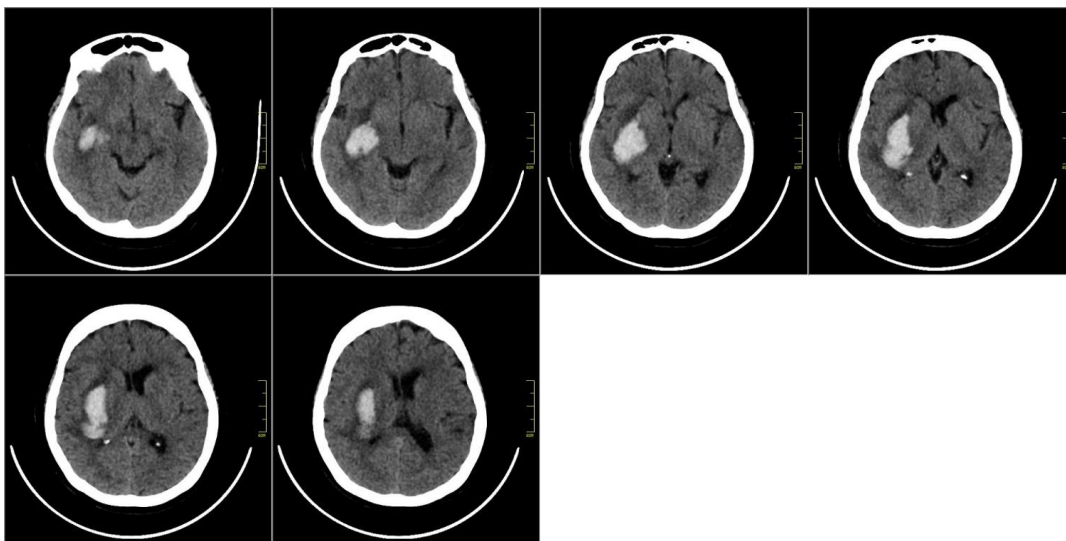
(a)



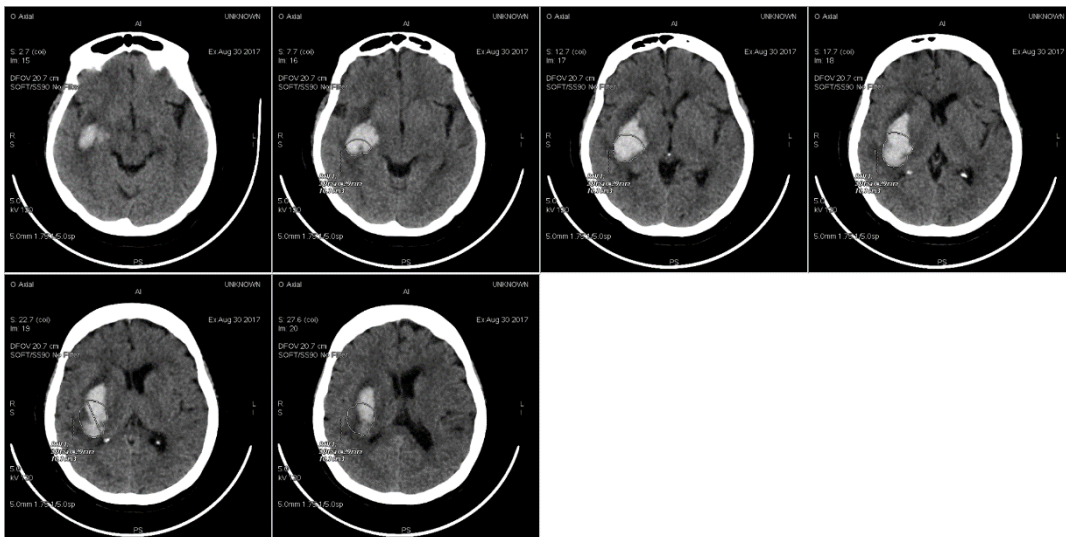
(b)

Gambar 4.13 (a) Deret Citra-Citra NN7 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN7 hasil pengukuran *volume* pendarahan komputer *processing*

8. Pasien NN8, stroke hemoragik di *capsula externa* dan *basal ganglia*, citra yang diambil berjumlah 6, ditunjukkan pada Gambar 4.16(a), dan hasil *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* Gambar 4.16(b), hasil pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* adalah 10100 mm^3 .



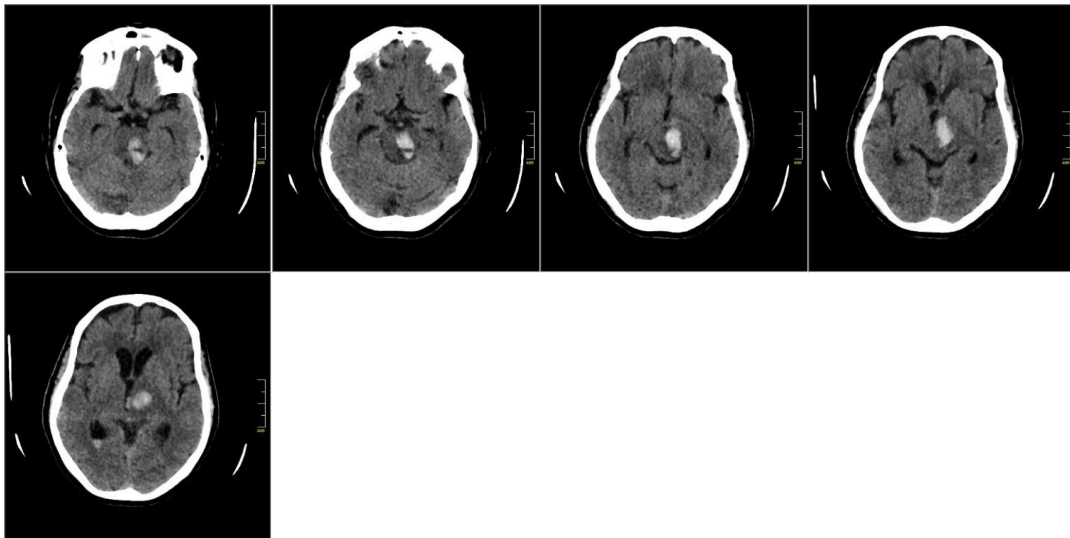
(a)



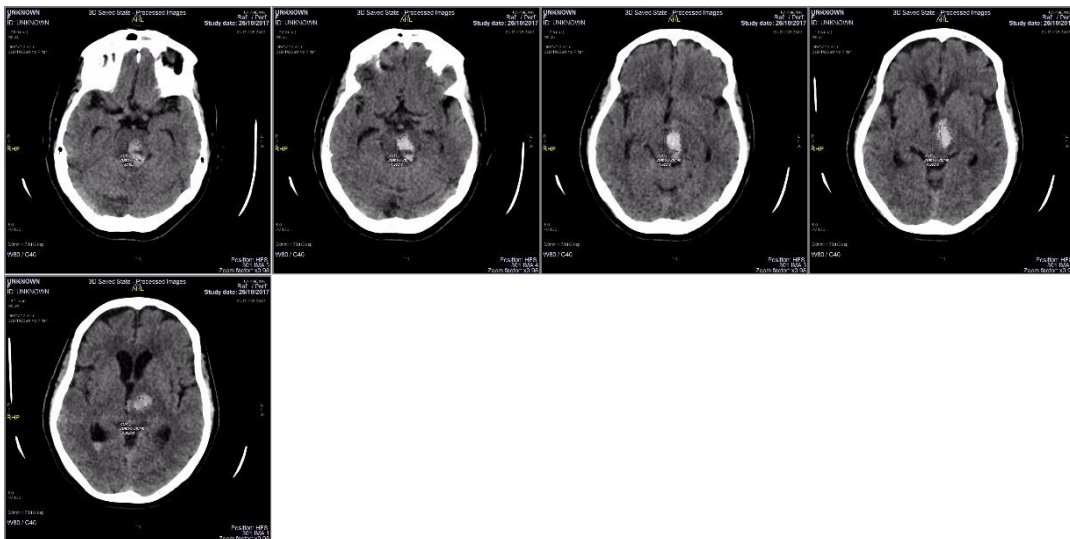
(b)

Gambar 4.15 (a) Deret Citra-Citra NN8 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN8 hasil pengukuran *volume* pendarahan komputer *processing*

9. Pasien NN9, stroke hemoragik di *pons* dan *talamus*, citra yang diambil berjumlah 5, ditunjukkan pada Gambar 4.18(a), dan hasil *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* Gambar 4.18(b), hasil pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* adalah 2600 mm³.



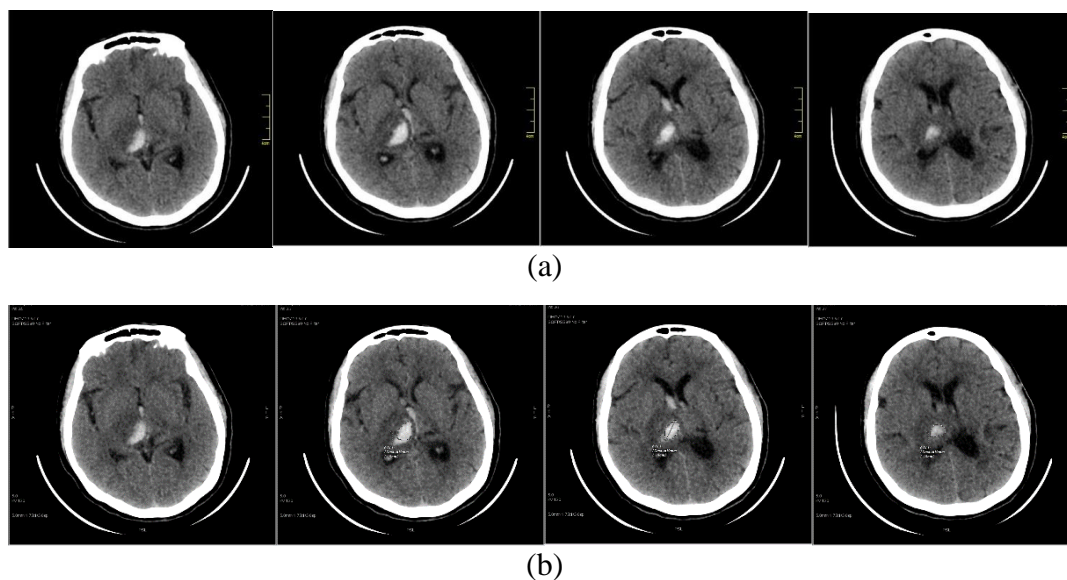
(a)



(b)

Gambar 4.17 (a) Deret Citra-Citra NN9 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN9 hasil pengukuran *volume* pendarahan komputer *processing*

10. Pasien NN10, stroke hemoragik di *talamus*, citra yang diambil berjumlah 4, ditunjukkan pada Gambar 4.20(a), dan hasil *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* Gambar 4.20(b), hasil pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer* adalah 2190 mm³.



Gambar 4.19 (a) Deret Citra-Citra NN10 dari CT Scan, (b) Deret Citra-Citra NN10 hasil pengukuran *volume* pendarahan komputer *processing*

Hasil semua pasien pengukuran *volume* pendarahan dari komputer *processing volume viewer*(KPVV) dapat dilihat di Tabel 4.1.

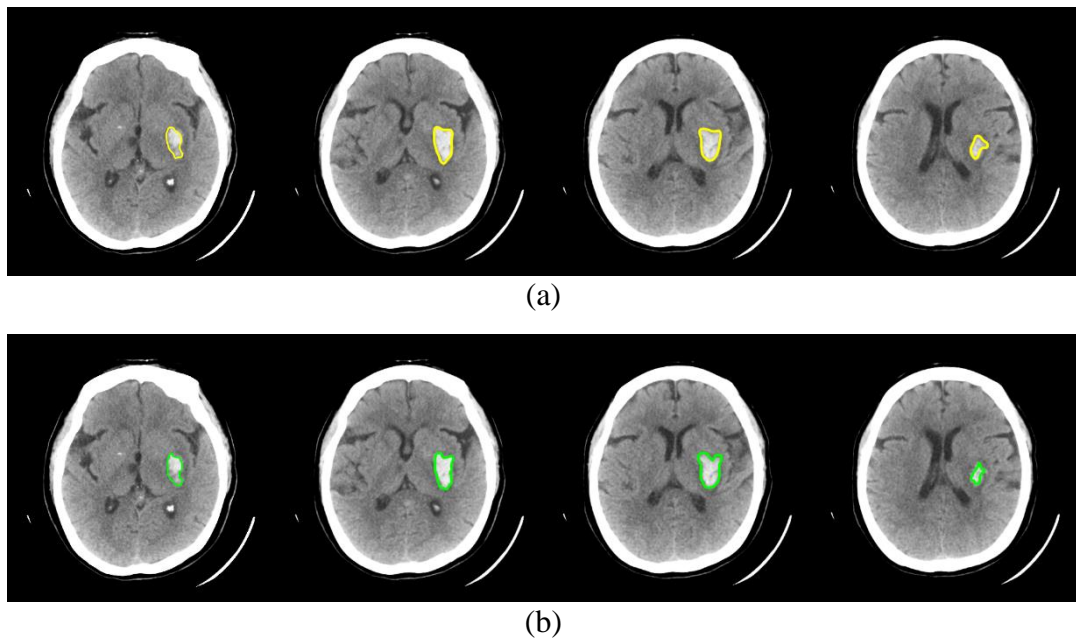
Tabel 4.1 Hasil *Volume* Pendarahan dari komputer *processing volume viewer* (mm³)

No	Nama Pasien	<i>Volume</i> Pendarahan dari KPVV(mm ³)
1	NN1	3500
2	NN2	13700
3	NN3	7400
4	NN4	7960
5	NN5	15200
6	NN6	6390
7	NN7	7030
8	NN8	10100
9	NN9	2600
10	NN10	2190

4.2 Target Nilai *Volume* Pendarahan

Target nilai *volume* pendarahan adalah jumlah total *volume* pendarahan yang dihitung dengan ditandai oleh dua dokter spesialis radiologi secara manual. Nilai ini akan dijadikan patokan nilai *volume* perdarahan per citra, yaitu:

1. Pada Gambar 4.22 dimulai dari kiri kekanan merupakan Citra NN1 yang telah dilakukan perhitungan *volume* pendarahan secara manual melalui *visual* citra (a) oleh dokter spesialis radiologi 1 dan citra (b) oleh dokter spesialis radiologi 2. Rincian nilai *volume* per slice dan per series dapat dilihat pada Tabel 4.2.

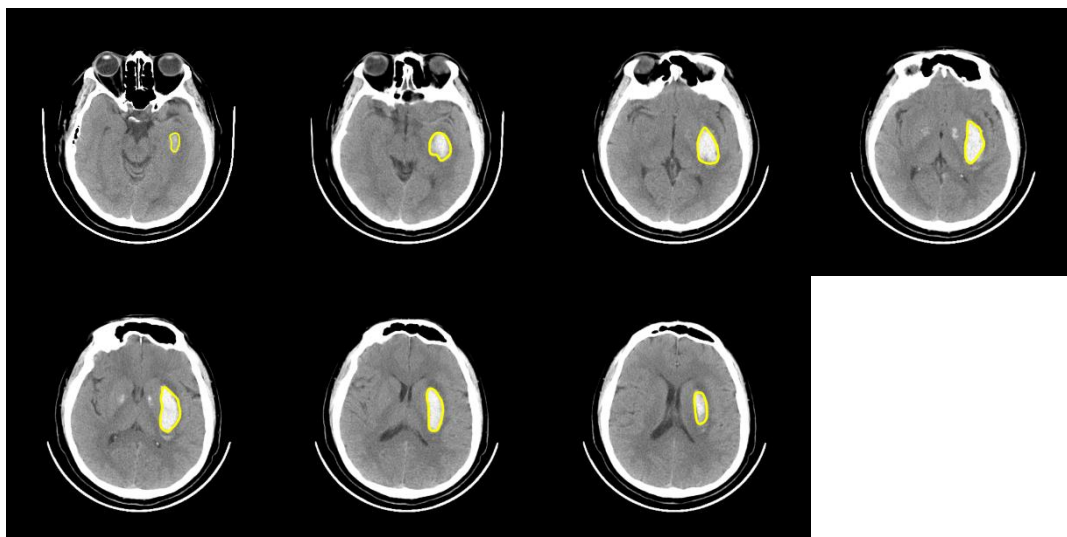


Gambar 4.21 Target Nilai *Volume* Pendarahan secara *visual* dari Pasien NN1 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2

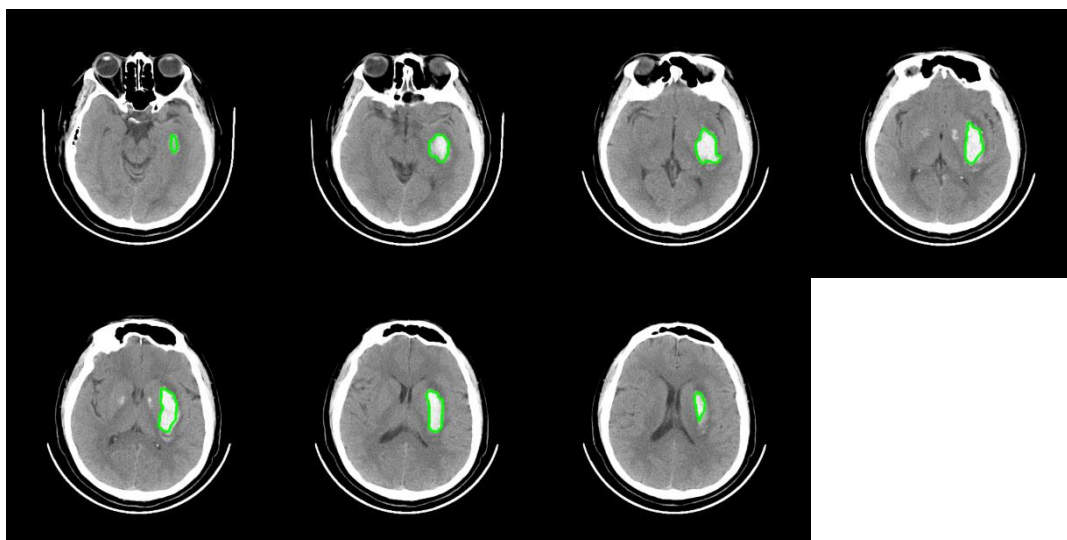
Tabel 4.2 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN1 Secara *Visual* Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2

Pasien NN1		
No Citra	Radiolog 1 (mm ³)	Radiolog 2 (mm ³)
1	1115,1733	1155,7922
2	1656,1432	1605,3696
3	1678,299	1906,3187
4	708,9844	435,73
Total	5158,5999	5103,2105

2. Pada Gambar 4.24 dimulai dari kiri kekanan merupakan Citra NN2 yang telah dilakukan perhitungan *volume* pendarahan secara manual melalui *visual* citra (a) oleh dokter spesialis radiologi 1 dan citra (b) oleh dokter spesialis radiologi 2. Rincian nilai *volume* per slice dan per series dapat dilihat pada Tabel 4.3.



(a)



(b)

Gambar 4.23 Target Nilai *Volume* Pendarahan secara *visual* dari Pasien NN2 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2

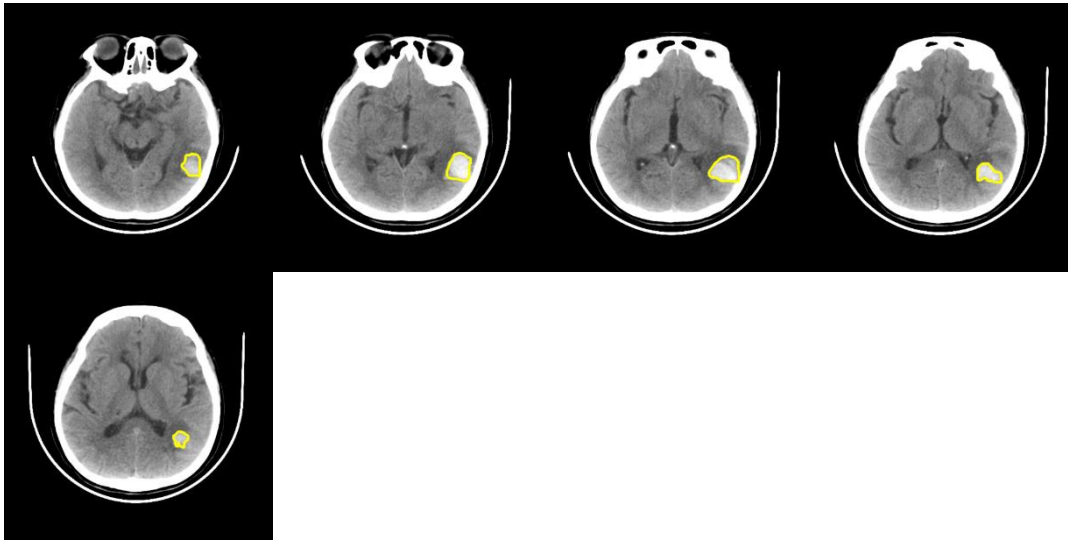
Tabel 4.3 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN2 Secara *Visual* Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2

Pasien NN2		
No Citra	Radiolog 1 (mm ³)	Radiolog 2 (mm ³)
1	711,1182	408,2078
2	2261,7309	2065,5603
3	2867,5516	2905,0548
4	2830,0484	2646,8598
5	3350,7658	2860,3395
6	2664,1689	2580,508
7	1678,989	975,0829
Total	16364,3728	14441,6131

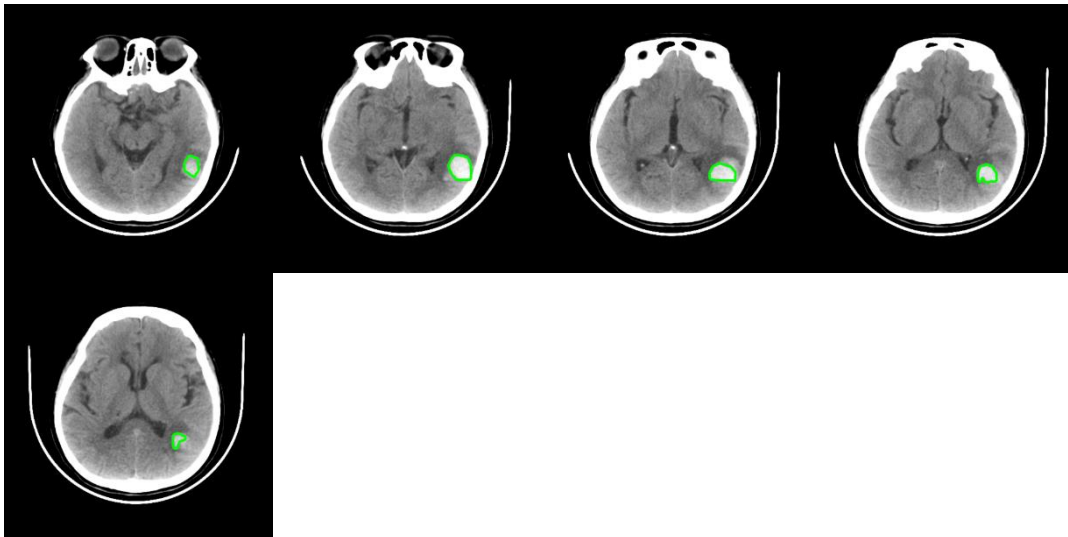
Tabel 4.4 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN3 Secara *Visual* Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2

Pasien NN3		
No Citra	Radiolog 1 (mm ³)	Radiolog 2 (mm ³)
1	1295,0697	946,4859
2	2085,7317	1910,2856
3	2452,7836	1500,5264
4	1305,458	1108,0811
5	645,2264	469,7802
Total	7784,2694	5935,1592

3. Pada Gambar 4.26 dimulai dari kiri kekanan merupakan Citra NN3 yang telah dilakukan perhitungan *volume* pendarahan secara manual melalui *visual* citra (a) oleh dokter spesialis radiologi 1 dan citra (b) oleh dokter spesialis radiologi 2. Rincian nilai *volume* per slice dan per series dapat dilihat pada Tabel 4.4.



(a)

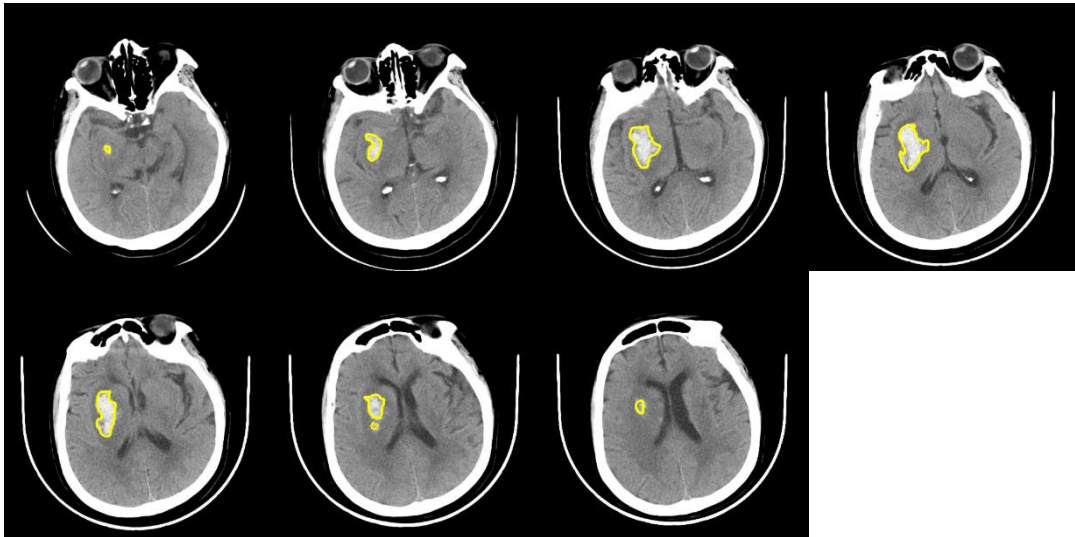


(b)

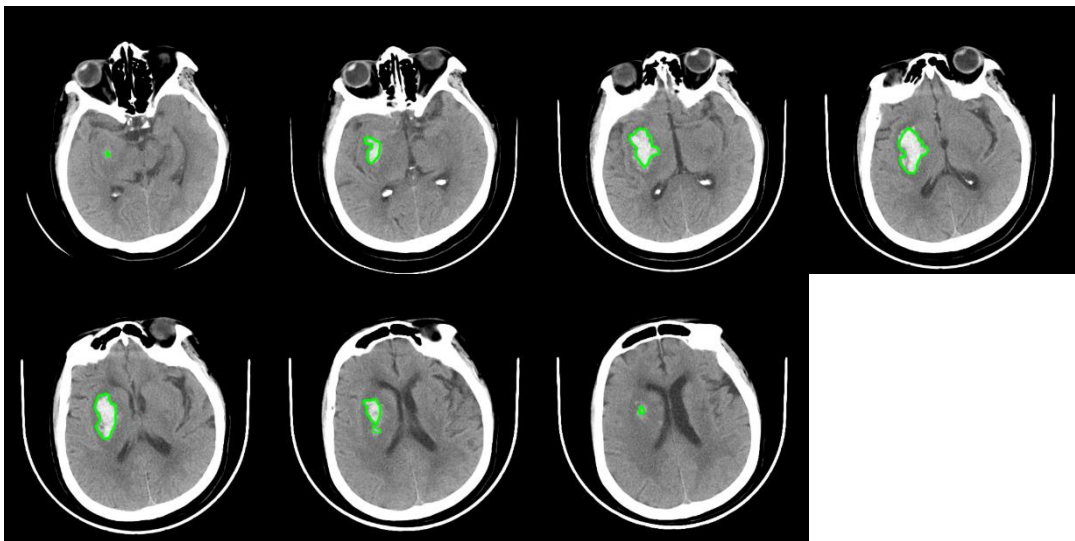
Gambar 4.25 Target Nilai *Volume* Pendarahan secara *visual* dari Pasien NN3 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2

4. Pada Gambar 4.28 dimulai dari kiri kekanan merupakan Citra NN4 yang telah dilakukan perhitungan *volume* pendarahan secara manual melalui *visual* citra (a) oleh dokter spesialis radiologi 1 dan citra (b) oleh dokter spesialis radiologi 2. Rincian nilai *volume* per slice dan per series dapat dilihat pada Gambar 4.28, citra NN4 pada nomer urut 6 memiliki daerah *volume* pendarahan di dua lokasi yang berbeda. Dokter spesialis radiologi tetap melakukan perhitungan sebagai bagian dari *volume* pendarahan. Deteksi secara *visual* sangat baik oleh dokter

spesialis radiologi, walaupun terjadi perubahan posisi pasien pada saat CT Scan, hal ini terlihat pada citra nomer urut 1 ke citra nomer urut 2.



(a)



(b)

Gambar 4.27 Target Nilai *Volume* Pendarahan secara *visual* dari Pasien NN4 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2

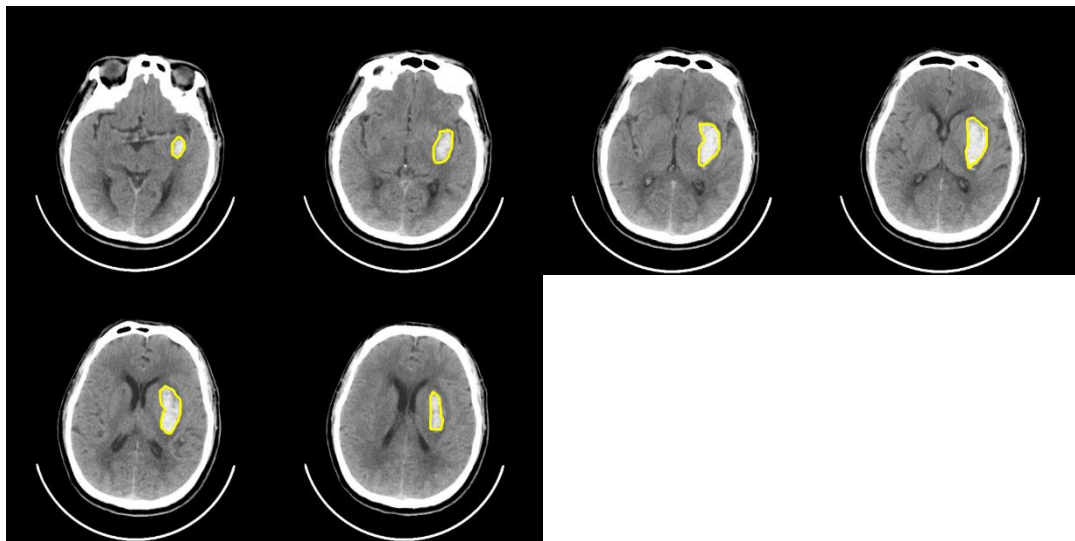
Tabel 4.5 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN4 Secara *Visual* Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2

Pasien NN4		
No Citra	Radiolog 1 (mm ³)	Radiolog 2 (mm ³)
1	86,5114	29,5156
2	879,3627	856,9715
3	2694,066	2202,4778
4	2860,982	2824,3419
5	2210,62	2462,0119
6	1153,7588	1052,1585
7	277,8542	88,5469
Total	10163,1551	9516,0241

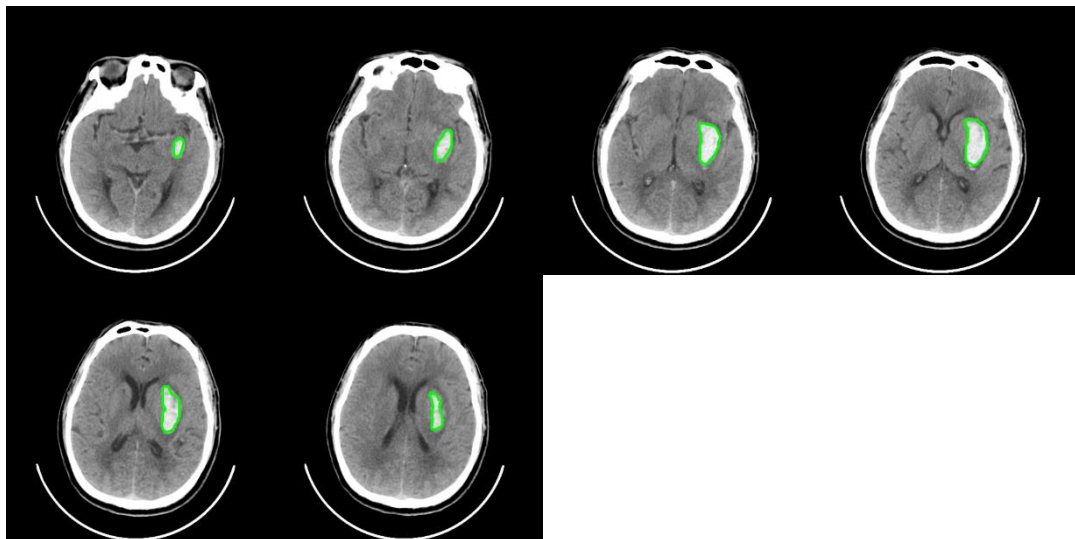
Tabel 4.6 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN5 Secara *Visual* Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2

Pasien NN5		
No Citra	Radiolog 1 (mm ³)	Radiolog 2 (mm ³)
1	824,8562	594,7201
2	2025,1975	1489,8283
3	2762,8442	2697,4371
4	3259,4536	3091,0909
5	3055,9649	2784,6466
6	1572,1923	1230,6224
Total	13500,5087	11888,3454

5. Pada Gambar 4.30 dimulai dari kiri kekanan merupakan Citra NN5 yang telah dilakukan perhitungan *volume* pendarahan secara manual melalui *visual* citra (a) oleh dokter spesialis radiologi 1 dan citra (b) oleh dokter spesialis radiologi 2. Rincian nilai volume per slice dan per series dapat dilihat pada Tabel 4.6.



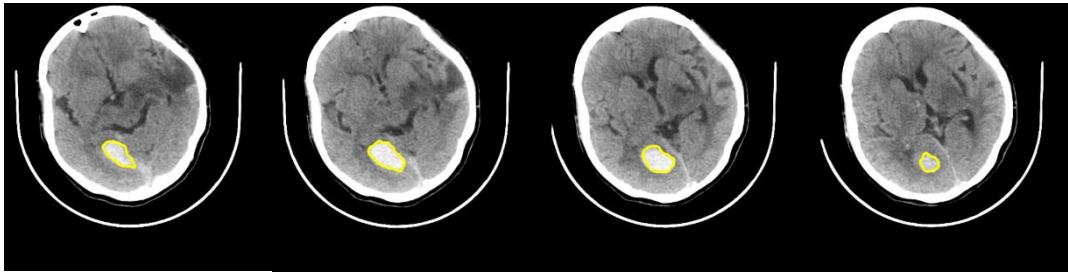
(a)



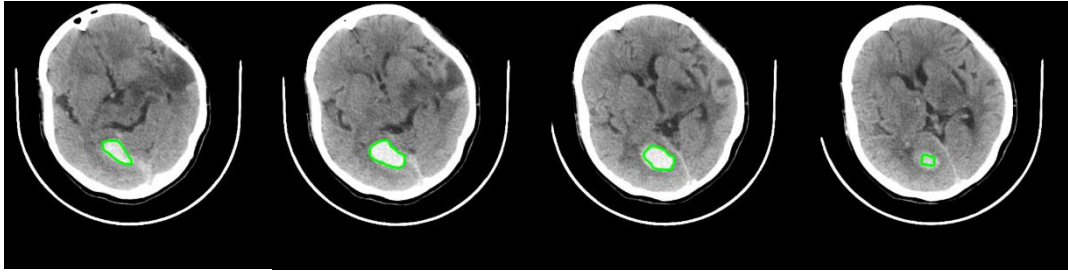
(b)

Gambar 4.29 Target Nilai *Volume* Pendarahan secara *visual* dari Pasien NN5 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2

6. Pada Gambar 4.32 dimulai dari kiri kekanan merupakan Citra NN6 yang telah dilakukan perhitungan *volume* pendarahan secara manual melalui *visual* citra (a) oleh dokter spesialis radiologi 1 dan citra (b) oleh dokter spesialis radiologi 2. Rincian nilai *volume* per slice dan per series dapat dilihat pada Tabel 4.7.



(a)



(b)

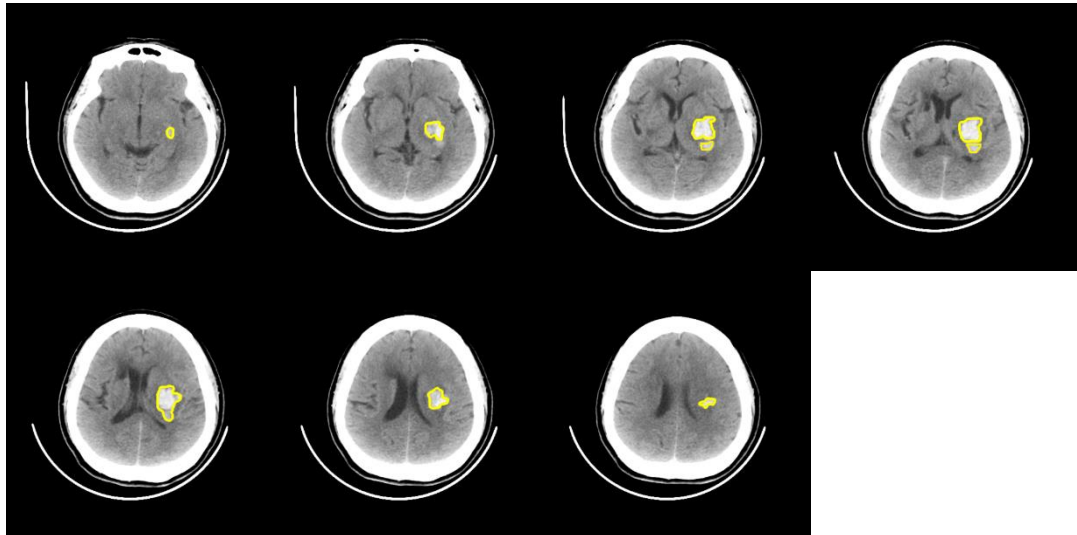
Gambar 4.31 Target Nilai *Volume* Pendarahan secara *visual* dari Pasien NN6 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2

Tabel 4.7 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN6 Secara *Visual* Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2

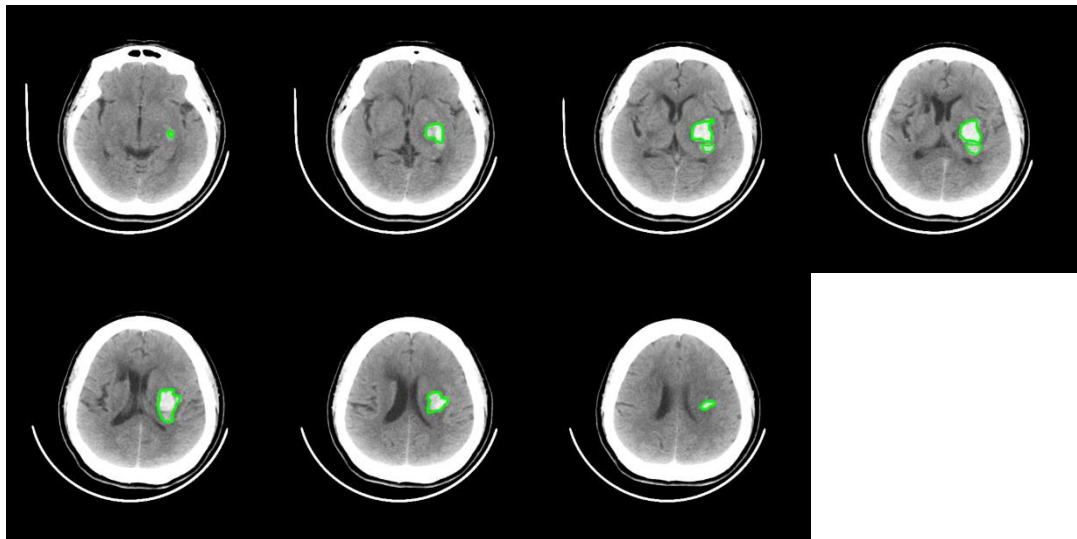
Pasien NN6		
No Citra	Radiolog 1 (mm ³)	Radiolog 2 (mm ³)
1	1805,3462	1537,4073
2	2518,4094	2293,6864
3	2185,6466	2184,5662
4	916,1781	426,7575
Total	7425,5803	6442,4174

7. Pada Gambar 4.34 dimulai dari kiri kekanan merupakan Citra NN7 yang telah dilakukan perhitungan *volume* pendarahan secara manual melalui *visual* citra (a) oleh dokter spesialis radiologi 1 dan citra (b) oleh dokter spesialis radiologi 2. Rincian nilai *volume* per slice dan per series dapat dilihat pada Tabel 4.8, citra NN7 pada nomer urut 3 dan 4 memiliki daerah *volume* pendarahan di dua lokasi

yang berbeda. Dokter spesialis radiologi tetap melakukan perhitungan sebagai bagian dari *volume* pendarahan.



(a)



(b)

Gambar 4.33 Target Nilai *Volume* Pendarahan secara *visual* dari Pasien NN7 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2

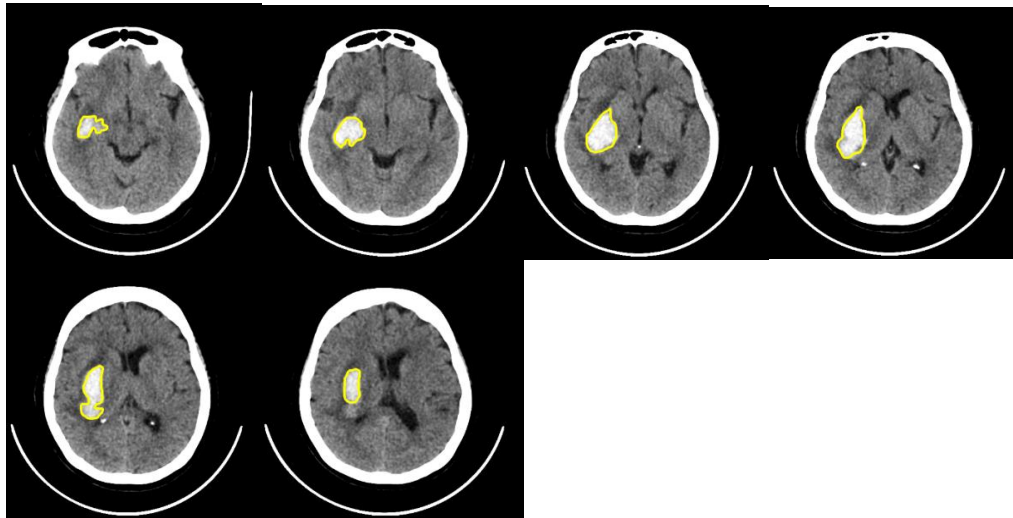
Tabel 4.8 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN7 Secara *Visual* Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2

Pasien NN7		
No Citra	Radiolog 1 (mm ³)	Radiolog 2 (mm ³)
1	220	96
2	1010	1082,5
3	1715	1578,75
4	1200,75	1608,75
5	2250	2191,25
6	1143,75	1248,75
7	358,75	328,75
Total	7898,25	8134,75

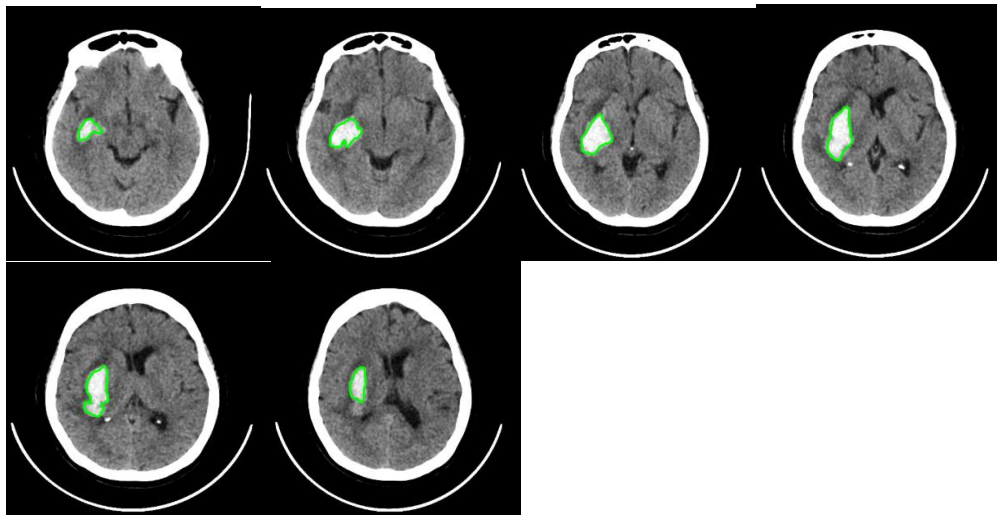
Tabel 4.9 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN8 Secara *Visual* Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2

Pasien NN8		
No Citra	Radiolog 1 (mm ³)	Radiolog 2 (mm ³)
1	1239,8135	912,9016
2	1926,3285	1870,7535
3	2800,8179	2525,3946
4	2930,7654	2813,0771
5	2510,6836	2537,6538
6	1337,8871	1296,2058
Total	12746,296	11955,9864

8. Pada Gambar 4.36 dimulai dari kiri kekanan merupakan Citra NN8 yang telah dilakukan perhitungan *volume* pendarahan secara manual melalui *visual* citra (a) oleh dokter spesialis radiologi 1 dan citra (b) oleh dokter spesialis radiologi 2. Rincian nilai *volume* per slice dan per series dapat dilihat pada Tabel 4.9.



(a)



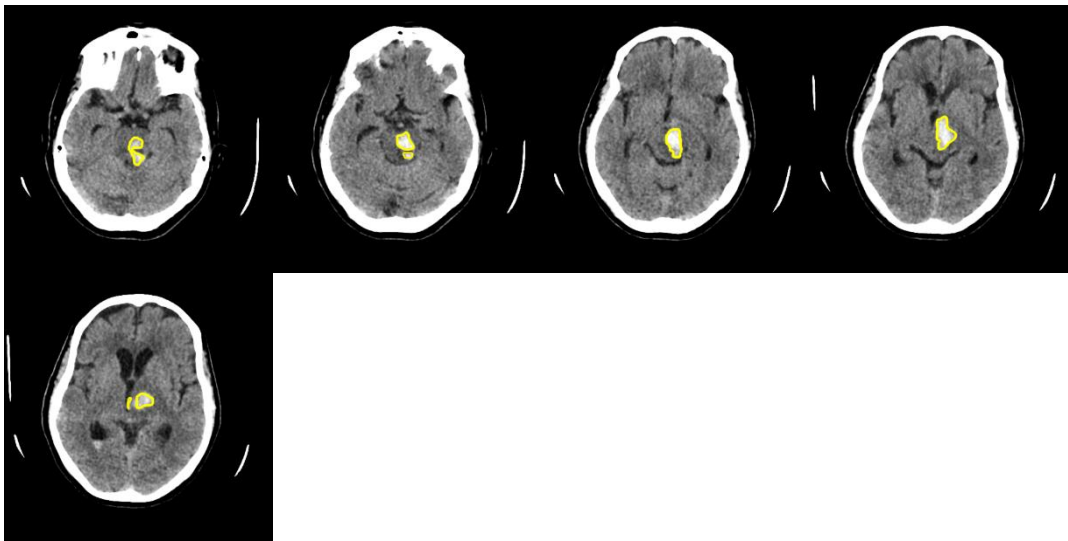
(b)

Gambar 4.35 Target Nilai *Volume* Pendarahan secara *visual* dari Pasien NN8 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2

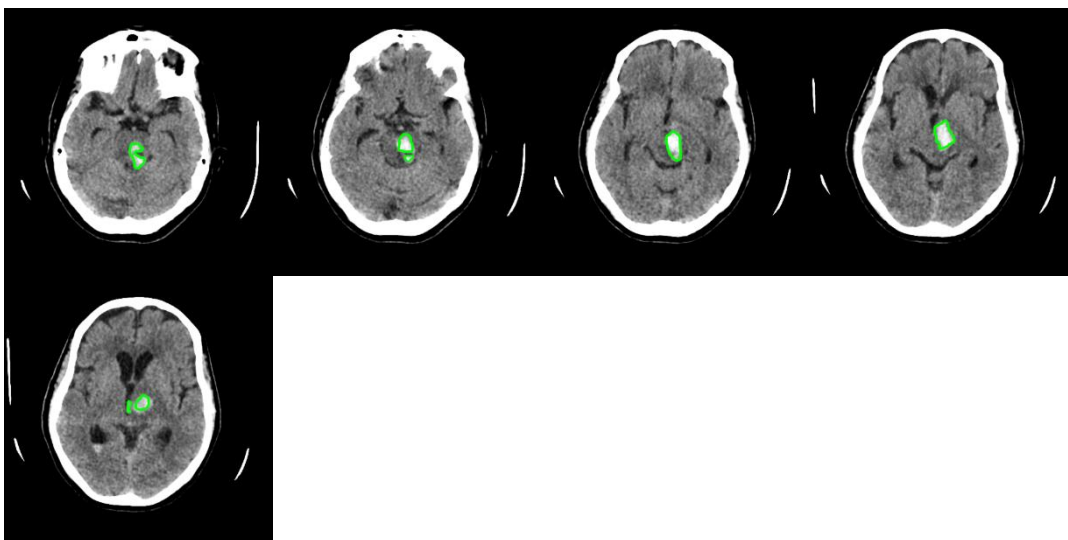
Tabel 4.10 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN9 Secara *Visual* Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2

Pasien NN9		
No Citra	Radiolog 1 (mm ³)	Radiolog 2 (mm ³)
1	712,5333	690,9129
2	744,5119	990,1725
3	1015,219	1032,1393
4	1252,1034	1176,902
5	585,2908	502,9488
Total	4309,6584	4393,0755

9. Pada Gambar 4.38 dimulai dari kiri kekanan merupakan Citra NN9 yang telah dilakukan perhitungan *volume* pendarahan secara manual melalui *visual* citra (a) oleh dokter spesialis radiologi 1 dan citra (b) oleh dokter spesialis radiologi 2. Rincian nilai *volume* per slice dan per series dapat dilihat pada Tabel 4.10. Citra NN9 pada nomer urut 2 dan 5 memiliki daerah *volume* pendarahan di dua lokasi yang berbeda, dan tetap sebagai bagian dari *volume* pendarahan.



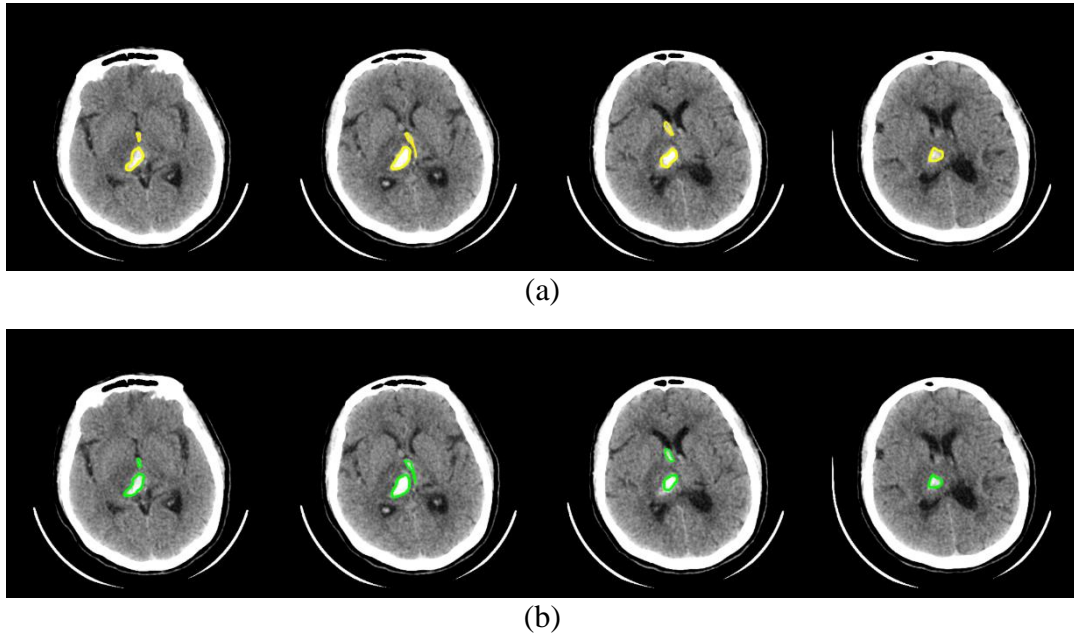
(a)



(b)

Gambar 4.37 Target Nilai *Volume* Pendarahan secara *visual* dari Pasien NN9 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2

10. Pada Gambar 4.40 dimulai dari kiri kekanan merupakan Citra NN10 yang telah dilakukan perhitungan *volume* pendarahan secara manual melalui *visual* citra (a) oleh dokter spesialis radiologi 1 dan citra (b) oleh dokter spesialis radiologi 2. Rincian nilai *volume* per slice dan per series dapat dilihat pada Tabel 4.11.



Gambar 4.39 Target Nilai *Volume* Pendarahan secara *visual* dari Pasien NN10 oleh (a) Dokter Spesialis Radiologi 1 dan (b) Dokter Spesialis Radiologi 2

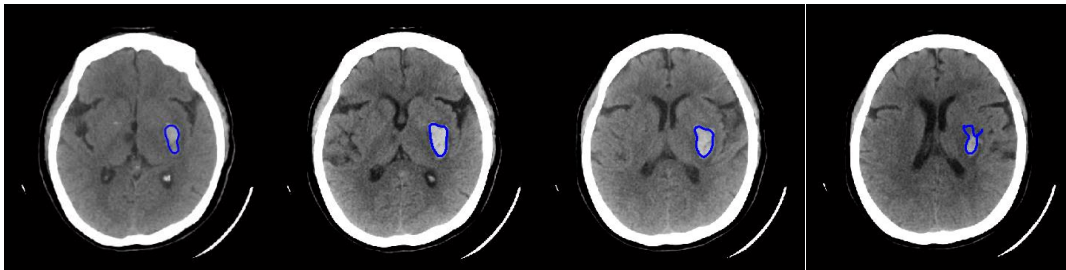
Tabel 4.11 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN10 Secara *Visual* Oleh Dokter Spesialis Radiologi 1 dan Dokter Spesialis Radiologi 2

Pasien NN10		
No Citra	Radiolog 1 (mm ³)	Radiolog 2 (mm ³)
1	740,96	830,0133
2	875,5733	939,5733
3	635,16	570,0133
4	443,4533	416,0666
Total	2695,1466	2755,6665

4.3 Hasil *Volume* Pendarahan dengan GVF

Citra asli akan diproses sekaligus dalam satu *series* pasien. Total *volume* dari hasil proses akan dibandingkan dengan target nilai *volume* pendarahan, prosesnya adalah sebagai berikut:

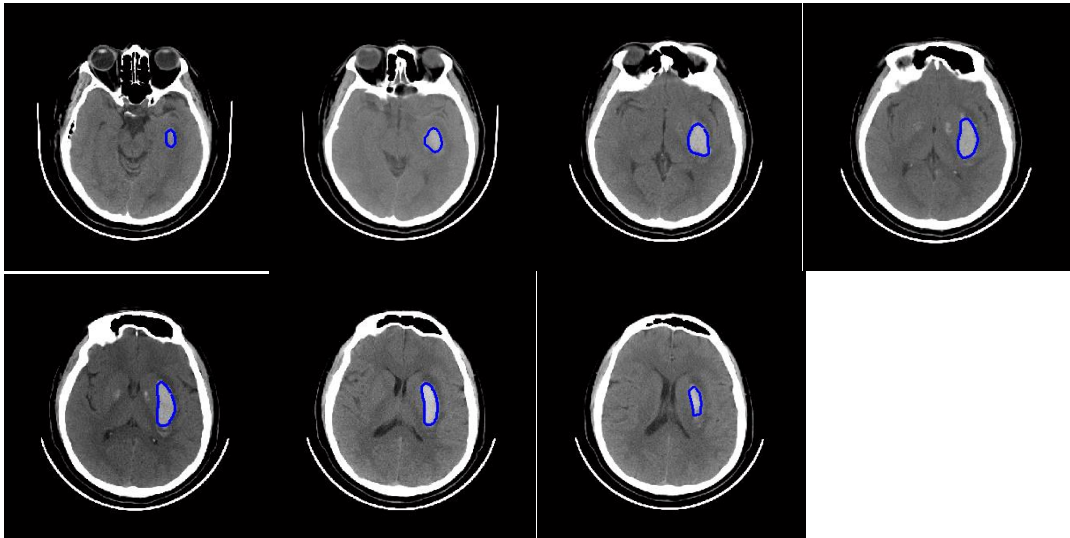
1. Pada Gambar 4.42 citra NN1, dihitung jumlah total *volume* secara GVF *perseries*, maka didapat nilai *volume* dari kiri kekanan seperti ditunjukkan pada Tabel 4.12.
2. Pada Gambar 4.44 citra NN2, dihitung jumlah total *volume* secara GVF *perseries*, maka didapat nilai *volume* dari kiri kekanan seperti ditunjukkan pada Tabel 4.13. Pergerakan *snake* cukup baik, karena lokasi pendarahan antar *slice* tidak terlalu jauh pada lokasi sebelumnya, baik yang mengecil atau membesar. Dapat dilihat pada nomer citra 1 ke nomer citra 2 yang membesar dan nomer citra 6 ke no citra 7 yang mengecil.



Gambar 4.41 Total *Volume* Pendarahan dari Citra *Series* pada Pasien NN1

Tabel 4.12 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN1 Secara GVF *Snake*

Pasien NN1	
No Citra	GVF (mm ³)
1	886,23047
2	1375,5035
3	1322,8836
4	785,60638
Total	4370,22395

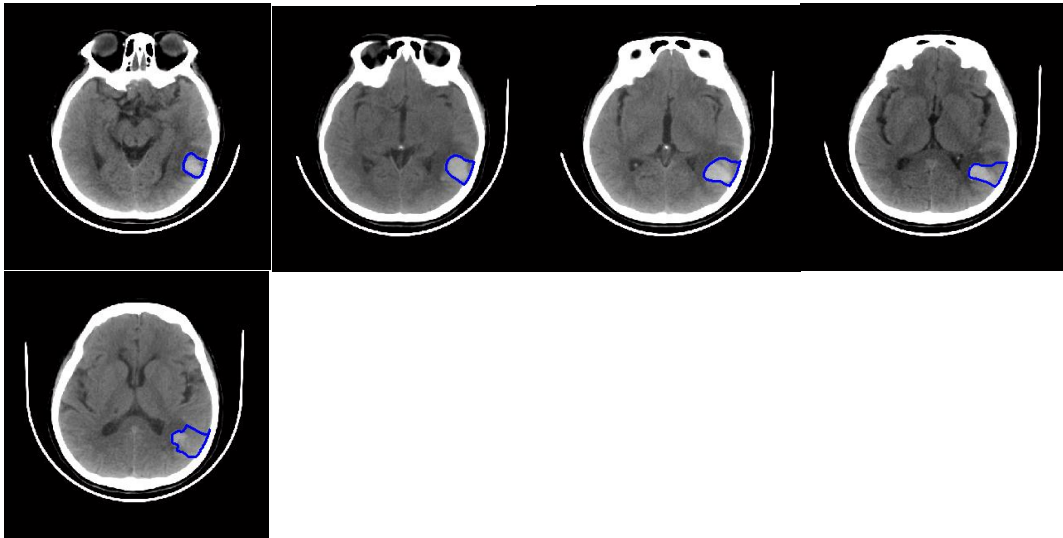


Gambar 4.43 Total *Volume* Pendarahan dari Citra *Series* pada Pasien NN2

Tabel 4.13 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN2 Secara *GVF Snake*

Pasien NN2	
No Citra	GVF (mm ³)
1	654,8634
2	1440,988
3	2424,7255
4	2799,7574
5	2903,6124
6	2375,6829
7	1165,4838
Total	13765,1134

3. Pada Gambar 4.46 citra NN3, dihitung jumlah total *volume* secara *GVF perseries*, maka didapat nilai *volume* dari kiri kekanan seperti ditunjukkan pada Tabel 4.14.

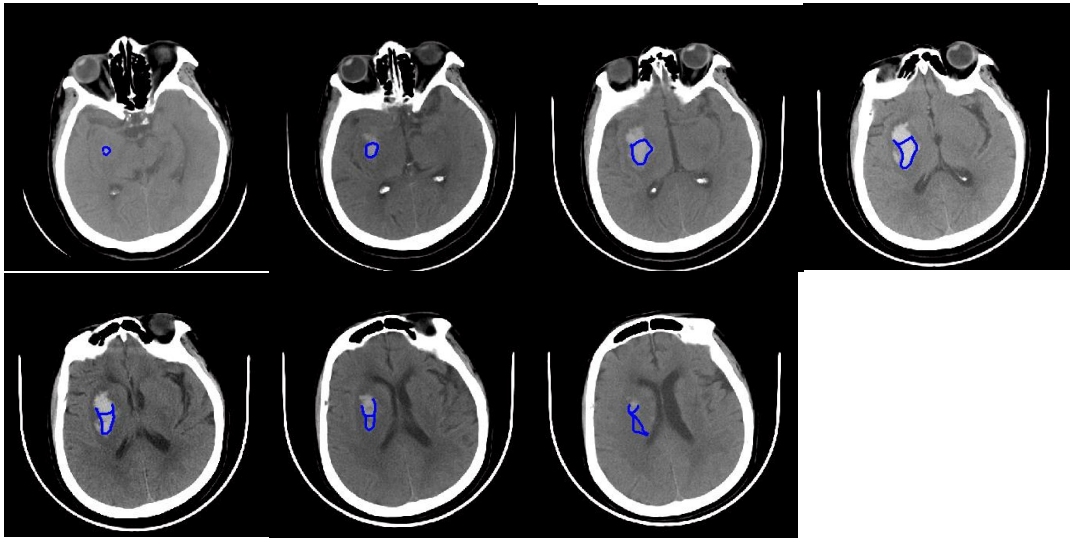


Gambar 4.45 Total *Volume* Pendarahan dari Citra *Series* pada Pasien NN3

Tabel 4.14 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN3 Secara *GVF Snake*

Pasien NN3	
No Citra	GVF (mm ³)
1	1477,4414
2	2111,1253
3	2706,7188
4	2347,7467
5	2894,8618
Total	11537,894

4. Pada Gambar 2.24 citra NN4, dihitung jumlah total *volume* secara *GVF perseries*, maka didapat nilai *volume* dari kiri kekanan seperti ditunjukkan pada Tabel 4.15. Terlihat pada nomer citra 1 ke nomer citra 2 mengalami perbedaan posisi CT Scan, yang disebabkan pergerakan kepala pasien, sehingga pada nomer citra 3 dan nomer citra berikutnya, *GVF* tidak cukup menggunakan iterasi hanya 40, sangat terlihat *GVF* masih perlu iterasi yang besar.

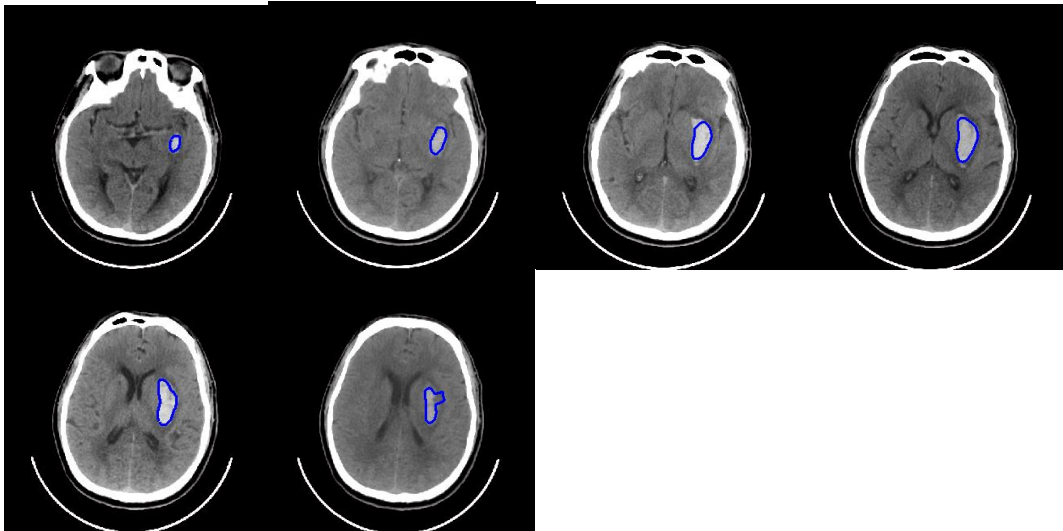


Gambar 4.47 Total *Volume* Pendarahan dari Citra *Series* pada Pasien NN4

Tabel 4.15 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN4 Secara *GVF Snake*

Pasien NN4	
No Citra	GVF (mm ³)
1	150,63157
2	483,44591
3	1177,5725
4	1222,3548
5	765,37121
6	388,79229
7	449,85914
Total	4638,02742

5. Pada Gambar 4.50 citra NN5, dihitung jumlah total *volume* secara *GVF perseries*, maka didapat nilai *volume* dari kiri kekanan seperti ditunjukkan pada Tabel 4.16. Pada nomer citra 3 Pada nomer citra 6, *GVF snake* bergerak ke arah luar dari lokasi pendarahan, yang disebabkan oleh intervensi tepi yang lebih kuat dari pada deteksi tepi di stroke hemoragik.

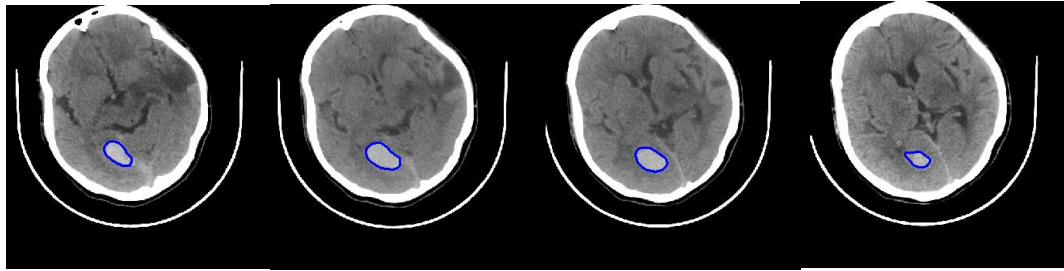


Gambar 4.49 Total *Volume* Pendarahan dari Citra *Series* pada Pasien NN5

Tabel 4.16 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN5 Secara *GVF Snake*

Pasien NN5	
No Citra	GVF (mm ³)
1	535,3692
2	1243,9461
3	2189,9265
4	2885,1797
5	2635,6637
6	1696,9508
Total	11187,036

6. Pada Gambar 4.52 citra NN6, dihitung jumlah total *volume* secara *GVF perseries*, maka didapat nilai *volume* dari kiri kekanan seperti ditunjukkan pada Tabel 4.17. Lokasi pendarahan stroke hemoragik antar *slice* sangat baik, walaupun posisi pasien tidak true supine(tidur terlentang).



Gambar 4.51 Total *Volume* Pendarahan dari Citra *Series* pada Pasien NN6

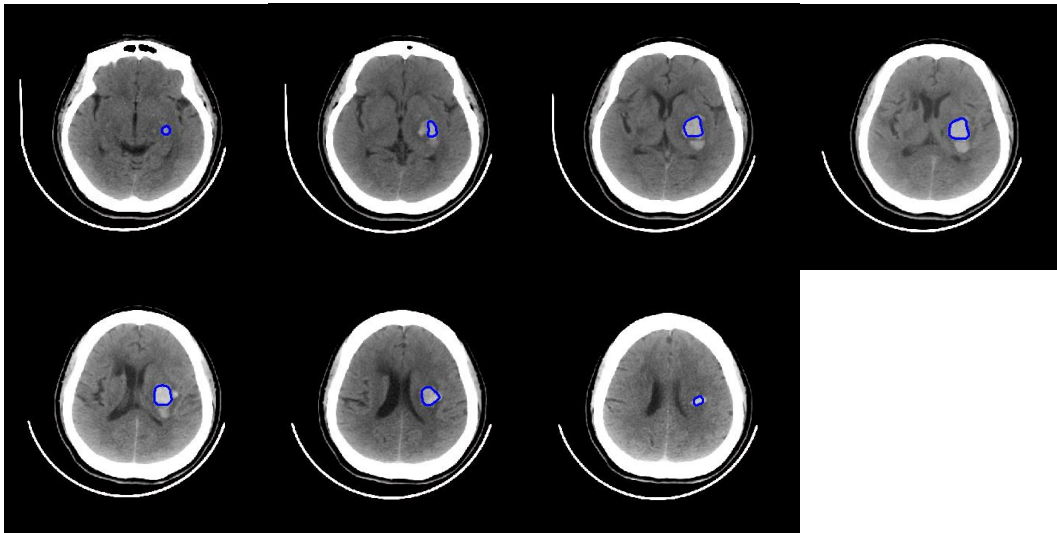
Tabel 4.17 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN6 Secara *GVF Snake*

Pasien NN6	
No Citra	GVF (mm ³)
1	1707,0299
2	2392,0027
3	2111,0991
4	1015,5748
Total	7225,7065

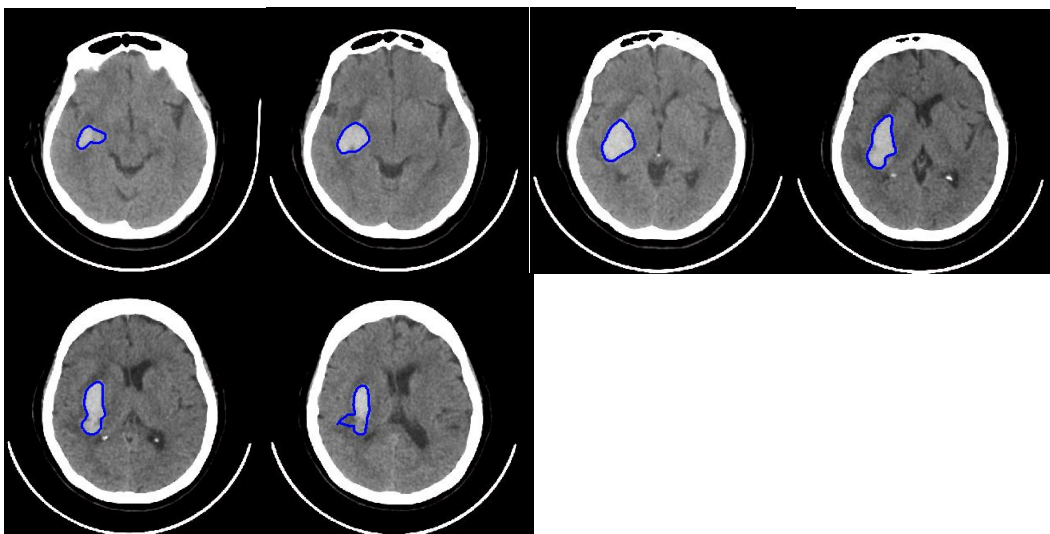
7. Pada Gambar 4.54 citra NN7, dihitung jumlah total *volume* secara *GVF perseries*, maka didapat nilai *volume* dari kiri kekanan seperti ditunjukkan pada Tabel 4.18.

Tabel 4.18 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN7 Secara *GVF Snake*

Pasien NN7	
No Citra	GVF (mm ³)
1	232,5
2	458,75
3	1226,25
4	1388,75
5	1297,5
6	1006,25
7	258,75
Total	5868,75



Gambar 4.53 Total *Volume* Pendarahan dari Citra *Series* pada Pasien NN7

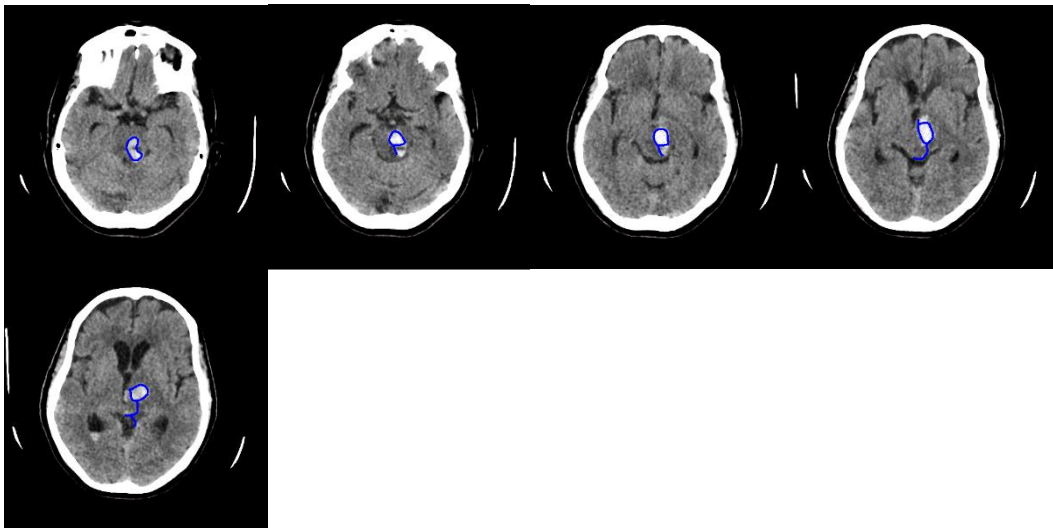


Gambar 4.55 Total *Volume* Pendarahan dari Citra *Series* pada Pasien NN8

8. Pada Gambar 4.56 citra NN8, dihitung jumlah total *volume* secara GVF *perseries*, maka didapat nilai *volume* dari kiri kekanan seperti ditunjukkan pada Tabel 4.19. GVF *snake* pada citra nomer urut ke 6 kearah luar dari lokasi pendarahan stroke hemoragik, karena *deform snake* terintervensi dengan objek lainnya yang lebih kuat.

Tabel 4.19 Hasil *Volume* Pendarahapn Pada Pasien NN8 Secara GVF *Snake*

Pasien NN8	
No Citra	GVF (mm ³)
1	1152,3645
2	1981,9036
3	2544,1921
4	2740,3392
5	2496,7898
6	2208,2901
Total	13123,8793

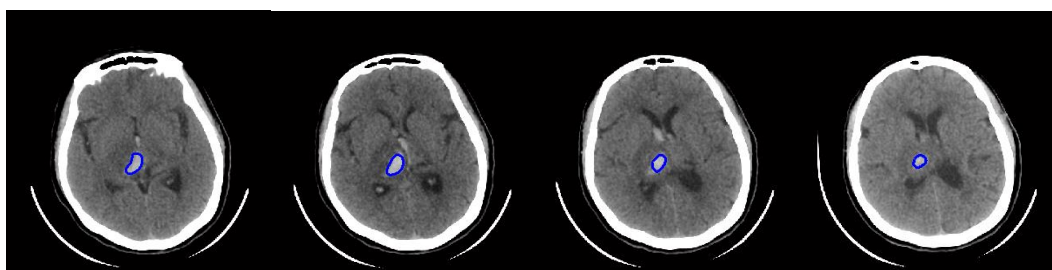


Gambar 4.57 Total *Volume* Pendarahan dari Citra *Series* pada Pasien NN9

9. Pada Gambar 4.58 citra NN9, dihitung jumlah total *volume* secara GVF *perseries*, maka didapat nilai *volume* dari kiri kekanan seperti ditunjukkan pada Tabel 4.20. GVF *snake* pada citra nomer urut ke 4 dan 5 kearah luar dari lokasi pendarahan stroke hemoragik, karena *deform snake* terintervensi dengan objek lainnya yang lebih kuat.

Tabel 4.20 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN9 Secara *GVF Snake*

Pasien NN9	
No Citra	GVF (mm ³)
1	757,6542
2	557,4304
3	689,0329
4	773,6345
5	747,314
Total	3525,066



Gambar 4.59 Total *Volume* Pendarahan dari Citra *Series* pada Pasien NN10

Tabel 4.21 Hasil *Volume* Pendarahan Pada Pasien NN10 Secara *GVF Snake*

Pasien NN10	
No Citra	GVF (mm ³)
1	783,68
2	843,72
3	562,48
4	429,76
Total	2619,64

10. Pada Gambar 4.60 citra NN10, dihitung jumlah total *volume* secara *GVF perseries*, maka didapat nilai *volume* dari kiri kekanan seperti ditunjukkan pada Tabel 4.21.

Hasil perhitungan *volume* nilai target oleh dokter spesialis radiologi (SR) 1 dapat dibandingkan dengan hasil *volume* komputer *processing volume viewer* (KPVV), dan dapat disederhanakan dalam berupa Tabel 4.22. Persentase KPVV 1 adalah hasil perhitungan pada Persamaan 3.9 dan persentase Galat KPVV 1 adalah hasil perhitungan pada Persamaan 2.31. Rata-rata persentase galat KPVV 1 bernilai 17,98%.

Hasil perhitungan *volume* nilai target oleh dokter spesialis radiologi (SR) 2 dapat dibandingkan dengan hasil *volume* komputer *processing volume viewer* (KPVV), dan dapat disederhanakan dalam berupa Tabel 4.23. Persentase KPVV 2 adalah hasil perhitungan pada Persamaan 3.9 dan Persentase Galat KPVV 2 adalah hasil perhitungan pada Persamaan 2.31. Rata-rata persentase galat KPVV 2 bernilai 18,57%.

Tabel 4.22 Perbandingan *Volume* Hasil Komputer *Processing Volume Viewer* Dengan Nilai Target Dokter Spesialis Radiologi 1

No	Nama Pasien	SR 1 (mm ³)	KPVV (mm ³)	Persentase KPVV 1	Persentase Galat KPVV 1
1	NN1	5158,5999	3500	67,85%	32,15%
2	NN2	16364,3728	13700	83,72%	16,28%
3	NN3	7784,2694	7400	95,06%	4,94%
4	NN4	10163,1551	7960	78,32%	21,68%
5	NN5	13500,5087	15200	112,59%	12,59%
6	NN6	7425,5803	6390	86,05%	13,95%
7	NN7	7898,25	7030	89,01%	10,99%
8	NN8	12746,296	10100	79,24%	20,76%
9	NN9	3597,1251	2600	72,28%	27,72%
10	NN10	2695,1466	2190	81,26%	18,74%
Persentase Rata-rata Galat KPVV 1 (%)					17,98%

Tabel 4.23 Perbandingan *Volume Hasil Komputer Processing Volume Viewer* Dengan Nilai Target Dokter Spesialis Radiologi 2

No	Nama Pasien	SR 2 (mm ³)	KPVV (mm ³)	Persentase KPVV 2 (%)	Persentase Galat KPVV 2
1	NN1	5103,2105	3500	68,58%	31,42%
2	NN2	14441,6131	13700	94,86%	5,14%
3	NN3	5935,1592	7400	124,68%	24,68%
4	NN4	9516,0241	7960	83,65%	16,35%
5	NN5	11888,3454	15200	127,86%	27,86%
6	NN6	6442,4174	6390	99,19%	0,81%
7	NN7	8134,75	7030	86,42%	13,58%
8	NN8	11955,9864	10100	84,48%	15,52%
9	NN9	3702,1626	2600	70,23%	29,77%
10	NN10	2755,6665	2190	79,47%	20,53%
Persentase Rata-rata Galat KPVV 2 (%)					18,57%

Tabel 4.24 Perbandingan *GVF Snake* Dengan Nilai Target Dokter Spesialis Radiologi 1

No	Nama Pasien	SR 1 (mm ³)	GVF <i>Snake</i> 1 (mm ³)	Persentase GVF <i>Snake</i> 1	Persentase Galat GVF <i>Snake</i> 1
1	NN1	5158,5999	4370,22395	84,72%	15,28%
2	NN2	16364,3728	13765,1134	84,12%	15,88%
3	NN3	7784,2694	11537,894	148,22%	48,22%
4	NN4	10163,1551	4638,02742	45,64%	54,36%
5	NN5	13500,5087	11187,036	82,86%	17,14%
6	NN6	7425,5803	7225,7065	97,31%	2,69%
7	NN7	7898,25	5868,75	74,30%	25,70%
8	NN8	12746,296	13123,8793	102,96%	2,96%
9	NN9	3597,1251	3525,066	98,00%	2,00%
10	NN10	2695,1466	2619,64	97,20%	2,80%
Persentase Rata-rata Galat GVF <i>Snake</i> 1 (%)					18,70%

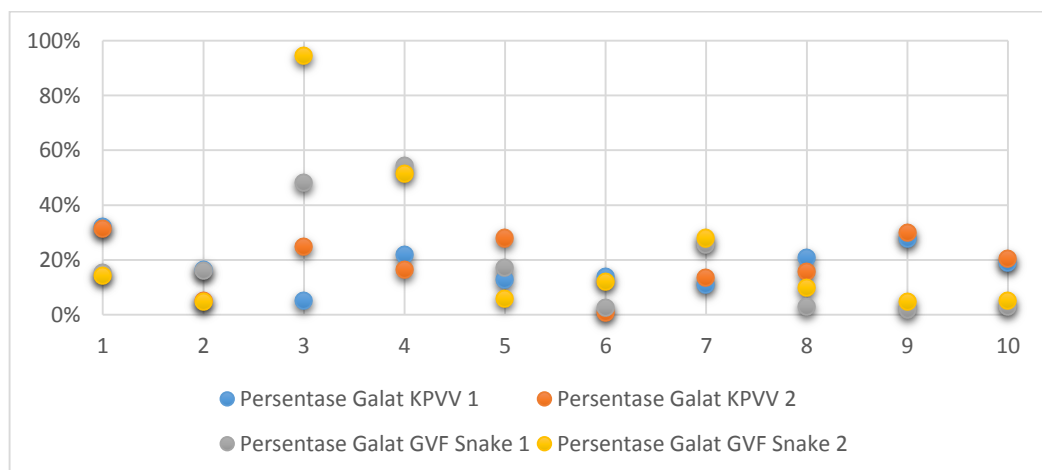
Hasil perhitungan *volume* nilai target oleh dokter spesialis radiologi (SR) 1 dapat dibandingkan dengan hasil *volume* GVF *Snake* 1 (GVF), dan dapat disederhanakan dalam berupa Tabel 4.24. Persentase GVF *Snake* 1 adalah hasil perhitungan pada Persamaan 3.9 dan persentase galat GVF *Snake* 1 adalah hasil perhitungan pada Persamaan 2.31. Sehingga rata-rata persentase galat GVF *Snake* 1 bernilai 18,70%.

Hasil perhitungan *volume* nilai target oleh dokter spesialis radiologi (SR) 2 dapat dibandingkan dengan hasil *volume* GVF Snake (GVF), dapat disederhanakan dalam berupa Tabel 4.25. Persentase GVF Snake 2 adalah hasil perhitungan pada Persamaan 3.9 dan Persentase Galat GVF Snake 2 adalah hasil perhitungan pada Persamaan 2.31. Rata-rata persentase galat GVF Snake 2 bernilai 23,01%.

Keempat tabel ini dapat disederhanakan dalam bentuk grafik *scatter*, ditunjukkan pada Gambar 4.62

Tabel 4.25 Perbandingan GVF Snake Dengan Nilai Target Dokter Spesialis Radiologi 2

No	Nama Pasien	SR 2 (mm ³)	GVF Snake 2 (mm ³)	Persentase GVF Snake 2	Persentase Galat GVF Snake 2
1	NN1	5103,2105	4370,22395	85,64%	14,36%
2	NN2	14441,6131	13765,1134	95,32%	4,68%
3	NN3	5935,1592	11537,894	194,40%	94,40%
4	NN4	9516,0241	4638,02742	48,74%	51,26%
5	NN5	11888,3454	11187,036	94,10%	5,90%
6	NN6	6442,4174	7225,7065	112,16%	12,16%
7	NN7	8134,75	5868,75	72,14%	27,86%
8	NN8	11955,9864	13123,8793	109,77%	9,77%
9	NN9	3702,1626	3525,066	95,22%	4,78%
10	NN10	2755,6665	2619,64	95,06%	4,94%
Persentase Rata-rata Galat GVF Snake 2 (%)					23,01%



Gambar 4.61 Perbandingan Persentase Galat KPVV 1, KPVV2, GVF Snake 1, dan GVF Snake 2

Perhitungan waktu proses GVF *snake* tergantung jumlah citra pada pasien, didalam Tabel 4.26 terdapat 55 jumlah citra dengan nilai rata-rata waktu proses GVF *snake* adalah 5,849 detik percitra.

Tabel 4.26 Waktu Proses GVF *Snake*

No	Nama Pasien	Jumlah Citra	Waktu Proses (detik)
1	NN1	4	23,910
2	NN2	7	41,093
3	NN3	5	29,291
4	NN4	7	41,089
5	NN5	6	34,904
6	NN6	4	23,073
7	NN7	7	41,101
8	NN8	6	34,859
9	NN9	5	29,346
10	NN10	4	23,076
Jumlah		55	321,742
Rata-Rata Waktu Proses per Citra			5,849

BAB 5

PENUTUP

Berdasarkan hasil pengujian GVF *snake* pada penelitian dengan judul “PENGUKURAN VOLUME PENDARAHAN OTAK PASIEN STROKE HEMORAGIK INTRASEREBRAL HASIL MULTI SLICE CT SCAN (MSCT) MENGGUNAKAN GRADIENT VECTOR FLOW (GVF)”, penulis dapat memberikan kesimpulan dan saran untuk kemajuan dan perkembangan penelitian berikutnya.

5.1 Kesimpulan

Dari hasil pengujian yang dilakukan GVF *snake*, sangat baik untuk menghitung *volume* pendarahan dengan satu lokasi, lokasi stroke yang memiliki dua atau lebih tidak dapat dilakukan perhitungan GVF *snake*. Lokasi pendarahan stroke hemoragik tidak berdekatan langsung dengan tulang, karena akan dianggap sebagai garis tepi. Perpaduan lokasi stroke yang mengecil dan hasil ROI yang diluar dari lokasi stroke dapat menyebabkan program galat. Persentase rata-rata galat komputer *processing volume viewer* 17,98% dan 18,57% dan persentase rata-rata galat GVF *snake* 18,70% dan 23,01%. Nilai rata-rata waktu proses GVF *snake* adalah 5,849 detik percitra.

5.2 Saran

Berdasarkan hasil pengujian yang dilakukan GVF *snake*, sangat disarankan untuk penelitian selanjutnya, fokus pada perbandingan standar konstanta GVF *Field* yang dipakai, karena setiap lokasi stroke memiliki nilai yang berbeda-beda, hasil ROI yang dijadikan inisial poin, perlu dilakukan penelitian lanjutan, agar lokasi ROI pada citra berikutnya lebih mendekati pada posisi stroke, dan perlu ada perbandingan *slice thickness* yang terbaik untuk GVF *snake*.

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

- [1] I. Junaidi, *Stroke: Warpadai Ancamannya*, Yogyakarta: Andi Publisher, 2011.
- [2] E. P. S. Hidayat, T. Saefudin dan B. Wibowo., “Pengukuran Volume Pendarahan Otak Pasien Stroke Hemoragik Menggunakan Modalitas Multislice CT Scan di RSUD DKI Jakarta.,” *SANITAS*, 2013.
- [3] C. Xu dan J. L. Prince, “Gradient Vector Flow: A New External Force for Snakes,” *IEEE Proc. Conf. on Comp. Vis. Patt. Recog*, 1997.
- [4] M. A. Patestas dan L. P. Gartner, *a textbook of Neuroanatomy*, Malden: Blackwell Publishing, 2006.
- [5] R. S. Snell, *Anatomi Klinis Berdasarkan Sistem (Edisi Bahasa Indonesia)*, Jakarta: Penerbit Buku Kedokteran EGC, 2011.
- [6] MENKES, *Pedoman Pengendalian Stroke*, Jakarta: MENKES, 2013.
- [7] W. G.B., R. B.D., G. M.F. dan J. Joseph, *Neurology in Clinical Practice*, Oxford: Butterworth-Heinemann, 2003.
- [8] L. E. Romans, *Computed tomography for technologists*, Maryland: Wolters Kluwer Health|Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [9] O. S. Pianykh, *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*, Boston, USA: Springer, 2008.
- [10] R. Munir, *Pengolahan Citra Digital*, Bandung: Informatika , 2007.
- [11] R. Pierce, “MathsIsFun.com,” MathsIsFun, 2017. [Online]. Available: <https://www.mathsisfun.com/numbers/percentage-error.html>. [Diakses 2 January 2018].
- [12] S. S. Yasiran, A. K. Jumaat, M. Manaf, A. Ibrahim, W. E. Zarina, A. Malek, M. F. Laham dan R. Mahmud, “Comparison Between GVF Snake and ED Snake in Segmenting Microcalcifications,” *International Conference on Computer Applications and Industrial Electronics (ICCAIE 2011)*, pp. 597-601, 2011.

- [13] C. Ballangan, "Comparision of Three Different Image Forces for Active Contour on Abdominal Image Boundary Detection," *Jurnal Informatika*, vol. 6, no. 2, pp. 71-75, 2005.
- [14] I. Cheng, S. Nilufar, C. F. Mir dan A. Basu, "Airway Segmentation and Measurement in CT Images," *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France*, pp. 796-799, 2007.
- [15] M. Cvancarova, F. Albreghsen, K. Brabrand dan E. Sams, "Segmentation of Ultrasound Images of Liver Tumors Applying Snake Algorithms and GVF," *International Congress Series*, vol. 1281, pp. 218-223, 2005.
- [16] G. Tognola, M. Parrazini, G. Pedretti, P. Ravazzani, F. Grandori, A. Pesatori, M. Norgia dan C. Svelto, "Gradient-Vector-Flow Snake Method for Quantitative Image Reconstruction Applied to Mandibular Distraction Surgery," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 58, no. 7, pp. 2087-2093, 2009.
- [17] J.-W. G. B. C. Ko dan J.-Y. Nam, "Automatic White Blood Cell Segmentation Using Stepwise Merging Rules and Gradient Vector Flow Snake," *The International Research and Review Journal for Microscopy*, vol. 42, pp. 695-705, 2011.
- [18] M. C. Wibowo dan T. A. Sardjono, "Spinal Curvature Determination from X-Ray Image using GVF Snake," *Intelligent Technology and Its Applications, International Conference on Information, Communication Technology and System (ICTS)*, 2015.
- [19] W. Bingrong, L. G. X. Mei dan G. Jingjing, "Medical Image Segmentation Based on GVF Snake Model," *2009 Second International Conference on Intelligent Computation Technology and Automation, Changsha, Hunan*, pp. 637-640, 2009.
- [20] L. Guangli dan Z. Hongbin, "Good Effect of GVF Snake Segmentation By Good Parameters Settings," *2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, pp. 1-5, 2009.

- [21] C. D. J. Barras, B. M. Tress dan P. M. Desmond, "Quantifying volume of intracerebral, subdural and extradural As easy as ABC/2," *Combined Scientific Meeting*, 2014.
- [22] MENKES, "Hari Stroke Sedunia," dalam *DepKes*, Jakarta, 2011.
- [23] A. Boers, H. Marquering, J. Jochem, N. Besselink, O. Berkhemer, A. v. d. Lugt, L. Beenen dan C. Majoie, "Automated Cerebral Infarct Volume Measurement in Follow-up Noncontrast CT Scans of Patients with Acute Ischemic Stroke," *AJNR Am J Neuroradiol*, vol. 34, no. Original Research Brain, pp. 1522-1527, 2013.
- [24] T. H. Hoo, "Penghitungan Volume Pendarahan Otal Hasil Computed Tomography Scan Menggunakan Metode ABC/2," *STIKOM Surabaya*, 2008.
- [25] Sutrisno, "3D Segmentation of Bone Structure on CT," 2010.
- [26] S. Rasad, *Radiologi Diagnostik*, vol. Edisi Kedua, Jakarta: Balai Penerbit FKUI, 2005.
- [27] Y. Nobuta, "Dose Reduction for Every Patient and Every Procedure," Toshiba, 30 Juny 2015. [Online]. Available: <http://medical.toshiba.com/products/ct/aquilion-rx1/patient-focused-care.php>. [Diakses 31 07 2015].
- [28] B. Li dan S. T. Acton, "Active Contour External Force Using Vector Field Convolution for Image Segmentation," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 16, no. 8, pp. 2096-2106, 2007.

Halaman ini sengaja dikosongkan

RIWAYAT PENULIS



Muhamad Rudiansyah di lahirkan di Jakarta pada 29 Desember 1978, putra ke tiga dari pasangan Darpin dan Nuroni. Penulis memulai pendidikan sekolah dasar di SDN Poncol 4 pada tahun 1985 - 1991), kemudian menjalankan sekolah menengah pertama di BPS&K III Bekasi pada tahun 1991 - 1994, selanjutnya penulis melanjutkan di sekolah menengah umum di SMUN Negeri 1 Tambun Bekasi pada tahun 1994 – 1997, setelah itu penulis menempuh pendidikan tinggi pada program Diploma III ATRO di Poltekkes Jakarta II pada tahun 1997-2000, setelah itu penulis melanjutkan pendidikan ditempat yang sama Diploma IV jurusan CT-Scan tahun 2012-2014, dan melanjutkan pendidikan program magister Jurusan Teknik Elektro di Institut Teknologi Sepuluh November Surabaya dengan bidang keahlian Teknik Elektronika pada tahun 2014.

Halaman ini sengaja dikosongkan

LAMPIRAN

File thesis.m

```
%----- Nilai-Nilai Konstanta -----
clear;clc;          % hapus Nilai-Nilai
sigma = 5;         % standar deviasi
mu=0.1;           % parameter GVF
NoGVFIterations=40; % iterasi GVF
alpha=0.5;        % kelenturan atau elastis
beta=0;           % kekakuan
gamma=1;          % kelekatan
kappa=1;          % energi external
dmin=0.5;         % diameter minimal
dmax=1.5;         % diameter maksimal
NoSnakeIterations=40; % iterasi deform
IncSnakeRadius=0.1; % langkah proses radius snake
global px py u v; % plot velocity
global XSnake YSnake; % inisial
p = path;         % simpan fungsi dipath snake, Subf, export
path(p, './snake;./subf;./export');
%-----

%-----1. open file dcm-----
[FileName,PathName,Idx] = uigetfile('*.*dcm','Select the MATLAB code file', 'MultiSelect', 'on');
if Idx==0           %akhiri jika tidak ada file yang dipilih
    return;
end;

%Pengulangan mulai dari 1 sampai akhir file
for ulang = 1:length(FileName)
    openfls=fullfile(PathName, FileName{ulang});

    info = dicominfo(openfls);          % Ambil DICOM Header
    [Image1, MAP] = dicomread(info);     % Ambil citra DICOM
    XY=info.(dicomlookup('0028', '0030')); %PixelSpacing
    Z=info.(dicomlookup('0018', '0050')); %SliceThickness
    r=double(info.(dicomlookup('0028', '0010'))); %ukuran row
    c=double(info.(dicomlookup('0028', '0011'))); %ukuran col
    ww=double(info.(dicomlookup('0028', '1051'))); % windows width
    wc=double(info.(dicomlookup('0028', '1050'))); % windows center
    low=(1020)+wc-ww/2;
    high=(1010)+wc+ww/2;
    vol = XY(1) * XY(2) * Z;

    Imagegray=mat2gray(Image1);
    I=Image1(:,:,1);
    BW = im2bw(Imagegray);          % ubah Image1 menjadi black and white
%-----

%-----2. merubah X menjadi negatif-----
I=double(I);
maxvalue=max(max(I));
f = 1 - I/maxvalue;
Image2=f;
```

```

%-----
%----3. Jalankan fungsi Blur Gaussian, dengan nilai sigma 5----
Image3 = gaussianBlur(Image2,sigma);
%-----

%-----4. Jalankan fungsi Gradient-----
Image4 = abs(gradient2(Image3));
%-----

%-----5. Inialisasi dengan imfreehand-----
if ulang == 1
figure('Name',strcat('GVF Snake ',ulang));
%subplot(1,2,1);
imshow(Image1,[low high]);
%imcontrast(gca);
h=imfreehand; %inialisasi
pos=wait(h);
XSnake=pos(:,1);
YSnake=pos(:,2);
delete(h); %hapus inialisasi awal
timer1=now; % start timer berjalan pertama
else
figure('Name',strcat('GVF Snake ',ulang));
%subplot(1,2,1);
imshow(Image1,[low high]);
XSnake=XS;
YSnake=YS;
end
%-----

%---6. Jalankan fungsi GVF, dengan nilai mu=0.1 dan Iterasi=40---
[u,v] = GVF(Image4, mu,NoGVFIterations);
mag = sqrt(u.*u+v.*v);
px = u./(mag+1e-10); py = v./(mag+1e-10);
%tampilkan Citra Plot Velocity
xSpace=(1:size(Image4,1)/60:size(Image4,1));
ySpace=(1:size(Image4,2)/60:size(Image4,2));
qx=interp2(px,xSpace, ySpace);
qy=interp2(py,xSpace, ySpace);
%quiver(xSpace,ySpace,qx,qy); axis('ij'); %tampilkan image dulu
%-----

%-----7. Snake Deform-----
[x,y] = snakeinterp(XSnake,YSnake,dmax,dmin);
XS=[x; x(1)];
YS=[y; y(1)];
HD2=line(XS,YS); %mulai deform
set(HD2,'Color','Blue','Marker','None', 'LineWidth', 3);
for i=1:ceil(NoSnakeIterations/5),
if i<=floor(NoSnakeIterations/5)
[x,y] = snake deform(x,y,alpha,beta,gamma,kappa,px,py,5);
fprintf(1, num2str(i*5));
fprintf(1, ' ');
else

```



```

    [x,y] = snake deform(x,y,alpha,beta,gamma,kappa,px,py,NoSnakeIterations-
floor(NoSnakeIterations/5)*5);
    fprintf(1, num2str(NoSnakeIterations));
    fprintf(1, ' ');
    end;
    [x,y] = snakeinterp(x,y,dmax,dmin);
    XS=[x; x(1)];
    YS=[y; y(1)];

    delete(HD2);
    HD2=line(XS,YS);
    set(HD2,'Color','Blue','Marker','None','LineWidth',3);
    pause(0.1);
end
%pause;
%-----

%-----9. Masking -----
Image5=poly2mask(XS,YS,r,c);
%subplot(1,2,2);
%imshow(Image5,[]);
%-----

%-----10. Hitung jumlah pixel-----
nWhite = sum(Image5(:));
nBlack = numel(Image5) - nWhite;
%-----

%----- --11. Hitung Volume perslice-----
volumeperslice(ulang)=nWhite*vol;
%-----

%pause;
end
timer2=now; %timer terakhir
t=timer2-timer1; %waktu selesai GVF Snake
waktu=t*24*60*60

%----- --11. Hitung Volume perslice-----
hop = msgbox(num2str(volumeperslice), 'volumeperslice');
hop = msgbox(num2str(sum(volumeperslice)), 'volume Total');
hop = msgbox(num2str(sum(waktu)), 'Total waktu dalam detik');
%-----

File GVF.m
function [u,v] = GVF(f, mu, ITER)
%GVF Compute gradient vector flow.
% [u,v] = GVF(f, mu, ITER) computes the
% GVF of an edge map f. mu is the GVF regularization coefficient
% and ITER is the number of iterations that will be computed.

% Chenyang Xu and Jerry L. Prince 6/17/97
% Copyright (c) 1996-99 by Chenyang Xu and Jerry L. Prince
% Image Analysis and Communications Lab, Johns Hopkins University

% modified on 9/9/99 by Chenyang Xu

```

```

% MATLAB do not implement the boundary condition for gradient and del2
% consistently between MATLAB 4.2 and MATLAB 5. Hence I modify
% the function to take care of this issue by the code itself.
% Also, in the previous version, the input "f" is assumed to have been
% normalized to the range [0,1] before the function is called.
% In this version, "f" is normalized inside the function to avoid
% potential error of inputing an unnormalized "f".

```

```

[m,n] = size(f);
fmin = min(f(:));
fmax = max(f(:));
f = (f-fmin)/(fmax-fmin); % Normalize f to the range [0,1]

```

```

f = BoundMirrorExpand(f); % Take care of boundary condition
[fx,fy] = gradient(f); % Calculate the gradient of the edge map
u = fx; v = fy; % Initialize GVF to the gradient
SqrMagf = fx.*fx + fy.*fy; % Squared magnitude of the gradient field

```

```

% Iteratively solve for the GVF u,v
for i=1:ITER,
    u = BoundMirrorEnsure(u);
    v = BoundMirrorEnsure(v);
    u = u + mu*4*del2(u) - SqrMagf.*(u-fx);
    v = v + mu*4*del2(v) - SqrMagf.*(v-fy);
    fprintf(1, '%3d', i);
    if (rem(i,20) == 0)
        fprintf(1, '\n');
    end
end
fprintf(1, '\n');

```

```

u = BoundMirrorShrink(u);
v = BoundMirrorShrink(v);

```

File gaussianBlur.m

```

function GI = gaussianBlur(I,s)
% GAUSSIANBLUR blur the image with a gaussian kernel
% GI = gaussianBlur(I,s)
% I is the image, s is the standard deviation of the gaussian
% kernel, and GI is the gaussian blurred image.

```

```

% Chenyang Xu and Jerry L. Prince 6/17/97
% Copyright (c) 1996-97 by Chenyang Xu and Jerry L. Prince

```

```

M = gaussianMask(1,s);
M = M/sum(sum(M)); % normalize the gaussian mask so that the sum is
                    % equal to 1
GI = xconv2(I,M);

```

File gradient2.m

```

function [xx,yy] = grad(a,xax,yax)
%GRADIENT Approximate gradient.
% [PX,PY] = GRADIENT(Z,DX,DY) returns the numerical partial derivatives
% of matrix Z in matrices PX = dZ/dx and PY = dZ/dy. DX and DY

```

```

%      may be scalars containing the sample spacing in the X and Y
%      directions, or they may be vectors containing all the explicit
%      locations.
%
%      [PX,PY] = GRADIENT(Z) assumes DX = DY = 1.
%
%      If Y is a vector, GRADIENT(Y) and GRADIENT(Y,DX) return the one
%      dimensional numerical derivative dY/dX.
%
%      For example, try
%      [x,y] = meshgrid(-2:.2:2, -2:.2:2);
%      z = x .* exp(-x.^2 - y.^2);
%      [px,py] = gradient(z,.2,.2);
%      contour(z),hold on, quiver(px,py), hold off
%
%      See also DIFF, DEL2, QUIVER, CONTOUR.

%      Charles R. Denham, MathWorks 3-20-89
%      Copyright (c) 1984-94 by The MathWorks, Inc.

[m,n] = size(a);
if nargin == 1, xax = 1; yax = 1; end
if nargin == 2, yax = xax; end
if length(xax) == 1, xax = xax .* (0:n-1); end
if length(yax) == 1, yax = yax .* (0:m-1); end

y = [];
ax = xax(:).';
for i = 1:2
    x = y;
    [m,n] = size(a);
    y = zeros(m, n);
    j = 1:m;
    if n > 1
        d = ax(2) - ax(1);
        y(j, 1) = (a(j, 2) - a(j, 1)) ./ d; % Left edge.
        d = ax(n) - ax(n-1);
        y(j, n) = (a(j, n) - a(j, n-1)) ./ d; % Right edge.
    end
    if n > 2
        k = 1:n-2;
        d = ones(m, 1) * (ax(k+2) - ax(k));
        y(j, k+1) = (a(j, k+2) - a(j, k)) ./ d; % Middle.
    end
    a = a.';
    ax = yax(:).';
end
z = (x + sqrt(-1) .* y. ');
if nargout < 2
    xx = z;
else
    xx = real(z); yy = imag(z);
end

```

```

File snakeinterp.m
function [xi,yi] = snakeinterp(x,y,dmax,dmin)
%SNAKEINTERP Interpolate the snake adaptively
% [xi,yi] = snakeinterp(x,y,dmax,dmin)
%
% dmax: the maximum distance between two snake points
% dmin: the maximum distance between two snake points
% d(i,i+1)>dmax, then a new point is added between i and i+1
% d(i,i+1)<dmin, then either i or i+1 is removed
%
% NOTE: the spacing of original curve must be close to the
%       range defined by dmax and dmin. For arbitrary spacing,
%       try snakeinterp1.
%
% See also SNAKEINTERP1

% there is a bug in the program for points removal

% Chenyang Xu and Jerry L. Prince, 4/1/95, 6/17/97
% Copyright (c) 1995-97 by Chenyang Xu and Jerry L. Prince
% Image Analysis and Communications Lab, Johns Hopkins University

% convert to column vector
x = x(:); y = y(:);

N = length(x);

d = abs(x([2:N 1]) - x(:)) + abs(y([2:N 1]) - y(:));

% remove the points which distance to neighbor points is shorter than dmin
IDX = (d<dmin);

idx = find(IDX==0);
x = x(idx);
y = y(idx);

N = length(x);
d = abs(x([2:N 1]) - x(:)) + abs(y([2:N 1]) - y(:));

IDX = (d>dmax);

z = snakeindex(IDX);

p = 1:N+1;

xi = interp1(p,[x;x(1)],z');
yi = interp1(p,[y;y(1)],z');

N = length(xi);
d = abs(xi([2:N 1]) - xi(:)) + abs(yi([2:N 1]) - yi(:));

while (max(d)>dmax),

    IDX = (d>dmax);
    z = snakeindex(IDX);

```

```

p = 1:N+1;

xi = interp1(p,[xi;xi(1)],z');
yi = interp1(p,[yi;yi(1)],z');

N = length(xi);
d = abs(xi([2:N 1])- xi(:)) + abs(yi([2:N 1])- yi(:));
end

File snakedeform.m
function [x,y] = snakedeform(x,y,alpha,beta,gamma,kappa,fx,fy,ITER)
% SNAKEDEFORM Deform snake in the given external force field
% [x,y] = snakedeform(x,y,alpha,beta,gamma,kappa,fx,fy,ITER)
%
% alpha: elasticity parameter
% beta: rigidity parameter
% gamma: viscosity parameter
% kappa: external force weight
% fx,fy: external force field

% Chenyang Xu and Jerry L. Prince, 4/1/95, 6/17/97
% Copyright (c) 1995-97 by Chenyang Xu and Jerry L. Prince
% Image Analysis and Communications Lab, Johns Hopkins University

% generates the parameters for snake

N = length(x);

alpha = alpha* ones(1,N);
beta = beta*ones(1,N);

% produce the five diagnal vectors
alpham1 = [alpha(2:N) alpha(1)];
alphap1 = [alpha(N) alpha(1:N-1)];
betam1 = [beta(2:N) beta(1)];
betap1 = [beta(N) beta(1:N-1)];

a = betam1;
b = -alpha - 2*beta - 2*betam1;
c = alpha + alphap1 +betam1 + 4*beta + betap1;
d = -alphap1 - 2*beta - 2*betap1;
e = betap1;

% generate the parameters matrix
A = diag(a(1:N-2),-2) + diag(a(N-1:N),N-2);
A = A + diag(b(1:N-1),-1) + diag(b(N), N-1);
A = A + diag(c);
A = A + diag(d(1:N-1),1) + diag(d(N),-(N-1));
A = A + diag(e(1:N-2),2) + diag(e(N-1:N),-(N-2));

invAI = inv(A + gamma * diag(ones(1,N)));

for count = 1:ITER,
    vfx = interp2(fx,x,y,'*linear');

```

```
vfy = interp2(fy,x,y,'*linear');  
  
% deform snake  
x = invAI * (gamma* x + kappa*vfx);  
y = invAI * (gamma* y + kappa*vfy);  
end
```