TUGAS AKHIR – EB184803

PENINGKATAN KUALITAS CITRA CT SCAN OTAK MENGGUNAKAN METODE DWT-CLAHE UNTUK DETEKSI AWAL STROKE ISKEMIA

Andina Diya Ayu Paramita Hapsari
07311640000025

DOSEN PEMBIMBING:
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
Nada Fitrieyatul Hikmah, S.T., M. T.

PROGRAM SARJANA
DEPARTEMEN TEKNIK BIOMEDIK
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

TUGAS AKHIR – EB184803

PENINGKATAN KUALITAS CITRA CT SCAN OTAK MENGGUNAKAN METODE DWT-CLAHE UNTUK DETEKSI AWAL STROKE ISKEMIA

Andina Diya Ayu Paramita Hapsari
07311640000025

DOSEN PEMBIMBING:
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
Nada Fitrieyatul Hikmah, S.T., M.T.

PROGRAM SARJANA
DEPARTEMEN TEKNIK BIOMEDIK
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

FINAL PROJECT – EB184803

BRAIN CT SCAN IMAGE QUALITY ENHANCEMENT USING DWT-CLAHE METHOD FOR EARLY DETECTION OF ISCHEMIC STROKE

Andina Diya Ayu Paramita Hapsari
07311640000025

SUPERVISOR:
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
Nada Fitrieyatul Hikmah, S.T., M.T.

UNDERGRADUATE PROGRAM
BIOMEDICAL ENGINEERING DEPARTMENT
FACULTY OF INTELLIGENT ELECTRICAL AND INFORMATICS TECHNOLOGY
SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY
SURABAYA
2020

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa sebagian maupun keseluruhan isi tugas akhir saya yang berjudul "**Peningkatan Kualitas Citra CT Scan Otak Menggunakan Metode DWT-CLAHE Untuk Deteksi Awal Stroke Iskemia**" merupakan hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya mandiri.

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, Juli 2020

Andina Diya Ayu Paramita Hapsari
NRP. 07311640000025

Tugas Akhir disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Sarjana Teknik (S.T.)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh
Andina Diya Ayu Paramita H.
NRP. 07311640000025

Tanggal Ujian : **14 Juli 2020**
Periode Wisuda : **September 2020**

Disetujui Oleh :

Dosen Penguji :

1. Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T.
NIP. 196905291995121001

2. Atar Fuady Babgei, S.T., M.Sc.
NIP. 198911112018121001

3. Muhammad Yazid, B.Eng., M.Eng.
NIP. 198004202015041001

Dosen Pembimbing :

1. Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
NIP. 197002121995121001

2. Nada Fitrieyatul Hikmah, S.T., M.T.
NIP. 199001072018032001

Kepala Departemen Teknik Biomedik,

Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.
NIP. 197103141997021001

PENINGKATAN KUALITAS CITRA CT SCAN OTAK MENGGUNAKAN METODE DWT-CLAHE UNTUK DETEKSI AWAL STROKE ISKEMIA

Nama : Andina Diya Ayu Paramita Hapsari
NRP : 07311640000025
Dosen Pembimbing : 1. Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
2. Nada Fitrieyatul Hikmah, S.T., M.T.

ABSTRAK

Stroke adalah penyakit yang mempengaruhi pembuluh darah yang menyuplai darah ke otak. Stroke dapat menyebabkan disabilitas jangka panjang atau bahkan dapat menyebabkan kematian. Sekitar 85% dari kasus stroke merupakan stroke iskemia. Pengenalan gejala-gejala stroke secara cepat merupakan kunci dari penanganannya. Pencitraan memiliki peranan penting dalam diagnosis stroke. *Computed Tomography (CT)* adalah prosedur *emergency* pertama yang dilakukan. Dalam pencitraan CT, stroke iskemik terlihat sebagai daerah gelap *(hypodense)* dengan kontras relatif terhadap daerah sekelilingnya. Terdapat beberapa metode untuk meningkatkan kualitas kontras pada citra CT Scan, namun pada penelitian ini metode yang digunakan yaitu kombinasi antara *Discrete Wavelet Transform (DWT)* dengan *Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)*. Parameter Entropi Diskrit, *Strutctural Similarity (SSIM)* dan *Universal Image Quality Index (UIQI)* digunakan sebagai analisa statistik kuantitatif untuk melihat peningkatan kualitas dari citra CT. Berdasarkan hasil penelitian, didapatkan hasil peningkatan citra yang paling baik yaitu dengan median filter kernel 3×3, penggunaan *mother wavelet* jenis Coiflet 2 serta dekomposisi level 1 pada DWT dan pemilihan *clip limit* sebesar 0,01 pada CLAHE. Sehingga didapatkan hasil rata-rata Entropi Diskrit sebesar 14,312, SSIM sebesar 0,987 dan UIQI sebesar 0,383. Dapat disimpulkan, metode DWT-CLAHE mampu menghasilkan intensitas cahaya yang tidak berlebihan namun memiliki kemampuan diferensiasi atau pembedaan kontras yang lebih baik antara jaringan lunak normal pada otak dan infark *hypodense* pada otak, serta terbukti dapat meningkatkan kualitas citra CT Scan asli yang memiliki rata-rata Entropi Diskrit sebesar 4,381. Untuk lebih meningkatkan hasil diagnosa, pada penelitian selanjutnya dapat dilakukan segmentasi daerah *hypodense* dengan memanfaatkan *machine learning*.

Kata kunci : *Computed Tomography (CT), image enhancement,* stroke iskemia

BRAIN CT SCAN IMAGE QUALITY ENHANCEMENT USING DWT-CLAHE METHOD FOR EARLY DETECTION OF ISCHEMIC STROKE

Name : Andina Diya Ayu Paramita Hapsari
Student Identity Number : 07311640000025
Supervisors : 1. Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
2. Nada Fitrieyatul Hikmah, S.T., M.T.

ABSTRACT

Stroke is a disease that affects the blood vessels that supply blood to the brain. Stroke can cause long-term disability or even cause death. About 85% of stroke cases are ischemic strokes. Rapid recognition of the symptoms of stroke is the key to handling it. Imaging has an important role in stroke diagnosis. Computed Tomography (CT) is the first emergency procedure performed. In CT imaging, ischemic stroke is seen as a dark area (hypodense) with contrast relative to the surrounding area. There are several methods to improve the contrast quality in CT Scan images, but in this study the method used is a combination of Discrete Wavelet Transform (DWT) with Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE). The discrete Entropy, Structural Similarity (SSIM) and Universal Image Quality Index (UIQI) are used as a quantitative statistical analysis to observe the quality improvement of CT Scan images that have been improved compared to the original CT Scan images. Based on the result, the best image enhancement results were obtained with a median filter 3×3, the use of Coiflet 2 mother wavelets, level 1 decomposition on DWT and clip limit selection of 0.01 on CLAHE. So, we get an average result of Discrete Entropy of 14.312, SSIM of 0.987 and UIQI of 0.383. It can be concluded that the DWT-CLAHE method is able to produce intensity that is not excessive but has the ability to differentiate or distinguish better contrast between normal soft tissue of brain and hypodense infarction in the brain, and is proven to be able to improve the quality of the original CT Scan image that has an average Discrete Entropy of 4.381. To improve the diagnosis results in future study, the hypodense area segmentation can be done by utilizing machine learning.

Keywords : Computed Tomography (CT), image enhancement, ischemic stroke

KATA PENGANTAR

Segala puji bagi Allah SWT atas segala rahmat-Nya, karena-Nya Tugas Akhir ini dapat berjalan lancar dan selesai tepat pada waktunya. Maksud dan tujuan dari penulisan Tugas Akhir ini adalah untuk memenuhi persyaratan kelulusan program Studi Strata I pada Jurusan Teknik Biomedik di Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Menyadari penyusunan laporan ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak, maka pada kesempatan ini penulis menyampaikan ucapan terima kasih kepada:

1. Kedua orang tua yang selalu mendukung, memberi nasihat, serta memberikan fasilitas untuk membantu penyelesaian Tugas Akhir ini.
2. Bapak Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T. dan Ibu Nada Fitrieyatul Hikmah, S.T., M.T., selaku dosen pembimbing yang senantiasa membimbing, mengarahkan, serta menginspirasi penulis selama pengerjaan penelitian ini.
3. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng. selaku kepala departemen yang telah memberi inspirasi, motivasi, serta bimbingan terlebih selama perkuliahan di ITS.
4. Bapak Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T. selaku dosen wali.
5. Seluruh staf pengajar Teknik Biomedik ITS yang telah membimbing dan memberikan materi perkuliahan kepada penulis.
6. Rekan-rekan Teknik Biomedik angkatan 2016 dan juga pihak-pihak lain yang turut membantu dalam penyelesaian Tugas Akhir ini.
7. Elvina A., Windy, Helena, Ainun dan Meilinda yang selalu memberikan dukungan moral dan selalu hadir dalam suka maupun duka ketika menjalani masa-masa perkuliahan.
8. Rekan-rekan seperantauan yang tergabung dalam SAFARY (Cynthia, Maudina, Sabilah, Elvina, Beryl, Salik, Raihan, Yusuf, Rizky, Arie, Khonza, Hafizh, Abdul) yang selalu meluangkan waktu untuk berbagi cerita dan melepaskan penat.
9. Rekan-rekan dari Departemen Hubungan Luar HIMATEKTRO ITS yang telah membantu pengembangan *soft skill* penulis.
10. Hana, Wulan, Adiba, Sisil, Ayunda, Margaretha, Fihan, Alin, Aulia, Bintan dan Nadia yang selalu bersedia memberikan dukungan moral kepada penulis dari masa-masa SMA hingga perkuliahan.
11. Naura, Nawang dan Dian sahabat semasa SMP yang hingga saat ini saling memberikan *support* satu sama lain.
12. Serta seluruh pihak-pihak lain yang tidak dapat disebutkan satu per satu yang sangat berjasa dalam membantu penulis selama masa perkuliahan dan penyusunan Tugas Akhir ini.

Penulis merasa bahwa dalam menyusun laporan ini masih menemui beberapa kesulitan dan hambatan, disamping itu juga menyadari bahwa penulisan laporan ini masih jauh dari sempurna dan masih banyak kekurangan-kekurangan lainnya, maka dari itu penulis mengharapkan saran dan kritik yang membangun dari semua pihak.

Akhir kata semoga Tugas Akhir ini akan memberikan manfaat bagi penulis maupun bagi pihak-pihak yang sedang membutuhkan.

Surabaya, Juli 2020

Andina Diya Ayu Paramita Hapsari
NRP. 07311640000025

DAFTAR ISI

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR v
ABSTRAK vii
ABSTRACT viii
KATA PENGANTAR ix
DAFTAR ISI xi
DAFTAR GAMBAR xiv
DAFTAR TABEL xvi
BAB I PENDAHULUAN 1
1.1 Latar Belakang 1
1.2 Perumusan Masalah 2
1.3 Batasan Masalah 2
1.4 Tujuan dan Manfaat 2
1.5 Kontribusi 3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA 4
2.1 Anatomi Otak 4
2.2 Stoke Iskemia 4
2.3 *Computed Tomography Scan* (CT Scan) 8
2.3.1 Prinsip Kerja CT Scan 8
2.3.2 Proses Terbentuknya Citra CT Scan 9
2.4 Median filter 12
2.5 *Laplacian Filter* 12
2.6 *Wavelet Transform* 13
2.6.1 *Discrete Wavelet Transform (DWT)* 14
2.6.2 *Mother wavelet* 15
2.7 *Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)* 17
2.8 Segmentasi Citra 18
2.9 Rasional 18
BAB 3 METODE PENELITIAN 21
3.1 Diagram Blok Sistem 21
3.2 Data 21
3.3 *Pre-processing* 21
3.3.1 *Grayscale* 21

3.3.2 *Automatic Cropping* 22
3.3.3 *Median Filter* 22
3.4 Peningkatan Citra 22
3.4.1 *Laplacian Filter* 24
3.4.2 DWT-CLAHE 24
3.5 Pengujian Performansi 24
3.5.1 MSE dan PSNR 24
3.5.2 Entropi Diskrit 25
3.5.3 *Universal Image Quality Index (UIQI)* 25
3.5.4 *Structural Similarity (SSIM)* 26
BAB 4 PENGUJIAN SISTEM 27
4.1 *Pre-processing* 27
4.1.1 *Grayscaling* 27
4.1.2 *Automatic Cropping* 27
4.1.3 *Median Filter* 31
4.2 Peningkatan Citra 34
4.2.1 *Laplacian filter* 34
4.2.2 DWT-CLAHE 34
4.3 Hasil Pengujian Kualitatif dan Kuantitatif 44
BAB 5 PEMBAHASAN 51
5.1 *Pre-processing* 51
5.1.1 *Grayscaling* 51
5.1.2 *Automatic Cropping* 51
5.1.3 *Median Filter* 52
5.2 Peningkatan Citra 52
5.1.1 *Laplacian Filter* 52
5.1.2 DWT-CLAHE 52
5.3 Pengujian Kualitas dan Kuantitas Citra 54
BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN 56
6.1 Kesimpulan 56
6.2 Saran 57
6.3 Ucapan Terima Kasih 57
DAFTAR PUSTAKA 58

LAMPIRAN 60
A. Daftar sumber data 60
B. Citra input dan output penelitian 61
C. Hasil segmentasi citra 67
BIODATA PENULIS 71

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 **(**a) Anatomi basal nuclei; (b) Potongan transversal (horizontal); (c) Bagian frontal [9] 5
Gambar 2. 2 Bagian vaskular serebral otak [26] 5
Gambar 2. 3 Perbedaan thrombosis dan emboli pada pembuluh darah [24]. 6
Gambar 2. 4 Dalam kegagalan pompa jantung dan infark watershed: (A) pompa normal dan sirkulasi arteri; (B) tekanan pompa rendah dan iskemia pada borderzone. Air mengalir ke pusat pembuluh (arteri), dan daerah yang ditentukan menunjukkan aliran yang buruk. Sebaliknya, pada (C) pembuluh tersumbat dan infark pada arteri cerebral tengah, aliran darah kurang di pusat pasokan [10]. 7
Gambar 2. 6 Skema akuisisi citra CT Scan [11] 10
Gambar 2. 7 Skema rekonstruksi citra CT Scan [11] 11
Gambar 2. 8 Hasil penerapan median filter pada citra [23] 12
Gambar 2. 9 Deteksi tepi menggunakan Laplacian Filter [25] 13
Gambar 2. 10 Sub-band LL, LH, HL dan HH dari sebuah gambar [14] 15
Gambar 2. 11 Ilustrasi DWT. (a) Citra asli; (b) DWT level 1 [8] 15
Gambar 2. 12 Haar wavelet [18] 16
Gambar 2. 13 Daubechies Wavelet [17] 16
Gambar 2. 14 Symlet Wavelet [18] 17
Gambar 2. 15 Coiflet wavelet [18] 17
Gambar 2. 16 Konsep dari Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization [19] 18
Gambar 2. 17 Fishbone Diagram 20

Gambar 3. 1 Diagram blok sistem 21
Gambar 3. 2 Diagram blok proses peningkatan citra 23
Gambar 3. 3 Diagram pengukuran SSIM [22] 26

Gambar 4. 1 Hasil proses grayscaling 28
Gambar 4. 2 Hasil thresholding 29
Gambar 4. 3 Hasil automatic cropping 30
Gambar 4. 4 Hasil penerapan median filter. (a1) infark5.jpg, (a2) infark6.jpg (a3) infark15.jpg sebagai citra masukan; (b1), (b2), dan (b3) hasil median filter kernel 3×3; (c1), (c2) dan (c3) hasil median filter kernel 5×5; (d1), (d2), dan (d3) hasil median filter kernel 9×9. 32
Gambar 4. 5 Grafik perbandingan PSNR kernel 3×3, 5×5 dan 9×9 33
Gambar 4. 6 Perbandingan nilai $\alpha = 0$; $\alpha = 0.5$ dan $\alpha = 1$ pada matriks Laplacian Filter .. 35
Gambar 4. 7 Citra keluaran setelah penerapan laplacian filter 36
Gambar 4. 8 Grafik perbandingan PSNR mother wavelet Haar, Daubechies 2. Daubechies 4, Coiflet 2 dan Symlet 2 untuk data uji 37
Gambar 4. 9 Perdingan clip limit pada CLAHE 39
Gambar 4. 10 Penerapan DWT level 1, 2 dan 3 pada citra. (variabel a = LL, v = LH, h = HL, d = HH) 40
Gambar 4. 11 Hasil FFT dari citra dekomposisi level 1, level 2 dan level 3. 41
Gambar 4. 12 Perbandingan hasil dekomposisi DWT 42
Gambar 4. 13 Grafik perbandingan entropi pada DWT level 1 dan level 2 untuk data uji .. 43
Gambar 4. 14 Perbandingan hasil penelitian dengan metode umum 45
Gambar 4. 15 Hasil akhir peningkatan citra menggunakan metode DWT-CLAHE. Daerah *hypodense* diberi *marker* berwarna merah. 46

Gambar 4. 16 Perbandingan Entropi citra untuk metode..... 48
Gambar 4. 17 Perbandingan SSIM metode peningkatan kontras..... 48
Gambar 4. 18 Perbandingan UIQI metode peningkatan kontras 49

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Kelebihan dan kekurangan CT scan pada pemindaian pasien stroke [10] 11

Tabel 4. 1 *Tabel perbandingan MSE dan PSNR untuk median filter kernel 3×3, 5×5 dan 9×9* 33
Tabel 4. 2 Perbandingan PSNR mother wavelet Haar, Daubechies 2. Daubechies 4, Coiflet 2 dan Symlet 2 37
Tabel 4. 3 Tabel perbandingan Entropi pada DWT level 1 dan DWT level 2 43
Tabel 4. 4 Hasil segmentasi daerah *hypodense* pada citra CT Scan. (Marker merah: ventrikel; kuning: daerah *hypodense*) 47
Tabel 4. 5 Tabel Perhitungan Kuantitatif 50

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Stoke atau penyakit *cerebrovascular* adalah penyakit yang mempengaruhi pembuluh yang menyuplai darah ke otak. Stroke terjadi saat pembuluh darah pecah atau terjadi penyumbatan pada pembuluh darah. Karena adanya kekurangan oksigen, sel saraf pada daerah otak yang terkena tidak dapat melakukan fungsi dasar yang menyebabkan kematian pada jaringan otak. Stroke menyebabkan disabilitas jangka panjang atau bahkan dapat menyebabkan kematian [1]. Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) 2018 menunjukkan bahwa prevalensi stroke di Indonesia meningkat dari 7% menjadi 10,9% jika dibandingkan dengan Riskesdas pada tahun 2013. Kenaikan prevalensi penyakit tidak menular ini berhubungan dengan pola hidup, antara lain merokok, konsumsi minuman beralkohol, aktivitas fisik, serta konsumsi buah dan sayur [2].

Berdasarkan patologi anatomi dan penyebabnya, stroke dibagi menjadi dua yaitu stroke iskemia dan stroke hemoragik. Stroke iskemia yaitu stroke yang disebabkan akibat tersumbatnya pembuluh darah yang menyebabkan aliran darah ke otak sebagian atau keseluruhan terhenti. Penyumbatan bisa terjadi di sepanjang jalur pembuluh darah arteri yang menuju ke otak. Sekitar 85% dari stroke adalah stroke iskemia akut [3]. Pengenalan gejala-gejala stroke secara cepat oleh dokter gawat darurat medis *(Emergency Medicine)* merupakan kuncinya, karena kecepatan dari penanganan dapat mengubah gejala sisa neurologis dari AIS *(Acute Ischemic Stroke)* secara drastis [4].

Computed Tomography (CT) dan *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* adalah dua macam modalitas yang biasanya digunakan untuk memetakan lesi stroke. CT adalah prosedur yang lebih sering digunakan dalam diagnose stroke akut, karena menawarkan keunggulan dalam aspek kecepatan, biaya, dan kriteria lainnya jika dibandingkan dengan pencitraan MRI. Dalam pencitraan CT, stroke iskemik terlihat sebagai daerah yang gelap *(hypodense)* dengan kontras yang relatif terhadap daerah sekelilingnya, tergantung pada waktu sejak stroke terjadi [5]. Namun, pada pendeteksian stroke iskemik menggunakan CT scan, terdapat kekurangannya yaitu ketika dilakukan *scanning* awal, daerah *hypodense* pada otak pasien tidak bisa terlihat secara jelas dan menjadi lebih terlihat pada beberapa jam berikutnya. Beberapa penelitian menyebutkan temuan infark sedini mungkin baru dapat terlihat 1-2 jam setelah timbulnya gejala stroke. Dengan masalah ini, ada kebutuhan untuk metode yang memungkinkan radiologis yang masih kurang berpengalaman dapat mendeteksi secara tepat dan sesegeram mungkin tanda-tanda stroke iskemia dini untuk memberikan *treatment* yang tepat kepada pasien [6].

Sebelumnya, Tan *et al.* melakukan peningkatan kontras pada citra CT Scan otak menggunakan metode *Histogram Equalization* [7], namun pada citra yang dihasilkan terlihat bahwa beberapa jaringan otak normal juga ikut meningkat

kontrasnya sehingga daerah *hypodense* masih belum terlihat perbedaannya dan masih memiliki *noise*. Lalu, Jayakumar melakukan pendeteksian cacat pada citra CT Scan dengan menggunakan metode *Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)* [8] [9]dan kontras citra yang dihasilkan lebih baik. Selanjutnya, Boraste *et al.* [10] melakukan penelitian yang menggunakan metode *discrete wavelet transform* untuk meningkatkan kualitas gambar. Pada penelitian tersebut, metode *Discrete Wavelet Transform* digunakan untuk meningkatkan resolusi citra. Kemudian, Lidong *et al.* [11] mengkombinasikan metode *Discrete Wavelet Transform (DWT)* dengan *Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)* untuk *denoising*, memperjelas detail dan meningkatkan kontras pada citra. Namun metode ini belum diterapkan untuk citra CT Scan otak.

Oleh sebab itu, tugas akhir ini bertujuan untuk meningkatkan kualitas hasil citra yang didapatkan serta melakukan peningkatan kontras agar daerah *hypodense* bisa terlihat secara jelas, kemudian diterapkan pula *laplacian filter* untuk segmentasi daerah otak dari tengkorak. Dengan begitu diharapkan dapat membantu deteksi dini pada pasien stroke iskemia sehingga pasien dapat sesegera mungkin diberikan *treatment* yang tepat.

1.2 Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan, diperoleh rumusan masalah mengenai bagaimana meningkatkan kualitas hasil citra CT scan penderita stroke iskemia. Perumusan masalah berikutnya adalah penentuan daerah *hypodense* dari citra CT Scan pada pasien stroke iskemia.

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah pertama adalah data yang digunakan merupakan *dataset* untuk CT scan otak pasien stroke iskemia yang didapatkan dari dataset *open source* dan disertai anotasi berupa kalimat yang menunjukkan dimana letak daerah *hypodense* pada citra CT scan otak. Batasan masalah kedua adalah stroke yang dideteksi merupakan jenis stroke iskemia. Batasan masalah yang terakhir adalah metode yang diterapkan merupakan metode dari penelitian-penelitian yang sudah ada sebelumnya.

1.4 Tujuan dan Manfaat

Tujuan dari tugas akhir ini adalah untuk meningkatkan kualitas terutama pada segi kontras dari hasil citra CT scan otak sehingga daerah *hypodense* pada otak akan terlihat lebih jelas dan kemudian akan mempermudah deteksi stroke iskemia.

Manfaat yang ingin dicapai dalam penelitian ini meliputi aspek teoritis dan praktis. Manfaat dari aspek teoritis yang diharapkan ialah dapat menambah wawasan yang berkaitan dengan pengolahan citra dari CT scan untuk penderita stroke iskemik. Manfaat dari aspek praktis yang diharapkan adalah dapat membantu dan

mempermudah dalam penentuan daerah *hypodense* pada citra CT scan otak untuk deteksi stroke iskemik.

1.5 Kontribusi

Kontribusi dari penelitian ini dapat dilihat dari dua aspek yaitu aspek ilmiah dan praktis. Pada aspek ilmiah, kontribusinya ialah menjadi suatu pengembangan untuk pendidikan dan penelitian dalam bidang biomedik. Penelitian ini merupakan metode untuk peningkatan kualitas citra CT Scan otak menggunakan metode DWT-CLAHE untuk deteksi awal stroke iskemia. Pada penelitian ini, metode *Discrete Wavelet Transform* digunakan untuk dekomposisi dan *denoising* kemudian dikombinasikan dengan CLAHE untuk memperjelas detail pada gambar serta meningkatkan kualitas citra CT scan otak dari segi kontrasnya sehingga akan mempermudah pendeteksian daerah *hypodense* pada otak.

Kontribusi penelitian ini pada aspek praktis adalah penelitian yang dilakukan pada tugas akhir ini dapat menjadi solusi untuk permasalahan klinis berupa kesulitan dalam pendeteksian daerah *hypodense* pada citra CT scan otak untuk deteksi awal pada stroke iskemia.

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Anatomi Otak

Cerebrum adalah area terbesar pada otak. Fungsi kesadaran dan intelektual berasal dari *cerebral hemisphere*. Sebagian besar dari cerebrum terlibat dalam memproses *somato sensory* dan infromasi gerak. *Gray matter* (materi abu-abu) pada cerebrum terletak pada *cerebral cortex* dan pada *basal nuclei* yang lebih dalam. Sedangkan *White matter* (materi putih) dari cerebrum terletak jauh di dalam *cerebral cortex* dan di sekitar *basal nuclei*.

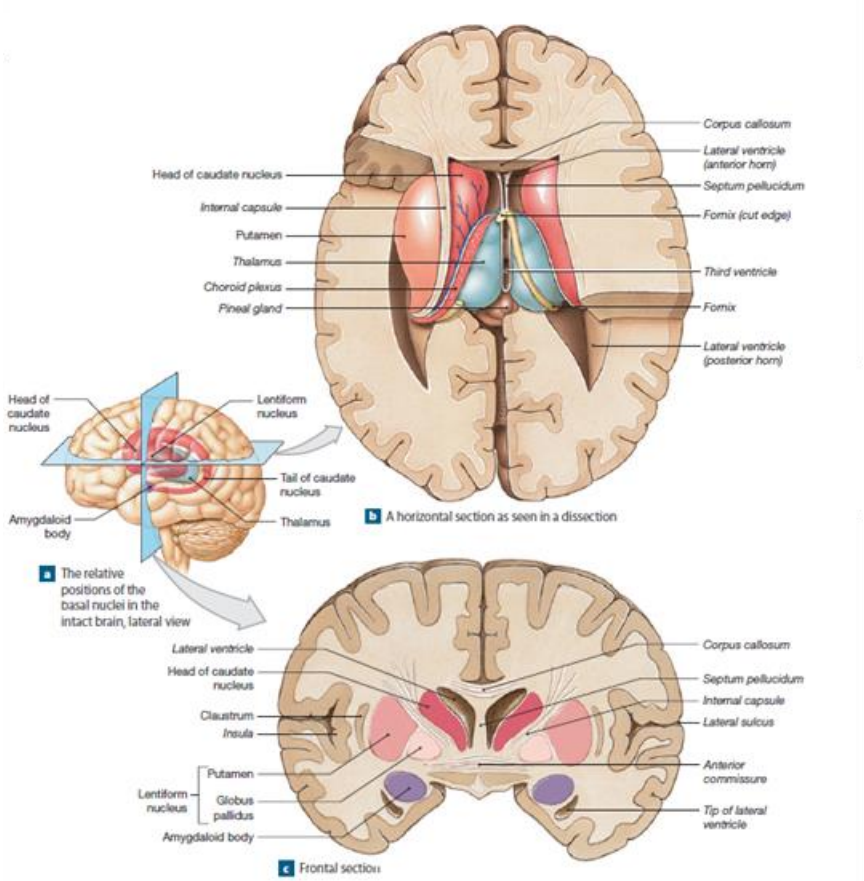
Basal nuclei adalah struktur di otak yang membantu mengontrol gerakan tubuh. *Basal nuclei* terdiri dari *gray matter* yang terletak di antara tiap *hemisphere* di dasar *lateral ventricle*. *Basal nuclei* terlibat dalam kontrol bawah sadar dari otot rangka dan koordinasi gerakan tubuh. Anatomi dari *basal nuclei* dapat dilihat pada Gambar 2.1 dan pada Gambar 2.2 ditunjukkan bagian vaskular dari otak. *Basal nuclei* merupakan bagian dari kelompok fungsional yang disebut *Basal Ganglia*. Kelompok ini terdiri dari *basal nuclei* dari cerebrum dan berhubungan dengan *motor nuclei* [12].

Fungsi dari basal ganglia bisa terganggu oleh penyakit tertentu dan dapat menyebabkan kesulitan berbicara serta bergerak. Kondisi seperti cedera kepala, tumor otak, stroke dan obat-obatan juga dapat merusak sel-sel otak dan mempengaruhi fungsi dari basal ganglia.

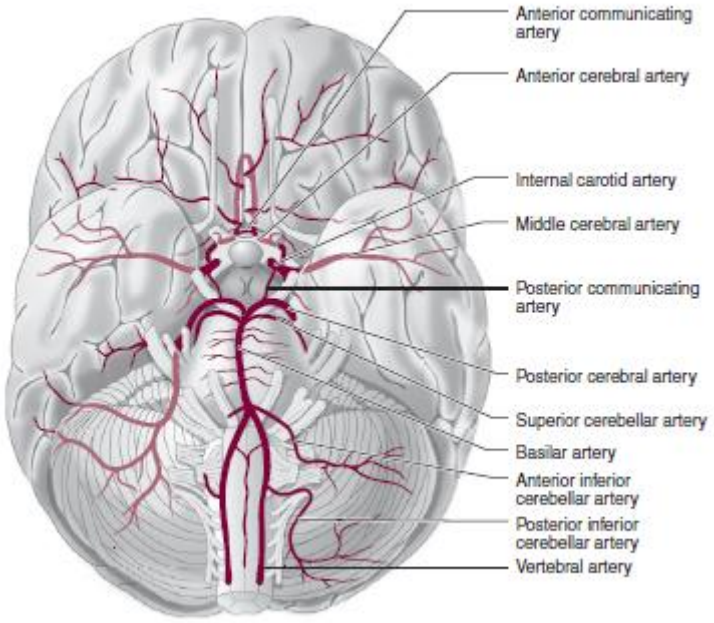
2.2 Stoke Iskemia

Stroke mengacu pada kerusakan otak atau sumsum tulang belakang yang disebabkan oleh kelainan dalam suplai darah. Istilah stroke biasanya digunakan ketika gejala muncul dengan tiba-tiba. Stroke sendiri cukup heterogen dan bukan satu kesatuan. Gangguan yang berbeda seperti pecahnya pembuluh darah besar yang menyebabkan otak dibanjiri oleh darah dan penyumbatan pembuluh darah kecil pada lokasi otak yang kecil namun strategis, kedua hal ini memenuhi syarat sebagai stroke.

Diagnosis dan *treatment* pada pasien stroke memerlukan pemahaman dasar mengenai anatomi, fisiologi dan patologi dari struktur utama yang terlibat yaitu seperti otak dan sumsum tulang belakang, jantung dan pembuluh darah yang memasok darah ke struktur ini, dan darah itu sendiri. Dokter yang merawat pasien stroke harus akrab dengan: (1) penampilan otak normal dan berbagai lobus serta daerahnya; (2) munculnya jaringan otak yang rusak oleh berbagai gangguan pembuluh darah; (3) lokasi dan jalan arteri yang biasa menyuplai otak dan sumsum tulang belakang serta vena yang mengalirkan darah dari daerah ini; (4) frekuensi, lokasi, dan penampilan penyakit pada sistem *cerebrovascular*. Banyak tes diagnostik yang digunakan, terutama pencitraan otak dan pembuluh darah.



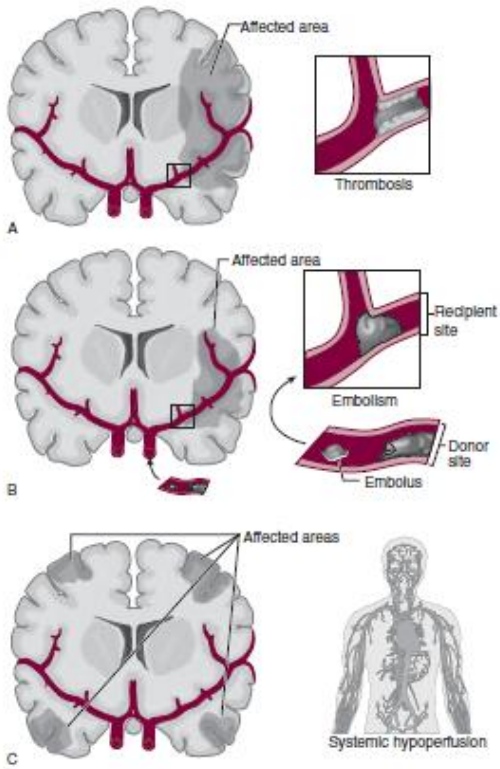
Gambar 2. 1 (a) Anatomi *basal nuclei*; (b) Potongan transversal (horizontal); (c) Bagian frontal [9].



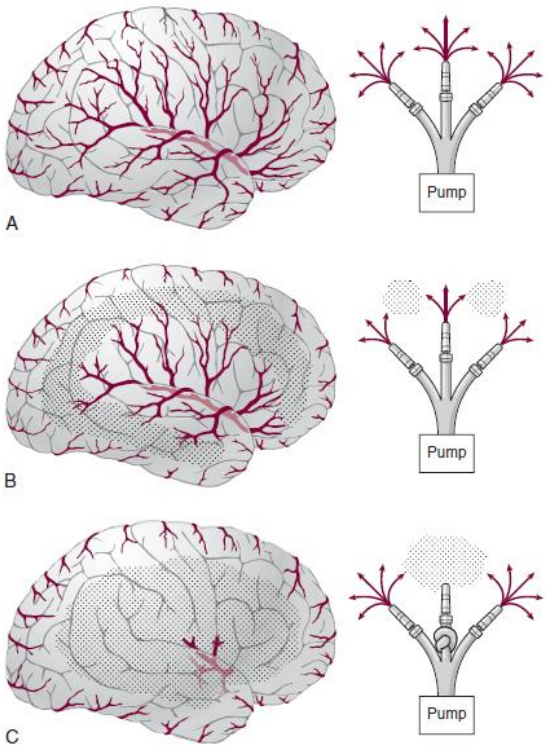
Gambar 2. 2 Bagian vaskular serebral otak *[13]*

Terdapat dua kategori utama kerusakan otak pada pasien stroke: (1) iskemia, yaitu kurangnya aliran darah yang menghambat jaringan otak dari bahan bakar dan oksigen yang dibutuhkan; (2) hemoragik, yang merupakan pelepasan darah ke otak dan ke ruang ekstravaskular pada *cranium* atau isi dalam tengkorak.

Iskemia dapat dibagi lagi menjadi tiga mekanisme yang berbeda yaitu trombosis, emboli, dan penurunan perfusi atau aliran darah di suatu wilayah otak. Trombosis mengacu pada penyumbatan aliran darah karena proses oklusif lokal dalam satu atau lebih pembuluh darah. Sedangkan dalam emboli, bahan yang terbentuk di tempat lain dalam sistem vaskular bersarang di arteri dan menghambat aliran darah. Penyumbatan dapat bersifat sementara atau dapat bertahan selama berjam-jam atau berhari-hari sebelum bergerak ke distal. Perbedaannya dapat dilihat pada Gambar 2.3. Dalam hipoperfusi sistemik (penurunan perfusi), aliran menuju jaringan otak berkurang disebabkan oleh tekanan perfusi sistemik yang rendah. Penyebab paling umumnya ialah kegagalan dalam pompa jantung (paling sering karena *miocardiac infarction* atau *arrhythmia*) dan hipotensi sistemik (karena kehilangan darah atau *hypovolemia*). Dalam kasus seperti itu, kurangnya perfusi lebih umum daripada trombosis atau emboli yang terlokalisasi dan mempengaruhi otak secara difus dan bilateral. Perfusi yang buruk paling kritits terjadi di zona perbatasan atau yang disebut *watershed regions* di periferal wilayah pasokan vaskular utama (Gambar 2.4) [13].



Gambar 2. 3 Perbedaan *thrombosis* dan emboli pada pembuluh darah *[13]*.



Gambar 2. 4 (A) pompa normal dan sirkulasi arteri; (B) tekanan pompa rendah dan iskemia pada *borderzone*. Air mengalir ke pusat pembuluh (arteri), dan daerah yang ditentukan menunjukkan aliran yang buruk. Sebaliknya, pada (C) pembuluh tersumbat dan infark pada arteri *cerebral* tengah, aliran darah kurang di pusat pasokan *[13]*.

2.3 *Computed Tomography Scan* (CT Scan)

Computed Tomography Scan atau CT Scan merupakan alat diagnostik dengan teknik radiografi yang menghasilkan gambar potongan tubuh secara melintang berdasarkan penyerapan sinar-X pada irisan tubuh yang ditampilkan pada layar monitor. *Computed Tomography (CT)* biasa juga disebut *Computed Axial Tomography (CAT)*, *Computed-assisted Tomography*, atau *Body Section Rontgenography* yang merupakan suatu proses menggunakan *digital processing* dari satu rangkaian sinar-X yang menghasilkan gambar dua dimensi. Pencitraan CT dari organ dalam misalnya tulang, jaringan lunak, dan pembuluh darah menghasilkan detail gambar yang jauh lebih jelas daripada sinar-X konvensional, terutama gambaran dari jaringan lunak dan pembuluh darah.

CT scan sudah tersedia di sebagian besar rumah sakit dan dapat menunjukkan pendarahan intraserebral atau *intracerebral hemorrhage (ICH)*. Setelah timbulnya pendarahan, *intracerebral hematoma* terlihat pada CT sebagai daerah dengan kepadatan tinggi dengan batas yang halus. Pemindaian berurutan pada beberapa pasien menunjukkan pendarahan yang berkelanjutam dengan pembesaran hematoma pada pemindaian selannjutnya. Edema berkembang pada hari-hari pertama dan terlihat sebagai tepi gelap di sekitar hematoma putih. Saat penyerapan darah berlangsung, gambar putih menjadi lebih tidak teratur dan *hypodense*. Peningkatan cincin dari zona gelap terluar mungkin terjadi dan mungkin tetap jelas selama berminggu-minggu setelah pendarahan terjadi. Pada pasien dengan hematokrit yang rendah, atau yang dilakukan pemindaian pertama pada beberapa minggu minggu setelah stroke onset, hematoma dapat terlihat seperti lesi *hypodense*.

Ketika stroke merupakan stroke iskemik, CT dapat menunjukkan infark sebagai lesi *hypodense* atau pada awalnya tetap normal. Perubahan iskemik awal pada CT scan bisa sangat halus atau tidak terlalu terlihat dalam beberapa jam pertama timbulnya gejala. Tabel 2.1 menunjukkan kelebihan dan kekurangan CT scan pada pemindaian pasien stroke [13].

2.3.1 Prinsip Kerja CT Scan

Ketika sinar x melewati pasien, sinar x mengalami pelemahan dan selanjutnya diukur oleh detektor. Detektor mengkonversi foton sinar x menjadi sinyal elektrik atau sinyal analog yang harus menjadi data digital (numerik) untuk masukan kedalam komputer. Komputer lalu melakukan proses rekonstruksi. Gambar direkonstruksi dalam bentuk numerik dan harus diubah menjadi sinay listrik untuk dapat dilihat pada monitor. Gambaran data terkait kemudian dikirim ke PACS *(Picture Archiving and Communication System)*, dimana radiologis dapat mengambil dan mengintepretasikannya. Setelah itu gambar dapat disimpan pada kaset magnetik [14].

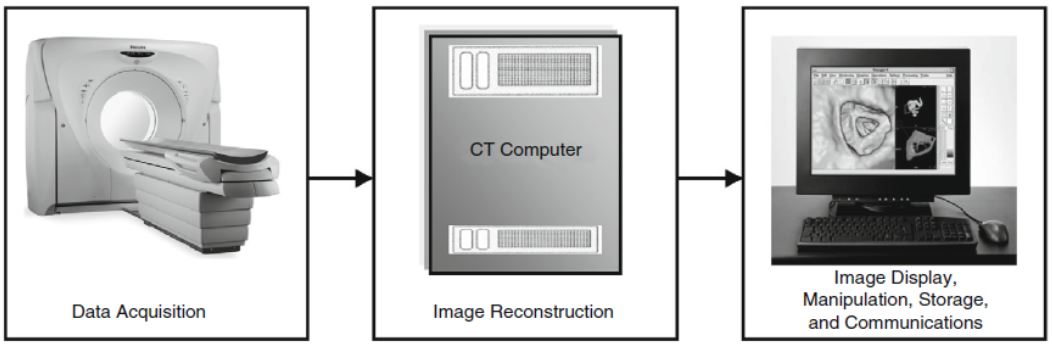
2.3.2 Proses Terbentuknya Citra CT Scan

Langkah terbentuknya citra dari Computed Tomography (CT) scan melibatkan tiga tahap yaitu, akuisisi data; rekonstruksi citra, dan *display* citra, manipulasi citra, penyimpanan dan perekaman citra. Alur terbentuknya citra CT Scan dilihat pada Gambar 2.5. [14].

1) Akuisisi Data

Istilah akuisi data mengacu pada pengukuran kumpulan dari transmisi sinar-X yang diterima pasien. Setelah sinar-X melewati pasien, sinar-X masuk ke detektor elektronik khusus yang mengukur nilai transmisi, atau nilai atenuasi. Data yang didapat dari pengukuran transmisi dicatat untuk memenuhi syarat pada proses rekonstruksi. CT Scan otak pertama mengguanakan skema akuisisi data dimana tabung sinar-X dan detektor bergerak pada garis lurus atau translasi pada kepala pasien, untuk mengumpulkan sejumlah pengukuran trasnmisi saat bergerak dari kiri ke kanan. Setelah itu tabung sinar-X dan detektor berputar 1° dan memulai lagi bergerak pada kepala pasien dari kiri ke kanan. Proses ini disebut dengan *scanning*, yang diulang hingga 180°. Akuisisi data juga melibatkan konversi sinyal elektrik yang diperoleh dari detektor elektronik yang diubah ke data digital yang dapat diproses oleh komputer menjadi citra. Skema akuisisi data CT scan dapat dilihat pada Gambar 2.6. Metode akuisisi data CT Scan ada dua, yaitu:

a. Metode konvensional *slice by slice* atau metode aksial. Prinsipnya, tabung sinar-X dan detektor bergerak mengelilingi pasien dan mengumpulkan data proyeksi pasien. Saat pengambilan data proyeksi, posisi meja berhenti. Kemudian meja pasien bergerak untuk menuju posisi kedua dan dilakukan proses *scanning* berikutnya. Demikian seterusnya.
b. Metode *spiral* atau *helical*. Pada metode ini tabung sinar-X bergerak mengelilingi pasien yang juga bergerak. Pada metode ini, berkas sinar-X membentuk pola *spiral* atau *helical*. Data untuk rekonstruksi citra pada setiap *slice* diperoleh dengan interpolasi. Teknik ini memiliki kelebihan dalam waktu yang relatif cepat.



Gambar 2. 5. Alur terbentuknya citra *[14]*

2) Rekonstruksi Gambar

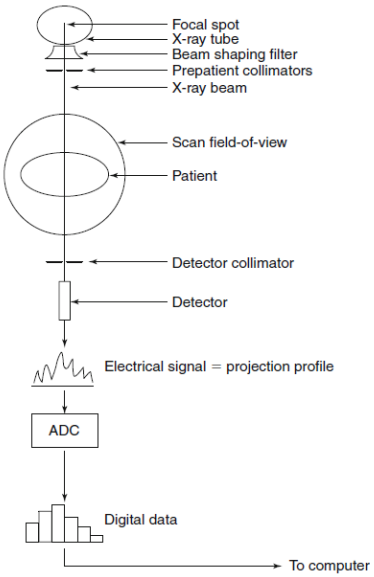
Setelah pengukuran data transmisi yang dikumpulkan oleh detektor, data tersebut akan dikirim ke komputer untuk pengolahan. Komputer tersebut menggunakan teknik matematika khusus untuk merekonstruksi citra CT ke dalam jumlah terbatas dari proses yang disebut dengan *reconstruction algorithms*. Secara umum komputer merupakan pusat dari proses CT Scan, hal ini melibatkan *minicomputer* dan terkait mikroprosesor untuk melakukan fungsi tertentu. Pada beberapa CT Scan, *array* prosesor melakukan perihtungan kecepatan tinggi dan mikroprosesor melakukan pelakasanaan citra. Skema rekonstruksi citra CT dapat dilihat pada Gambar 2.7.

3) *Display*, manipulasi penyimpanan, dan perekaman citra

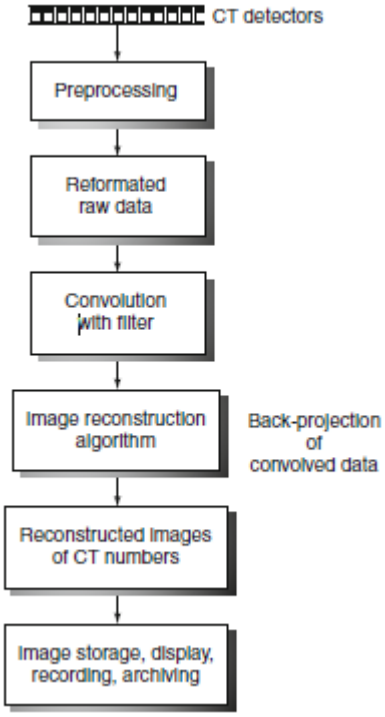
Setelah pada komputer telah melakukan proses rekonstruksi citra, hasil rekonstruksi dapat ditampilkan dan direkam untuk melihat berikutnya dan disimpan untuk analisis ulang. Tampilan monitor yang dipasang di meja kontrol memungkinkan teknisi dan radiologis untuk memanipulasi, menyimpan dan merekam citra.

Manipulasi citra atau pengolahan citra digital sering dilakukan pada citra CT. Citra dapat diubah melalui manipulasi citra untuk membuat lebih mudah dibaca oleh radiolog. Misalnya, gambaran transversal axial dapat diformat ulang menjadi bagian koronal,sagital dan paraksial. Selain itu, gambar juga bisa dilakukan pengolahan gambar lainnya seperti penghalusan gambar, *enchancement edge*, manipulasi sekala abu-abu dan proses gambar 3D.

Gambar dapat direkam kemudian disimpan dalam beberapa bentuk arsip. Gambar biasanya direkam pada film karena skala keabuannya yang luas. Gambar CT dapat disimpan pada *tape* magnetik.



Gambar 2. 6 Skema akuisisi citra CT Scan *[14]*



Gambar 2. 7 Skema rekonstruksi citra CT Scan *[14]*

Tabel 2. 1 Kelebihan dan kekurangan CT scan pada pemindaian pasien stroke *[13]*.

Kelebihan CT scan	Kekurangan CT scan
Lebih banyak tersedia, biasanya lebih mudah untuk menemukan CT scan dibandingkan MRI.	MRI lebih peka dalam mendeteksi dan melakukan pencitraan infark akut pada otak jika dibandingkan dengan CT.
CT scan dari ICH lebih mudah diinterpretasikan daripada MRI dan pada sebagian besar keadaan, menghasilkan data yang memadai untuk pengambilan keputusan klinis tanpa perlu pemindaian MRI.	CT tidak akurat dalam menggambarkan lesi yang berdekatan dengan permukaan tulang (misalkan di orbital, kutub frontal, dan lobus temporal). MRI lebih baik dalam mencitrakan batang otak dan infark *cerebral*.
Lebih mudah dibaca oleh sebagian besar dokter yang bukan stroke neurologis atau neuroradiologis.	CT tidak berguna dalam mendeteksi dan menggambarkan infark pada sumsum tulang belakang
Lebih murah dibandingkan MRI.	
Waktu pemindaian yang lebih singkat. Hal ini penting bagi pasien yang gelisah.	

2.4 Median filter

Median filter adalah proses pengolahan sinyal nonlinier berbasis statistic. Nilai *noisy* dari gambar digital digantikan oleh nilai median dari *neighborhood (mask)*. Piksel dari *mask* diberi peringkat dalam urutan *gray level*-nya, dan nilai median grup disimpan untuk menggantikan nilai *noisy*. Keluaran dari median filter ditunjukkan oleh Persamaan 2.1.

$$g(x, y) = med\{ f(x-i, y-j), i, j \in W\} \tag{2.1}$$

dimana (x, y) , $g(x, y)$ adalah gambar asli dan keluaran gambar secara berurutan. W adalah *mask* dua dimensi: ukuran *mask* adalah $n \times n$ (dimana n biasanya ganjil) seperti 3×3, 5×5, dan lain-lain. Bentuk *mask* bisa linier, kotak, lingkaran, *cross* dan lain-lain.

Karena median filter adalah filter nonlinier, analisis matematikanya relatif kompleks untuk gambar dengan *random noise*. Untuk gambar dengan mean *noise* nol dibawah distribusi normal, variansi *noise* dari median filtering ditunjukkan pada Persamaan (2.2).

$$\sigma_{med}^2 = \frac{1}{4nf^2(\bar{n})} \approx \frac{\sigma_i^2}{n + \frac{\pi}{2} - 1} \cdot \frac{\pi}{2} \tag{2.2}$$

dimana σ_i^2 adalah masukkan *power noise* (variansinya), n adalah ukuran dari *median filtering mask*, $f(\bar{n})$ adalah fungsi dari *density noise* [15]. Hasil penerapan *median filtering* dapat dilihat pada Gambar 2.8.

2.5 *Laplacian Filter*

Dalam pemrosesan citra, *Laplacian filter* seringkali merujuk pada 3×3 FIR filter sederhana. Respon impuls dari Laplacian filter ditunjukkan oleh Persamaan 2.3 [16].

Gambar 2. 8 Hasil penerapan median filter pada citra *[15]*

Gambar 2. 9 Deteksi tepi menggunakan *Laplacian Filter [16]*

$$h=\frac{4}{\alpha+1}\begin{bmatrix}\frac{\alpha}{4} & \frac{1-\alpha}{4} & \frac{\alpha}{4}\\ \frac{1-\alpha}{4} & -1 & \frac{1-\alpha}{4}\\ \frac{\alpha}{4} & \frac{1-\alpha}{4} & \frac{\alpha}{4}\end{bmatrix};0\le\alpha\le1 \tag{2.3}$$

bentuk *Laplacian filter* yang sering digunakan ditunjukkan oleh Persamaan 2.4 dan 2.5.

Laplacian 1:

$$h=\begin{bmatrix}0 & 1 & 0\\ 1 & -4 & 1\\ 0 & 1 & 0\end{bmatrix} \tag{2.4}$$

Laplacian 2:

$$h=\begin{bmatrix}1 & 1 & 1\\ 1 & -8 & 1\\ 1 & 1 & 1\end{bmatrix} \tag{2.5}$$

Properti zero-crossing dari *Laplacian filter* dapat digunakan untuk melokasi tepian pada gambar. Seringkali filter derivatif ini diterapkan pada fungsi yang dihaluskan untuk menghindari masalah dengan amplifikasi *noise* pada gambar [17]. Contoh hasil penerapan *Laplacian filter* pada suatu citra ditunjukkan oleh Gambar 2.9.

2.6 *Wavelet Transform*

Wavelet adalah fungsi yang dihasilkan dari satu fungsi tunggal Ψ oleh pelebaran dan translasi. Transformasi wavelet adalah teknik yang mengasimilasi domain waktu dan frekuensi. Transformasi wavelet merupakan representasi domain frekuensi-waktu dari sinyal yang tidak stasioner. Meskipun informasi frekuensi waktu dapat diekstraksi menggunakan *Short Time Fourier Transform (STFT)* namun transformasi wavelet adalah pendekatan yang lebih baik karena mengatasi masalah resolusi yang dimiliki oleh STFT. *Wavelet family* dihasilkan dari fungsi unik yang disebut *mother*

wavelet. Nilai fungsi waktu kontinu atau kompleks Ψ(t) terintegrasi ke nol. Fungsi ini disebut wavelet karena bentuknya yang berisolasi atau bergelombang [18].

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(\mathrm{t})\,\mathrm{dt} = 0 \tag{2.6}$$

dimana Ψ(t) merupakan kuadrat yang dapat diintegrasikan atau memiliki energi terbatas, pada *range* yang terbatas.

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2\, dt < \infty \tag{2.7}$$

dimana fungsi $\Psi_{a,b}$ adalah *mother wavelet*.

2.6.1 *Discrete Wavelet Transform (DWT)*

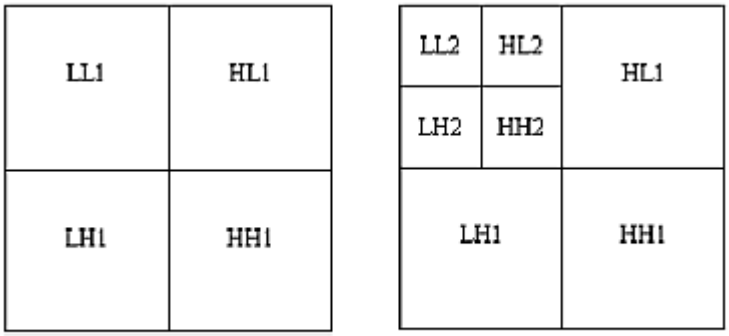
Wavelet dapat bersifat kontinu atau diskrit dan karenanya dapat diklasifikasikan sebagai *continuous wavelet transform (CWT)* atau *discrete wavelet transform (DWT).*

$$f(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty}\sum_{l=-\infty}^{\infty} d(k,l)2^{\frac{-k}{2}}\psi(2^{-k}t - l) \tag{2.8}$$

Persamaan (2.8) menggunakan nilai diskrit untuk dilatasi dan translasi. Dilatasi mengambil nilai dari bentuk $a = 2^k$, yang mana k adalah bilangan bulat. Pada setiap dilatasi 2^k, parameter translasi mengambil nilai dari bentuk $2^k l$ dimana l adalah bilangan bulat. Urutan dua dimensi $d(k,l)$ umumnya disebut sebagai *discrete wavelet transform (DWT)* [18]. *Discrete wavelet transform* adalah teknik terkomputerisasi untuk meghitung *fast wavelet transform* dari sinyal. DWT adalah solusi optimal untuk *overhead* waktu komputasi dan lebih mudah dalam pengoperasian serta implementasi. DWT dapat digunakan untuk pemrosesan citra. Saat resolusi citra meningkat, ini membutuhkan memori yang banyak pada disk, DWT digunakan untuk mengurangi ukuran gambar tanpa mengurangi kualitas dan karena hal ini resolusi citra meningkat [19].

Dalam transformasi wavelet, sinyal dalam domain waktu didekomposisi dengan melewatkannya melalui filter high pass dan low pass. Untuk menghasilkan dua versi yang berbeda, yaitu versi low pass (L) dan versi high pass (H). Versi low pass dapat didekomposisi lebih lanjut dengan mengirimkannya ke grup filter low pass (LL) dan high pass (LH). Demikian pula versi high pass dapat didekomposisi lebih lanjut dengan mengirimkannya ke grup filter low pass (HL) dan high pass (HL). Proses ini dapat dilanjutkan sampai sinyal yang diberikan didekomposisi ke level referensi yang telah ditentukan. Kemudian dalam dekomposisi mendalam akan menghasilkan sekelompok sinyal yang menentukan *frequency bands* yang berbeda tetapi secara total mewakili sinyal tunggal. Kemudian sinyal yang sesuai dengan *bands* yang berbeda dapat disatukan dengan diplot pada grafik tiga dimensi.

Dengan menerapkan DWT pada citra, citra tersebut diuraikan menjadi empat sub-band seperti pada Gambar 2.10 (a). sub-band LH1 (Low-How), HL1 (High-Low)



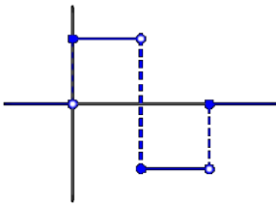
Gambar 2. 10 *Sub-band* LL, LH, HL dan HH dari sebuah gambar *[20]*

Gambar 2. 11 Ilustrasi DWT. (a) Citra asli; (b) DWT level 1 *[11]*

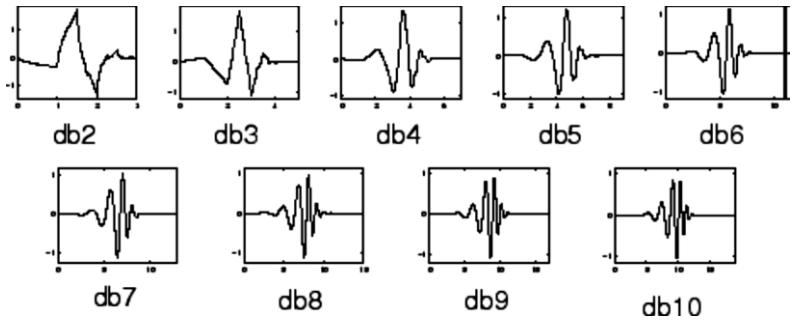
dan HH1 (High-High) mewakili koefisien wavelet skala terbaik atau disebut juga dengan citra detail. Sedangkan sub-band LL1 (Low-Low) berhubungan dengan koefisien level kasar, atau disebut juga dengan citra aproksimasi. Untuk mendapatkan tingkat koefisien wavelet kasar berikutnya, sub-band LL1 selanjutnya didekomposisi dan disampel. Kemudian ini menghasilkan dekomposisi wavelet level dua seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.10 (b). untuk mendapatkan dekomposisi selanjutnya, LL2 akan digunakan. Proses ini berlanjut hingga skala akhir tercapai [20]. Pada Gambar 2.11 diperlihatkan hasil dekomposisi citra level 1.

2.6.2 *Mother wavelet*

Ada sejumlah fungsi dasar yang dapat digunakan sebagai *mother wavelet* untuk transformasi wavelet. Karena *mother wavelet* menghasilkan semua fungsi wavelet yang digunakan dalam transformasi melalui translasi dan *scaling*, *mother wavelet* menentukan karakteristik dari transformasi wavelet yang dihasilkan. Detail dari pengaplikasian transformasi wavelet harus diperhitungkan saat memilih *mother wavelet* agar transformasi wavelet dapat digunakan secara efektif [18].



Gambar 2. 12 Haar wavelet *[22]*



Gambar 2. 13 Daubechies Wavelet *[21]*

a. Haar Wavelet

Ditemukan oleh adalah ahli matematika Alfred Haar, merupakan wavelet pertama dan paling sering digunakan. Haar wavelet adalah urutan tertentu dari fungsi berbentuk persegi yang disusun kembali dan membenruk keluarga wavelet atau basis. Kekurangan dari segi teknisnya adalah Haar wavlelet tidak dapat dibedakan [21]. Haar wavelet ditunjukkan pada Gambar 2.12.

b. Daubechies Wavelet

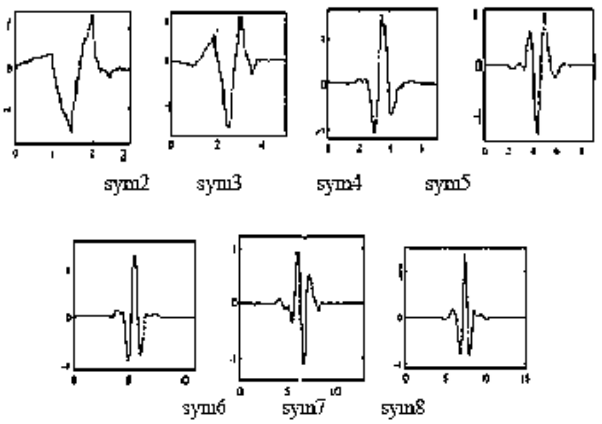
Ingrid Daubechies menemukan *compactly supported orthonormal wavelets*, yang merupakan salah satu penemuan paling penting dalam dunia penelitian wavelet sehingga membuat analisis DWT dapat dilakukan. Wavelet dalam keluarga Daubechies ditulis sebagai dbN, dimana N adalah urutannya. Daubechies merupakan wavelet yang bersifat ortogonal [21]. Daubechies wavelet ditunjukkan pada Gambar 2.13.

c. Coiflet Wavelet

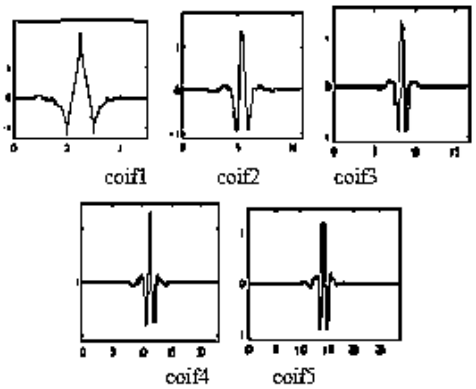
Fungsi wavelet ini memiliki momen 2N sama dengan 0 dan fungsi skala memiliki momen 2N-1 sama dengan 0. Kedua fungsi memiliki dukungan panjang 6N-1. Coiflet wavelet memiliki grafik yang hampir simetris. Wavelet ini mirip dengan daubechies wavelet, yaitu memiliki *vanishing moments* yang besar [21]. Coiflet wavelet ditunjukkan pada Gambar 2.15.

d. Symlet Wavelet

Symlet wavelet adalah "*symmetrical wavelet*". Wavelet ini dirancang sehingga wavelet ini memiliki sifat asimetris dan jumlah maksimum *vanishing moments* yang paling sedikit [22]. Symlet wavelet ditunjukkan pada Gambar 2.14.



Gambar 2. 14 Symlet Wavelet *[22]*

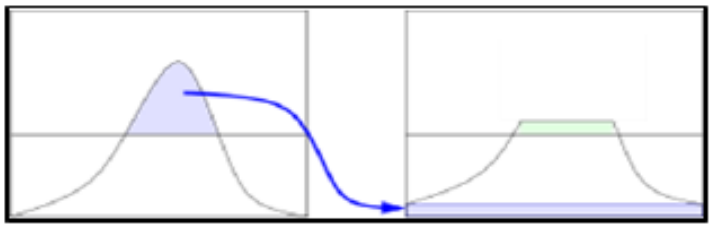


Gambar 2. 15 Coiflet wavelet *[22]*

2.7 *Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)*

Contrast Limited Adaptive Histogram Equalizatioin (CLAHE) berbeda dari *adaptive histogram equalization* umum terutama pada pembatasan kontrasnya. Fitur ini juga dapat diterapkan pada *histogram equalization* global, sehingga menimbulkan *Contrast Limited Histogram Equalization (CLHE)*, yang mana jarang digunakan pada praktiknya. Dalam metode CLAHE, prosedur pembatasan kontras harus diterapkan untuk setiap lingkungan tempat fungsi transformasi diturunkan. CLAHE dikembangkan untuk mencegah amplifikasi *noise* yang berlebihan yang dapat disebabkan oleh *Adaptive Histogram Equalization (AHE)*. Hal ini dicapai dengan membatasi peningkatan kontras dari AHE. Aplifikasi kontras di sekitar nilai piksel yang diberikan oleh kemiringan *cumulative distribution function (CDF)* dan karenanya untuk nilai histogram pada nilai piksel tersebut.

CLAHE membatasi amplifikasi dengan memotong histogram pada nilai yang telah ditentukan sebelum menghitung CDF. Nilai dimana histogram dipotong, yang disebut batas klip, tergantung pada normalisasi histogram dan dengan demikian pada



Gambar 2. 16 Konsep dari *Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization [23]*

ukuran *neighborhood region.* Nilai umum membatasi yang membatasi aplifikasi yang dihasilkan adalah antara 3 dan 4. Kemudian bagian histogram yang melebihi batas klip tidak dibuang, tetapi didistribusikan secara merata di antara semua *histogram bins* (Gambar 2.16). Redistribusi akan mendorong beberapa *bins* melebihi batas klip lagi (bagian yang diarsir hijau pada Gambar 2.16), menghasilkan batas klip efektif yang lebih besar dari batas yang ditentukan dan nilai eksak tergantung pada gambar. Jika masih belum sesuai yang diinginkan, prosedur redistribusi dapat dilakukan secara berulang sampai kelebihannya dapat diabaikan [23].

2.8 Segmentasi Citra

Citra dianggap sebagai salah satu media paling utama dalam memperoleh suatu informasi. Segmentasi citra memiliki peran penting dalam segmentasi citra medis. Segmentasi merupakan langkah utama dalam analisis citra medis. Segmentasi dapat dilakukan dengan berbagai metode. Baik secara konvensional atau menggunakan kecerdasan buatan seperti *fuzzy logic* dan beberapa algoritma *machine learning* lainnya.

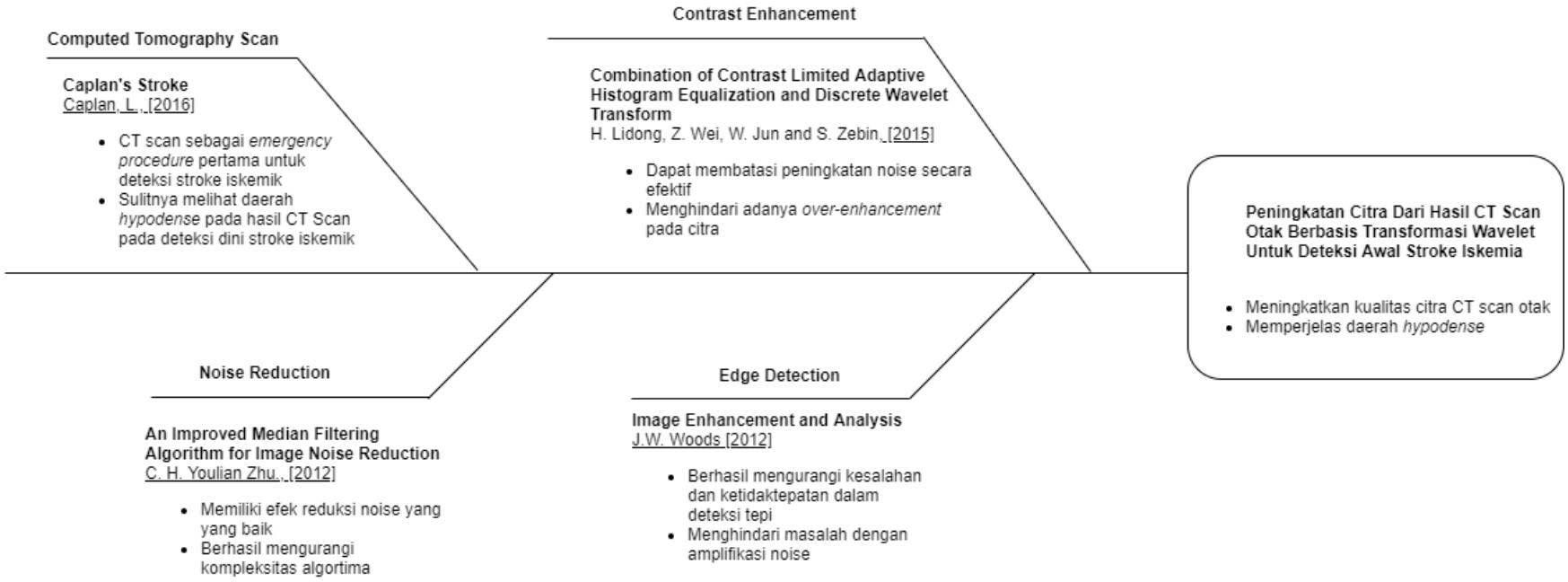
Salah satu metode untuk melakukan segmentasi pada citra yaitu dengan menggunakan *threshold* tertentu yang ditetapkan. Segmentasi dengan *thresholding* adalah pendekatann sederhana namun cukup baik untuk mensegmentasi gambar yang memiliki intensitas warna yang berbeda dengan *background*nya. Metode ini berfungsi untuk mengubah citra menjadi citra biner yaitu dengan memilih *threshold* T tertentu kemudian membagi piksel citra menjadi beberapa bagian dan memisahkan objek dengan *background* [24].

2.9 Rasional

Secara umum, rasional dalam penelitian ini digambarkan dalam *fish bone diagram* pada Gambar 2.17. seperti yang sudah dijelaskan pada bagian sebelumnya, stroke mengacu pada kerusakan otak atau sumsum tulang belakang yang disebabkan oleh kelainan dalam suplai darah. Istilah stroke biasanya digunakan ketika gejala muncul dengan tiba-tiba. Stroke sendiri cukup heterogen dan bukan satu kesatuan. Gangguan yang berbeda seperti pecahnya pembuluh darah besar yang menyebabkan otak dibanjiri oleh darah dan penyumbatan pembuluh darah kecil pada lokasi otak yang kecil namun strategis, kedua hal ini memenuhi syarat sebagai stroke. Terdapat

dua kategori utama kerusakan otak pada pasien stroke: (1) iskemia, yaitu kurangnya aliran darah yang menghambat jaringan otak dari bahan bakar dan oksigen yang dibutuhkan; (2) hemoragik, yang merupakan pelepasan darah ke otak dan ke ruang ekstravaskular pada *cranium* atau isi dalam tengkorak. Ketika stroke merupakan stroke iskemik, CT dapat menunjukkan infark sebagai lesi *hypodense* atau pada awalnya tetap normal. Perubahan iskemik awal pada CT scan bisa sangat halus atau tidak terlalu terlihat dalam beberapa jam pertama timbulnya gejala. Tabel 2.1 menunjukkan kelebihan dan kekurangan CT scan pada pemindaian pasien stroke [13].

Pada pendeteksian awal stroke iskemia digunakan CT scan. CT scan seringkali digunakan sebagai pemeriksaan radiologis pertama yang dilakukan jika ada kecurigaan stroke. CT merupakan cara yang relatif cepat untuk membedakan kondisi yang mungkin "meniru" stroke iskemik dan mungkin memerlukan pengobatan yang berbeda. Dibalik kelebihan CT scan, terdapat kekurangannya yaitu ketika dilakukan *scanning* awal, daerah *hypodense* pada otak pasien tidak bisa terlihat secara jelas. Tanda-tanda awal infark, seperti kehilangan delineasi sulcal, mengaburkan inti lentiformus, kehilangan pita insular dan/atau *hyperdense* arteri selebral menengah (MCA) terdeteksi cukup halus (tidak begitu terlihat) pada CT atau bahkan tidak terlihat. Daerah *hypodense* akan terlihat ketika dilakukan *scanning* berikutnya sekitar 1-2 jam setelah stroke onset pertama kali. Dengan masalah ini, ada kebutuhan untuk metode yang memungkinkan radiologis yang masih kurang berpengalaman untuk secara tepat mendeteksi tanda-tanda iskemia dini sesegera mungkin untuk memberikan *treatment* yang tepat [6]. Metode *discrete wavelet transform* yang dikombinasikan dengan *contrast limited adaptive histogram enhancement* dapat menghindari adanya *noise enhancement* dan *over-enhancement* pada sebuah citra [11]. Sehingga dengan menerapkan metode ini, daerah *hypodense* pada otak akan terlihat lebih jelas.



Gambar 2. 17 *Fishbone* Diagram

BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1 Diagram Blok Sistem

Dalam studi ini diusulkan metode peningkatan citra CT scan otak untuk deteksi awal stroke iskemia. Secara umum, alur kerja sistem yang akan dibuat dijelaskan dalam diagram blok pada Gambar 3.1. Setelah citra hasil CT scan otak didapatkan, dilakukan *pre-processing* yang berfungsi untuk mengubah dimensi serta mereduksi *noise* yang ada pada citra input. Kemudian pada blok *image enhancement*, diterapkan *laplacian filter* untuk segmentasi daerah otak dengan tengkorak sehingga akan dihasilkan citra CT Scan otak tanpa tengkorak. Kemudian citra ini akan masuk ke proses peningkatan citra dengan metode *Discrete Wavelet Transform* yang dikombinasikan dengan *Contrast Limited Adaptive Histogram Enhancement.* Proses ini berguna untuk memperbaiki kualitas citra terutama dari segi kontras citra untuk memperjelas daerah *hypodense* dari otak yang merupakan tanda dari stroke iskemia.

3.2 Data

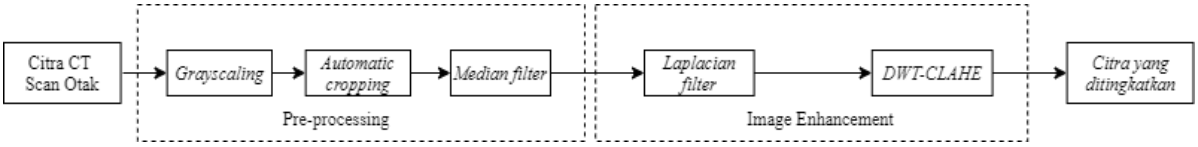
Data yang digunakan dalam penelitian ini merupakan data *open source* yang diperoleh dari *https://radiopaedia.org/cases* dan *https://neuroradiologycases.com* [25] [26]. *Dataset* merupakan hasil citra CT Scan otak pasien stroke iskemia yang belum dilakukan peningkatan atau pengolahan citra. Jumlah *dataset* yang digunakan untuk pengujian ini sebanyak 20 data.

3.3 *Pre-processing*

Pada tahapan ini, dataset citra yang telah diunduh kemudian menjadi input dari *pre-processing* citra. Kemudian data dimuat ke dalam *workspace* Jupyter Notebook. Kemudian data diubah ke dalam bentuk *grayscale,* setelah itu dilakukan proses *automatic cropping* kemudian dilakukan *filtering* untuk meminimalisir *noise* dengan menggunakan *Median Filter*.

3.3.1 *Grayscale*

Citra pada dataset terbaca sebagai citra RGB dengan *array* [lebar, panjang, 3]. Sehingga, untuk memudahkan pemrosesan pada penelitian ini, citra masukan diubah menjadi *grayscale* atau dua dinmensi yang memiliki *array* [lebar, panjang,2].



Gambar 3. 1 Diagram blok sistem

3.3.2 *Automatic Cropping*

Tahap pertama dalam proses ini adalah citra yang telah melalui proses *grayscaling* akan masuk ke dalam proses *thresholding*. Proses ini menghasilkan citra dengan intensitas warna *binary* atau hitam dan putih. Hasil dari *thresholding* akan sangat membantu dalam menentukan batasan objek pada suatu citra.

Tahap berikutnya ialah *contour*. *Contour* berfungsi untuk menemukan batasan citra yang akan diproses di tahap selanjutnya dengan cara memberikan gambaran pada garis tepi terluar dari citra tersebut. Proses ini berguna untuk menentukan titik-titik yang akan digunakan dalam proses *automatic cropping*.

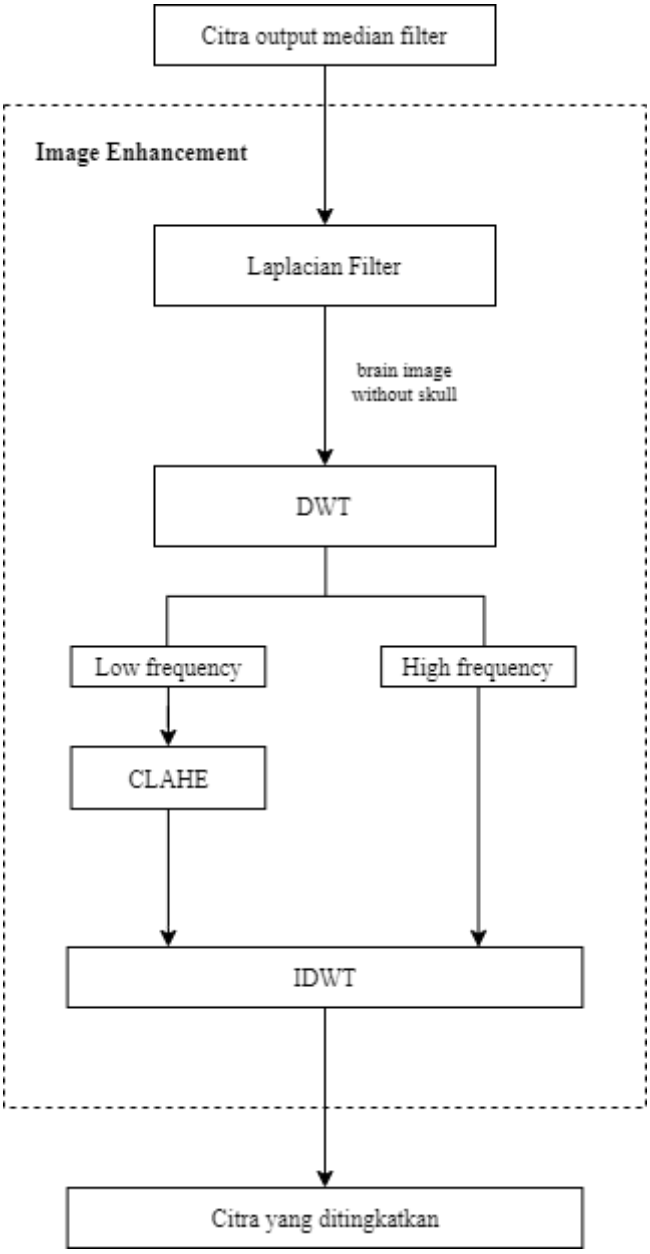
Tahapan terakhir adalah menentukan lokasi dari *extreme point* pada citra *contour*. Proses ini dilakukan untuk mendapatkan titik paling atas, paling bawah, paling kanan dan paling kiri untuk memotong tepian luar *contour* dengan *backgroundnya*. Hasil akhir dari proses *automatic cropping* akan dijadikan citra masukkan untuk proses reduksi *noise* menggunakan *median filter*.

3.3.3 *Median Filter*

Pada proses *Median Filter*, data yang digunakan untuk menghitung median terdiri dari kumpulan data yang ganjil. Hal ini disebabkan karena dengan jumlah data yang ganjil, maka piksel yang akan diproses berada di tengah. Pada median filter digunakan matriks *neighborhood* atau tetangga piksel yang berdimensi $N \times N$ dapat juga disebut sebagai *kernel*. Dari kernel tersebut kemudian data yang ada akan diurutkan nilainya. Setelah itu, nilai piksel yang baru dicari dengan menggunakan perhitungan median. Nilai median inilah yang nantinya akan menggantikan piksel yang berada di posisi tengah dari matriks *kernel*.

3.4 Peningkatan Citra

Tahap peningkatan citra terdiri dari dua tahap yaitu tahap segmentasi bagian otak dari tengkorak yang dilakukan dengan pendeteksian tepi menggunakan laplacian filter kemudian dilanjutkan dengan tahap dekomposisi, *denoising* dan peningkatan kontras citra menggunakan kombinasi dari metode *Discrete Wavelet Transform (DWT)* dan CLAHE. Diagram blok proses peningkatan citra dapat dilihat pada Gambar 3.2.



Gambar 3. 2 Diagram blok proses peningkatan citra

3.4.1 *Laplacian Filter*

Seperti yang telah dijelaskan pada bab sebelumnya, *laplacian filter* digunakan untuk mempertajam tepian bagian otak pada citra CT scan. Kemudian setelah diterapkan filter ini, citra akan diproses dan dicari *maximum contour* pada citra. kemudian citra otak dan tengkorak akan tersegmentasi.

3.4.2 DWT-CLAHE

Pada tahap pengolahan citra berikutnya, digunakan metode *discrete wavelet transform* untuk denoising citra. Pada tahap ini citra dilakukan dekomposisi menggunakan *mother wavelet* yang ditentukan. Pertama-tama, citra masukan didekomposisi menjadi komponen frekuensi rendah dan frekuensi tinggi menggunakan *discrete wavelet transform*. Komponen masing-masing mewakili informasi perkiraan *(approximation)* dan detail dari citra masukan. Komponen frekuensi tinggi dijaga dan tidak diberikan perlakuan apapun dan hanya menerapkan CLAHE pada komponen frekuensi rendah. Setelah itu, dilakukan rekonstruksi menggunakan *Inverse Discrete Wavelet Transform* dari koefisien frekuensi rendah yang telah dilakukan peningkatan menggunakan CLAHE dan koefisien frekuensi tinggi yang tidak diberikan perlakuan apapun [11].

3.5 Pengujian Performansi

Penyempurnaan citra atau peningkatan kualitas citra digital bisa bersifat subjektif. Menilai suatu metode dapat meningkatkan kualitas suatu citra dapat bervariasi bagi subjek yang melihatnya. Maka dari itu, untuk mengukur efek dari peningkatan citra, langkah-langkah penrhitungan secara kuantitatif perlu dilakukan. Pada penelitian ini dilakukan perhitungan *Mean Square Error*, *Peak-to-peak Signal to Noise Ratio* dan entropi diskrit.

3.5.1 MSE dan PSNR

Peak Signal to Noise Ratio atau PSNR adalah perbandingan antara nilai maksimum dari citra yang diukur dengan besarnya *noise* terdistorsi yang berpengaruh pada citra tersebut. PSNR diukur dalam satuan desibel logaritmik. Pada penelitian ini, PSNR digunakan untuk mengetahui perbandingan kualitas citra masukan sebelum dan sesudah diterapkan median filter 3×3. Untuk menentukan PSNR, terlebih dahulu harus ditentukan Mean Square Error (MSE). MSE adalah nilai error kuadrat rata-rata antara kedua citra tersebut. Representasi matematis dari MSE dan PSNR ditunjukkan pada Persamaan (3.1) dan (3.2) [27].

$$MSE = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} \left[I(i, j) - K(i, j) \right]^2 \tag{3.1}$$

$$PSNR = 10\log_{10}\left(\frac{MAX_i^2}{MSE}\right) \tag{3.2}$$

3.5.2 Entropi Diskrit

Entropi adalah ukuran konten informasi dari sebuah citra yang dapat diartikan sebagai ketidakpastian rata-rata dari sumber informasi. Entropi diskrit adalah penjumlahan dari probabilitas hasil dikalikan dengan *log* kebalikan dari probabilitas hasil, dengan mempertimbangkan semua hasil yang memungkinkan {1, 2, …, n} dalam kejadian $\{x_1, x_2, \ldots, x_n\}$ dengan n adalah tingkat abu-abu atau *gray level*; p(i) adalah probabilitas pada tingkat abu-abu dari i, yang berisi semua jumlah histogram. Entropi diskrit dapat ditulis sebagai Persamaan (3.3) dan (3.4)

$$H(X) = -\sum_{i=1}^{k} p(i)\log_2 p(i) \tag{3.3}$$

$$\sum_{i=1}^{k} p(i) = 1 \tag{3.4}$$

Entropi diskrit adalah perhitungan statistik dari keacakan atau *randomness*. Untuk pemrosesan citra, entropi diskrit adalah sebuah ukuran berapa banyak bit yang diperlukan untuk pengkodean data citra. Entropi mewakili jumlah rata-rata informasi yang disampaikan dari setiap citra. Entropi dari citra yang telah disempurnakan atau ditingkatkan lebih tinggi dari citra aslinya. Dari aspek lain, ini menunjukkan bahwa citra yang disempurnakan relatif lebih kompleks. Citra yang relatif kompleks memiliki entropi yang lebih tinggi daripada citra yang relatif sederhana. Ketika piksel dalam citra didistribusikan di antara lebih banyak tingkat abu-abu, nilai dari entropi diskirit meningkat [28].

3.5.3 *Universal Image Quality Index (UIQI)*

Wang dan Bovik mengusulkan cara untuk mengukur indeks kualitas gambar secara universal [29], perhitungan ini memecah perbandingan antara gambar asli dan gambar terdistorsi menjadi tiga perbandingam yaitu pencahayaan, kontras dan perbandingan structural, seperti yang ditunjukkan pada Persamaan yang dijelaskan pada [30].

$$l(x, y) = \frac{2\mu_x\mu_y}{\mu_x^2 + \mu_y^2} \tag{3.5}$$

$$c(x, y) = \frac{2\sigma_x\sigma_y}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2} \tag{3.7}$$

$$s(x, y) = \frac{2\sigma_{xy}}{\sigma_x + \sigma_y} \tag{3.8}$$

dimana $\mu_x\mu_y$ menyatakan nilai mean dari gambar asli dan gambar terdistorsi. Kemudian, $\sigma_x\sigma_y$ merupakan standard deviasi dari gambar asli dan terdistorsi, dan σ_{xy} adalah kovarian dari kedua gambar.

Berdasarkan ketiga perbandingan tersebut, UIQI dinyatakan dalam Persamaan (3.8). UIQI akan mengukur intensitas pencahayaan pada suatu gambar.

$$UIQI(x.y) = l(x,y)c(x,y)s(x,y)$$

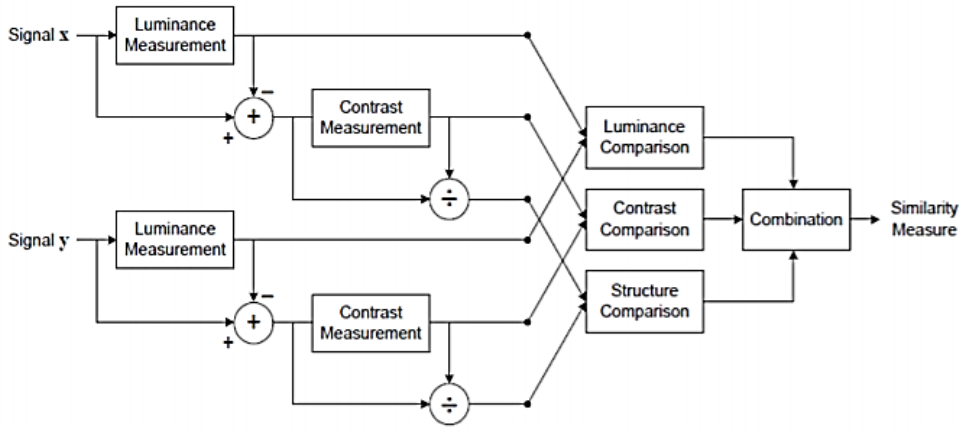
$$UIQI(x.y) = \frac{4\mu_x \mu_y \mu_{xy}}{\left(\mu_x^2 + \mu_y^2\right) + \left(\sigma_x^2 + \sigma_y^2\right)} \tag{3.9}$$

3.5.4 *Structural Similarity (SSIM)*

Wang, *et al.* [29], mengusulkan *Structural Similarity Index* (SSIM) untuk memperbaiki kekurangan dari UIQI. Sistem perhitungan SSIM dapat dilihat pada Gambar 3.3.

Pertama, gambar asli dan terdistorsi dibagi menjadi blok berukuran 8×8 dan kemudian blok dikonversi menjadi vektor. Kemudian, dua nilai mean dan dua nilai standard derivasi dan satu nilai kovarian dihitung dari gambar. Terakhir, perbandingan pencahayaan, kontras dan struktur berdasarkan nilai statistik dihitung seperti pada perhitungan UIQI, indeks kesamaan struktural antara gambar x dan y dihitung berdasarkan Persamaan (3.9). SSIM menunjukkan tingkat kemiripan suatu citra dengan citra aslinya.

$$SSIM(x,y) = \frac{(2\mu_x \mu_y + c_1)(2\mu_x \mu_y + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_1)} \tag{3.10}$$



Gambar 3. 3 Diagram pengukuran SSIM *[30]*

BAB 4 PENGUJIAN SISTEM

4.1 *Pre-processing*

Pada tahap *pre-processing*, citra yang digunakan diambil dari dataset yang ada pada website *radiopaedia.org* dan *neuroradiologycases.com*. Dataset tersebut berisi 20 gambar otak pasien yang mengalami stroke iskemia dengan ciri bagian otak yang mengalami *hypodense* atau kekurangan asupan oksigen. Pada pengujian ini citra infark5.jpg , infark6.jpg dan infark15.jpg dipilih untuk kemudian dilakukan pengujian. Citra tersebut kemudian dibaca dengan menggunakan *library* OpenCV pada *workspace* Jupyter Notebook. Warna dari citra tersebut adalah RGB. Nilai matriks tersebut kemudian yang akan menjadi masukan operasi matriks untuk tahap *grayscaling* dan *median filter*.

4.1.1 *Grayscaling*

Pada tahap ini, citra dipanggil dalam program lalu ditampilkan. Lokasi citra pada berkas komputer dituliskan secara manual dalam *source code*. Citra tersebut terbaca sebagai sebuah *array* dengan ukuran [lebar, panjang, 3]. Nilai 3 pada matriks menunjukkan bahwa citra masih memiliki tipe kanal warna RGB, sehingga untuk memudahkan pemrosesan pada penelitian ini, masukan citra diubah ke dalam citra *grayscale* atau citra dua dimensi yang memiliki *array* dengan ukuran [lebar, panjang, 2]. Citra hasil *grayscaling* dapat dilihat pada Gambar 4.1.

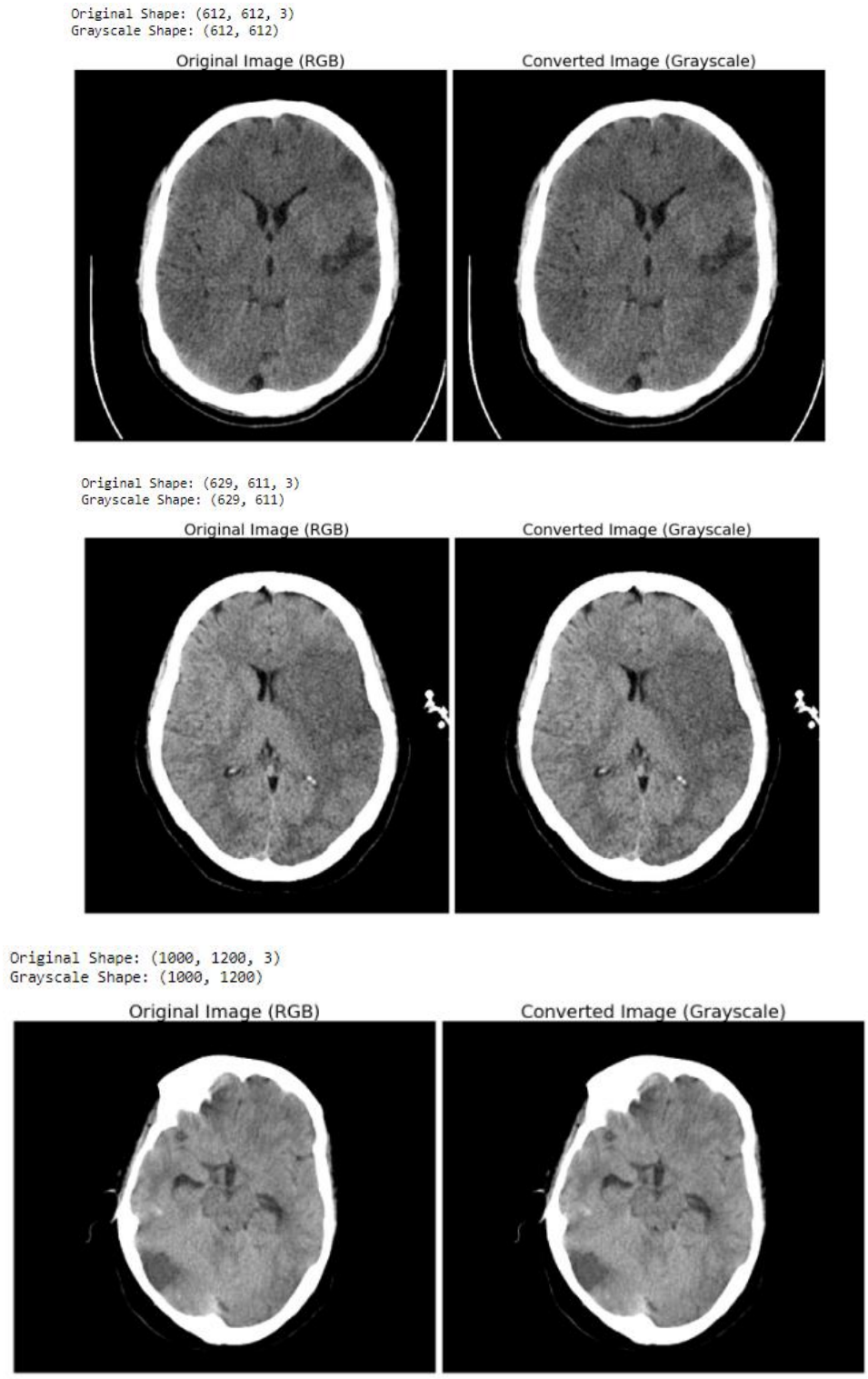
4.1.2 *Automatic Cropping*

Tahap pertama dalam proses ini adalah citra yang telah melalui proses *grayscaling* akan masuk ke dalam proses *thresholding*. *Threshold* merupakan proses konversi citra *grayscale* menjadi citra biner atau hitam putih. Nilai *threshold* yang digunakan yaitu 50. Jika nilai piksel pada citra melebihi 50, maka nilai piksel tersebut ditetapkan menjadi 255. Jenis *threshold* yang digunakan yaitu *binary threshold*. Selanjutnya dilakukan proses penipisan *erode* dan penebalan atay *dilate* selama 2 iterasi yang bertujuan untuk menghilangkan beberapa bagian kecil yang terdapat *noise*. Citra yang telah di *threshold* ditunjukkan pada Gambar 4.2.

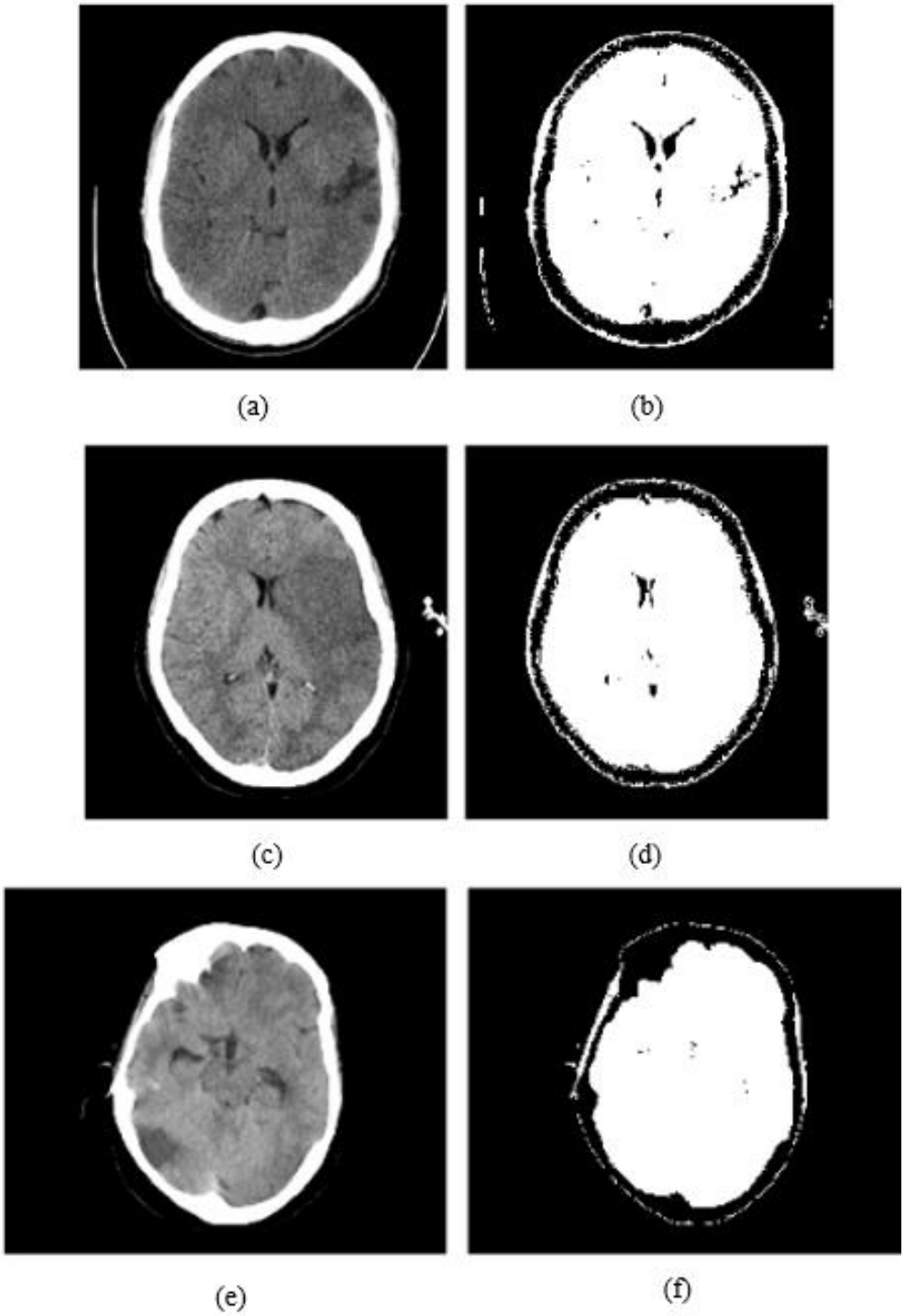
Tahap berikutnya ialah *contour* yang berfungsi untuk menemukan batasan citra yang akan diproses di tahap selanjutnya dengan cara memberikan gambaran pada garis tepi terluar dari citra tersebut. Proses ini berguna untuk menentukan titik-titik yang akan digunakan dalam proses *automatic cropping*. Mode pengambilan kontur memakai mode pengambilan eksternal yang akan mengambil kontur bagian luar dari objek pada citra. Mode pendekatan yang digunakan yaitu metode *simple*.

Tahapan terakhir adalah menentukan lokasi dari *extreme point* pada citra *contour*. Proses ini dilakukan untuk mendapatkan titik paling atas, paling bawah, paling kanan dan paling kiri untuk memotong tepian luar *contour* dengan *backgroundnya*. Hasil akhir dari proses *automatic cropping* akan dijadikan citra masukkan untuk proses

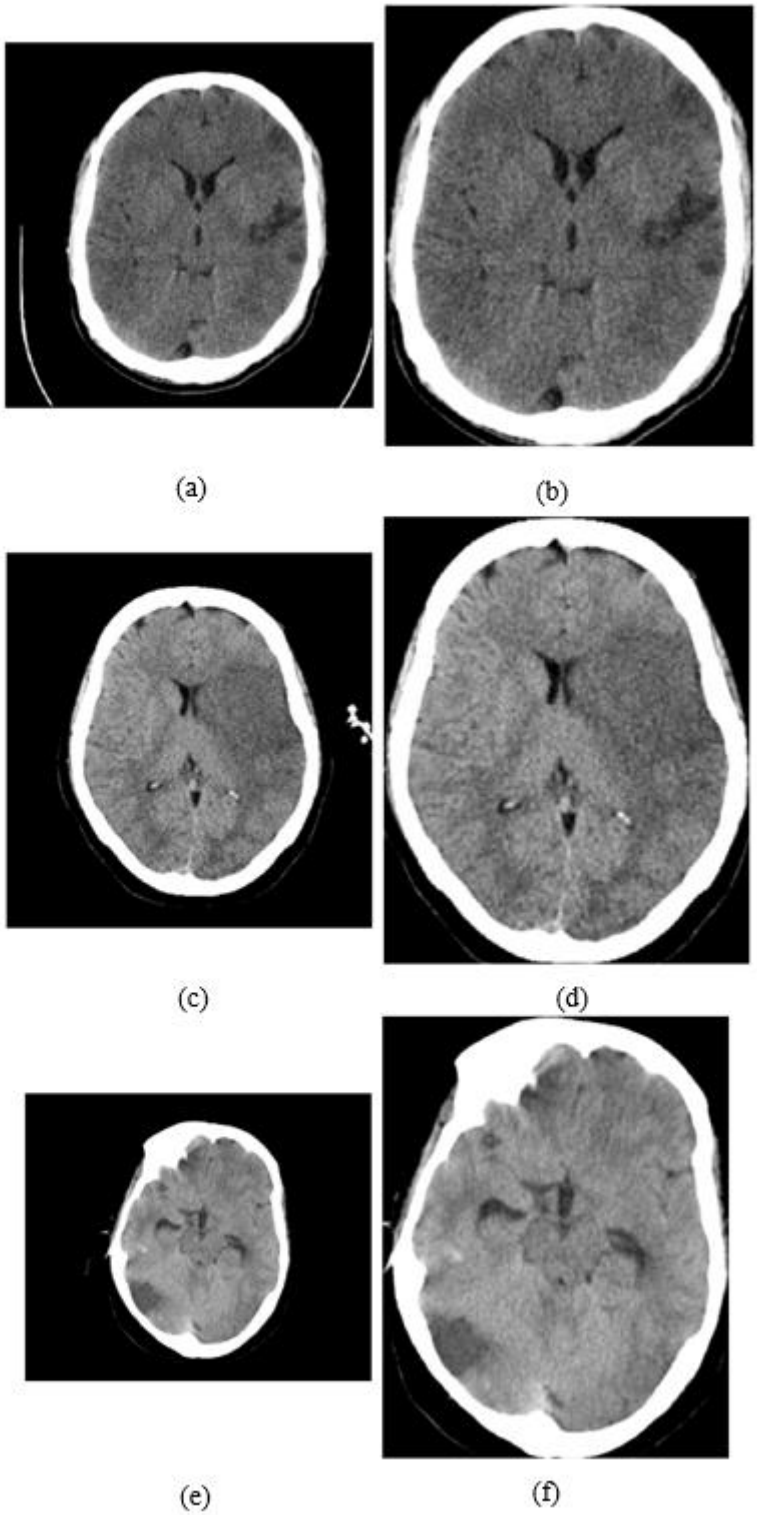
reduksi *noise* menggunakan *median filter*. Hasil *automatic cropping* dapat dilihat pada Gambar 4.3.



Gambar 4. 1 Hasil proses *grayscaling*



Gambar 4. 2 Hasil *thresholding*

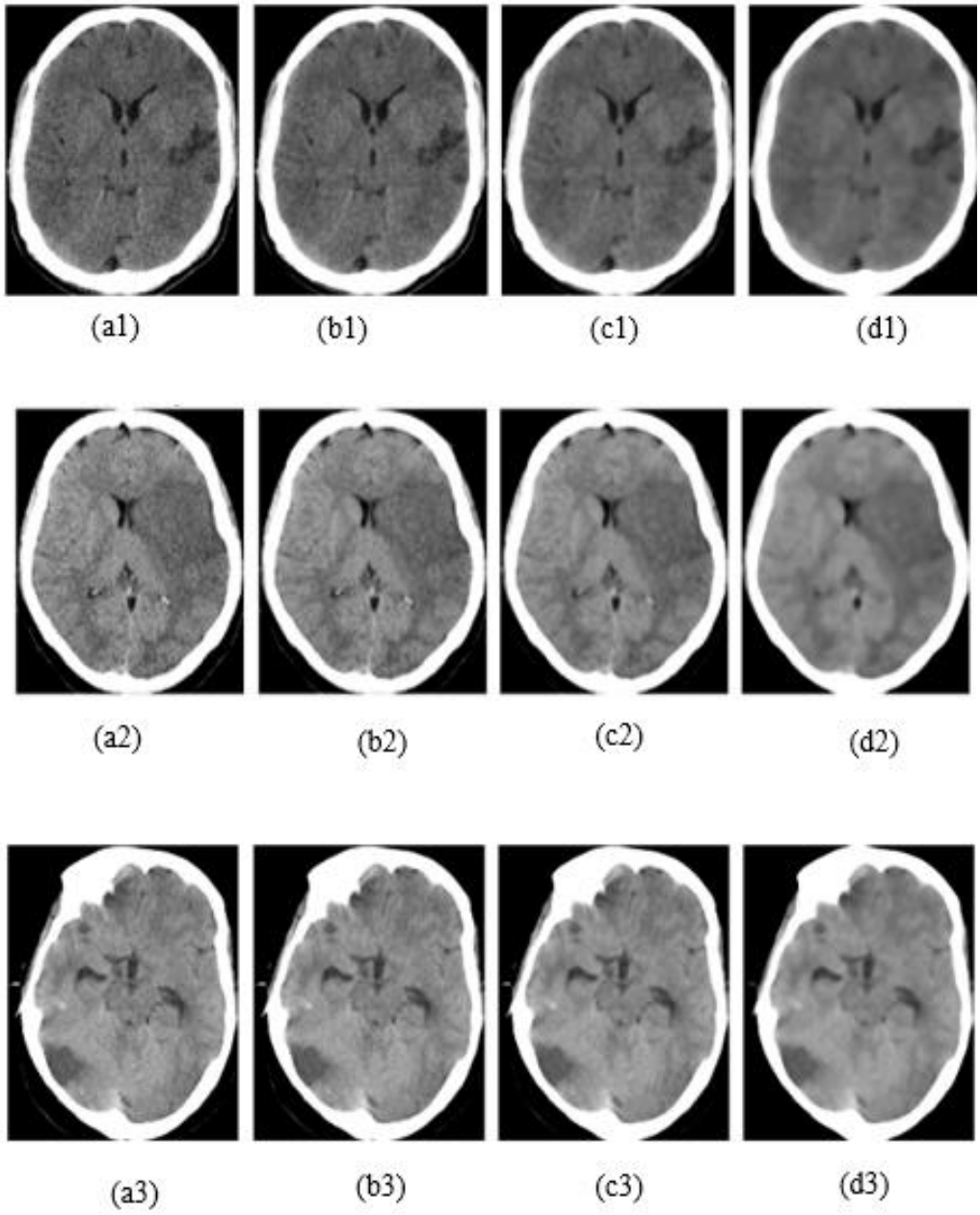


Gambar 4. 3 Hasil *automatic cropping*

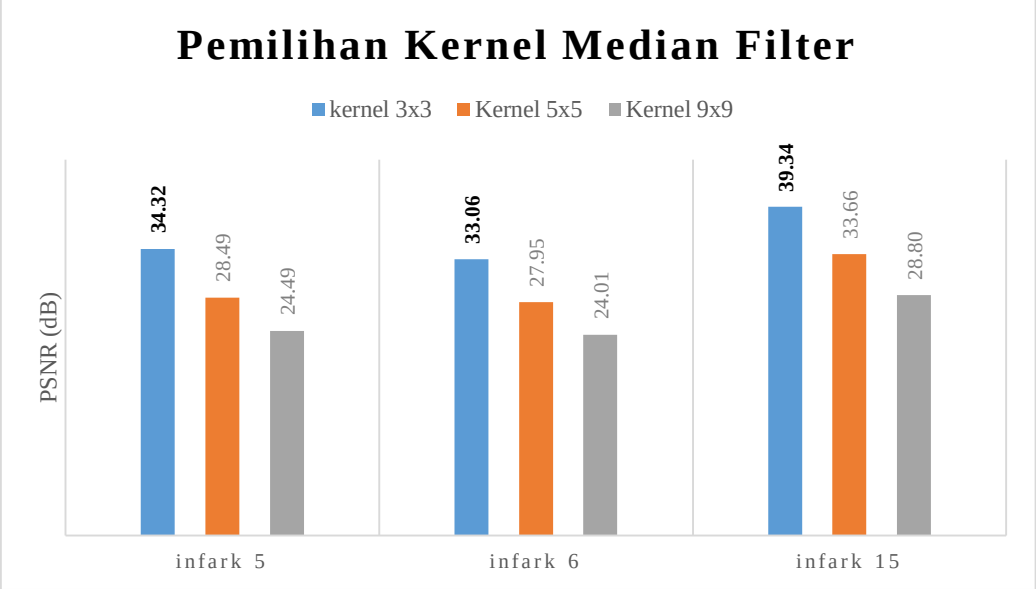
4.1.3 *Median Filter*

Pada proses median filter, data yang digunakan unruk menghitung median terdiri dari kumpulan data yang ganjil. Hal ini disebabkan karena dengan jumlah data yang ganjil, maka piksel yang akan diproses dapat berada di tengah. Pada median filter digunakan matriks *neighborhood* atau tetangga piksel yang berdimensi NxN dapat juga disebut sebagai *kernel*. Dari kernel tersebut kemudian, data yang ada akan diurutkan nilainya. Setelah itu, nilai piksel yang baru dicari dengan menggunakan perhitungan median. Nilai median inilah yang nantinya akan menggantikan piksel yang berada di posisi tengah dari matriks *kernel*.

Semakin besar kernel yang digunakan maka akan memberikan efek *blurring* atau *smoothing* yang lebih kuat. Untuk memilih kernel pada median filter maka dilakukan perhitungan MSE dan PSNR dengan antara citra masukan dengan citra yang telah diterapkan median filter dengan kernel 3×3, 5×5 dan 9×9. Hasil dari proses *filtering* ini dapat dilihat pada Gambar 4.4. Kemudian dilakukan perhitungan terhadap MSE dan PSNR citra. MSE dan PSNR dihitung untuk mencari ukuran kernel yang tepat dalam mereduksi *noise* citra CT scan. Dapat ditinjau pada data grafik pengujian yang tertera pada Gambar 4.5 dan Tabel 4.1.



Gambar 4. 4 Hasil penerapan median filter. (a1) infark5.jpg, (a2) infark6.jpg (a3) infark15.jpg sebagai citra masukan; (b1), (b2), dan (b3) hasil median filter kernel 3×3; (c1), (c2) dan (c3) hasil median filter kernel 5×5; (d1), (d2), dan (d3) hasil median filter kernel 9×9.



Gambar 4. 5 Grafik perbandingan PSNR kernel 3×3, 5×5 dan 9×9

Tabel 4. 1 *Tabel perbandingan MSE dan PSNR untuk median filter kernel 3×3, 5×5 dan 9×9*

Data ke-	Image	Kernel					
		3×3		5×5		9×9	
		MSE	PSNR	MSE	PSNR	MSE	PSNR
1	infark 1	21.76	34.75	85.28	28.82	264.07	23.91
2	infark 2	27.91	33.67	88.10	28.68	269.46	23.83
3	infark 3	42.86	31.81	162.74	26.02	415.60	21.94
4	infark 4	32.06	33.07	105.07	27.92	268.58	23.84
5	infark 5	24.03	34.32	92.17	28.49	231.01	24.49
6	infark 6	32.13	33.06	104.27	27.95	258.00	24.01
7	infark 7	25.74	34.03	89.93	28.59	223.43	24.64
8	infark 8	56.19	30.63	146.61	26.47	344.82	22.75
9	infark 9	34.60	32.74	107.76	27.81	230.91	24.50
10	infark 10	8.45	38.86	31.48	33.15	117.57	27.43
11	infark 11	24.25	34.28	83.59	28.91	219.40	24.72
12	infark 12	28.02	33.66	96.75	28.27	255.16	24.06
13	infark 13	102.00	28.04	332.18	22.92	946.48	18.37
14	infark 14	22.30	34.65	82.10	28.99	358.78	22.58
15	infark 15	7.58	39.34	28.01	33.66	85.82	28.80
16	infark 16	63.21	30.12	208.45	24.94	796.05	19.12
17	infark 17	77.60	29.23	211.04	24.89	429.53	21.80
18	infark 18	30.56	33.28	140.41	26.66	654.56	19.97
19	infark 19	25.56	34.06	67.11	29.86	153.64	26.27
20	infark 20	43.62	31.73	150.92	26.34	319.04	23.09

4.2 Peningkatan Citra

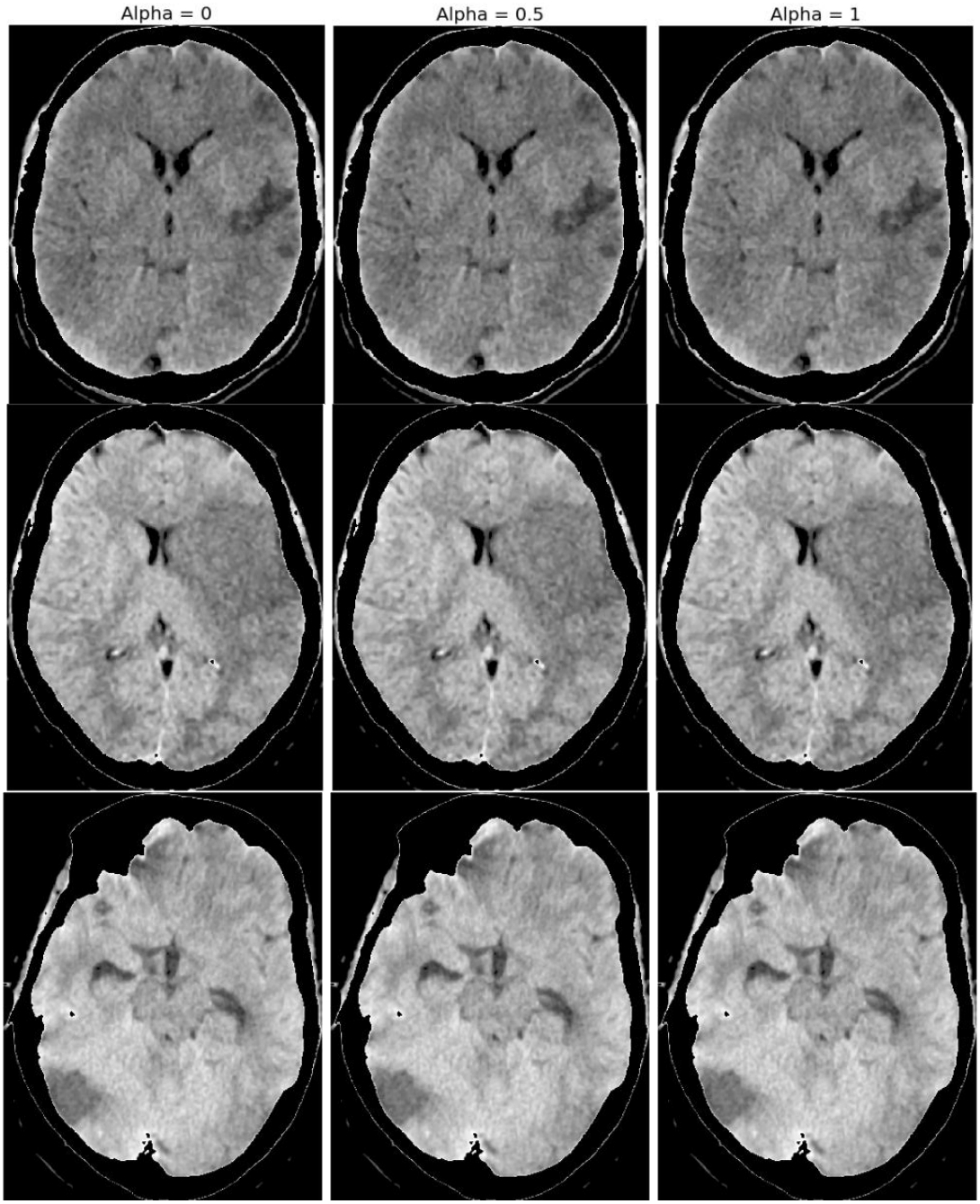
Tahap peningkatan citra terdiri dari dua tahap, yaitu tahap segmentasi daerah otak yaitu menggunakan *laplacian filter*, tahap peningkatan kualitas citra menggunakan metode kombinasi dari *Discrete Wavelet Transform* dan CLAHE.

4.2.1 *Laplacian filter*

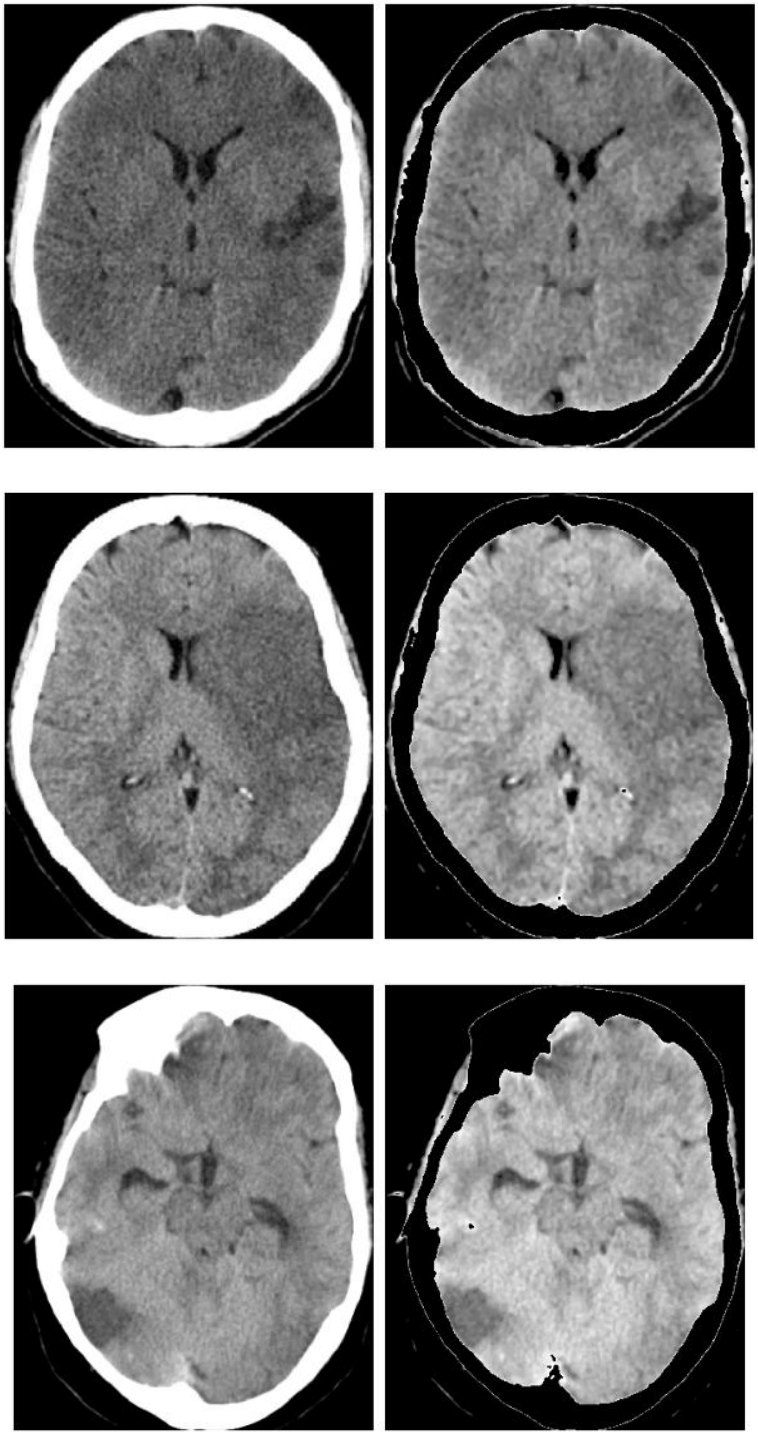
Filter ini dapat membantu mempertajam tepian dari citra sehingga memudahkan proses segmentasi antara daerah otak dan tengkorak. Dengan menggunakan matriks *laplacian filter* seperti yang sebelumnya telah dijelaskan pada Persamaan (2.4), nilai α dipilih antara 0-1. Setelah dilakukan pengujian beberapa nilai α seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 4.6, tidak terlihat perbedaan yang signifikan terhadap pendeteksian tepian otak, sehingga diambil nilai tengah dari *range* nilai α, yaitu 0.5. Setelah itu matriks *laplacian filter* dikalikan dengan citra masukan. Kemdian untuk menghilangkan citra tengkorak pada citra masukan, nilai piksel pada citra yang lebih dari sama dengan 200 dan kurang dari sama dengan nilai $\frac{mean}{2}$ dari citra masukan, akan diubah nilainya menjadi 0. Sehingga didapatkan hasil segmentasi seperti pada Gambar 4.7. Pada Gambar 4.7 terlihat bahwa daerah otak sudah dapat dipisahkan dari tengkorak. Kemudian hasil dari *laplacian filter* ini yang dijadikan input untuk proses pada tahapan pengolahan citra selanjutnya.

4.2.2 DWT-CLAHE

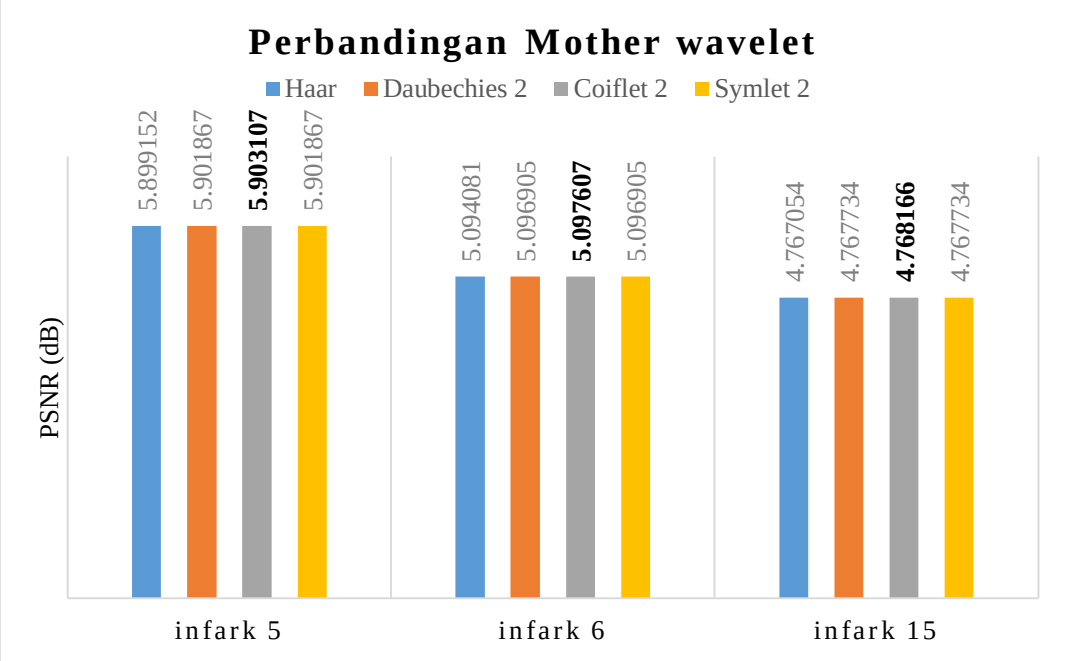
Tahap ini diawali dengan penerapan metode *discrete wavelet transform* pada citra. Langkah pertama yang dilakukan adalah memilih jenis *mother wavelet* yang akan digunakan. Ada beberapa *mother wavelet* yang coba diterapkan pada metode penelitian ini, yaitu *Haar, Daubechies 2, Coiflet 2 dan Symlet wavelet*. Untuk memilih mana diantara kelima jenis wavelet tersebut yang paling baik performanya dalam *denoising* citra, maka dilakukan dekomposisi citra menggunakan DWT level 1. Kemudian dilakukan perhitungan *peak-to-signal noise ratio* menggunakan *library* pada Python untuk mengetahui jenis *mother wavelet* yang memiliki hasil rekonstruksi yang terbaik. Hasilnya dapat dilihat pada Gambar 4.8 dan Tabel 4.2.



Gambar 4. 6 Perbandingan nilai α = 0; α = 0.5 dan α = 1 pada matriks *Laplacian Filter*



Gambar 4. 7 Citra keluaran setelah penerapan *laplacian filter*



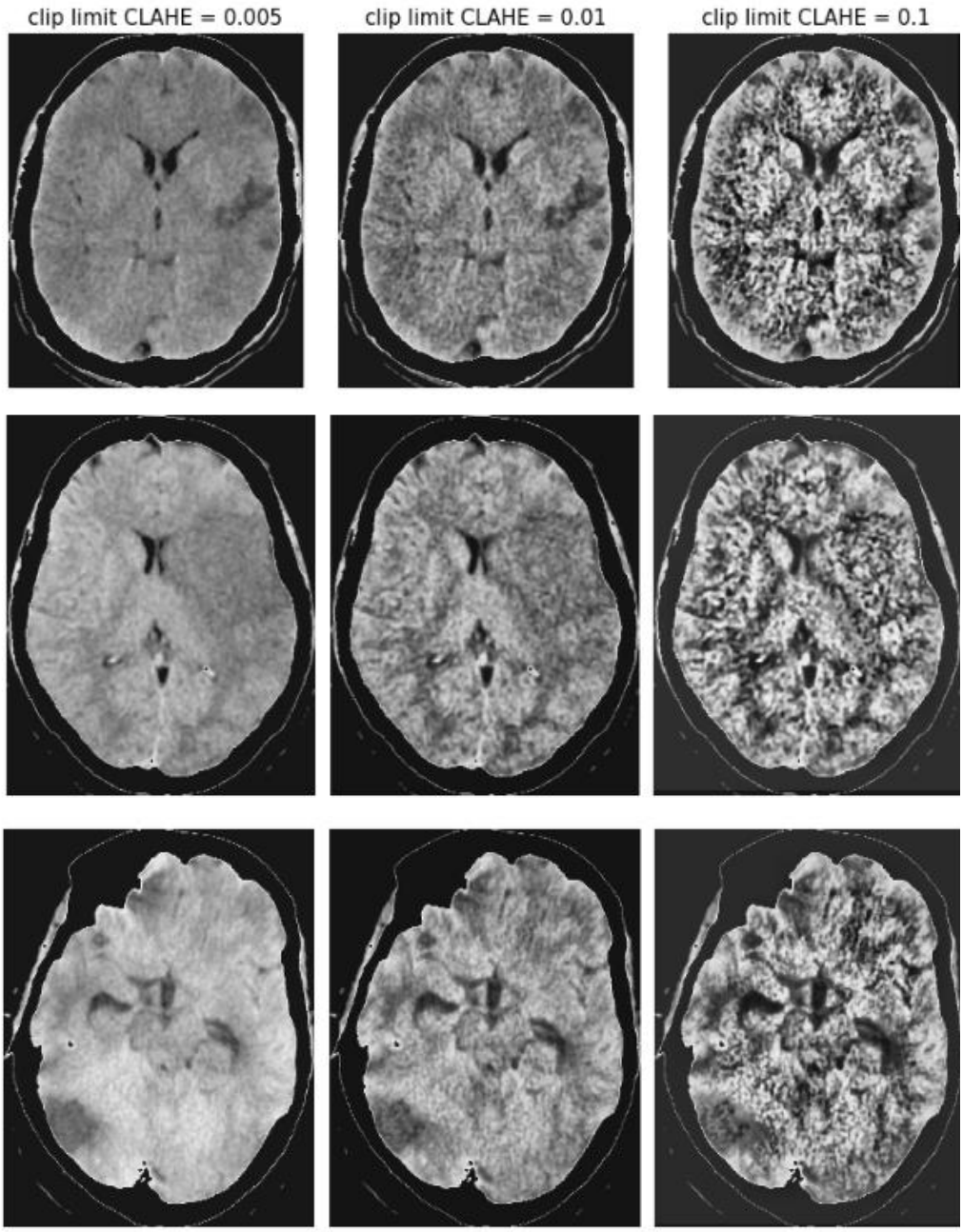
Gambar 4. 8 Grafik perbandingan PSNR *mother wavelet* Haar, Daubechies 2. Daubechies 4, Coiflet 2 dan Symlet 2 untuk data uji

Tabel 4. 2 Perbandingan PSNR *mother wavelet* Haar, Daubechies 2. Daubechies 4, Coiflet 2 dan Symlet 2

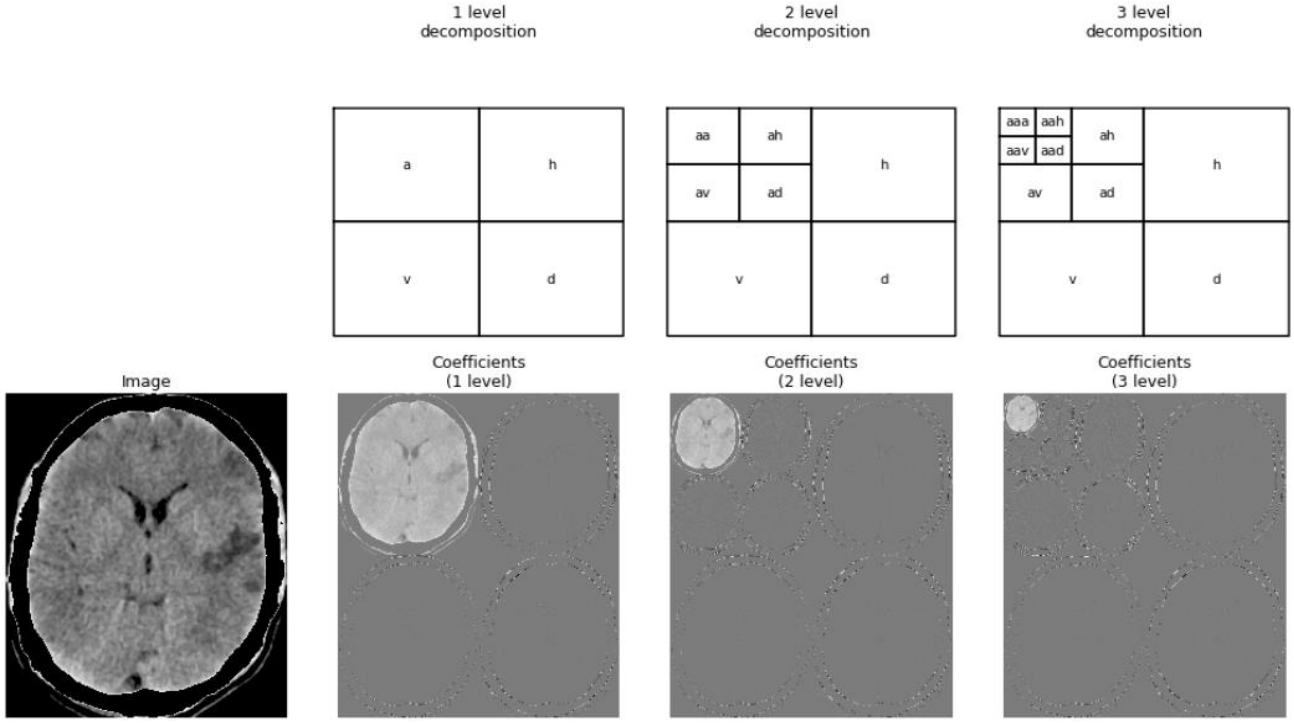
Data ke-	Image	PSNR (dB)			
		Haar	Daubechies 2	Coiflet 2	Symlet 2
1	infark 1	6.654338	6.657130	6.658195	6.657130
2	infark 2	6.420441	6.426083	6.428436	6.426083
3	infark 3	7.001297	7.004331	7.005731	7.004331
4	infark 4	5.757037	5.758636	5.759948	5.758636
5	infark 5	5.899152	5.901867	5.903107	5.901867
6	infark 6	5.094081	5.096905	5.097607	5.096905
7	infark 7	6.631192	6.636262	6.638267	6.636262
8	infark 8	6.605866	6.606936	6.607273	6.606936
9	infark 9	6.859595	6.862887	6.864431	6.862887
10	infark 10	6.791714	6.794991	6.796546	6.794991
11	infark 11	5.072998	5.074038	5.074272	5.074038
12	infark 12	6.028978	6.032406	6.033839	6.032406
13	infark 13	5.285335	5.288512	5.289556	5.288512
14	infark 14	5.183847	5.184949	5.185729	5.184949
15	infark 15	4.767054	4.767734	4.768166	4.767734
16	infark 16	5.634008	5.638479	5.639502	5.638479
17	infark 17	4.188390	4.190060	4.190608	4.190060
18	infark 18	5.439079	5.442213	5.444249	5.442213
19	infark 19	5.195885	5.198056	5.198404	5.198056
20	infark 20	4.599455	4.601044	4.601791	4.601044

Setelah itu, dilakukan dekomposisi citra menggunakan *discrete wavelet transform.* Setelah citra dikelompokkan menjadi sub-band LL, LH, HL, dan HH dilakukan peningkatan citra. Peningkatan citra dilakukan menggunakan metode CLAHE. Pada metode ini diterapkan nilai *clip limit* yang berbeda-beda dan diperoleh citra dengan *clip limit* sebesar 0.01 menghasilkan citra yang paling baik kontrasnya secara visual karena tidak mengalami kekurangan atau peningkatan kontras yang berlebihan. Perbadingannya dapat dilihat pada Gambar 4.9. Metode CLAHE diterapkan pada komponen frekuensi rendah (koefisien aproksimasi) saja. Sementara komponen frekuensi tinggi (koefisien detail) tidak diberikan perlakuan apapun. Sehingga dengan melakukan hal ini dapat meningkatkan detail citra terutama kontras citra. Setelah dilakukan pemrosesan pada komponen frekuensi rendah, dilakukan rekonstruksi citra menggunakan *inverse discrete wavelet transform* dari komponen frekuensi rendah (koefisien aproksimasi) yang telah dilakukan peningkatan menggunakan CLAHE dan komponen frekuensi tinggi (koefisien detail) yang tidak diberikan perlakuan apapun.

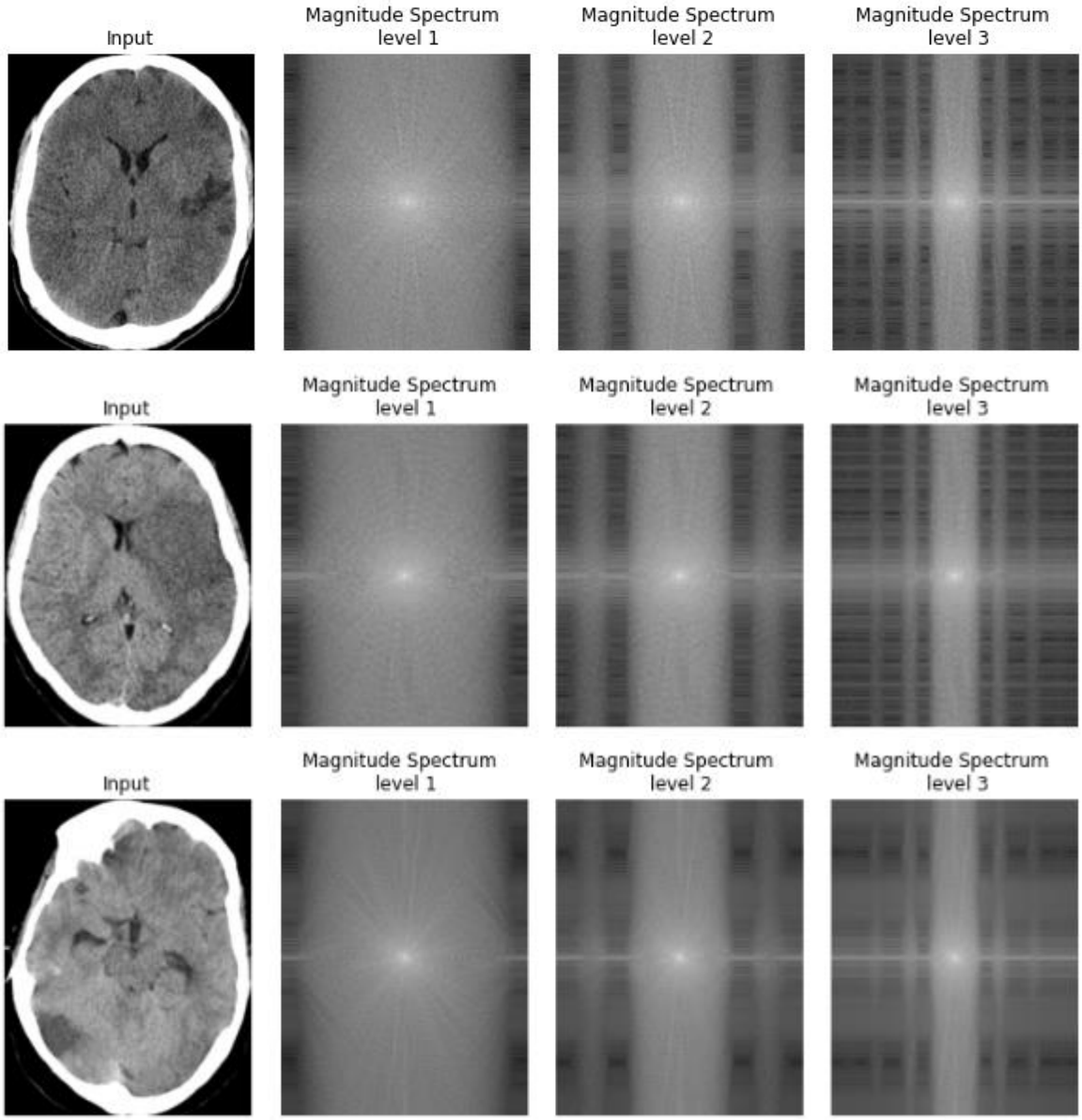
Kemudian untuk menentukan banyaknya level dekomposisi yang akan digunakan untuk menghasilkan citra yang lebih baik, dilakukan pengujian pada tingkat dekomposisi level 1, level 2 dan level 3 menggunakan *mother wavelet* Coiflet 2. Diperoleh hasil yang dapat dilihat pada Gambar 4.10. Pada metode yang digunakan pada penelitian ini, peningkatan citra hanya diterapkan pada komponen dengan frekuensi rendah. Komponen frekuensi rendah ini akan semakin berkurang secara signifikan dengan peningkatan level dekomposisi dan menyebabkan tingkat *enhancement* yang dihasilkan berkurang. Hal ini dibuktikan oleh hasil *Fast Fourier Transform (FFT)* dari citra pada Gambar 4.11. Warna putih pada *magnitude spectrum* menunjukkan komponen *low frequency*. Jika diperhatikan, semakin bertambahnya level dekomposisi citra, maka komponen *low frequency* semakin berkurang. Selain itu dapat diperhatikan pada Gambar 4.12, perbandingan antara dekomposisi level 1, level 2 dan level 3, dekomposisi level 1 menghasilkan gambar yang lebih jelas dibandingkan dengan DWT level 2 dan level 3. Semakin ditingkatkannya level dekomposisi, akan dihasilkan artefak tambahan pada citra, terlihat bahwa hasil dekomposisi level 3 memberikan tambahan *noise* pada citra. Dibuktikan pula oleh data perbandingan PSNR dari citra dekomposisi level 1, level 2 dan level 3 pada grafik Gambar 4.13 serta Tabel 4.3 bahwa citra dekomposisi level 1 menghasilkan gambar yang lebih jelas terutama pada daerah *hypodense* otak. Memiliki PSNR yang paling besar. Sesuai dengan teori yang ada, semakin besar PSNR citra maka kualitas gambar yang dihasilkan semakin baik.



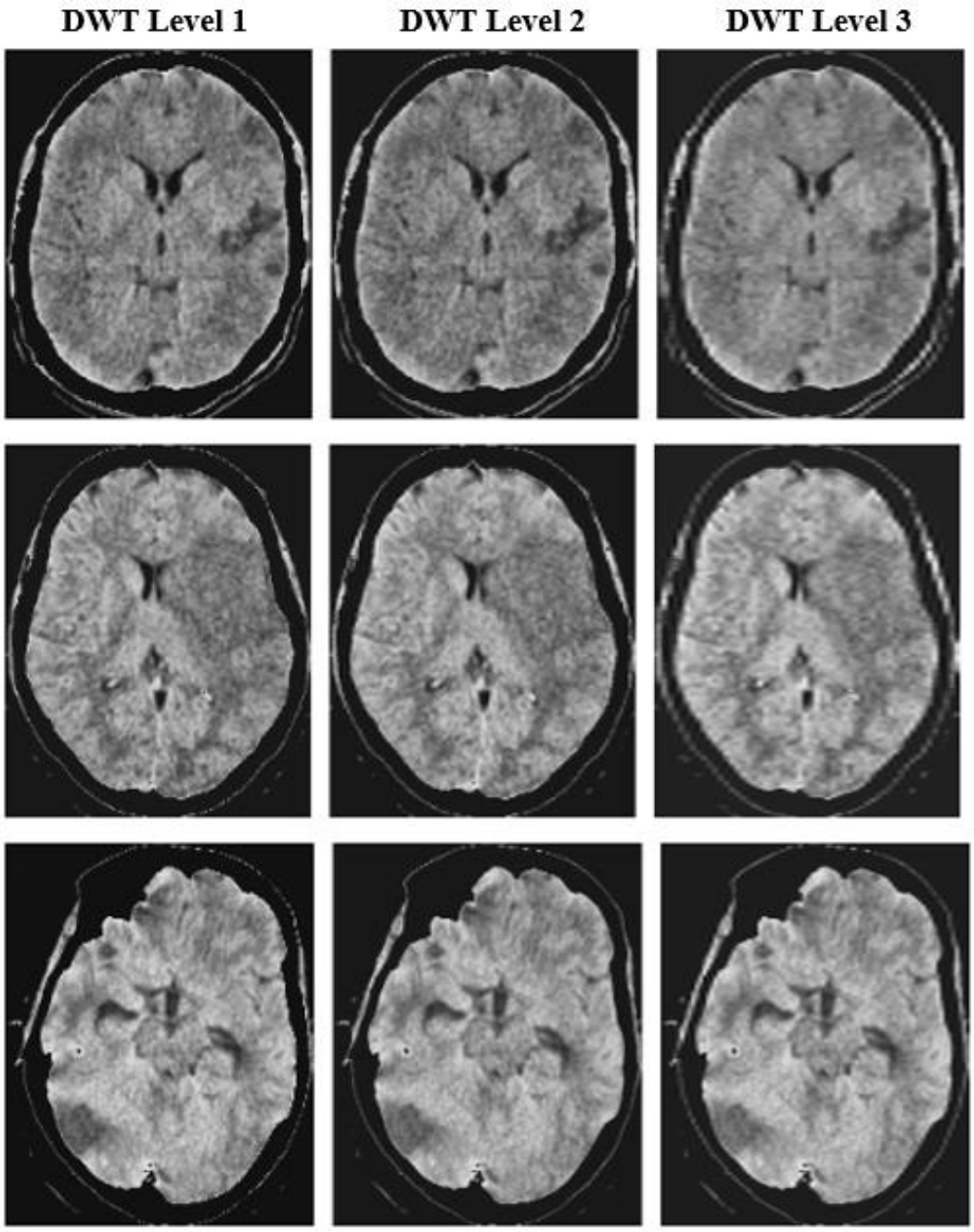
Gambar 4. 9 Perdingan *clip limit* pada CLAHE



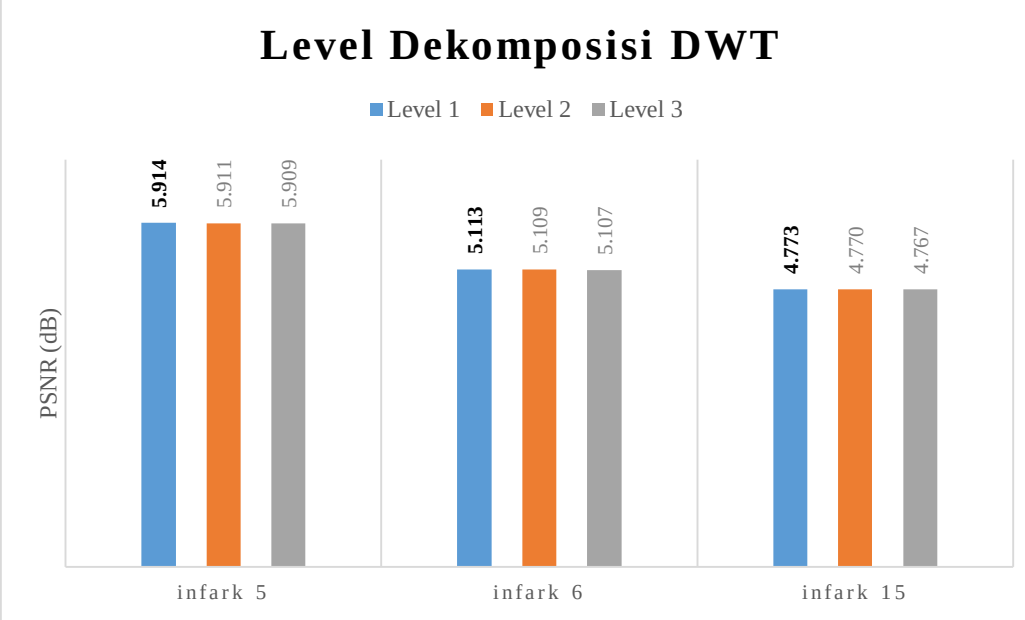
Gambar 4. 10 Penerapan DWT level 1, 2 dan 3 pada citra. (variabel a = LL, v = LH, h = HL, d = HH)



Gambar 4. 11 Hasil FFT dari citra dekomposisi level 1, level 2 dan level 3.



Gambar 4. 12 Perbandingan hasil dekomposisi DWT



Gambar 4. 13 Grafik perbandingan entropi pada DWT level 1 dan level 2 untuk data uji

Tabel 4. 3 Tabel perbandingan Entropi pada DWT level 1 dan DWT level 2

Data ke-	Image	PSNR		
		DWT Level 1	DWT Level 2	DWT Level 3
1	infark 1	6.671	6.668	6.667
2	infark 2	6.450	6.447	6.446
3	infark 3	7.020	7.017	7.015
4	infark 4	5.771	5.768	5.767
5	infark 5	5.914	5.911	5.909
6	infark 6	5.113	5.109	5.107
7	infark 7	6.659	6.656	6.653
8	infark 8	6.620	6.618	6.616
9	infark 9	6.885	6.881	6.879
10	infark 10	6.813	6.810	6.808
11	infark 11	5.083	5.080	5.078
12	infark 12	6.053	6.050	6.048
13	infark 13	5.312	5.308	5.306
14	infark 14	5.195	5.191	5.189
15	infark 15	4.773	4.770	4.767
16	infark 16	5.659	5.655	5.653
17	infark 17	4.206	4.202	4.200
18	infark 18	5.467	5.462	5.460
19	infark 19	5.209	5.207	5.206
20	infark 20	4.610	4.607	4.605

4.3 Hasil Pengujian Kualitatif dan Kuantitatif

Kemudian dilakukan perbandingan antara metode umum untuk peningkatan kontras pada citra dengan metode yang digunakan pada penelitian ini. Terdapat dua metode umum yang sering digunakan yaitu *histogram equalization* dan *contrast limited adaptive histogram equalization*. Jika dilihat pada Gambar 4.14, metode *histogram equalization* menghasilkan peningkatan kontras yang berlebihan sehingga dapat memberikan penilaian bahwa daerah *hypodense* tersebar hampir di seluruh bagian otak. Hal ini dapat memungkinkan adanya kesalahan dalam proses diagnosis. Kemudian, untuk metode CLAHE memiliki kemampuan peningkatan kontras yang cukup baik, namun tidak mampu memberikan efek *denoising* yang baik pada citra. Sedangkan untuk metode yang diusulkan pada penelitian ini, yaitu DWT-CLAHE, secara kasat mata dapat dilihat bahwa dapat menghindari terjadinya *over-enhancement* seperti yang dihasilkan oleh metode *histogram equalization*, metode ini juga dapat mengurangi *noise* pada citra jika dibandingkan dengan citra yang dihasilkan oleh metode CLAHE, sehingga mampu memberikan hasil visualisasi yang lebih baik. Hasil akhir peningkatan citra dapat ditinjau pada Gambar 4.15.

Selain itu, dilakukan pula segmentasi daerah *hypodense* menggunakan metode *threshold-based segmentation*. Ada beberapa metode yang dilakukan, pertama yaitu metode *multi-otsu thresholding*, *histogram-based segmentation* dan dilakukan juga segmentasi secara manual.

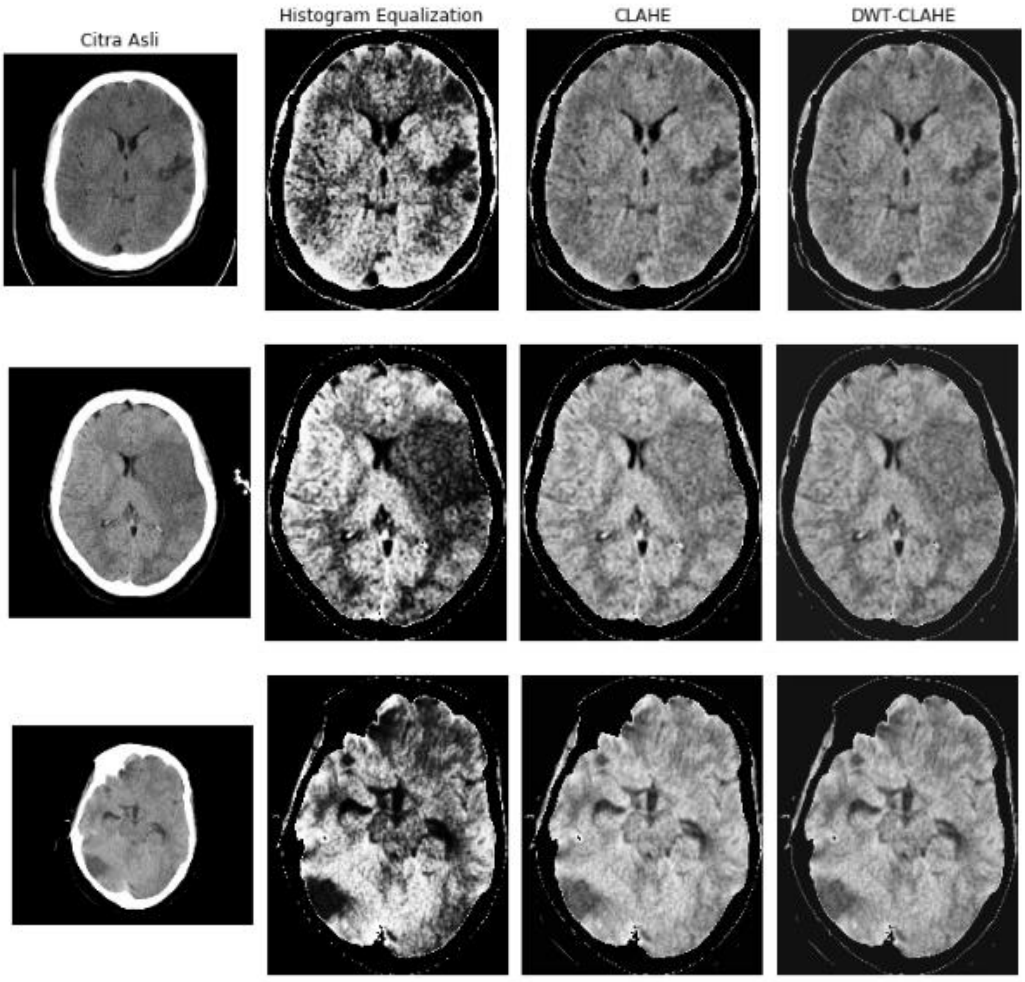
Segmentasi menggunakan metode *multi-otsu thresholding*. Dalam percobaan ini, parameter *classes* yang digunakan adalah 4. Parameter ini ditentukan untuk memisahkan 4 kelompok intensitas warna sesuai dengan histogram dari citra. Bagian yang ingin dipisahkan yaitu citra dengan warna hitam, putih, abu-abu muda yang mewakili jaringan lunak pada otak dan abu-abu tua yang mewakili daerah *hypodense*. Kemudian citra hasil segmentasi akan ditampilkan dalam *colormap 'gist_heat'*.

Kemudian untuk metode histogram-based segmentation, citra dibagi menjadi 3 segmen. Segmen 1 merupakan piksel yang bernilai sama dengan 0. Untuk segmen 1 nantinya akan diberi warna (0,0,0) atau hitam yang mewakili *background*. Kemudian segmen 2 merupakan kelompok piksel yang memiliki nilai lebih besar dari 70 dan kurang dari sama dengan 250. Segmen 2 akan diberi warna (1,0,0) atau merah yang bertujuan untuk menandai daerah *hypodense*. Sedangkan untuk segmen 3 yaitu kelompok piksel yang memiliki nilai lebih dari 75, akan diberi warna (1,1,1) atau putih untuk menandai daerah otak.

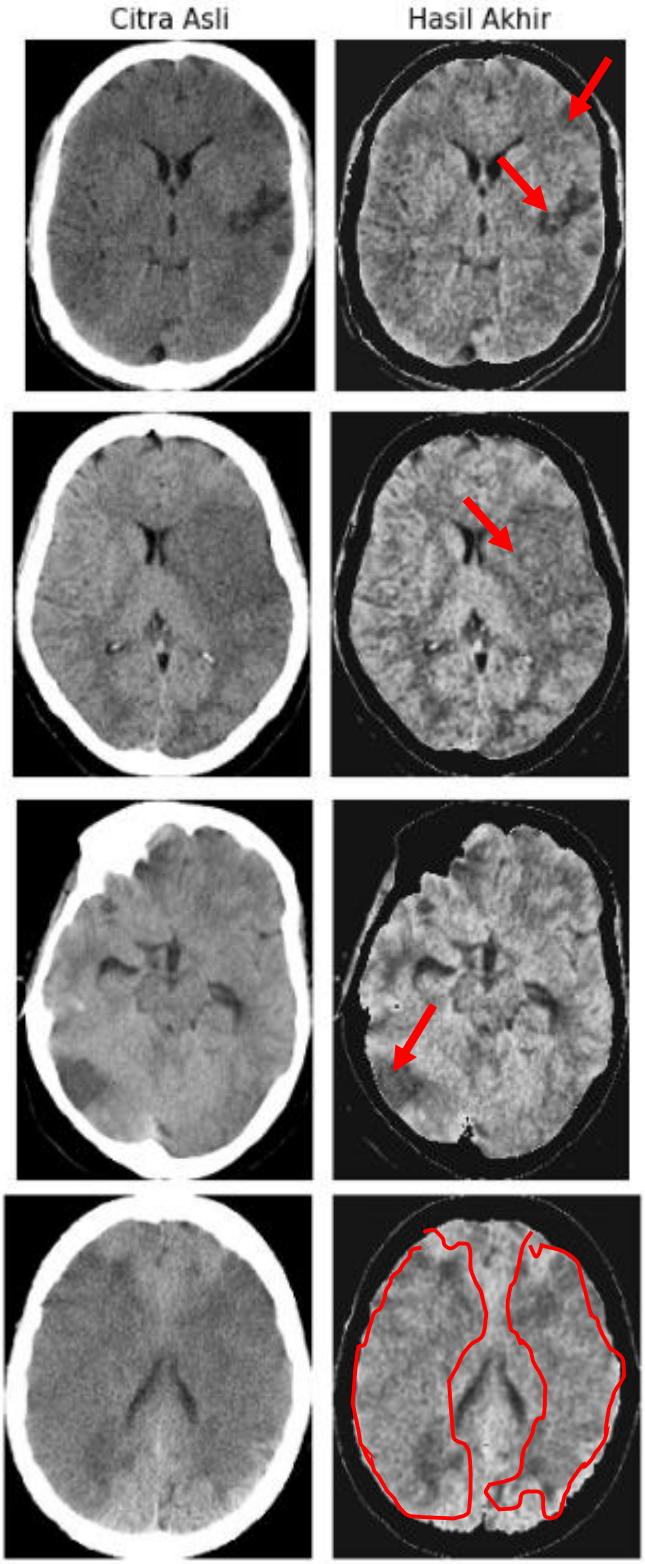
Selanjutnya dilakukan segmentasi secara manual dengan mengambil piksel bernilai lebih dari sama dengan 0 dan piksel bernilai kurang dari sama dengan $\frac{std.\ deviasi}{2}$ dari piksel citra masukan. Kemudian nilai piksel-piksel tersebut akan ditetapkan menjadi nilai 200. Hasil dari segmentasi ini dapat dilihat pada Tabel 4.4.

Untuk mengukur peningkatan citra CT Scan dengan menggunakan metode yang diusulkan, dilakukan perhitungan kuantitatif menggunakan metode entropi diskrit pada masing-masing citra, kemudian dilakukan pula perbandingan *Stuctural*

Similarity Index (SSIM) dan *Universal Image Quality Index (UIQI)* pada masing-masing metode yang diterapkan untuk menentukan peningkatan kualitas yang paling baik. Hasil perhitungan yang diperoleh dapat dilihat pada Tabel 4.5. Citra yang telah ditingkatkan atau disempurnakan akan memiliki kompleksitas yang lebih tinggi, sehingga entropi citra akan meningkat. Semakin besar nilai entropi citra maka kualitas citra tersebut telah berhasil ditingkatkan. Kemudian, SSIM menunjukkan tingkat kemiripan suatu citra dengan citra aslinya. Dalam kasus rekonstruksi citra, jika nilai SSIM pada suatu citra rekonstruksi semakin mendekati nilai 1, maka citra tersebut dinyatakan memiliki kualitas yang semakin baik. Sedangkan, UIQI menunjukkan intensitas dari suatu citra. semakin besar nilai UIQI maka citra tersebut memiliki intensitas cahaya yang tinggi.

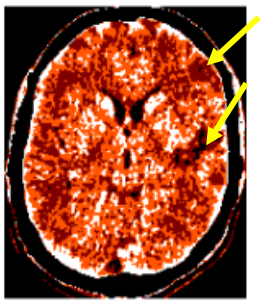
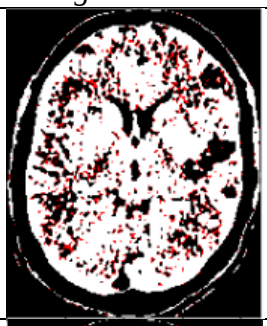
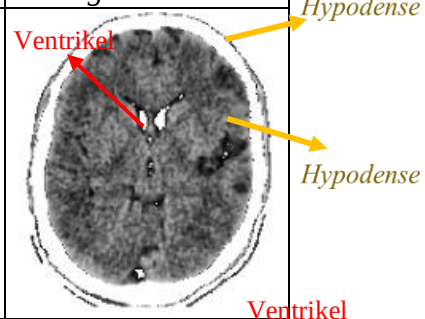
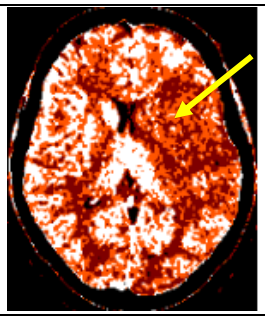
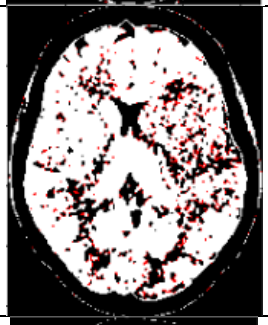
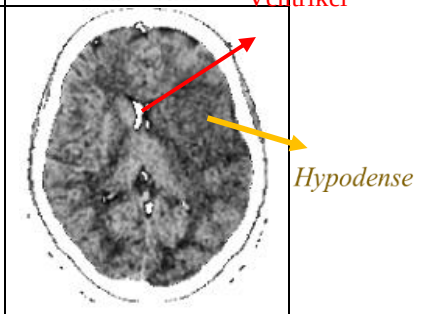
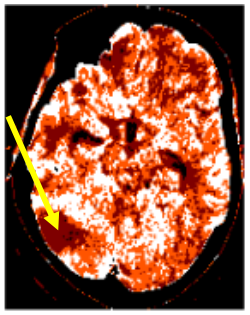
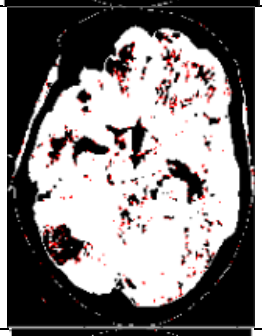
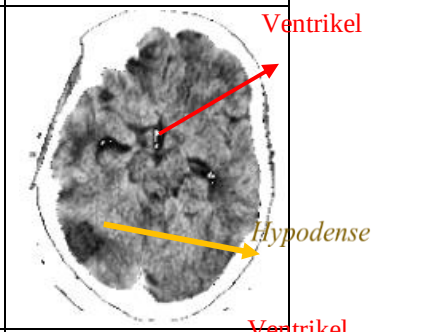
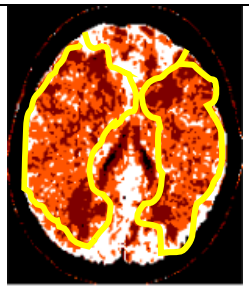
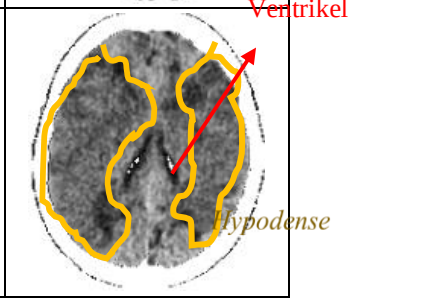


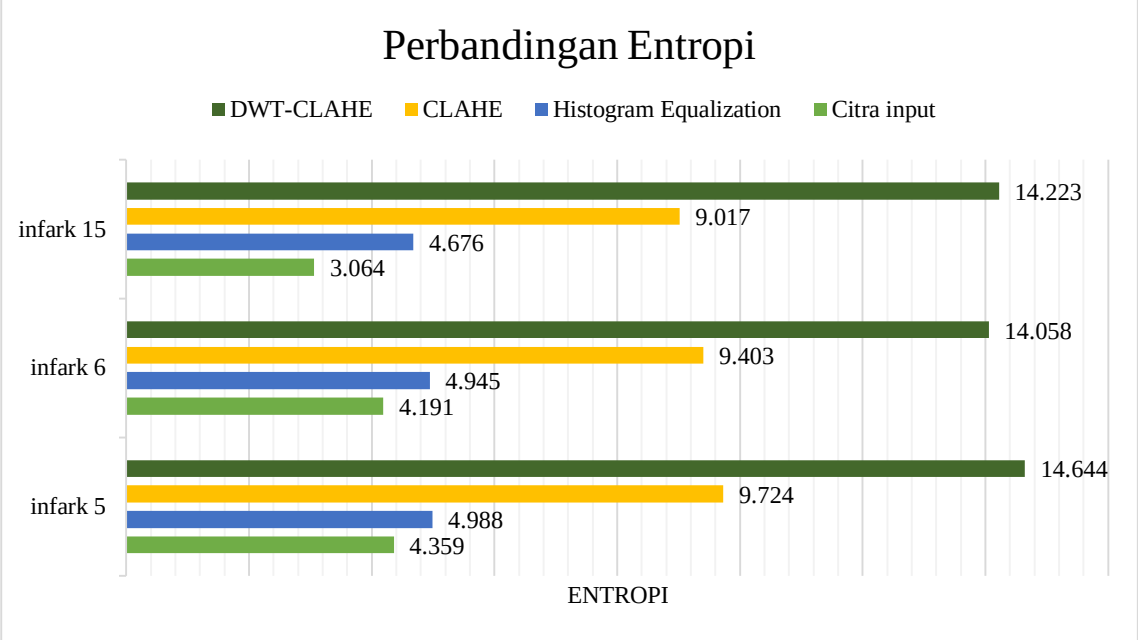
Gambar 4. 14 Perbandingan hasil penelitian dengan metode umum



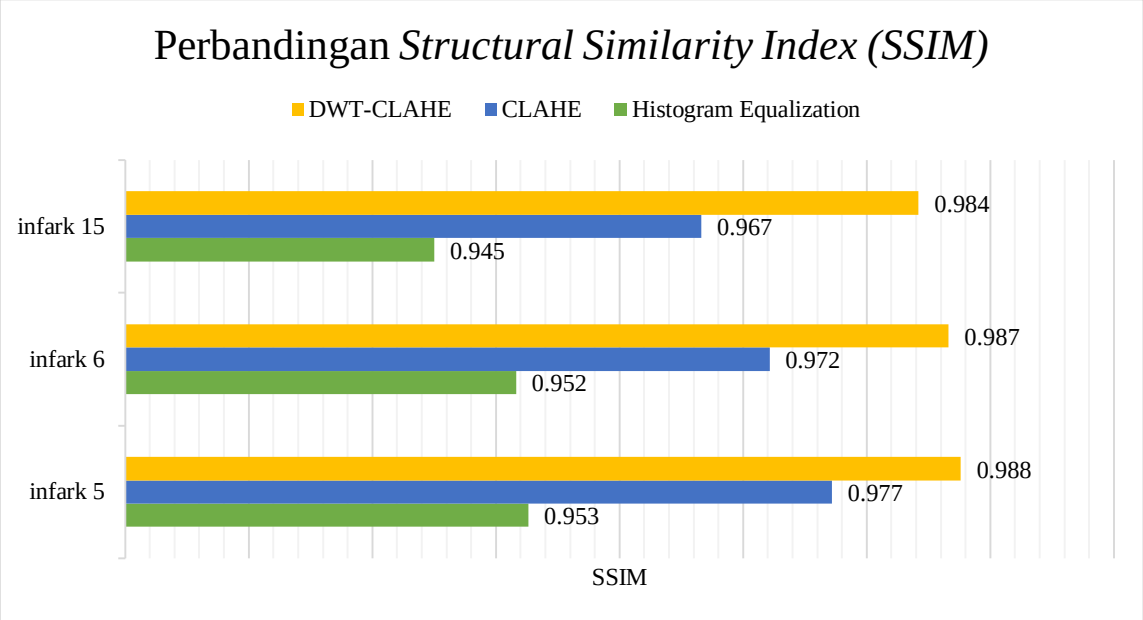
Gambar 4. 15 Hasil akhir peningkatan citra menggunakan metode DWT-CLAHE. Daerah *hypodense* diberi *marker* berwarna merah.

Tabel 4. 4 Hasil segmentasi daerah *hypodense* pada citra CT Scan. (*Marker* merah: ventrikel; kuning: daerah *hypodense*)

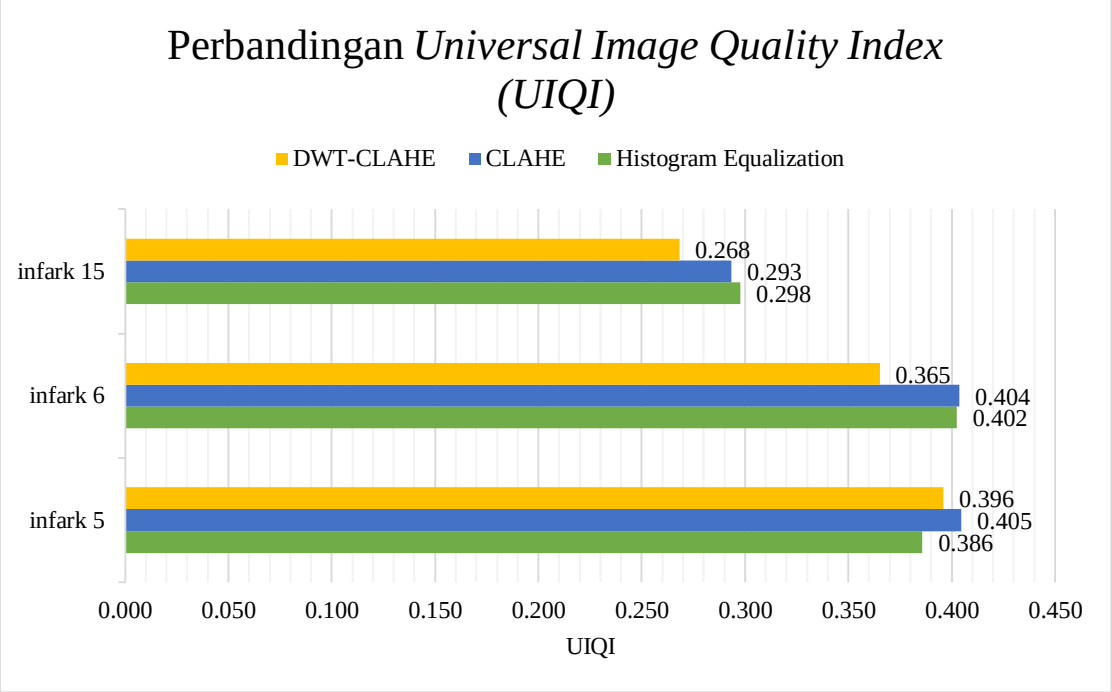
Citra Awal	*Multi-otsu segmentation*	*Histogram based segmentation*	*Manual threshold segmentation*
			
			
			
			



Gambar 4. 16 Perbandingan Entropi citra untuk metode



Gambar 4. 17 Perbandingan SSIM metode peningkatan kontras



Gambar 4. 18 Perbandingan UIQI metode peningkatan kontras

Data ke-	Image	Entropi				SSIM				UIQI			
		Input	HE	CLAHE	DWT-CLAHE	Input	HE	CLAHE	DWT-CLAHE	Input	HE	CLAHE	DWT-CLAHE
1	infark 1	4.030	4.912	9.698	15.036	–	0.947	0.981	0.990	–	0.319	0.356	0.344
2	infark 2	4.069	4.594	9.372	14.775	–	0.947	0.981	0.990	–	0.312	0.351	0.343
3	infark 3	3.596	3.981	9.532	14.695	–	0.945	0.979	0.988	–	0.358	0.393	0.387
4	infark 4	4.059	4.763	9.608	14.185	–	0.951	0.981	0.990	–	0.324	0.338	0.321
5	infark 5	4.359	5.025	9.902	14.654	–	0.953	0.977	0.988	–	0.386	0.405	0.396
6	infark 6	4.191	4.977	9.586	14.039	–	0.952	0.972	0.987	–	0.402	0.404	0.365
7	infark 7	4.200	5.010	9.573	14.466	–	0.947	0.978	0.989	–	0.307	0.327	0.329
8	infark 8	3.698	4.800	9.501	14.731	–	0.945	0.983	0.991	–	0.236	0.264	0.277
9	infark 9	4.632	5.020	9.640	14.278	–	0.947	0.977	0.988	–	0.355	0.410	0.419
10	infark 10	4.422	4.856	9.483	14.485	–	0.951	0.979	0.988	–	0.331	0.355	0.360
11	infark 11	5.718	4.843	9.368	14.549	–	0.950	0.968	0.982	–	0.593	0.550	0.508
12	infark 12	3.855	5.052	9.570	13.741	–	0.949	0.977	0.988	–	0.279	0.276	0.272
13	infark 13	3.234	4.320	9.616	14.323	–	0.951	0.968	0.985	–	0.368	0.363	0.341
14	infark 14	5.443	4.933	9.591	14.796	–	0.952	0.973	0.985	–	0.528	0.524	0.490
15	infark 15	3.064	4.676	9.017	14.223	–	0.945	0.967	0.984	–	0.298	0.293	0.268
16	infark 16	3.507	4.415	9.888	14.234	–	0.946	0.966	0.983	–	0.389	0.398	0.378
17	infark 17	4.488	4.772	9.296	13.969	–	0.951	0.967	0.984	–	0.469	0.438	0.381
18	infark 18	6.465	4.892	9.291	13.458	–	0.944	0.970	0.985	–	0.562	0.497	0.461
19	infark 19	5.107	4.625	9.108	13.781	–	0.954	0.979	0.986	–	0.495	0.511	0.489
20	infark 20	5.477	4.824	9.334	13.832	–	0.952	0.968	0.983	–	0.608	0.574	0.525
Rata-rata		4.381	4.764	9.499	**14.312**	–	0.949	0.975	**0.987**	–	0.396	**0.401**	0.383

Tabel 4. 5 Tabel Perhitungan Kuantitatif

BAB 5 PEMBAHASAN

5.1 *Pre-processing*

Pada tahap *pre-processing*, citra yang digunakan diambil dari dataset open source. Dataset berisi citra otak pasien yang mengalami stroke iskemia dengan ciri bagian otak yang mengalami *hypodense* atau kekurangan asupan oksigen. Kemudian citra tersebut dibaca dengan menggunakan *library* OpenCV pada *workspace* Jupyter Notebook. Tipe warna dari citra tersebut adalah RGB yang memiliki bentuk matriks [lebar, panjang, 3]. Nilai matriks tersebut kemudian yang akan menjadi masukan operasi matriks untuk tahap *grayscaling* dan *median filter*.

5.1.1 *Grayscaling*

Pada tahap ini, citra awal terbaca sebagai sebuah *array* dengan ukuran [lebar, panjang, 3]. Nilai 3 pada matriks menunjukkan bahwa citra masih memiliki tipe kanal warna RGB, sehingga untuk memudahkan pemrosesan pada penelitian ini, masukan citra diubah ke dalam citra *grayscale* atau citra 2 dimensi yang memiliki *array* dengan ukuran [lebar, panjang, 2] seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 4.1.

5.1.2 *Automatic Cropping*

Tahap pertama pada proses *automatic cropping* ialah *thresholding*, tahap ini dapat mengubah citra *grayscale* menjadi citra *binary* atau hitam putih. Pada Gambar 4.2 terlihat citra yang telah diubah ke dalam citra *binary*. Citra ini terbagi menjadi dua, yaitu citra berwarna putih yang mewakili *foreground* atau dalam hal ini adalah objek dari citra dan juga citra berwarna hitam yang mewakili *background* citra. Kegunaan dari *thresholding* adalah untuk mengelompokkan wilayah citra otak dengan *background*nya.

Setelah citra melalui proses *thresholding*, tahap selanjutnya adalah mencari kontur pada citra tersebut dan mengambil daerah terbesarnya. Kontur digunakan untuk mendeteksi tepi pada citra. Dari citra yang telah melalui tahap *thresholding*, diterapkan *library* OpenCV dengan mode pengambilan kontur eksternal, sehingga diambil bagian tepi terluar dari citra. Tahap ini berfungsi untuk menentukan *extreme point* pada citra kontur.

Tahap terakhir yaitu *automatic cropping*, citra yang telah melalui proses *contour* akan dicari *extreme point*snya agar mudah dalam melakukan proses pemotongan. Setelah titik-titik ini ditemukan, maka *automatic cropping* akan memotong bagian tersebut seperti pada Gambar 4.3. *Automatic cropping* digunakan untuk memfokuskan citra masukan pada objek yang akan diolah. Fokusan penelitian ini adalah citra CT Scan kepala atau otak. Citra hasil *automatic cropping* ini yang akan menjadi citra masukan untuk tahap *median filter*.

5.1.3 *Median Filter*

Median filter memberikan kemampuan pengurangan *noise* yang sangat baik, dengan *blurring* yang jauh lebih sedikit, sehingga tetap dapat mempertahankan detail dari citra. Semakin besar kernel yang digunakan maka akan memberikan efek *blurring* atau *smoothing* yang lebih kuat. Seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 4.4, terlihat bahwa untuk citra masukan yang diterapkan kernel 3×3 menunjukkan reduksi *noise* yang baik karena tidak memberikan kekaburan yang begitu kuat namun sudah lebih halus dibandingkan citra masukan. Hal ini dibuktikan dengan melihat perbandingan nilai MSE dan PSNR pada tiap citra uji. Semakin kecil nilai MSE dan semakin besar nilai PSNR, maka reduksi *noise* dari sebuah citra semakin baik. Dapat ditinjau pada data pengujian yang tertera pada Gambar 4.5 dan Tabel 4.1, *median filter* dengan kernel 3×3 menghasilkan nilai MSE yang paling kecil serta PSNR yang paling besar. Maka dari itu, dipilihlah *median filter* dengan kernel 3×3 sebagai filter pada tahapan *pre-processing*. *Median filter* 3×3 tidak memberikan efek *blurring* yang terlalu kuat. Namun, citra yang dihasilkan lebih halus dibandingkan citra masukan.

5.2 Peningkatan Citra

Setelah melalui tahap *pre-processing*, proses selanjutnya adalah peningkatan citra. Proses ini terdiri dari dua tahap yaitu tahap segmentasi bagian otak dan tengkorak yang dilakukan dengan pendeteksian tepi menggunakan *laplacian filter* kemudian dilanjutkan dengan metode kombinasi antara *Discrete Wavelet Transform (DWT)* dan CLAHE yang berfungsi untuk *denoising* serta meningkatkan detail dan kontras citra.

5.1.1 *Laplacian Filter*

Pada tahapan ini, hasil citra otak yang sudah dilakukan filtering menggunakan median filter digunakan sebagai citra masukan. Citra yang sudah direduksi *noise*nya kemudian diproses menggunakan laplacian filter yang berfungsi sebagai *edge detection* dan menajamkan tepian dari otak sehingga dapat disegmentasi antara daerah otak dan tengkorak. Hasil dari *laplacian filter* dapat dilihat pada Gambar 4.7. Dengan dilakukannya tahap ini, akan membuat citra yang diproses lebih terfokus pada daerah otak saja sehingga akan meningkatkan interpretasi citra CT scan otak.

5.1.2 DWT-CLAHE

Metode *discrete wavelet transform* diterapkan pada citra. Langkah pertama yang dilakukan adalah memilih jenis *mother wavelet* yang akan digunakan. Dengan mengacu pada hasil perhitungan PSNR pada Tabel 4.2, PSNR paling tinggi dihasilkan oleh *mother wavelet* Coiflet 2, nilai PSNR yang tinggi menunjukkan *denoising* yang baiik. Oleh harena itu, dapat dikatakan bahwa *Coiflet Wavelet* bekerja lebih baik dalam hal *denoising*. Sehingga jenis *mother wavelet* yang digunakan pada

penelitian ini adalah *mother wavelet* Coiflet 2.

Setelah itu, dilakukan dekomposisi citra menggunakan *discrete wavelet transform.* Kemudian, metode CLAHE dengan *clip limit* 0.01 diterapkan pada komponen frekuensi rendah (koefisien aproksimasi) saja. Sementara komponen frekuensi tinggi (koefisien detail) tidak diberikan perlakuan apapun. Sehingga dengan melakukan hal ini dapat meningkatkan detail citra terutama kontras citra. Lalu, dilakukan rekonstruksi citra menggunakan *inverse discrete wavelet transform* menggunakan koefisien aproksimasi yang baru.

Pemilihan level atau skala dekomposisi citra menjadi salah satu faktor penting dalam metode ini. Untuk menentukan banyaknya level dekomposisi yang akan digunakan untuk menghasilkan citra yang lebih baik, dilakukan pengujian pada tingkat dekomposisi level 1, level 2 dan level 3 menggunakan *mother wavelet* Coiflet 2. Dari hasil dedekomposisi, ditunjukkan bahwa komponen *low frequency* akan semakin berkurang secara signifikan dengan peningkatan level dekomposisi . Hal ini dapat dibuktikan oleh hasil *Fast Fourier Transform (FFT)* dari citra pada Gambar 4.11. Warna putih pada *magnitude spectrum* menunjukkan komponen *low frequency*. Jika diperhatikan, semakin bertambahnya level dekomposisi maka komponen *low frequency* semakin berkurang. Karena pada penelitian ini peningkatan citra menggunakan CLAHE hanya diterapkan pada komponen *low frequency,* dan dengan semakin meningkatnya level dekomposisi maka komponen ini akan semakin berkurang, maka dari itu hasil peningkatan citra pun akan semakin berkurang seiring dengan bertambahnya level dekomposisi. Pada Gambar 4.12 juga terlihat bahwa hasil dekomposisi level 3 memberikan tambahan artefak pada citra. Hal ini dibuktikan dengan data perbandingan hasil perhitungan PSNR dari citra dekomposisi level 1, level 2 dan level 3. Pada grafik Gambar 4.13 serta Tabel 4.3, dapat diperhatikan bahwa citra yang diproses dengan DWT level 1 memiliki PSNR paling besar. Sesuai dengan teori yang ada, semakin besar PSNR citra, maka kualitas citra yang dihasilkan akan semakin baik.

Dapat disimpulkan bahwa, jika level dekomposisi semakin ditingkatkan maka akan menambahkan *noise* pada citra, karena pada metode DWT-CLAHE, proses peningkatan pada citra memanfaatkan CLAHE yang hanya diterapkan pada koefisien aproksimasi. Sedangkan jika level dekomposisi ditingkatkan maka koefisien aproksimasi akan semakin hilang dan menyebabkan peningkatan citra juga akan ikut menurun. Kemudian, CLAHE pada penelitian ini berperan sebagai peningkat kontras dari citra. Seperti yang diketahui, daerah *hypodense* otak yang merupakan tanda dari stroke iskemia memiliki densitas lebih rendah atau berwarna lebih gelap, sehingga dengan diterapkannya metode ini maka akan meningkatkan kontras dari citra tanpa adanya *over enhancement* dan tidak meningkatkan kontras pada area jaringan lunak normal pada otak.

5.3 Pengujian Kualitas dan Kuantitas Citra

Jika melihat perbandingan antara metode penelitian ini dengan metode-metode sebelunya yang ditampilkan pada Gambar 4.14, metode *histogram equalization* menghasilkan peningkatan kontras yang berlebihan sehingga dapat memberikan penilaian bahwa daerah *hypodense* tersebar hampir di seluruh bagian otak. Hal ini dapat memungkinkan adanya kesalahan dalam proses diagnosis. Kemudian, untuk metode CLAHE memiliki kemampuan peningkatan kontras yang cukup baik, namun tidak mampu memberikan efek *denoising* yang baik pada citra. Sedangkan untuk metode yang digunakan pada penelitian ini, yaitu kombinasi metode DWT-CLAHE yang diperlihatkan oleh Gambar 4.15, secara visual dapat dilihat bahwa metode ini mampu menghindari terjadinya *over-enhancement* seperti yang dihasilkan oleh metode *histogram equalization*. Metode ini dapat mengurangi *noise* pada citra jika dibandingkan dengan citra yang dihasilkan oleh metode CLAHE, sehingga mampu memberikan hasil visualisasi yang lebih baik. Metode ini dapat memperjelas adanya daerah *hypodense* sehingga deteksi penyakit stroke iskemia dapat lebih mudah dilakukan dan menghemat waktu.

Kemudian dilakukan pula segmentasi daerah *hypodense* menggunakan metode region-based segmentation. Ada beberapa metode yang dilakukan, pertama yaitu metode *multi-otsu thresholding*, *histogram-based segmentation* dan dilakukan juga segmentasi secara manual seperti yang ditunjukkan oleh Tabel 4.4. Segmentasi menggunakan metode *multi-otsu thresholding* menghasilkan citra yang sudah cukup baik dalam menginterpretasikan daerah *hypodense*. Daerah *hypodense* ditunjukkan dengan warna merah tua dan jaringan lunak otak normal ditunjukkan dengan warna oranye. Metode *histogram-based segmentation* masih belum bisa melakukan pendeteksian daerah *hypodense* dengan baik. sedangkan untuk metode segmentasi secara manual, sudah mampu mendeteksi daerah *hypodense* yang direpresentasikan dengan warna abu-abu tua, sedangkan daerah ventrikel otak pada citra akan berwarna menyerupai daerah *hypodense* namun untuk membedakan dengan daerah *hypodense*, ventrikel otak diberi tanda warna putih di atasnya. Tetapi, kekurangan dari metode ini adalah *thresholding* yang dilakukan masih manual, sehingga pada beberapa kasus masih dilakukan *setting* ulang pada *thresholding*.

Untuk mengukur peningkatan citra CT Scan dengan menggunakan metode yang diusulkan, dilakukan perhitungan kuantitatif menggunakan metode entropi diskrit pada masing-masing citra, kemudian dilakukan pula perbandingan *Stuctural Similarity Index (SSIM)* dan *Universal Image Quality Index (UIQI)* pada masing-masing metode yang diterapkan untuk menentukan peningkatan kualitas yang paling baik. Dapat dilihat pada Gambar 4.13 dan Tabel 4.5 bahwa hasil dari metode kombinasi DWT-CLAHE menunjukkan citra yang lebih jelas dan tidak mengalami *over enhancement* serta memiliki rata-rata entropi yang paling besar yaitu 14,312, SSIM sebesar 0,987 dan UIQI sebesar 0,383. Semakin besar nilai Entropi Diskrit dari suatu citra, maka menunjukkan bahwa citra itu semakin kompleks. Citra yang

kompleks merupakan indikasi dari citra yang berkualitas. Kemudian, SSIM menunjukkan tingkat kemiripan suatu citra dengan citra aslinya. Dalam kasus rekonstruksi citra, jika nilai SSIM pada suatu citra rekonstruksi semakin mendekati nilai 1, maka citra tersebut dinyatakan memiliki kualitas yang semakin baik. Sedangkan, UIQI menunjukkan intensitas dari suatu citra. semakin besar nilai UIQI maka citra tersebut memiliki intensitas cahaya yang tinggi. Dari hasil yang didapatkan, nilai entropi dan SSIM dari DWT-CLAHE sudah mampu melebihi metode-metode terdahulu. Dengan demikian, dapat disimpulkan bahwa metode DWT-CLAHE memiliki peningkatan kualitas citra yang baik. Pada penelitian sebelumnya dengan menggunakan dataset input yang berbeda dari penelitian ini, penerapan metode *histogram equalization* konvensional [7] pada penelitian tersebut menghasilkan penurunan entropi sebesar 3,8691 dari citra aslinya. Kemudian pada [9] dilakukan juga penerapan metode *contrast limited adaptive histogram equalization* konvensional yang mengalami penurunan nilai entropi sebesar 219,07 dari citra asli.

Keterbatasan dari penelitian ini ialah belum mampu mendeteksi daerah *hypodense* yang ukurannya sangat kecil, kemudian juga belum mampu melakukan segmentasi secara jelas antara daerah *hypodense* dengan jaringan lunak normal dan ventrikel otak. Untuk memperbaiki hal tersebut, diperlukan dataset dalam jumlah banyak yang bisa didapatkan dari pemeriksaan CT Scan langsung dari Rumah Sakit, sehingga diharapkan pada penelitian selanjutnya dapat dilakukan segmentasi daerah *hypodense* dengan menggunakan *machine learning.*

BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

Pada Tugas Akhir ini diajukan sebuah sistem yang dapat meningkatkan kualitas citra CT Scan otak untuk deteksi awal stroke iskemia. Pada sistem ini, terdapat beberapa tahapan yang dilakukan, tahap pertama ialah *pre-processing* citra yang terdiri dari *grayscaling, automatic cropping* dan *median filter*. *Grayscaling* berfungsi untuk mengkonversi citra masukan menjadi citra *grayscale* atau citra dua dimensi. Kemudian, *automatic cropping* digunakan untuk memfokuskan citra masukan pada objek yang akan diolah. Selanjutnya, citra akan direduksi *noise*nya menggunakan *median filter*. Tahap berikutnya dalam sistem ini adalah peningkatan citra yang terdiri dari *laplacian filter* yang dapat membantu mempertajam tepian dari gambar sehingga memudahkan proses segmentasi antara daerah otak dan tengkorak. Berikutnya adalah kombinasi antara metode *Discrete Wavelet Transform (DWT)* dengan *Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)* untuk *denoising,* memperjelas detail dan meningkatkan kontras pada citra.

Penambahan metode *Laplacian Filter* pada Tugas Akhir ini berhasil mensegmentasi atau menghilangkan citra tengkorak, sehingga nantinya pemrosesan citra akan terfokus pada citra otak saja. Hal ini diharapkan mampu meningkatkan interpretasi terhadap citra CT scan otak.

Berdasarkan hasil percobaan yang dilakukan dapat diambil beberapa kesimpulan, yaitu hasil percobaan menunjukkan bahwa metode yang digunakan pada penelitian ini efektif dalam meningkatkan kualitas citra terutama kontras citra sehingga dapat memperjelas letak daerah *hypodense* yang cenderung memiliki densitas yang lebih besar dibanding daerah otak lainnya sehingga memiliki warna yang lebih gelap. Penentuan parameter jenis *mother wavelet* dan level dekomposisi pada *Discrete Wavelet Transform (DWT)* serta clip limit dari *Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE)* sangat berpengaruh pada detail serta kekontrasan citra. Diperoleh citra dengan penggunaan *mother wavelet* jenis Coiflet 2 serta dekomposisi level 1 pada DWT dan pemilihan *clip limit* sebesar 0.01 pada CLAHE menghasilkan citra yang paling baik kontrasnya secara visual karena tidak mengalami kekurangan atau peningkatan kontras yang berlebihan.

Metode yang diusulkan pada penelitian ini secara kasat mata dapat dilihat bahwa mampu menghindari terjadinya *over-enhancement* seperti yang dihasilkan oleh metode *histogram equalization,* metode ini juga dapat mengurangi *noise* pada citra jika dibandingkan dengan citra yang dihasilkan oleh metode CLAHE saja, sehingga dapat dikatakan bahwa metode DWT-CLAHE mampu memberikan hasil visualisasi yang lebih baik. Dilakukan *thresholding-based segmentation* untuk mendeteksi daerah *hypodense.* Namun, belum mampu mendeteksi daerah *hypodense* yang ukurannya sangat kecil, dan belum mampu mensegmentasi secara jelas antara daerah *hypodense* dengan jaringan lunak normal dan ventrikel otak secara otomatis.

Perhitungan kuantitatif untuk melihat peningkatan kualitas dari citra CT Scan dilakukan dengan menggunakan metode Entropi Diskrit, *structural similarity index (SSIM)* dan *universal image quality index (UIQI)*. Didapatkan hasil rata-rata Entropi Diskrit sebesar 14,312, SSIM sebesar 0,987 dan UIQI sebesar 0,383. Jika dibandingkan dengan hasil peningkatan citra menggunakan metode *histogram equalization* dan CLAHE, hasil metode yang diajukan memiliki nilai Entropi Diskrit dan SSIM paling besar. Walaupun memiliki nilai UIQI yang paling kecil, hasil ini masih melampaui metode *histogram equalizarion* dan CLAHE dari segi visualisasi untuk diagnosis stroke iskemia. Dapat disimpulkan, metode DWT-CLAHE mampu menghasilkan intensitas cahaya yang tidak berlebihan namun memiliki kemampuan diferensiasi atau pembedaan kontras yang lebih baik antara jaringan lunak normal pada otak dan infark *hypodense* pada otak, serta terbukti dapat meningkatkan kualitas citra CT Scan asli yang memiliki rata-rata Entropi Diskrit sebesar 4,381.

6.2 Saran

Perlu dilakukan pengambilan data CT Scan otak dari Rumah Sakit agar jumlah dataset yang diperoleh bisa lebih banyak sehingga nantinya dapat dilakukan segmentasi daerah *hypodense* secara otomatis menggunakan metode *machine learning* seperti *Convolutional Neural Network (CNN)* atau *Support Vector Machine (SVM)* untuk meningkatkan hasil diagnosis stroke iskemia.

6.3 Ucapan Terima Kasih

Ucapan terima kasih penulis sampaikan kepada pihak *radiopaedia.org* dan dr. Balaji Anvekar FRCR [25] [26] yang telah menyediakan data berupa citra CT scan otak pasien stroke iskemia sehingga penelitian pada tugas akhir ini dapat terlaksana. Serta kepada dr. Widiana Ferriastuti, Sp. Rad yang telah memberikan pandangan serta masukan dari segi bidang medis untuk perancangan awal penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

[1] R. B. N. Hema Rajini, "Computer aided detection of ischemic stroke using segmentation and texture feature," *Measurement 46,* pp. 1865-1874, 2013.

[2] "Kementrian Kesehatan Republik Indonesia," 2 November 2018. [Online]. Available: http://www.depkes.go.id/article/view/18110200003/potret-sehat-indonesia-dari-riskesdas-2018.html. [Accessed 11 September 2019].

[3] W. J. M., "Radiology of Stroke," *Neurol Neurosurg Psychiatry Journal,* vol. 70, no. 1, pp. 7-11, 2001.

[4] U. P. B. Alfredo E., "Cutting Edge Acute Ischemic Stroke Management," pp. 365-379, 2019.

[5] G. W. H. D. M. Celine R. Gillebert, "Automated Delineation of Stroke Lesions Using Brain CT Images," *NeuroImage: Clinical 4,* pp. 540-548, 2014.

[6] A. Przelaskowski, K. Sklinda and P. e. a. Bargiel, "Improved Early Stroke Detection: Wavelet-Based Perception Enhancement of Computerized Tomography Exams," *Computers in Biology and Medicine,* pp. 524-533, 2007.

[7] T.-L. Tan, K.-S. Sim and A.-K. Chong, "Contrast Enhancement of CT Brain Images for Detection of Ischemic Stroke," in *International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE),* Penang, 2012.

[8] A. Jayakumar, "Detecting Defect in CT Images using CLAHE and Morphological Segmentation," *International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering,* vol. 5, no. 3, pp. 4836-4839, 2017.

[9] T. L. Tan, K. S. Sim, C. P. Tso and A. K. Chong, "Contrast Enhancement of Computed Tomography Images by Adaptive Histogram Equalization-Application for Improved Ischemic Stroke Detection," *International Journal of Imaging System and Technology,* vol. 22, no. 3, pp. 153-160, 2012.

[10] P. D. Boraste and K. P. N., "Image Enhancement using DWT," *International Journal Of Engineering And Computer Science,* vol. 4, no. 2, pp. 10509-10515, 2015.

[11] H. Lidong, Z. Wei, W. Jun and S. Zebin, "Combination of Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization and Discrete Wavelet Transform for Image Enhancement," *IET Image Process,* vol. 9, no. 10, pp. 908-915, 2015.

[12] J. L. N. E. F. B. Frederic H. Martini, Anatomy & Physiology: Ninth Edition, San Francisco: Pearson Education, 2012.

[13] L. R. Caplan, Caplan's Stroke: A Clinical Approach Fifth Edition, Cambridge: Cambridge University Press, 2016.

[14] E. Seeram, Computed Tomography, Physical, Principles, Clinical Applications, and Quality Control, Third Edition, Missouri: Saunders Elseiver, 2009.

[15] C. H. Youlian Zhu, "An Improved Median Filtering Algorithm for Image Noise Reduction," *Physics Procedia,* pp. 609-616, 2012.

[16] Z. Olewi, "Edge Detection and Image Sharpening," 2019.

[17] J. W. Woods, "Image Enhancement and Analysis," in *Multidimensional Signal, Image, and Video Processing and Coding*, Elsevier Inc., 2012, pp. 223-256.

[18] "Chapter 3: Wavelets for Biomedical Image Denoising," Chennai, Anna University, pp. 52-92.

[19] P. Manhas, "Image Processing by Using Different Types of Discrete Wavelet Transform," 2018.

[20] L. Gabralla, H. Mahersia and M. Zaroug, "Denoising CT Images Using Wavelet Transform," *International Journal of Advanced Computer Science and Applications,* vol. 6, no. 5, pp. 125-129, 2015.

[21] A. Dixit and S. Majumdar, "Comparative Analysis of Coiflet and Daubechies Wavelets Using Global Threshold for Image Denoising," *International Journal of Advances in Engineering & Technology,* vol. 5, no. 5, pp. 2247-2252, 2013.

[22] M. Chaudhary and A. Dhamija, "A Brief Study of Various Wavelet Families and Compression Techniques," *Journal of Global Research in Computer Science,* vol. 4, no. 4, pp. 43-49, 2013.

[23] V. G. R and H. Ramesh, "Effectiveness of Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization Technique on Multispectral Satellite Imagery," in *Proceedings of the International Conference on Video and Image Processing*, Singapore, 2017.

[24] M. Kaur and P. Goyal, "A Review on Region Based Segmentation," *International Journal of Science and Research (IJSR),* vol. 4, no. 4, pp. 3194-3197, 2015.

[25] "Radiopaedia,"[Online].Available: https://radiopaedia.org/search?lang=us&modality=CT&page=1&q=ischemic+stroke&scope=cases. [Accessed 2019].

[26] D. B. A. FRCR. [Online]. Available: http://www.neuroradiologycases.com/2012/09/ischemic-stroke-and-vascular.html. [Accessed 2020].

[27] G. M. Male, W. and E. Setijadi, "Analisa Kualitas Citra Pada Steganografi Unuk Aplikasi e-Government," in *Seminar Nasional Manajemen Teknologi XV*, Surabaya, 2012.

[28] Z. Ye, H. Mohamadian, S.-S. Pang and S. Iyengar, "Image Contrast Enhancement and Quantitative Measuring of Information Flow," in *6th WSEAS International Conference on Information Security and Privacy*, Tenerife, 2007.

[29] Z. Wang and A. C. Bovik, "A Universal Image Quality Index," *IEEE Signal Processing Letters,* vol. 9, no. 3, pp. 81-84, 2002.

[30] Y. Al-Najjar and D. D. C. Soong, "Comparison of Image Quality Assessment: PSNR, HVS, SSIM, UIQI," *International Journal of Scientific & Engineering Research,* vol. 3, no. 8, pp. 1-5, 2012.

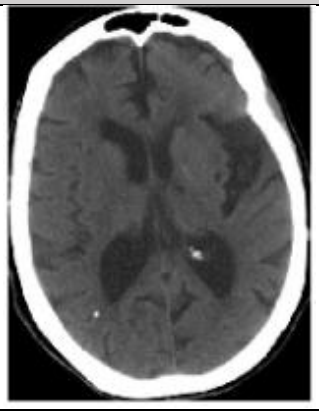
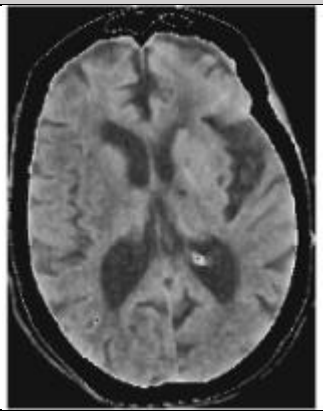
LAMPIRAN

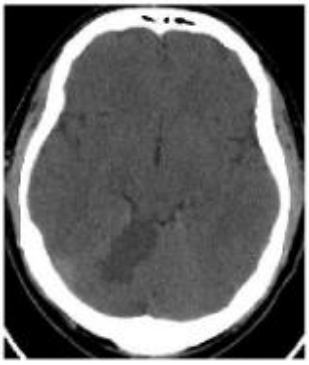
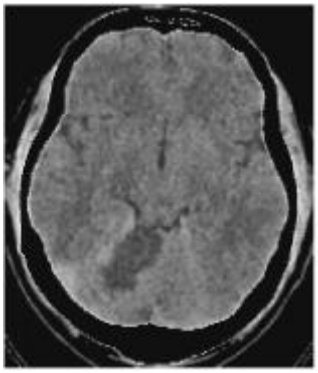
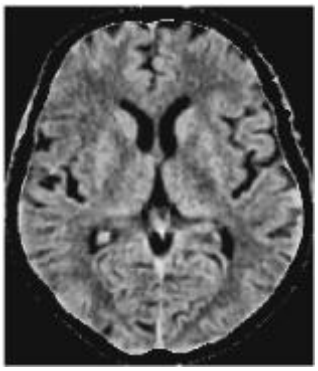
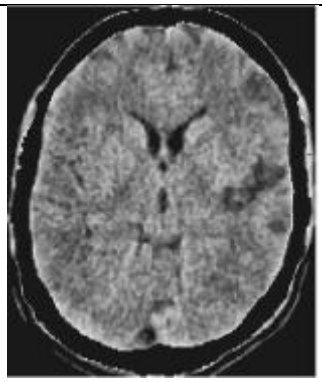
A. Daftar sumber data

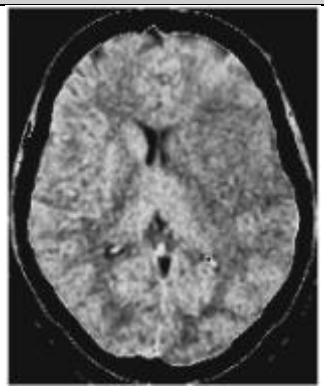
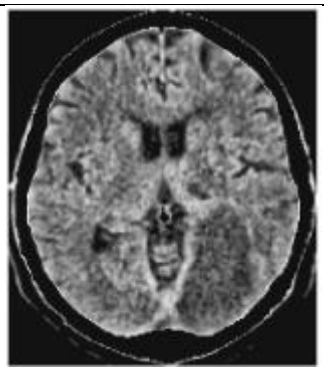
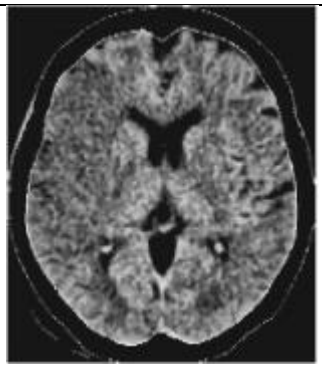
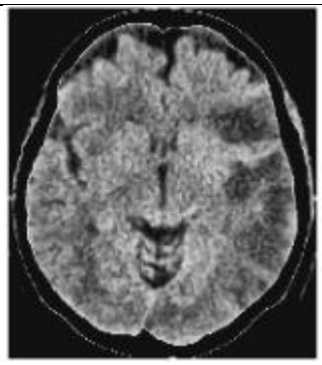
Data ke-	File name	Image	*Link*	*Case File*
1	rID 11564	infark 1	https://radiopaedia.org/cases/11564	Case courtesy of Radswiki, Radiopaedia.org, rID: 11564
2	rID 16625	infark 2	https://radiopaedia.org/cases/16625	Case courtesy of David Puyó, Radiopaedia.org, rID: 16625
3	rID 23669	infark 3	https://radiopaedia.org/cases/23669	Case courtesy of Hugo Neves (RT), Radiopaedia.org, rID: 23669
4	rID 24108	infark 4	https://radiopaedia.org/cases/24108	Case courtesy of Dr Hani Salam, Radiopaedia.org, rID: 24108
5	rID 26882	infark 5	https://radiopaedia.org/cases/24108	Case courtesy of Dr David Cuete, Radiopaedia.org, rID: 24108
6	rID 27908	infark 6	https://radiopaedia.org/cases/27908	Case courtesy of Dr David Cuete, Radiopaedia.org, rID: 27908
7	rID 30225	infark 7	https://radiopaedia.org/cases/30225	Case courtesy of Dr David Cuete, Radiopaedia.org, rID: 30225
8	rID 35427	infark 8	https://radiopaedia.org/cases/35427	Case courtesy of Dr David Cuete, Radiopaedia.org, rID: 35427
9	rID 35732	infark 9	https://radiopaedia.org/cases/35732	Case courtesy of Dr David Cuete, Radiopaedia.org, rID: 35732
10	rID 36507	infark 10	https://radiopaedia.org/cases/36507	Case courtesy of Dr David Cuete, Radiopaedia.org, rID: 36507
11	rID 40106	infark 11	https://radiopaedia.org/cases/40106	Case courtesy of Assoc Prof Craig Hacking, Radiopaedia.org, rID: 40106
12	rID 40253	infark 12	https://radiopaedia.org/cases/40235	Case courtesy of Dr Subash Thapa, Radiopaedia.org, rID: 40235
13	rID 45310	infark 13	https://radiopaedia.org/cases/45310	Case courtesy of Dr Gaurav Som Prakash Gupta, Radiopaedia.org, rID: 45310

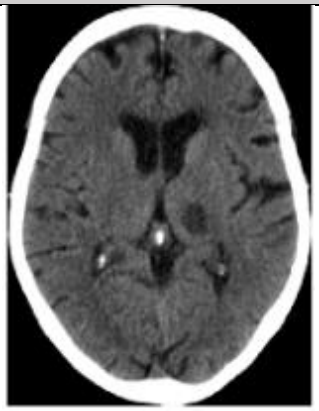
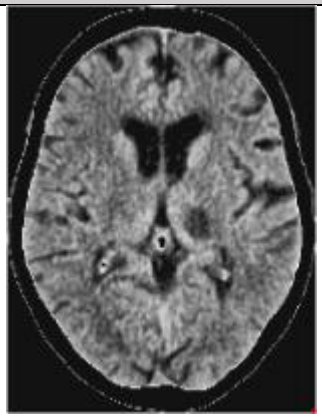
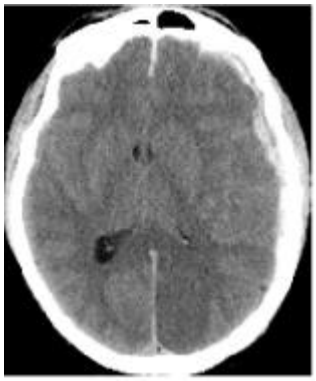
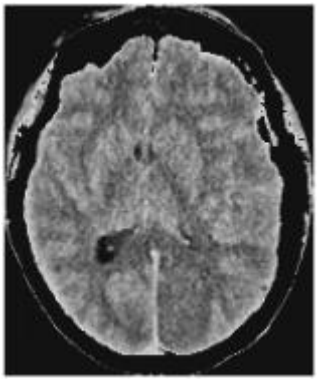
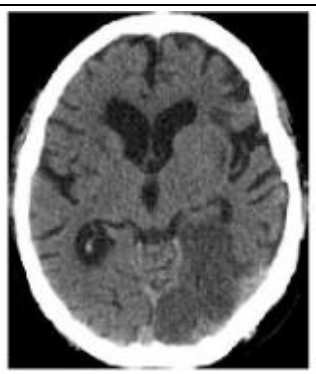
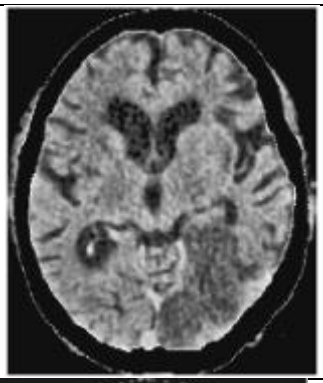
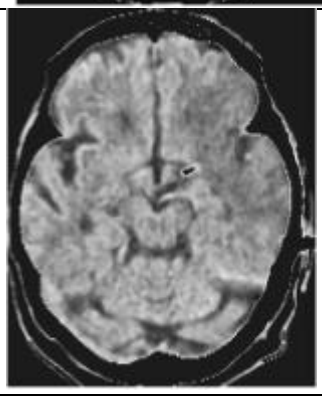
Data ke-	File name	Image	Link	Case File
14	rID 51593	infark 14	https://radiopaedia.org/cases/51593	Case courtesy of Dr Heba Abdelmonem, Radiopaedia.org, rID: 51593
15	rID 56185	infark 15	https://radiopaedia.org/cases/56185	Case courtesy of Dr Hidayatullah Hamidi, Radiopaedia.org, rID: 56185
16	rID 63374	infark 16	https://radiopaedia.org/cases/63374	Case courtesy of Dr Hidayatullah Hamidi, Radiopaedia.org, rID: 63374
17	rID 75241	infark 17	https://radiopaedia.org/cases/75241	Case courtesy of Dr Andrei Dumitrescu, Radiopaedia.org, rID: 75241
18	deep border zone infarct	infark 18	http://www.neuroradiologycases.com/2012/09/ischemic-stroke-and-vascular.html	
19	aca infarct ct brain	infark 19	http://www.neuroradiologycases.com/2012/09/ischemic-stroke-and-vascular.html	
20	bilateral MCA infarct	infark 20	http://www.neuroradiologycases.com/2012/09/ischemic-stroke-and-vascular.html	

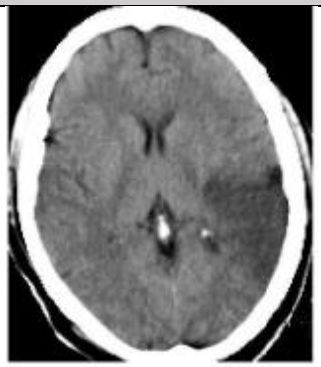
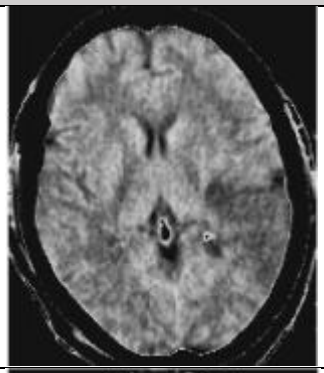
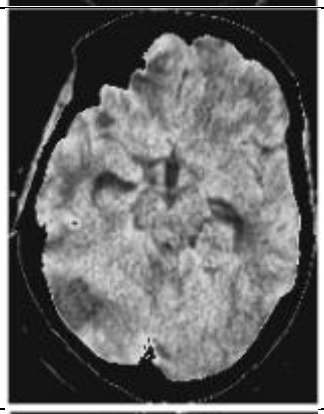
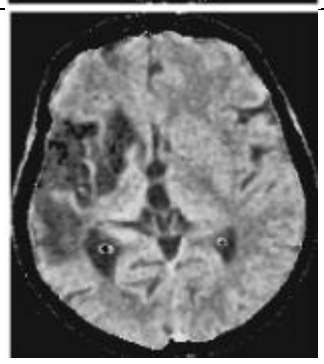
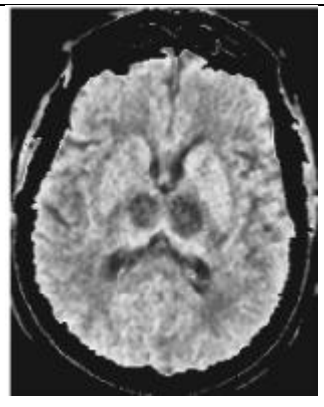
B. Citra input dan output penelitian

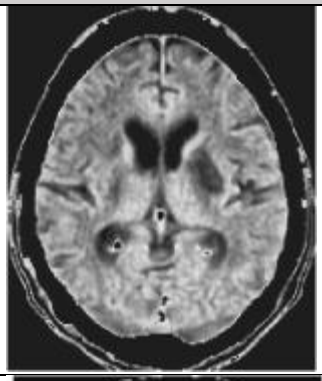
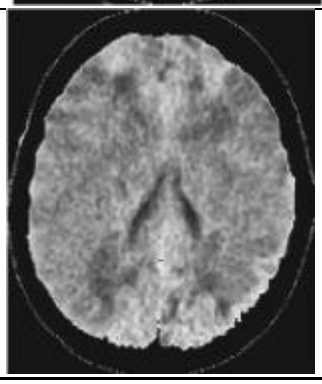
Data ke-	Original name	File name	Citra Awal	Citra Akhir
1	rID 11564.jpg	infark 1.jpg		

Data ke-	Original name	File name	Citra Awal	Citra Akhir
2	rID 16625.jpg	infark 2.jpg		
3	rID 23669.jpg	infark 3.jpg		
4	rID 24108.jpg	infark 4.jpg		
5	rID 26882.jpg	infark 5.jpg		

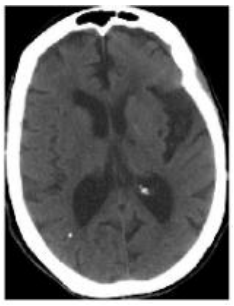
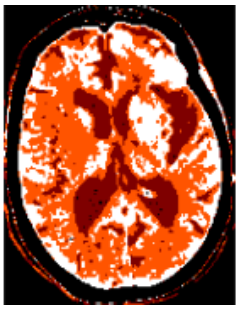
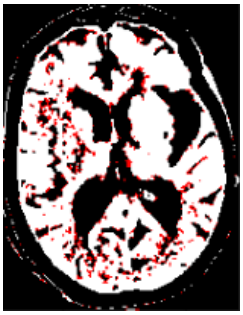
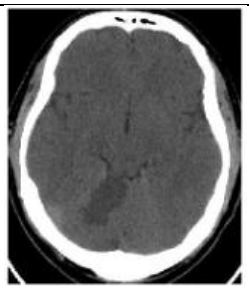
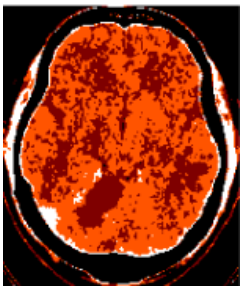
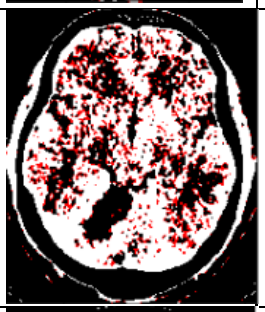
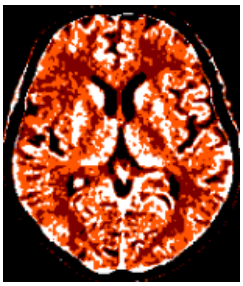
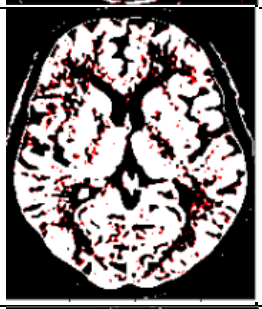
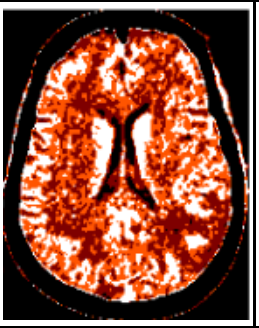
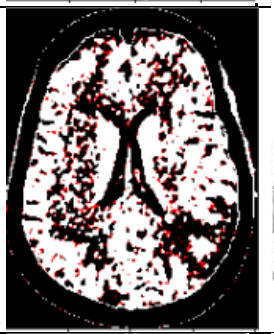
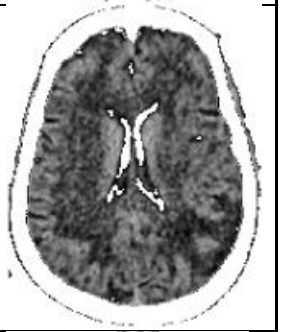
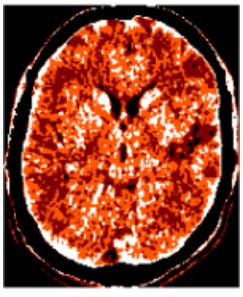
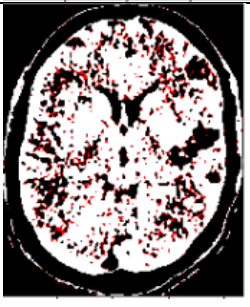
Data ke-	Original name	File name	Citra Awal	Citra Akhir
6	rID 27908.jpg	infark 6.jpg		
7	rID 30225.jpg	infark 7.jpg		
8	rID 35427.jpg	infark 8.jpg		
9	rID 35732.jpg	infark 9.jpg		

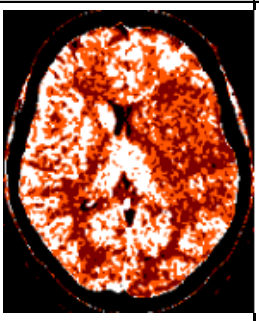
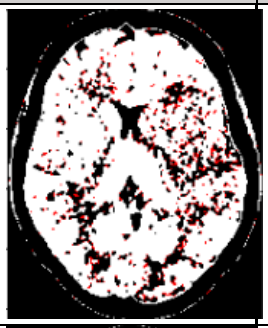
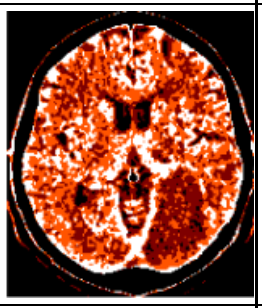
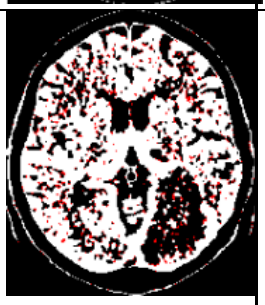
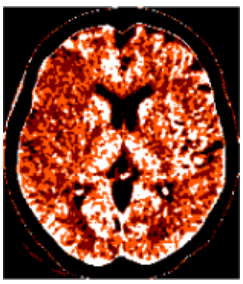
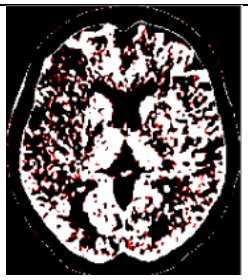
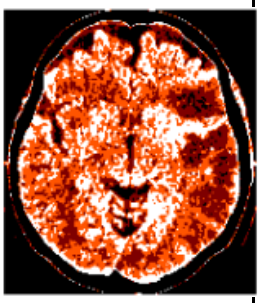
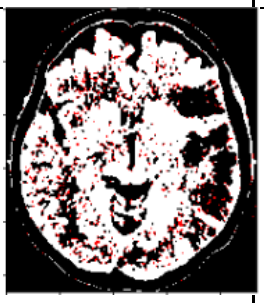
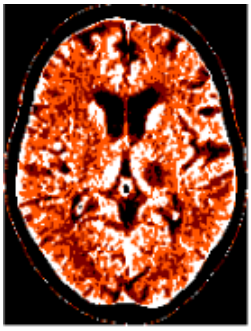
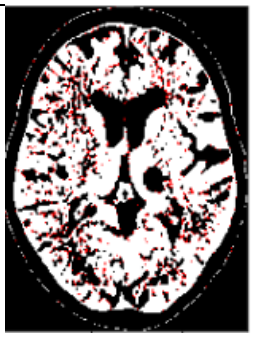
Data ke-	Original name	File name	Citra Awal	Citra Akhir
10	rID 36507.jpg	infark 10.jpg		
11	rID 40106.jpg	infark 11.jpg		
12	rID 40253.jpg	infark 12.jpg		
13	rID 45310.jpg	infark 13.jpg		

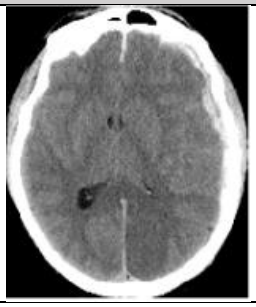
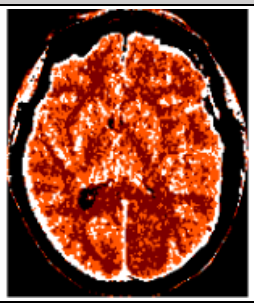
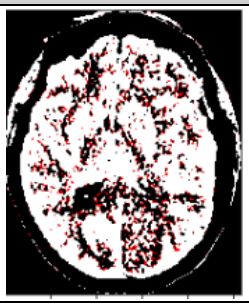
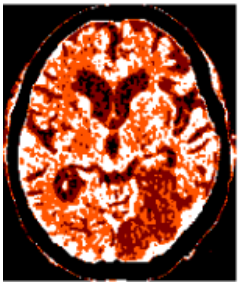
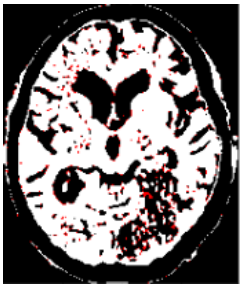
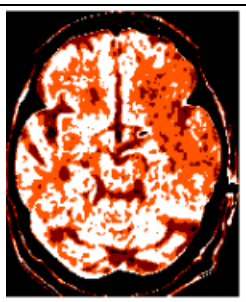
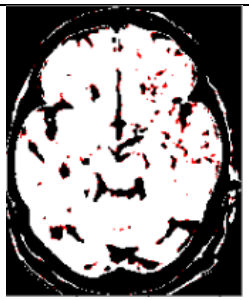
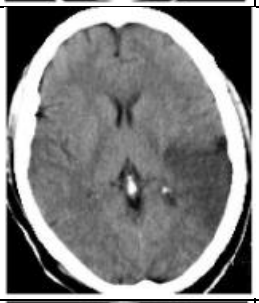
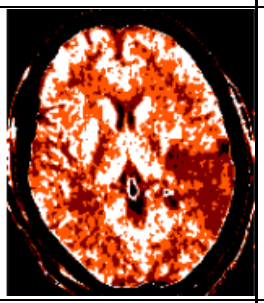
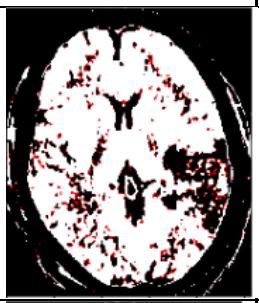
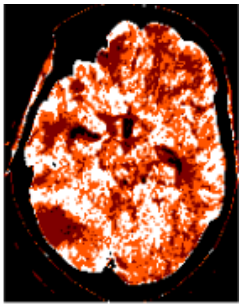
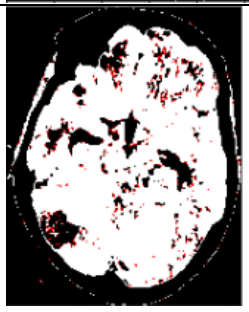
Data ke-	Original name	File name	Citra Awal	Citra Akhir
14	rID 51593.jpg	infark 14.jpg		
15	rID 56185.jpg	infark 15.jpg		
16	rID 63374.jpg	infark 16.jpg		
17	rID 75241.jpg	infark 17.jpg		

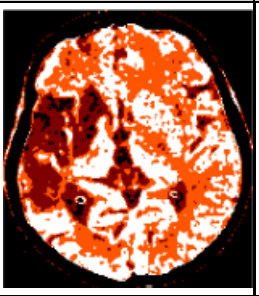
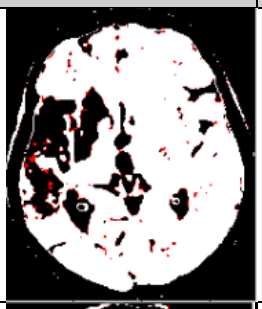
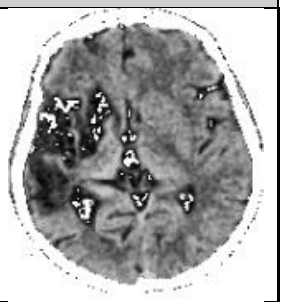
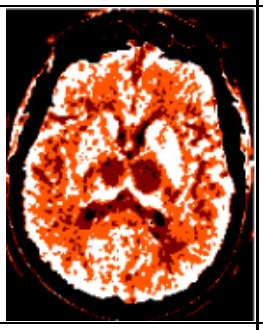
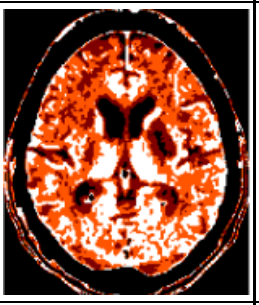
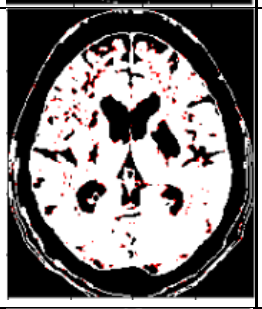
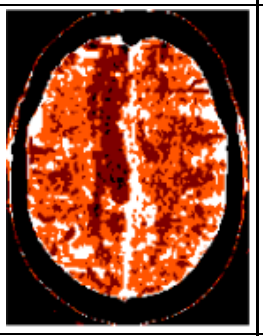
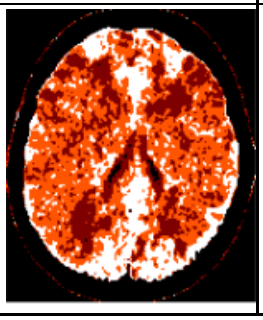
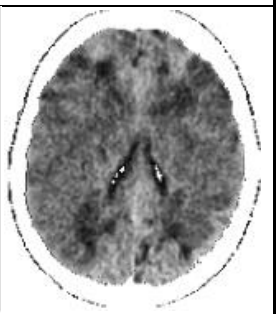
Data ke-	Original name	File name	Citra Awal	Citra Akhir
18	deep border zone infarct.jpg	infark 18.jpg		
19	ACA infarct ct brain.jpg	infark 19.jpg		
20	Bilateral MCA infarct.jpg	infark 20.jpg		

C. Hasil segmentasi citra

Data ke-	Citra Awal	Multi-otsu thresholding	Histogram-based segmentation	Manual thresholding segmentation
1				
2				
3				
4				
5				

Data ke-	Citra Awal	Multi-otsu thresholding	Histogram-based segmentation	Manual thresholding segmentation
6				
7				
8				
9				
10				

Data ke-	Citra Awal	Multi-otsu thresholding	Histogram-based segmentation	Manual thresholding segmentation
11				
12				
13				
14				
15				

Data ke-	Citra Awal	Multi-otsu thresholding	Histogram-based segmentation	Manual thresholding segmentation
16				
17				
18				
19				
20				

BIODATA PENULIS

Penulis dilahirkan di Kota Bogor pada tanggal 9 Oktober 1998. Penulis merupakan anak kedua dari dua bersaudara. Penulis menempuh pendidikan sekolah dasar di SD Bina Insani Bogor dan meneruskan ke jenjang sekolah menengah pertama di SMP Negeri 4 Bogor dan menlanjutkan ke sekolah menengah atas SMA Negeri 3 Bogor. Kemudian penulis meneruskan ke jenjang pendidikan yang lebih tinggi ke Departemen Teknik Biomedik Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Selama menempuh pendidikan tinggi, penulis aktif dalam organisasi kemahasiswaan tingkat jurusan sebagai sekretaris departemen Hubungan Luar Himpunan Mahasiswa Teknik Elektro (HIMATEKTRO ITS) serta aktif sebagai asisten Laboratorium Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Biomedika.

E-mail : andina16@mhs.bme.its.ac.id

BIOMEDICAL ENGINEERING ITS
2020