TUGAS AKHIR – EB184803

PENGURANGAN *SPECKLE NOISE* DAN PENINGKATAN KUALITAS CITRA DARI *ECHOCARDIOGRAPHIC* UNTUK PENDETEKSIAN AWAL PADA PENYAKIT JANTUNG

Dityatama Alfatkhaan Susatyo
07311540000016

DOSEN PEMBIMBING:
Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
Atar Fuady Babgei, S.T., M.Sc.

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

TUGAS AKHIR – EB184803

PENGURANGAN *SPECKLE NOISE* DAN PENINGKATAN KUALITAS CITRA DARI *ECHOCARDIOGRAPHIC* UNTUK PENDETEKSIAN AWAL PADA PENYAKIT JANTUNG

Dityatama Alfatkhaan Susatyo

07311540000016

DOSEN PEMBIMBING:

Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
Atar Fuady Babgei, S.T., M.Sc.

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

FINAL PROJECT – EB184803

SPECKLE NOISE REDUCTION AND IMAGE ENHANCEMENT OF ECHOCARDIOGRAPHIC IMAGES FOR EARLY DETECTION OF HEART DISEASES

Dityatama Alfatkhaan Susatyo

07311540000016

SUPERVISOR:

Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
Atar Fuady Babgei, S.T., M.Sc.

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 "**Pengurangan *Speckle Noise* dan Peningkatan Kualitas Citra pada *Echocardiographic* Untuk Pendeteksian Awal pada Penyakit Jantung"** 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. Apa bila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Januari 2020

METERAI TEMPEL
1AA09AHF152066678
6000
ENAM RIBU RUPIAH

Dityatama Alfatkhaan Susatyo
NRP. 07311540000016

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

Oleh
Dityatama Alfatkhaan Susatyo
NRP. 07311540000016

Tanggal Ujian : 3 Januari 2020
Periode Wisuda : September 2020

Disetujui oleh :

Dosen Penguji :

1. **Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.**
   NIP. 19710314 199702 1001
2. **Muhammad Yazid, B.Eng., M.Eng.**
   NIP. 19800420 201504 1001
3. **Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T.**
   NIP. 19910325 201504 1001

Dosen Pembimbing :

1. **Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.**
   NIP. 19700212 199512 1001
2. **Atar Fuady Babgei, S.T., M.Sc.**
   NIP. 19891111 201812 1001

Kepala Departemen Teknik Biomedik,

Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.
NIP. 19710314 199702 1001

PENGURANGAN *SPECKLE NOISE* DAN PENINGKATAN KUALITAS CITRA DARI *ECHOCARDIOGRAPHIC* UNTUK PENDETEKSIAN AWAL PADA PENYAKIT JANTUNG

Nama : Dityatama Alfatkhaan Susatyo
NRP : 07311540000016
Pembimbing : 1. Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
2. Atar F. Babgei, S.T., M.Sc.

ABSTRAK

Penggunaan pencitraan ultrasonografi dalam diagnosis medis telah ditentukan dengan baik karena sifatnya yang *non-invasive*, biaya rendah, kemampuan membentuk pencitraan secara *real time*, dan kemajuan yang terus menerus berkembang dalam kualitas citra yang dihasilkan. Namun, dalam pengambilan citra ultrasonografi masih terdapat *noise* yang menyebabkan penurunan dari kualitas citra yang dihasilkan, salah satu yang paling mengganggu adalah *speckle noise*. *Speckle noise* telah lama diketahui sebagai suatu faktor yang membatasi pendeteksian dari citra *ultrasound*, terutama pada hasil citra dengan kontras yang rendah. Terdapat beberapa metode yang dapat digunakan dalam mereduksi *noise* yang dihasilkan, namun pada penelitian ini metode yang digunakan yaitu *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (HOSRAD) yang merupakan gabungan dari metode *Relaxed Median Filter* dan metode *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion (OSRAD)*. Serta apabila dokter ingin mendapatkan batasan-batasan dari tepian dan pergerakan katup citra jantung dari hasil filter, maka digunakanlah metode *Canny Edge Detection*. Terdapat beberapa parameter yang digunakan sebagai analisa statistik kuantitatif untuk melihat perbedaan dari citra ultrasonografi yang telah direstorasi dengan citra ultrasonografi asli yang dijadikan sebagai referensi tersebut. Beberapa parameternya yaitu *Signal to Noise Ratio* (SNR), *Peak Signal to Noise Ratio* (PSNR), *Mean Square Error* (MSE), *Figure of Merit* (FOM), dan *Structural Similarity quality Index* (SSIM). Setelah berbagai percobaan didapatkan hasil restorasi yang citra yang paling baik dengan nilai *gamma* sebesar 0.5 pada tahap *gamma correction*, nilai *time step* sebesar 0.1 pada tahap OSRAD, dan Batasan atas serta bawah sebesar 5 dan 9 pada tahap *Relaxed Median Filter*. Sehingga didapatkan hasil metode HOSRAD dengan nilai MSE dan PSNR sebesar 70.13 dan 29.67 dengan iterasi sebanyak 5 kali. Hasil metode yang diajukan terbukti dapat meningkatkan kualitas citra jantung yang dari semula memiliki MSE dan PSNR sebesar 76.123 dan 29.31.

Kata kunci : *Anisotropic diffusion, Image enhancement,* Pencitraan *echocardiography, Speckle noise, Speckle reduction.*

SPECKLE NOISE REDUCTION AND IMAGE ENHANCEMENT OF ECHOCARDIOGRAPHIC IMAGES FOR EARLY DETECTION OF HEART DISEASES

Name : Dityatama Alfatkhaan Susatyo
Student Identity Number : 07311540000016
Advisors : 1. Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
2. Atar F. Babgei, S.T., M.Sc.

ABSTRACT

The use of ultrasound imaging in medical diagnosis is well established due to its non-invasiveness, low cost, capability of forming real time imaging, and continuing improved image quality. However, in taking ultrasound images there is still a noise that causes the decreases of the ultrasound image quality, one of the most disturbing one is speckle noise. Speckle noise has long been known as a factor that limits the detection of ultrasound images, especially in low contrast images. There are several methods that can be used in reducing noise produced by ultrasound images, in this paper the method used is Hybrid Oriented Speckle noise Reducing Anisotropic Diffusion (HOSRAD) which is a combination of the Relaxed Median Filter method and the Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion (OSRAD) method. And if the doctor wants to obtain the edges of heart boundaries and heart valves movement, the method used is Canny Edge Detection. There are several parameters used as quantitative statistical analysis in order to see the differences in ultrasound images that has been restored with the original ultrasound images used as a reference, namely Signal to Noise Ratio (SNR), Peak Signal to Noise Ratio (PSNR), and Mean Square Error (MSE), Figure of Merit (FOM), and Structural Similarity quality Index (SSIM). After various experiments, the results for the best image restoration with a gamma value of 0.5 at the gamma correction process, a time step of 0.1 at the OSRAD process, and upper and lower boundaries of 5 and 9 at the Relaxed Median Filter. So, we get the results of the HOSRAD method with MSE and PSNR values of 70.13 and 29.67 with 5 iterations. The results of the proposed method are proven to be able to improve the quality of heart images which from the beginning had MSE and PSNR of 76,123 and 29.31.

Keywords : Anisotropic Diffusion, Echocardiography imaging, Image enhancement, Speckle noise, Speckle reduction.

KATA PENGANTAR

Penulis mengucapkan puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa karena hanya atas kasih sayang-Nya penulis mampu menyelesaikan Tugas Akhir ini dengan lancar dan dapat selesai tepat pada waktunya. Penulis juga mengucapkan terima kasih atas bantuan dari berbagai pihak, maka penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Orang tua serta keluarga penulis yang selalu memberi doa dan dukungan penuh dalam hal apapun.
2. Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T. dan Atar F. Babgei, S.T., M.Sc. selaku dosen pembimbing yang senantiasa membimbing, mengarahkan, dan menginspirasi penulis selama pengerjaan penelitian ini.
3. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng. selaku kepala departemen yang telah memberi inspirasi, motivasi, serta bimbingan selama pengerjaan Tugas Akhir terlebih selama perkuliahan di ITS.
4. Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T. selaku dosen wali
5. Rekan-rekan Teknik Biomedik angkatan 2015 yang sangat saya sayangi.
6. Bapak Ibu dosen pengajar Teknik Biomedik ITS.
7. Serta seluruh pihak yang tidak dapat disebutkan satu per satu yang telah membantu penulis hingga Tugas Akhir ini bisa diselesaikan dengan semaksimal mungkin.

Terlepas dari semua itu, penulis sadar bahwa masih terdapat kekurangan pada berbagai aspek dan masih banyak hal yang perlu diperbaiki. Oleh karena itu, penulis dengan terbuka menerima kritik dan saran dari pembaca agar dapat memperbaiki Tugas Akhir ini. Semoga penelitian ini dapat memberikan manfaat untuk banyak orang dan dapat dikembangkan lebih baik lagi pada penelitian selanjutnya.

Surabaya, Januari 2020

Penulis

DAFTAR ISI

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR 1
LEMBAR PENGESAHAN ii
ABSTRAK iii
ABSTRACT iv
KATA PENGANTAR v
DAFTAR GAMBAR ix
DAFTAR TABEL x
BAB 1 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
1.6 Sistematika 3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA 5
2.1 *Echocardiographic Ultrasound* 5
2.2 *Noise* pada *Ultrasound* 7
2.2.1 *Speckle noise* 7
2.3 Metode *Contrast Enhancement* 10
2.3.1 Power Law Transformation 10
2.4 Metode *Filtering* 11
2.4.1 *Relaxed Median Filter* 11
2.4.2 *Anisotropic Diffusion* 11
2.4.3 *Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* 13
2.4.4 *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* 14
2.4.5 *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* 14
2.5 Metode *Edge Detection* 15
2.5.1 *Sobel Edge Detector* 15
2.5.2 *Canny Edge Detection* 17
2.6 Parameter yang dianalisa 18

2.6.1 MSE 18
2.6.2 SNR 18
2.6.3 PSNR 18
2.6.4 FOM 19
2.6.5 SSIM 19
2.7 Rasional 20
BAB 3 PERANCANGAN SISTEM 22
3.1 Desain Sistem Secara Umum 22
3.2 Image Pre-processing 23
3.2.1 *Contrast Enhancement* 23
3.2.2 *Image Filtering* 24
3.3 Image Segmentation 25
3.4 Analisa Kuantitas 26
3.5 Pengambilan Data 26
3.6 Perancangan Sistem 26
BAB 4 PENGUJIAN SISTEM 30
4.1 *Pre-Processing* 30
4.1.1 Power Law Transformation 30
4.1.2 Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion 31
4.2 *Image Segmentation* 34
4.2.1 Canny Edge Detection 35
4.3 Parameter yang Dihasilkan 36
4.4 Peran Filter Terhadap Interpretasi pada Bagian Jantung 40
BAB 5 PEMBAHASAN 42
5.1 *Pre-processing* 42
5.1.1 *Power Law Transformation* 42
5.1.2 *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* 42
5.2 *Image Segmentation* 43
5.3 Peran Filter Terhadap Interpretasi pada Bagian Jantung 43
BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN 45
6.1 Kesimpulan 45

6.2 Saran 46
DAFTAR PUSTAKA 47
BIODATA PENULIS 49

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Proses dalam pengambilan citra menggunakan *ultrasound* [13]..... 5
Gambar 2.2 Citra dari *echocardiography* [2] 6
Gambar 2.3 Citra *echocardiography* dari jantung(a) dan yang dipengaruhi oleh *speckle noise*(b) 8
Gambar 2.4 Pola bentuk dan penyebaran *speckle noise* pada citra jantung asli dan hasil *histogram* citra tersebut..... 9
Gambar 2.5 Plot *Power Law Transform* dengan nilai *gamma* yang berbeda.... 11
Gambar 2.6 Model *pixel* pada koordinat i,j dengan *neighbour North (N), South (S), West (W),* dan *East (E)*..... 12
Gambar 2.7 Blok Diagram dari metode HOSRAD 15
Gambar 2.8 Hasil citra dari *echocardiography* setelah penggunaan metode yang diajukan [2]..... 16
Gambar 2.9 *Fishbone* 21
Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem Keseluruhan 23
Gambar 3.2 *Flowchart* dari metode yang diajukan 28
Gambar 4.1 Hasil penggunaan metode *Power Law Transformation* atau *Gamma Correction* dengan nilai *gamma* yang berbeda-beda pada citra jantung dengan penglihatan *parasternal long axis*..... 30
Gambar 4.2 Hasil penggunaan metode *Power Law Transformation* atau *Gamma Correction* dengan nilai *gamma* yang berbeda-beda pada citra jantung dengan penglihatan *apical four chamber* 31
Gambar 4.3 Hasil Filter OSRAD dengan nilai iterasi yang berbeda, nilai *gamma* atau *time step* sebesar 0.1 dengan penglihatan *parasternal long axis* 32
Gambar 4.4 Hasil Filter OSRAD dengan nilai iterasi yang berbeda, nilai *gamma* atau *time step* sebesar 0.1 dengan penglihatan *apical four chamber* 32
Gambar 4.5 Hasil Filter *Relaxed Median Filter* pada penglihatan *parasternal long axis* dengan batasan *lower* dan *upper* yang berbeda, dimana *Relaxed Median lower* x *upper* 33
Gambar 4.6 Hasil Filter Relaxed Median Filter pada penglihatan apical four chamber dengan batasan lower dan upper yang berbeda, dimana Relaxed Median lower x upper..... 34
Gambar 4.7 Hasil metode HOSRAD yang diajukan 34
Gambar 4.8 Hasil penggunaan metode *Canny edge detection* dengan nilai *threshold 1* dan *threshold 2* sebesar 100 dan 200..... 35
Gambar 4.9 Citra jantung *parasternal long axis* disaat katup mitral kontraksi dengan *speckle noise* (a) dan disaat katup mitral kontraksi hasil filter (b) 40

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Hasil Parameter dari *Gamma Correction* dengan penglihatan *parasternal long axis* pada jantung 37
Tabel 4.2 Hasil Parameter dari *Relaxed Median Filter* dengan penglihatan segmentasi pada jantung yang berbeda 38
Tabel 4.3 Hasil Parameter dari perbandingan dengan penglihatan segmentasi pada jantung *parasternal long axis* dengan MSE dan PSNR awal sebesar 76.12 dan 29.31 39

BAB 1 PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Manusia sebagai makhluk hidup sangat memungkinkan untuk terkena berbagai macam penyakit yang sangat berbahaya dan memiliki jangka waktu yang lama, seperti penyakit kanker, penyumbatan jantung, dan penyakit lainnya. Pendeteksian penyakit-penyakit tersebut pada tahap-tahap awal sangatlah penting [1]. *Echocardiography* merupakan suatu alat *ultrasound* yang sangat berharga untuk pengambilan citra jantung dan dapat menggambarkan Batasan anatomi dari jantung secara dua dimensi. *Echocardiography* menjadi salah satu cara yang paling sering digunakan untuk mendiagnosis penyakit jantung. Ekstraksi batas otomatis dari citra yang dihasilkan oleh *echocardiography* menjadi kebutuhan klinis yang penting dalam menghasilkan hasil yang paling efektif dan dapat diandalkan [2].

Penggunaan modalitas pencitraan medis lainnya, seperti *Magnetic Resonance Imaging* (MRI), X-ray, *ultrasound, angiography, echocardiography* dan lain sebagainya dalam diagnosis medis merupakan modalitas pencitraan yang sangat berguna untuk diagnosis dan penelitian berbagai macam penyakit [3]. Penggunaan *ultrasound* sendiri sudah sangat baik untuk digunakan dikarenakan penggunaannya yang *non-invasive,* membutuhkan biaya yang tidak banyak alias murah, memiliki kapabilitas untuk membentuk citra secara *real time,* dan terdapat banyak cara untuk peningkatan dalam kualitas citranya [4]. Namun, dibalik keuntungan dari *ultrasound* tersebut terdapat beberapa masalah yang sering muncul dalam pengambilan citra dari *echocardiography* atau *ultrasound,* yaitu memiliki hasil citra dengan kontras yang rendah dan memiliki banyak *noise* sehingga menimbulkan keterbatasan dalam melihat citra jantung [5].

Salah satu *noise* yang mengganggu dan sering muncul tersebut adalah *speckle noise. Speckle* merupakan fenomena khas pada citra *ultrasound* yang dapat digambarkan sebagai *random noise.* Hasil dari citra *ultrasound* yang terdapat *speckle noise* menyebabkan kualitas citra pada *ultrasound* menjadi berkurang, sehingga menyebabkan interpretasi dan diagnosis dari hasil citra tersebut menjadi sulit dan dapat menyebabkan kesalahan dalam mendiagnosis ataupun meng-interpretasikannya [6]. Berbagai metode telah diterapkan dan digunakan untuk mengatasi permasalahan *speckle noise* tersebut, seperti Lee Filter [7], *Anisotropic diffusion* seperti yang digagas oleh Perona dan Malik [8], namun dari kebanyakan metode filter tersebut tidak terdapat satupun yang memiliki kemampuan untuk melakukan filter selektif sehingga dapat menghilangkan informasi-informasi penting yang terdapat pada citra *ultrasound* atau *echocardiography* tersebut [9].

Pada penelitian ini, metode yang diajukan adalah metode *Speckle Reduction Anisotropic Diffusion* (SRAD) seperti yang digagas oleh Yu dan

Acton [10] yang telah dikembangkan oleh Krissian dkk menjadi metode *Oriented Speckle Reduction Anisotropic Diffusion* (OSRAD) [11] yang kemudian digabungkan dengan *Relaxed Median Filter* seperti yang digagas oleh Hamza dkk [12] sehingga menciptakan filter *hybrid*, yaitu *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (HOSRAD). Metode HOSRAD ini diajukan dan digunakan pada penelitian ini karena dapat mempertahankan serta meningkatkan tepian dan membuat *speckle noise* yang terdapat pada citra *echocardiography* tersebut berkurang dan dapat mempertahankan Batasan-batasan yang ada. Setelah digunakan metode HOSRAD, kemudian dapat dilakukan metode *Canny Edge Detection* apabila dokter ingin menganalisa pergerakan katup jantung secara lebih jelas karena metode tersebut dapat melihat batasan-batasan yang terdapat pada tepian dan pergerakan katup jantung dapat terdeteksi dengan lebih jelas.

1.2 Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan tersebut, maka diperoleh rumusan masalah mengenai bagaimana metode HOSRAD dan *Canny edge detection* tersebut diterapkan pada proses *pre-processing* dari alat *echocardiography* secara *real time*. Hal selanjutnya yang harus dipertimbangkan yaitu bagaimana meningkatkan kemampuan reduksi speckle *noise* tanpa harus mengurangi informasi-informasi yang ada pada citra tersebut. Serta bagaimana penerapan pada pemrosesan filter agar dapat dilakukan secara *real time* dan tidak terjadi *lagging* sehingga dapat melakukan pemrosesan filter dengan waktu yang tidak lama.

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dari penelitian adalah hanya menggunakan citra *echocardiography* saja sehingga hanya mengambil citra jantung dari pasien. Data pengujian yang digunakan selama penelitian menggunakan data *offline* sebagai Batasan kesuksesan proses filter yang digunakan, sehingga apabila diterapkan secara *real time* kemungkinan masih ada kekurangan seperti *lagging* dan memiliki waktu pemrosesan yang lama. Serta pemrosesan filter yang digunakan hanya sebatas menghilangkan jenis *noise* yang berupa *speckle noise* saja, dikarenakan *speckle noise* merupakan jenis *noise* yang selalu ada pada saat pengambilan citra menggunakan *ultrasound* dan dapat menyebabkan informasi-informasi yang ada pada citra tersebut menjadi rusak.

1.4 Tujuan dan Manfaat

Tujuan dari penelitian ini adalah mengembangkan metode reduksi *speckle noise* yang telah ada dengan menggabungkannya berdasarkan metode yang telah ada sebelumnya. Kemudian menggunakan metode pendeteksian batasan-batasan dari tepian untuk melihat pergerakan katup jantung. Setelah menggunakan metode yang diajukan pada penelitian ini harapannya dapat

membuat dokter meng-interpretasikan citra jantung secara jelas dan akurat sehingga dapat men-diagnosis pasien dengan tepat.

Manfaat yang ingin dicapai dari penelitian ini meliputi aspek teoritis dan aspek praktis. Manfaat dalam aspek teoritis yang diharapkan adalah dapat menambah wawasan yang berkaitan tentang peningkatan kualitas citra dari *echocardiography* tersebut dan membuat terobosan baru kedepannya sehingga membuat pendeteksian menjadi lebih cepat dan akurat.

Manfaat dalam aspek praktis yang diharapkan adalah membuat dokter menemukan indikasi-indikasi abnormalitas pada citra jantung, sehingga dapat meng-interpretasikan dan mendiagnosis secara akurat agar nantinya dapat dilakukan penanganan yang lebih lanjut dari penyakit jantung yang telah di-diagnosis tersebut.

1.5 Kontribusi

Kontribusi yang diharapkan dari penilitian ini meliputi kontribusi ilmiah dan kontribusi praktis. Kontribusi ilmiah yang diharapkan dari penelitian adalah dapat menambah wawasan mengenai *echocardiography*, pencitraan *ultrasound*, *noise* pada citra *ultrasound*, serta peningkatan kualitas citra *ultrasound* berupa publikasi karya ilmiah dari pengembangan metode yang digunakan pada penelitian ini sehingga kedepannya dapat digunakan sebagai referensi untuk penelitian mengenai peningkatan kualitas citra *ultrasound.*

Kontribusi praktis yang diharapkan dalam penelitian ini adalah dapat memfasilitasi dokter dalam mendiagnosis penyakit jantung dengan menggunakan *echocardiography* serta dapat membantu masyarakat umum untuk diberikan penanganan awal pada penyakit jantung dikarenakan metode pemrosesan filter yang diajukan dapat menghasilkan citra jantung yang lebih baik sehingga dokter dapat meng-interpretasikan citra jantung dengan jelas agar dapat mendeteksi penyakit jantung secara akurat.

1.6 Sistematika

Sistematika penulisan pengerjaan dari laporan Tugas Akhir (TA) oleh mahasiswa mengenai penelitian sebagai langkah awal untuk menentukan tugas akhir yang akan diambil adalah sebagai berikut :

- **BAB 1 PENDAHULUAN**
  Pada bab 1 dijelaskan mengenai latar belakang pengambilan judul penelitian, perumusan masalah mengenai penelitian ini, Batasan-batasan masalah yang terdapat pada penelitian ini, tujuan dan manfaat dari diberlakukannya penelitian ini serta kontribusi apa saja yang akan diberikan pada penelitian tersebut.
- **BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA**
  Pada bab 2 dijelaskan mengenai metode-metode apa saja yang digunakan pada penelitian ini, beserta penjelasan mengenai penyakit yang ada pada

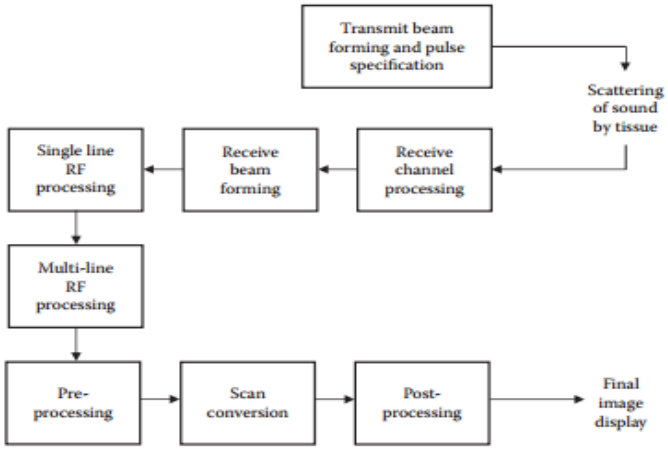
jantung, *echocardiography ultrasound*, beserta aspek apa saja yang dijadikan acuan sebagai analisis dari citra *ultrasound* tersebut.

- **BAB 3 PERANCANGAN SISTEM**
  Pada bab 3 dijelaskan mengenai desain pengerjaan metode penelitian ini beserta perancangan sistem yang diajukan pada penelitian ini.
- **BAB 4 PENGUJIAN SISTEM**
  Pada bab 4 dijelaskan mengenai cara dan pelaksanaan pengujian system yang diajukan beserta menampilkan hasil dari sistem tersebut.
- **BAB 5 HASIL DAN PEMBAHASAN**
  Pada bab 5 dijelaskan mengenai hasil Analisa dari hasil yang sudah ditampilkan pada bab sebelumnya, yaitu bab 4.
- **BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN**
  Pada bab 6 dijelaskan mengenai kesimpulan dari penelitian ini beserta saran yang diajukan sehingga dapat digunakan untuk penelitian selanjutnya.

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Echocardiographic Ultrasound*

Echocardiogram atau ekokardiogram merupakan suatu teknologi yang berbasis pada peng-aplikasian *ultrasound* atau ultrasonografi dengan tujuan untuk mengambil citra bagian dalam tubuh, pada ekokardiogram citra yang diambil adalah bagian jantung. Ekokardiogram menciptakan citra jantung dengan menggunakan citra 2 dimensi (2D), 3 dimensi (3D), dan *Doppler ultrasound. Echocardiography* dapat membantu untuk mendeteksi *cardiomyopathies*, yaitu sekumpulan penyakit yang mempengaruhi otot jantung seperti *Hypertrophic Cardiomyopathy* (HCM), pelebaran kardiomiopati, dan lain sebagainya. HCM merupakan kondisi dimana sebagian dari jantung menjadi menebal tanpa adanya penyebab yang jelas, sehingga menyebabkan fungsi jantung tidak dapat memompa darah secara efektif. Penggunaan *stress echocardiography* dapat menentukan apakah sakit di dada atau merupakan gejala dari penyakit jantung. Keuntungan terbersar dari *echocardiography* adalah *non-invasive* dan tidak memiliki efek samping. *Echocardiogram* selain untuk menciptakan citra dari struktur jantung, namun juga dapat menghasilkan penilaian akurat dari aliran darah yang mengalir melalui jantung dengan menggunakan *Doppler ultrasound. Color Doppler*, serta *spectral Doppler*, digunakan untuk mem-visualisasikan setiap komunikasi abnormal antara sisi kiri dan kanan jantung, kebocoran darah melalui katup *(regurgitasi valvular)*, dan memperkirakan seberapa baik katup terbuka (atau tidak terbuka dalam kasus *stenosis valvular*). Teknik *Doppler*

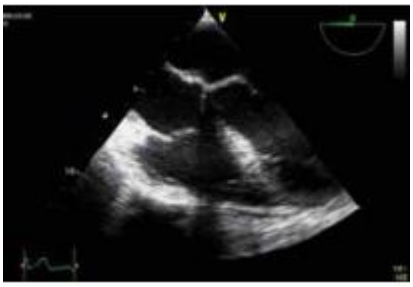


Gambar 2.1 Proses dalam pengambilan citra menggunakan *ultrasound* **[13]**

juga dapat digunakan untuk gerakan jaringan dan pengukuran kecepatan, oleh jaringan *echocardiography Doppler*.

Proses interaksi *ultrasound* dengan jaringan memiliki beberapa mekanisme. Pengolahan sinyal dan pencitraan dari instrumentasi ultrasonik harus didesain untuk dapat mengatasi beberapa hal, seperti memisahkan berbagai jenis informasi, mengurangi *noise* dan artifak, serta menampilkan informasi yang dapat dipahami manusia dengan mudah. Tahap pemrosesan dalam pengambilan citra dengan menggunakan *ultrasound* dapat dilihat pada Gambar 2.1. Transduser merupakan komponen yang paling penting dalam sistem citra ultrasonik. Transduser berfungsi sebagai pengubah sinyal listrik yang diterapkan ke gelombang tekanan yang merambat melalui media dan untuk menghasilkan replika listrik dari setiap akustik yang diterima dalam bentuk gelombang. Transduser yang bagus dapat membuat ketelitian pengambilan citra menjadi lebih tinggi dan membuat *noise* dan artifak menjadi lebih sedikit. Terdapat dua jenis transduser, yaitu *single element* dan *multiple element. Single element* merupakan transduser yang memiliki konstruksi yang sederhana sehingga transduser jenis ini jarang dipakai pada pengambilan citra yang sudah modern. Salah satu contohnya adalah *piezoelectric. Multiple element* merupakan penerapan desain yang menggunakan beberapa elemen untuk mengizinkan penggunaan gelombang terus menerus (seperti dalam sistem *Doppler*), di mana diperlukan elemen pemancar dan penerima yang terpisah. Biasanya digunakan dalam pemfokusan elektronis, penerjemahan, dan pengemudian pada citra pulsa-gema [13].

Prinsip kerja dari *ultrasound* berdasarkan Gambar 2.1 adalah dengan menggunakan gelombang suara frekuensi tinggi antara 1-10 MHz. Gelombang suara frekuensi tinggi tersebut dihasilkan dari kristal-kristal yang terdapat dalam suatu alat yang disebut transduser. Perubahan bentuk akibat gaya mekanis pada kristal, akan menimbulkan tegangan listrik. Fenomena ini disebut efek *piezoelectric*, yang merupakan dasar perkembangan *ultrasound* selanjutnya. Bentuk kristal juga akan berubah bila dipengaruhi oleh medan listrik. Sesuai dengan polaritas medan listrik yang melaluinya, kristal akan



Gambar 2.2 Citra dari *echocardiography* **[2]**

mengembang dan mengkerut, maka akan dihasilkan gelombang suara frekuensi tingi. Pada *echocardiography* ini transduser yang digunakan adalah probe P21 dengan frekuensi antara 1-5 MHz. Pada Gambar 2.2 dapat dilihat citra asli dari *echocardiography.*

2.2 *Noise* pada *Ultrasound*

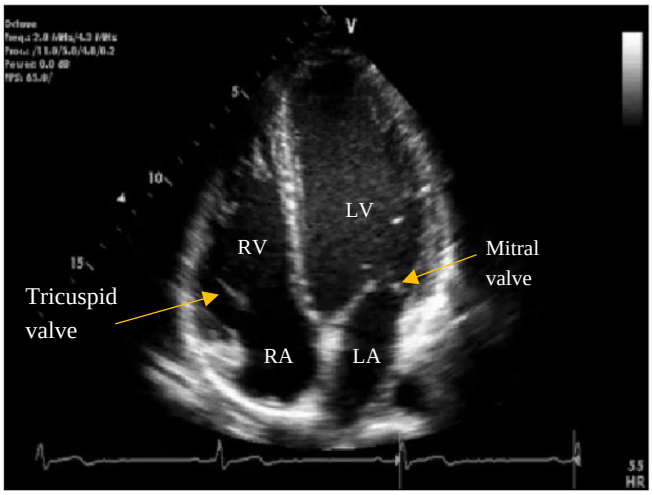
Pencitraan ultrasonik pada ultrasonografi pastinya memiliki beberapa permasalahan seperti adanya beberapa *noise* yang menyebabkan hilangnya informasi dari citra yang diambil. Sehingga menjadikam citra tersebut berkurang kualitasnya dan menjadi sulit untuk di-interpretasikan. Terdapat beberapa macam *noise* yang terdaoat pada citra digital, yaitu *impulsive noise* atau *random noise, gaussian noise, frequency noise,* dan *multiplicative noise. Impulsive noise* atau *random noise* merupakan *noise* yang muncul ketika sensor yang mengambil citra tersebut ter-saturasi dan nilai dari *pixel* yang terlihat menunjukkan bilangan yang tinggi atau ketika sinyalnya hilang dan menunjukkan bilangan yang rendah (citra yang diambil memiliki nilai pixel yang terlalu rendah atau terlalu tinggi). *Gaussian noise* menunjukkan variasi yang sedikit pada citra seperti perbedaan penguatan sensor, *error* kuantisasi pada digitalisasi, dan lain sebagainya. Pada pandangan pertama, citra yang memiliki *noise* tampaknya sama dengan yang aslinya namun kenyataanya sangat berbeda. *Frequency noise* ditandai dengan interferensi sinyal yang menghubungkan citra pada frekuensi tertentu. *Multiplicative noise* merupakan hasil dari penggandaan dua sinyal. Dalam semua kasus, *noise* selalu menunjukkan perubahan yang mendadak dalam tingkat intensitas citra yang dimiliki dengan demikian, *noise* dianggap sebagai komponen dengan frekuensi dari citra yang tinggi [3].

2.2.1 *Speckle noise*

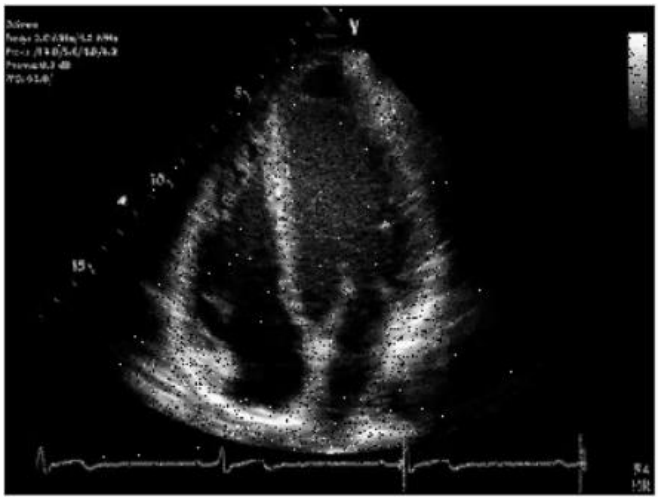
Sebuah sistem citra disebut sebagai koheren (cahaya di mana gelombang ultrasonik mempertahankan fase tetap dan dapat diprediksi hubungan dengan satu sama lain selama periode waktu) ketika sistem dikenakan tindakan penerangan yang koheren. *Speckle noise* dihasilkan, ketika gelombang radiasi ultrasonik koheren tercermin dari permukaan yang sama, karena gangguan dari gelombang [14]. Aproksimasi dari model *speckle noise* dapat di-definisikan seperti pada Persamaan 2.1 :

$$z_{i,j} = x_{i,j} n_{i,j} + a_{i,j};\ j, i \in N \tag{2.1}$$

Dimana $z_{i,j}$ merupakan pertengahan *pixel* yang memiliki *noise* pada jendela yang bergerak dan $x_{i,j}$ merupakan *pixel* yang tidak terdapat *noise*-nya atau bebas *noise.* Simbol $n_{i,j}$ menunjukkan *multiplicative noise* dan simbol $a_{i,j}$ menunjukkan *additive noise.* Untuk subskrip i dan j menunjukkan lokasi khusus dari indeks dan termasuk ke dalam bentuk 2 dimensi (2D) dari bilangan *real.*



(a)

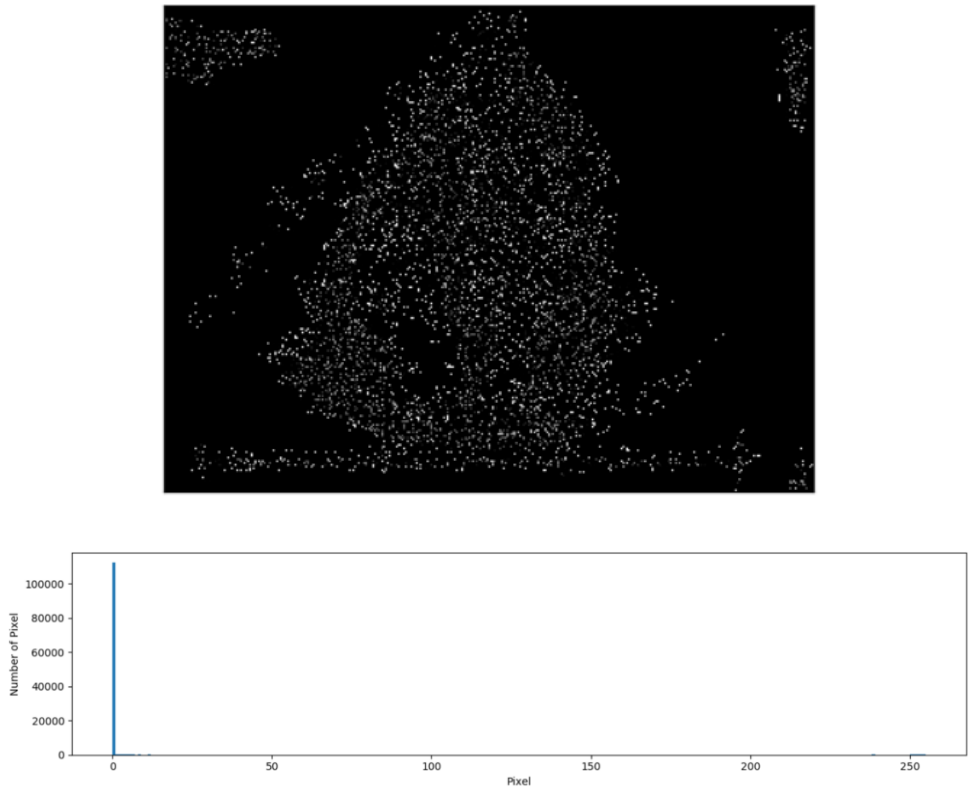


(b)

Gambar 2.3 Citra *echocardiography* dari jantung(a) dan yang dipengaruhi oleh *speckle noise*(b)

Persamaan 2.1 tersebut dapat digunakan sebagai permodelan *speckle noise* untuk mendapatkan citra dari *echocardiography* yang terpengaruhi oleh *speckle noise* dengan menggunakan fungsi Gaussian.

Kualitas citra dari *ultrasound* sangat dipengaruhi oleh *speckle. Speckle* merupakan fenomena khas pada citra *ultrasound* yang dapat digambarkan sebagai *random noise*. Pada *B-mode ultrasound*, *speckle* dapat dilihat sebagai struktur hitam atau putih granular yang disebabkan oleh gangguan koheren konstruktif dan destruktif dari gema yang tersebar dari pencaran transduser, biasanya jauh lebih kecil daripada resolusi spasial sistem medis *ultrasound*. Pada Gambar 2.3 menunjukkan citra jantung dari *echocardiography* yang



Gambar 2.4 Pola bentuk dan penyebaran *speckle noise* pada citra jantung asli dan hasil *histogram* citra tersebut

menunjukkan bagian penglihatan *apical four chamber* pada jantung. Dapat dilihat perbedaan yang sangat jelas antara citra jantung yang tidak terpengaruhi oleh *speckle noise* dan yang terpengaruhi oleh *speckle noise*. Berdasarkan Gambar 2.3 tersebut dapat terlihat jelas perbedaannya, dimana pada Gambar 2.3 (a) segmentasi bagian jantung dari penglihatan *apical four chamber* dapat jelas terlihat dan dapat di-interpretasikan dengan baik. Sedangkan pada Gambar 2.3 (b) segmentasi bagian dari jantung menjadi rusak karena adanya bintik-bintik granular yang disebut *speckle* kemudian menghancurkan segmentasi bagian jantung tersebut sehingga membuat resolusi citra jantung menjadi jelak dan juga terdapat informasi-informasi yang hilang karena terusak oleh *speckle noise* tersebut serta membuat interpretasi menjadi sulit. Meskipun *speckle* memiliki kemunculan yang acak, namun hal tersebut tidak acak dalam artian yang sama sebagai *electrical noise*. Pola *speckle* merupakan bentuk *multiplicative noise*, apabila citra jantung asli seperti pada Gambar 2.3 (a) dikurangkan dengan citra jantung dengan *speckle noise* seperti pada Gambar 2.3 (b) maka dapat dilihat pola dan penyebaran *speckle noise* pada citra jantung asli tersebut seperti pada Gambar 2.4. Karakteristik pada *speckle noise* dapat dilihat pada hasil *histogram* seperti pada Gambar 2.4 dimana nilai *pixel speckle* berada di 0. Hal tersebut menandakan bahwa informasi dari citra jantung seperti pada Gambar 2.3 (a)

apabila terdapat *speckle noise* maka akan menghasilkan nilai *pixel* yang menjadi 0. Meskipun dalam beberapa kasus *speckle* berisi beberapa informasi yang berguna untuk melacak fitur, dalam banyak kasus, *speckle noise* mengurangi kontras, resolusi, detail, dan tepian dari citra tersebut. Serta *speckle noise* juga mengurangi kecepatan dan keakuratan dari pemrosesan citra *ultrasound* seperti segmentasi dan registrasi. Seperti pada Gambar 2.3 (a) dengan (b), dapat dilihat bahwa pada Gambar 2.3 (b) terlihat bentuk-bentuk butiran sehingga mengurangi resolusi dari citra jantung tersebut. Sedangkan pada Gambar 2.3 (a) tidak terlihat butiran-butiran halus atau bitnik-bintik pada citra jantung tersebut.

2.3 Metode *Contrast Enhancement*

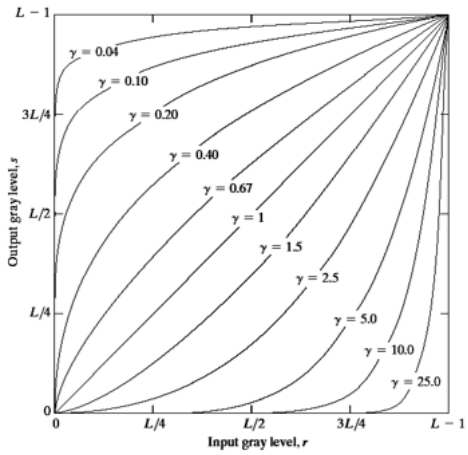
2.3.1 Power Law Transformation

Power Law Transformation atau dapat disebut juga dengan *Gamma Correction* merupakan suatu metode *contrast enhancement*. Bentuk algoritma pada metode *power law transformation* adalah seperti pada Persamaan 2.2 sebagai berikut :

$$s = cr^{\gamma} \tag{2.2}$$

Dimana s dan r merupakan output dan input dari nilai *grayscale pixel* dan c merupakan skala konstanta. Nilai dari konstanta c dipilih sehingga didapatkan nilai output maksimum yang sesuai dengan ukuran bit yang digunakan, namun biasanya nilai konstanta c yang digunakan adalah 1. Pada Gambar 2.5 merupakan plot dari metode *power law transformation* dengan *input gray level* r pada sumbu x dan *output gray level* pada sumbu y.

Seperti halnya *log transformation, power law transformation* memetakan suatu *range* nilai *grayscale* rendah dari citra input ke dalam *range* nilai *grayscale* citra output yang lebih luas dan sebaliknya. Tetapi dalam *power law transformation* dapat diperoleh bermacam bentuk transformasi dengan bermacam nilai γ (*gamma*). Karena transformasi ini mengacu pada nilai γ, maka sering disebut juga dengan *gamma correction*. Jika nilai gamma antara 0 dan 1, $0 \leq \gamma \leq 1$, citra hasil *power law transformation* (*gamma*) mempunyai sifat seperti *logarithmic transformation* yaitu memetakan suatu *range* nilai *grayscale* citra input yang kecil ke dalam level output dengan *range* yang lebih luas. Semakin besar nilai γ, maka akan semakin mendekati citra asli dan sebaliknya, semakin kecil nilainya, maka semakin terang citra yang dihasilkan.



Gambar 2.5 Plot *Power Law Transform* dengan nilai *gamma* yang berbeda

Apabila nilai *gamma* lebih besar dari 1 (γ≥1) maka citra hasil *power law transformation* (*gamma*) mempunyai sifat memetakan suatu *range* nilai *grayscale* citra input yang besar dalam level output dengan *range* yang lebih kecil. Semakin besar nilai γ, maka akan semakin gelap citra yang dihasilkan.

2.4 Metode *Filtering*

2.4.1 *Relaxed Median Filter*

Median filter merupakan metode yang digunakan untuk mem-filter pada peng-aplikasian *image processing. Median Filter* sendiri juga dapat mem-perhalus citra, sehingga membuat hasil citra menjadi lebih bagus. Metode *Relaxed Median Filter* (RM) seperti yang digagas oleh Hamza dkk [12] menggunakan batasan atas dan bawah sebagai pembatas. Metode ini menggunakan X_i dan Y_i sebagai *input* dan *output* pada lokasi i, seperti pada Persamaan 2.3 dan 2.4 sebagai berikut :

$$Y_i = med\{W_i\} = med\{X_{i+r} : r \in W\} \tag{2.3}$$

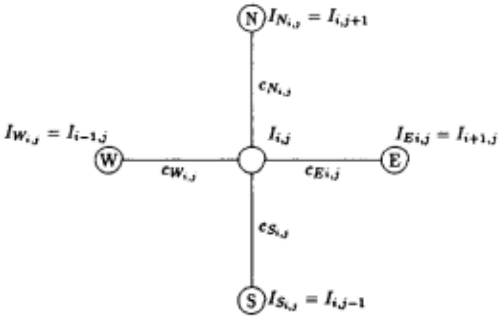
$$Y_i = RM_{lu}\{W_i\} \begin{cases} X_i & , if\ X_i \in [[W_i]_{(l)}, [W_i]_{(u)}] \\ [W_i]_m & , \quad otherwise \end{cases} \tag{2.4}$$

Dimana $[W_i]_m$ merupakan nilai median dari *sample* di dalam jendela W_i.

2.4.2 *Anisotropic Diffusion*

Anisotropic Diffusion merupakan suatu metode yang digagas oleh Perona dan Malik [8] untuk mengatasi permasalahan pada keburaman dan lokalisasi yang terdapat pada metode filter *linear diffusion.* Metode ini dirumuskan seperti pada Persamaan 2.5 sebagai berikut :

$$\frac{\partial I}{\partial t} = div(g\|\nabla I\|\nabla I) \tag{2.5}$$



Gambar 2.6 Model *pixel* pada koordinat i,j dengan *neighbour North (N), South (S), West (W),* dan *East (E)*

Dimana $\|\nabla I\|$ merupakan magnitude gradien yang berfungsi untuk mendeteksi tepian pada citra dan $g\|\nabla I\|$ merupakan koefisien difusi yang berfungsi sebagai pembatas tepian sehingga difusi dapat berhenti di tepian. Fungsi koefisien difusi yang merupakan penurunan fungsi gradien secara monoton menghasilkan penghalusan intraregional dan tidak menghaluskan intraregional dengan menghambat difusi pada tepi citra. Hal tersebut meningkatkan penghalusan parallel ke tepian dan berhenti menghaluskan perpendicular terhadap tepian, dikarenakan nilai gradien tertinggi tegak lurus ke tepian dan melebar melintasi tepi. Terdapat dua persamaan koefisien difusi yang disarankan oleh Perona dan Malik seperti pada Persamaan 2.6 dan 2.7, yaitu :

$$g(\nabla \mathrm{I}) = \frac{1}{1+(\frac{|\nabla I|}{K})^2} \tag{2.6}$$

atau

$$g(\nabla \mathrm{I}) = e^{-(\frac{|\nabla I|}{K})^2} \tag{2.7}$$

Dimana K merupakan parameter magnitude tepian. Setelah didapatkan koefisien difusi maka pada Persamaan 2.8 merupakan metode yang digunakan untuk filter *anisotropic diffusion* ini.

$$I_{i,j}^{t+1} = I_{i,j}^{t}\left(1 - \lambda(C_N + C_S + C_E + C_W)_{i,j}^{t}\right) + \lambda(C_N I_N + C_S I_S + C_E I_E + C_W I_W)_{i,j}^{t} \tag{2.8}$$

$$C_{N_{i,j}}^{t} = g\left(\left\|\nabla_N I_{i,j}^{t}\right\|\right) \tag{2.9}$$

$$C_{S_{i,j}}^{t} = g\left(\left\|\nabla_S I_{i,j}^{t}\right\|\right) \tag{2.10}$$

$$C_{E_{i,j}}^{t} = g\left(\left\|\nabla_E I_{i,j}^{t}\right\|\right) \tag{2.11}$$

$$C_{W_{i,j}}^{t} = g\left(\left\|\nabla_W I_{i,j}^{t}\right\|\right) \tag{2.12}$$

Dimana C merupakan gradien konduktansi yang dihitung pada tiap iterasi, sehingga nilai *pixel* baru terus terbarui. Persamaan 2.9, 2.10, 2.11, dan 2.12 didapatkan dari model *pixel* pada tiap *neighboor* terdekatnya seperti pada Gambar 2.6.

2.4.3 *Speckle Reducing Anisotropic Diffusion*

Speckle Reducing Anisotropic Diffusion (SRAD) merupakan metode yang digagas oleh Yu dan Acton [10]. Metode ini merupakan metode yang dapat menghaluskan citra yang memiliki speckle. Metode ini merupakan pengembangan dari penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Perona dan Malik [8], yaitu *anisotropic diffusion*. Metode SRAD ini dapat dirumuskan seperti pada Persamaan 2.13 berikut :

$$\frac{\partial I(x,y;t)}{\partial t} = div(c(q)\nabla I(x,y;t)) \tag{2.13}$$

$$c(q) = \frac{1}{1+\left[q^2(x,y;t)-q_o^2(t)/[q_o^2(t)(1+q_o^2(t))\right]} \tag{2.14}$$

atau

$$c(q) = e^{-\left[q^2(x,y;t)-q_o^2(t)/[q_o^2(t)(1+q_o^2(t))\right]} \tag{2.15}$$

Dimana c(q) merupakan koefisien difusi yang dapat ditentukan seperti pada Persamaan 2.14 atau Persamaan 2.15, serta q merupakan *instantaneous coefficient of variation* (ICOV) yang diberikan pada Persamaan 2.16 sebagai berikut :

$$q(x,y;t) = \sqrt{\frac{\frac{1}{2}\left(\frac{|\nabla I|}{I}\right)^2-\left(\frac{1}{4^2}\right)\left(\frac{\nabla^2 I}{I}\right)^2}{\left[1+\left(\frac{1}{4^2}\right)\left(\frac{\nabla^2 I}{I}\right)^2\right]^2}} \tag{2.16}$$

Dimana $q(x,y;t)$ merupakan ICOV yang berfungsi sebagai detektor tepi dari suatu citra yang mengandung *speckle noise*, |∇I| merupakan gradien magnitude, $\nabla^2 I$ merupakan normalisasi diskrit *Laplacian*. Transformasi tersebut mencerminkan difusi isotropic yang berada dalam daerah homogen pada citra dimana $q(x,y;t)$ berfluktuasi di sekitar $q_o(t)$ yang merupakan fungsi skala *speckle*. $q_o(t)$ berfungsi untuk mengontrol jumlah penghalusan yang diterapkan pada citra secara efektif, dapat dilihat pada Persamaan 2.17 sebagai berikut :

$$q_o(t) = \frac{\sqrt{var[z(t)]}}{\overline{z(t)}} \tag{2.17}$$

Dimana $var[z(t)]$ dan $\overline{z(t)}$ merupakan instensitas varian dan *mean* atau rata-rata pada daerah homogen pada t. Persamaan 12 memiliki fungsi yang menyerupai parameter K pada metode *anisotropic diffusion.* Kemudian hasil akhir daripada Persamaan 2.13 dapat diturunkan sehingga dapat menjadi seperti pada Persamaan 2.18 berikut :

$$I_{i,j}^{t+\lambda} = I_{i,j}^{t} + \frac{\lambda}{4}\left(C_{i,j+1}^{t}\left(I_{i,j+1}^{t} - I_{i,j}^{t}\right) + C_{i,j-1}^{t}\left(I_{i,j-1}^{t} - I_{i,j}^{t}\right) + C_{i+1,j}^{t}\left(I_{i+1,j}^{t} - I_{i,j}^{t}\right) + C_{i-1,j}^{t}\left(I_{i-1,j}^{t} - I_{i,j}^{t}\right)\right) \tag{2.18}$$

Dimana λ atau Δt merupakan time step, C merupakan koefesien difusi.

2.4.4 *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion*

Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion (OSRAD) merupakan metode yang digagas oleh Krissian dkk [11]. Metode OSRAD diciptakan dengan menggabungkan pendekatan Yu dan Acton [10] dengan sebuah matriks *anisotropic diffusion,* namun dalam penelitian ini digunakan *flux diffusion.* Kemudian matriks tersebut ditambahkan fitur tambahan ke dalam filter SRAD, sehingga membuat restorasi citra menjadi lebih baik. Metode OSRAD ini dapat dirumuskan dengan Persamaan 2.19 sebagai berikut :

$$\frac{\partial I}{\partial t} = div\left((1-k)\nabla I\right)$$

$$= div\left(\begin{bmatrix} C_{SRAD} & 0 \\ 0 & C_{tang} \end{bmatrix}\nabla I\right) \tag{2.19}$$

Kemudian untuk mendapatkan koefisien difusi pada OSRAD didasarkan pada filter Kuan seperti pada Persamaan 2.20 sebagai berikut :

$$c[q(x,y;t), q_o^2(t)] = \frac{1+1/q(x,y;t)}{1+1/q_o^2(t)} \tag{2.20}$$

Hasil akhir dari metode OSRAD ini dapat dihitung dengan menggunakan *Partial Differential Equation* (PDE) seperti pada metode SRAD dengan menggunakan Persamaan 2.18.

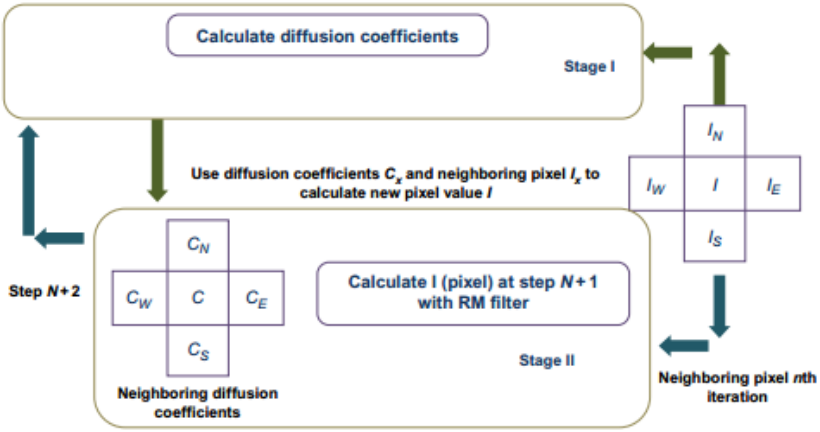
2.4.5 *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion*

Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Difusion (HOSRAD) merupakan suatu metode yang berguna untuk mereduksi *speckle noise.* Metode ini merupakan penggabungan dua metode, antara metode *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (OSRAD) yang digagas oleh Yu dan Acton [10] dengan metode *relaxed median filter* yang digagas oleh Hamzah dkk, [12]. Metode *hybrid* ini dapat dirumuskan dengan Persamaan 2.21 sebagai berikut, yaitu :

$$I_{i,j}^{t+\Delta_t} = RM_{l.u}[I_{i,j}^{t} + \Delta_t(\nabla^2 I_{i,j}^{t})] \tag{2.21}$$

$$c(q) = \frac{1}{1+[q^2(x,y;t) - q_o^2(t)/[q_o^2(t)(1+q_o^2(t))]} \tag{2.22}$$

$$atau$$



Gambar 2.7 Blok Diagram dari metode HOSRAD

$$c(q) = \{-[q^2(x,y;t) - q_o^2(t)]/[q_o^2(t)(1+q_o^2(t))]\} \tag{2.23}$$

$$q(x,y;t) = \sqrt{\frac{\left(\frac{1}{2}\right)\left(\frac{\nabla I}{I}\right)^2 - \left(\frac{1}{4^2}\right)\left(\frac{\nabla I}{I}\right)^2}{[1+\left(\frac{1}{4}\right)\left(\frac{\nabla I}{I}\right)^2]^2}} \tag{2.24}$$

Dimana I merupakan difusi *isotropic*, RM merupakan metode *relaxed median filter* dengan batas atas (*u*) dan batas bawah (*l*). Sedangkan pada Persamaan 2.22 atau Persamaan 2.23 merupakan koefisien difusi (c) dan *l* merupakan *neighboring pixel* yang berfungsi untuk meng-kalkulasi atau menghitung *pixel* baru dengan nilai *l*.

Berdasarkan diagram blok pada Gambar 2.7 dapat dilihat bahwa metode HOSRAD ini terdapat beberapa tahapan. Pada tahapan pertama meng-kalkulasi atau menghitung koefisien difusi (c) seperti pada Persamaan 2.22 ataupun Persamaan 2.23. Kemudian setelah itu meng-kalkulasi atau menghitung *pixel* (l_x) untuk menjadi *pixel* baru (*l*). Pada tahapan kedua setelah didapatkan *pixel* baru (*l*) pada tahapan N+1, dimana N merupakan jumlah nilai *pixel* yang terdapat pada citra yang digunakan metode HOSRAD tersebut. Kemudian menghitung *pixel* tersebut dengan metode RM. Tahapan tersebut berulang pada N+2 dan terus berlanjut hingga *pixel* terakhir dari citra tersebut.

2.5 Metode *Edge Detection*

2.5.1 *Sobel Edge Detector*

Sobel Edge Detector digunakan sebagai *image processing* dan *computer vision*, khususnya dalam algoritma *edge detection* dimana menciptakan citra yang menekan pada tepian. Secara teknik, metode ini merupakan operator diferensiasi diskrit dari gradien berdasarkan intensitas citra tersebut. Pada setiap titik dalam citra tersebut, hasil dari operator Sobel – Feldman adalah vektor gradien yang sesuai atau norma vektor ini. Operator Sobel-Feldman didasarkan pada penggabungan citra dengan filter yang kecil, dapat dipisahkan,

dan bernilai integer dalam arah horizontal dan vertikal dan oleh karena itu relatif murah dalam hal perhitungan. Di sisi lain, pendekatan gradien yang dihasilkan relatif mentah, khususnya untuk variasi frekuensi tinggi dalam citra.

Operator Sobel-Feldman menggunakan dua 3 × 3 kernel yang terikat dengan citra asli untuk menghitung perkiraan turunan, satu untuk perubahan horizontal, dan satu lagi untuk vertikal. Jika kita mendefinisikan A sebagai sumber citra tersebut, dan Gx dan Gy adalah dua citra yang pada setiap titik berisi perkiraan turunan vertikal dan horizontal masing-masing, perhitungannya adalah seperti pada Persamaan 2.25 berikut :

$$G_x = \begin{bmatrix} +1 & 0 & -1 \\ +2 & 0 & -2 \\ +1 & 0 & -1 \end{bmatrix} * A \quad dan \;\; G_y = \begin{bmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} * A \qquad (2.25)$$

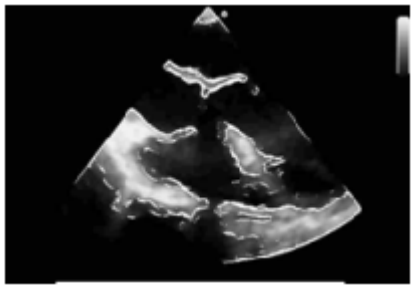
Dimana simbol (*) menandakan 2 dimensional (2D) pemrosesan sinyal, yaitu konvolusi. Dikarenakan kernel Sobel dapat diuraikan sebagai produk dari kernel rata-rata dan diferensiasi, mereka menghitung gradien dengan menghaluskan. Misalnya, Gx dapat ditulis seperti Persamaan 2.26 berikut :

$$G_x = \begin{bmatrix} +1 & 0 & -1 \\ +2 & 0 & -2 \\ +1 & 0 & -1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 \\ 2 \\ 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} +1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \qquad (2.26)$$

Koordinat-x di-definisikan sebagai peningkatan dalam arah yang "benar", dan koordinat-y di-definisikan sebagai peningkatan dalam arah "bawah". Pada setiap titik dalam citra, perkiraan gradien yang dihasilkan dapat dikombinasikan untuk memberikan magnitudo gradien, menggunakan Persamaan 2.27 kemudian didapatkan juga arah gradien dengan Persamaan 2.28 seperti berikut :

$$G = \sqrt{{G_x}^2 + {G_y}^2} \qquad (2.27)$$

$$\theta = \text{atan}\left(\frac{G_x}{G_y}\right) \qquad (2.28)$$



Gambar 2.8 Hasil citra dari *echocardiography* setelah penggunaan metode yang diajukan **[2]**

2.5.2 *Canny Edge Detection*

Deteksi tepi *canny* merupakan salah satu metode pendeteksian tepi modern. Marr dan Hildreth adalah penemu dari metode pendeteksian *canny*, mereka melakukan penelitian tentang pemodelan melalui persepsi visualisasi manusia [5]. Deteksi tepi canny memiiki berbagai kriteria yang dapat memenuhi pendeteksi tepian paling optimum, diantaranya :

a) Kriteria deteksi (Melakukan deteksi tepi dengan baik) Dengan menggunakan pemilihan berbagai parameter konvolusi yang dilakukan, algoritma canny mampu untuk meletakan dan menandai seluruh tepian yang ada. Sekaligus tingginya fleksibilitas yang dimiliki pada saat menentukan tingkat ketebalan deteksi tepi dengan batas diinginkan.
b) Kriteria lokalisasi (Melakukan lokalisasi dengan baik) Deteksi tepi Canny mampu meminimalisir jarak yang di hasilkan antara tepi yang asli dan tepi yang dideteksi.
c) Kriteria respon (Mampu merespon dengan jelas) Pada setiap tepian hanya akan ada satu respon. Sehingga akan lebih mudah dalam pendeteksian dan tidak akan terjadi kekacauan pada pengolahan berikutnya. Hasil dari pendeteksian tepi yang dihasilkanakan dipengaruhi dari pemilihan parameter deteksi tepi *Canny*. Parameter dari metode *Canny* adalah dengan menggunakan nilai standar deviasi dan nilai ambang.

Pendekatan metode canny dilakukan menggunakan konvolusi fungsi citra pada operator *gaussian* beserta turunan-turunanya. Turunan awal pada fungsi citra yang dilakukan operasi konvolusi menggunakan operator *gaussian* seperti pada Persamaan 2.29 :

$$g(x,y) = D[gauss(x,y) * f(x,y)] \qquad (2.29)$$

Berdasarkan Persamaan 2.29 tersebut dapat kemungkinan dapat dilakukan kombinasi antara tingkat kehalusan dengan deteksi tepi ke dalam suatu konvolusi dalam satu dimensi yang memiliki perbedaan arah (vertikal dan horisontal). Beberapa tahapan dalam mengerjakan deteksi tepi menggunakan algoritma Canny, yaitu :

a) Implemenrasi *filter gaussian* digunakan untuk menghilangkan *noise* yang terdapat pada citra. Pada Proses ini akan dihasilkan citra yang terlihat agak buram. Hal ini dilakukan agar garis–garis halus tidak dideteksi sebagai garis tepi pada saat proses berlangsung sehingga didapatkan tepian citra yang sesungguhnya.
b) Melakukan pendeteksian tepi menggunakan salah satu algoritma deteksi tepi seperti, Sobel, Prewitt, atau Robert dengan melakukan perhitungan secara horizontal = G_x dan vertikal = G_y.

c) Penentuan arah tepi yang didapatkan dengan kemudian dilakukan Persamaan 2.30 sebagai berikut :

$$\sigma = \arctan \frac{G_y}{G_x} \tag{2.30}$$

d) Terakhir, *binary* dengan menerapkan dua *thresholding*, yaitu *high threshold* dan *low threshold.*

2.6 Parameter yang dianalisa

Berdasarkan metode-metode yang telah dipakai tersebut maka didapatkanlah perbedaan antara citra yang masih terdapat *noise* dengan citra yang sudah ter-filter dan telah ditentukan batasan-batasannya. Maka, digunakanlah beberapa parameter yang diujikan guna melihat dan meng-analisis perbedaan tersebut. Parameter yang digunakan untuk menganalisa perbedaan dari citra tersebut, yaitu *Signal to Noise Ratio* (SNR), *Peak Signal to Noise Ratio* (PSNR), dan *Mean Square Error* (MSE), *Figure of Merit* (FOM), dan *Structural Similarity quality Index* (SSIM).

2.6.1 MSE

Parameter *Mean Square Error* (MSE) merupakan kuantifikasi dari jumlah citra yang sudah dilakukan pemrosesan filter dan menyimpang dari citra referensinya. Parameter tersebut dapat dihitung dengan menggunakan Persamaan 2.31 sebagai berikut :

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{i=0}^{M} \sum_{j=0}^{N} (I_{ref}(i,j) - I_{filter}(i,j))^2 \tag{2.31}$$

Dimana I_{ref} merupakan citra *ultrasound* bebas *noise*, I_{filter} merupakan citra *ultrasound* yang sudah di-filter dengan menggunakan metode yang diajukan, dan M serta N merupakan bentuk dimensi citra tersebut.

2.6.2 SNR

Parameter *Signal to Noise Ratio* (SNR) merupakan parameter dasar yang digunakan untuk mengukur tingkatan dari *noise* sebagai perbandingan rasio antara rata-rata atau *mean* (σ_g) dengan standar deviasi (σ_e) berdasar nilai *pixel* dalam suatu citra. Semakin tinggi nilai rasio-nya maka semakin sedikit *background noise* yang berarti s*peckle noise* dari citra tersebut sudah banyak yang ter-filter. Berdasarkan hal tersebut dapat dipastikan bahwa SNR digunakan untuk meng-evaluasi kemajuan dari citra yang digunakan metode pemfilteran tersebut. Seperti pada Persamaan 2.32 berikut :

$$SNR = 10\ log_{10} \frac{\sigma_g^2}{\sigma_e^2} \tag{2.32}$$

2.6.3 PSNR

Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) merupakan rasio antara maksimum daya dari suatu sinyal yang mampu diberikan dengan daya dari *noise.*

Parameter ini digunakan untuk meng-evaluasi hasil dari metode gelombang diskrit. Dapat dihitung dangan Persamaan 2.32 sebagai berikut :

$$PSNR = 20log_{10}(\frac{Nmax}{\sqrt{MSE}}) \tag{2.33}$$

Dimana Nmax merupakan fluktuasi maksimum pada citra atau jumlah tingkatan nilai grey sejumlah $2^n - 1$, dengan n merupakan komponen *pixel.* Untuk 8-bit maka Nmax yang dihasilkan sejulah 256.

2.6.4 FOM

Figure of Merit (FOM) merupakan kuantitas yang digunakan untuk mengukur performansi dari preservasi tepian dari citra yang dianalisa. Parameter FOM ini dapat dihitung dengan menggunakan Persamaan 2.34 sebagai berikut :

$$FOM = \frac{1}{\max(E_I, E_F)} \sum_{i=1}^{E_F} \frac{1}{1+\alpha d_i^2} \tag{2.34}$$

Dimana E_I dan E_F merupakan jumlah *pixel* tepian yang ideal dan tepian yang sudah ter-filter. d_i merupakan jarak *Euclidean* antara *pixel* tepian yang terdeteksi ke-i dan *pixel* tepian ideal terdekat, dan α merupakan suatu konstanta biasanya yang diatur hingga 1/9. FOM sangat tergantung pada metode yang digunakan untuk mendapatkan peta tepi biner.

2.6.5 SSIM

Structural Similarity Index (SSIM) merupakan matriks perseptual yang mengukur penurunan kualitas citra yang disebabkan oleh pemrosesan seperti kompresi data atau hilangnya transmisi data. Hal tersebut merupakan referensi matriks lengkap yang membutuhkan dua citra dari pengambilan citra yang sama, yaitu citra yang dijadikan sebagai referensi dan citra yang telah diproses. Citra yang telah dilakukan pemrosesan biasanya dikompresi. Sehingga dapat diartikan bahwa SSIM sebenarnya mengukur perbedaan persepsi antara dua buah citra yang serupa. Parameter SSIM ini membedakan mana citra yang asli dan citra yang telah dilakukan pemrosesan. Parameter SSIM ini dapat dihitung dengan menggunakan Persamaan 2.35 sebagai berikut :

$$SSIM(x,y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \tag{2.35}$$

Dimana (x,y) merupakan lokasi dari *window* N x N pada setiap citra yang akan dihitung, μ_x dan μ_y merupakan rata-rata atau *mean* pada x dan y, σ_x^2 dan σ_y^2 merupakan intensitas variansi pada x dan y, $2\sigma_{xy}$ merupakan intensitas kovarian pada x dan y, serta c_1 dan c_2 merupakan konstanta regularisasi untuk

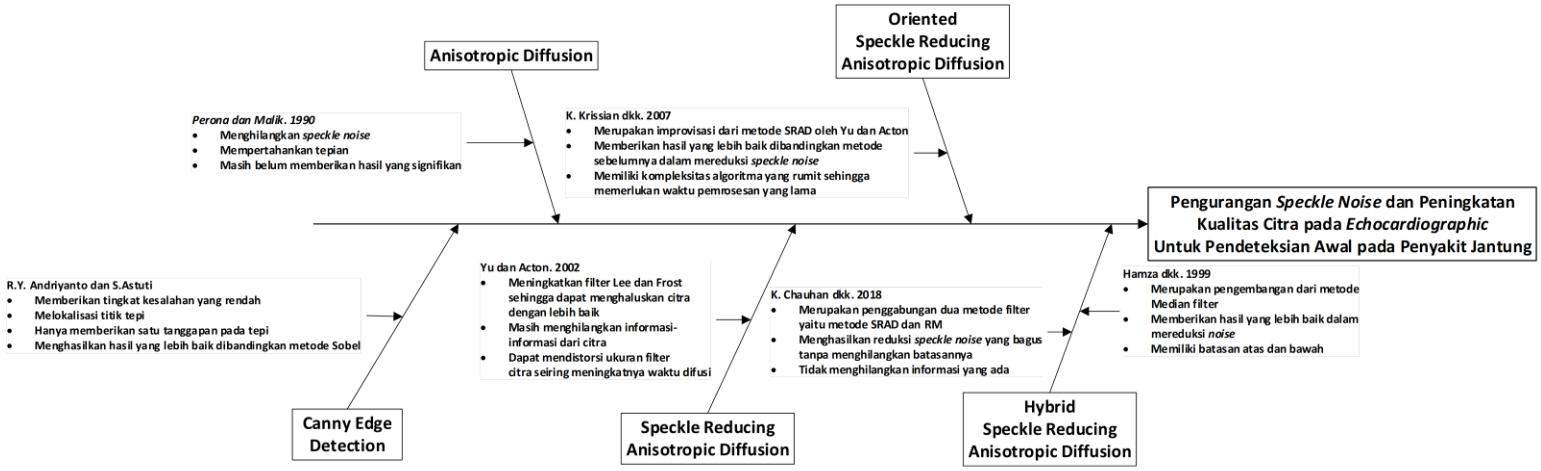
luminance, kontras, dan strukturnya yang digunakan untuk menghindari ke-tidak stabilan untuk daerah pada citra dimana rata-rata local atau standar deviasi mendekati nol.

2.7 Rasional

Speckle noise merupakan *noise* yang terdapat pada semua citra yang diambil dengan menggunakan *ultrasound. Speckle noise* ini dapat menyebabkan kualitas citra menjadi berkurang, sehingga hasil citra tersebut menjadi jelek dan dapat membuat dokter menjadi susah meng-interpretasikan citra hasil *ultrasound* tersebut. Jika hal tersebut dibiarkan, maka membuat dokter kesulitan menganalisa penyakit yang di-diagnosis tersebut. Maka dari hal tersebutlah *speckle noise* ini harus dihilangkan dengan menggunakan metode yang telah diajukan tersebut.

Pada penelitian ini digunakanlah metode *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Difusion* (HOSRAD) yang dapat mengatasi permasalahan tersebut. Dengan menggunakan metode HOSRAD ini maka hasil citra yang telah ter-filter dapat mereduksi *speckle noise* dan tetap mempertahankan batasan-batasan dari tepian citra tersebut. Serta metode HOSRAD ini tidak menghilangkan informasi-informasi yang terdapat pada citra tersebut, sehingga tidak mengganggu interpretasi dari dokter.

Pada penelitian ini juga hasil citra yang sudah ter-filter di-identifikasi batasan-batasannya sehingga dapat membuat citra tersebut menjadi ilustratif. Metode *edge detection* yang digunakan pada penelitian ini, yaitu *Canny.* Digunakan metode deteksi tepi *Canny* dikarenakan pada penelitian Andriyanto dan Astuti [15] didapatkan hasil yang lebih baik dibandingkan metode Sobel. Pada Gambar 2.9 merupakan gambar *fishbone* yang merupakan kesimpulan dari metode-metode yang dipakai beserta kelebihan dan kekurangan dari metode-metode yang dipakai pada penelitian ini.



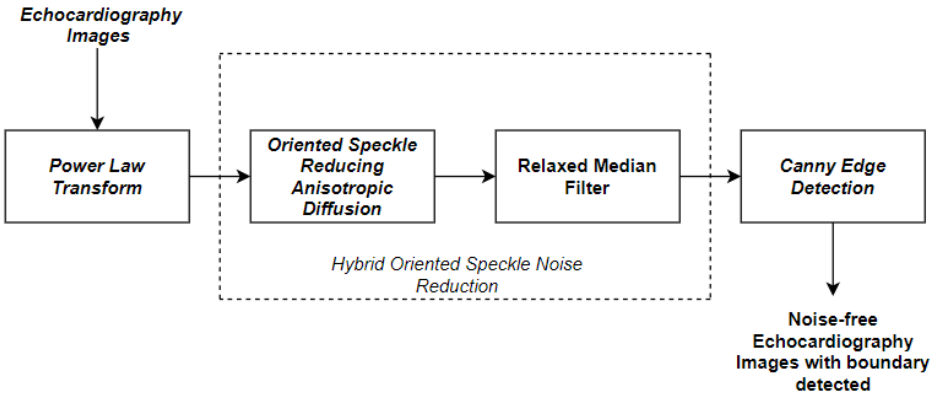
Gambar 2.9 *Fishbone*

BAB 3 PERANCANGAN SISTEM

Secara garis besar, kerangka dari Tugas Akhir ini dapat dibagi menjadi 2 bagian penting yaitu *pre-processing* dan *image segmentation.* Pada bagian *pre-processing* dilakukan beberapa tahapan sehingga dapat menghasilkan citra jantung yang bebas noise, yaitu pertama dilakukan metode *contrast enhancement* dengan menggunakan *Power Law Transformation* sehingga dapat meningkatkan kecerahan dari citra jantung yang akan dilakukan proses pemfilteran dan dapat diatur tingkat kecerahan yang diinginkan sesuai dengan persepsi visual para dokter yang meng-operasikannya dengan mengatur nilai dari *gamma*. Kedua, dilakukan metode *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* yang berfungsi untuk menghilangkan *speckle noise* pada citra jantung serta dapat mempe rtahankan tepian dari citra jantung yang digunakan dan akan digabungkan dengan metode *Relaxed Median Filter* yang berfungsi untuk memperhalus citra jantung yang sudah terfilter tersebut. Setelah dilakukan *pre-processing,* maka dilanjutkan pada bagian *image segmentation* dengan menggunakan metode yang umum digunakan, yaitu *edge detection* dengan menggunakan *Canny edge detection* yang berfungsi untuk mendeteksi tepian serta membentuk objek dari tepian citra jantung tersebut menjadi batasan-batasan. Namun, metode *edge detection* ini sendiri digunakan apabila dokter ingin melihat segmentasi bagian jantung atau pergerakan katup jantung saja

3.1 Desain Sistem Secara Umum

Desain sistem yang digunakan secara umum dijelaskan berdasarkan diagram blok seperti yang telah tertera pada Gambar 3.1. Berdasarkan diagram blok pada Gambar 3.1, dapat dilihat fokusan penelitian ini ada pada proses filter yang digunakan. Dimana pada penelitian ini diajukan dua buah metode filter yang akan digabungkan sehingga menghasilkan filter gabungan agar dapat menghilangkan *noise* dengan lebih bagus tanpa menghilangkan Batasan-batasannya dan juga dapat mempertajam tepian citra jantung yang dilakukan metode ini. Pertama, citra jantung yang didapatkan dari *echocardiography* kemudian dilakukan peningkatan kecerahan atau kontras dengan menggunakan metode *Power Law Transform,* kemudian setelah citra jantung tersebut memiliki kontras yang sesuai dengan persepsi visual dokter atau operator yang menjalankannya maka kemudian dilakukan metode penggabungan filter guna menghilangkan *speckle noise* yang ada pada citra jantung tersebut dengan menggunakan metode *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (HOSRAD). Setelah itu hasil dari citra jantung yang sudah bebas dari *noise* dilakukan satu metode terakhir guna mendeteksi tepian atau Batasan-batasan yang ada pada citra jantung tersebut dengan menggunakan metode *Canny Edge*



Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem Keseluruhan

Detection. Untuk penjelasan penggunaan metode-metode yang dipakai akan dijelaskan pada subbab tersendiri.

3.2 Image Pre-processing

Citra *ultrasound* 2D merupakan citra medis yang memiliki *noise* yang banyak, salah satunya yang membahayakan adalah *speckle noise* khususnya pada *echocardiography* dikarenakan *speckle noise* ini dapat membuat citra jantung menjadi keihlangan informasi-informasi yang ada pada citra tersebut. Sehingga dapat membuat para dokter kesulitan untuk meng-interpretasikan citra jantung tersebut. Maka dari itu *image pre-processing* ini sangatlah penting agar dapat menghilangkan *noise* yang ada dan menambahkan kecerahan atau kontras citra tersebut. Proses *filtering* ini memanfaatkan *library* dari Python, yaitu opencv, numpy, matplotlib, skimage, dan math.

3.2.1 *Contrast Enhancement*

Pada *contrast enhancement* ini bertujuan untuk meningkatkan kecerahan citra jantung yang akan dilakukan proses pem-filteran, sehingga dokter dapat mengamati setiap bagian pada citra jantung dengan baik. *Image enhancement* ini diterapkan hampir di semua citra yang ingin di-analisis dan di-telaah lebih dalam lagi. Metode *contrast enhancement* yang digunakan pada penelitian ini adalah *Power Law Trasnsformation* atau dapat juga disebut dengan *Gamma Correction.* Metode tersebut digunakan karena dapat menghasilkan kecerahan yang dapat diatur dari parameter nilai *gamma* (γ) dengan nilai *gamma* yang berkisar dari 0-2, dimana semakin kecil nilai *gamma* yang digunakan ($\gamma < 1$) maka akan menghasilkan citra yang menjadi semakin gelap. Sedangkan semakin besar nilai *gamma* yang digunakan ($\gamma > 1$) maka akan menghasilkan citra yang menjadi semakin cerah. Dikarenakan nilai *gamma* tersebut digunakan menjadi parameter dalam menyesuaikan kecerahan dari citra jantung maka dokter yang meng-operasikannya akan dapat mengatur tingkat kecerahan yang

diinginkan sehingga dapat sesuai dengan persepsi visual masing-masing dokter. Adapun algoritma pemrograman dari metode *gamma correction* adalah pertama *input* citra jantung yang ingin dilakukan pemrosesan, kedua men-transformasikan nilai *array pixel* pada citra tersebut menjadi tipe *double,* ketiga membagi nilai *array pixel* dengan 255 sehingga menghasilkan nilai *array pixel* berupa 0 dan 1, ke-empat menghitung dengan Persamaan 2.2 pada bab sebelumnnya dengan semua nilai *array pixel* pada citra tersebut dan dipangkatkan dengan nilai *gamma* yang kita inginkan dan kemudian dikalikan kembali dengan 255, kelima men-transformasikan hasil nilai *array pixel* tersebut menjadi tipe *integer* kembali. Setelah citra jantung tersebut dicerahkan, maka hal selanjutnya yang dilakukan adalah menghilangkan *noise* yang ada pada citra jantung tersebut.

3.2.2 *Image Filtering*

Pada *image filtering* ini bertujuan untuk menghilangkan *noise* yang ada pada citra jantung tersebut. Sehingga citra jantung tersebut dapat dilakukan Analisa oleh dokter yang memeriksanya. Metode *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (OSRAD) merupakan metode filter difusi yang merupakan pengembangan gabungan dari matriks pada metode *Anisotropic Diffusion* dan *Detail Preserving Anisotropic Diffusion* yang merupakan varian dari *Speckle Reducing Anisotropic Diffusion.* Metode OSRAD ini merupakan metode khusus yang dirancang untuk mengurangi dan menghilangkan *speckle noise* pada pencitraan *ultrasound.* Adapun algoritma pemrograman dari metode OSRAD ini adalah pertama *input* citra yang ingin dilakukan pemrosesan berdsasarkan hasil dari *output gamma correction* sebelumnya, kemudian menentukan ukuran window filter (3x3, 5x5, 7x7) yang digunakan sebagai daerah homogen, setelah itu menghitung fungsi skala *speckle* berdasarkan daerah homogen tersebut, setelah didapatkan fungsi skala *speckle* hal selanjutnya adalah mencari *instantaneous coefficient of variation* (ICOV) yang digunakan sebagai detektor tepi dimana didalamnya menghitung nilai dari gradien magnitudo dan normalisasi diskrit *Laplacian* juga, apabila nilai dari fungsi skala dan ICOV telah didapatkan maka tahapan selanjutnya adalah menghitung koefisien difusi atau gradien konduktansi yang dihitung tiap iterasi (sesuai jumlah iterasi yang kita inginkan), dan tahapan terakhir adalah menghitung *Partial Differential Equation* (PDE). Hasil dari penggunaan metode ini adalah menghasilkan citra jantung yang bebas *noise* dan setelah dilakukan pemrosesan dengan menggunakan *OSRAD,* maka selanjutnya digunakan metode *Relaxed Median Filter.*

Metode yang digunakan pada tahapan ini adalah gabungan antara metode *Relaxed Median Filter* yang merupakan peningkatan dari metode *Median Filter* yang menggunakan Batasan atas dan bawah sehingga didapatkan hasil yang lebih bagus dalam menghilangkan *noise* dibandingkan *Median Filter,*

khususnya *speckle noise*. Metode tersebut digunakan karena dapat menghilangkan *noise* serta mempertajam tepian citra, serta pada metode ini parameter yang digunakan untuk mengatur hasil filternya adalah *kernel* (ukuran filter), dimana kita dapat menentukan sendiri ukuran filter yang akan digunakan (3x3, 5x5, ataupun 7x7) sehingga didapatkan hasil yang baik. Metode ini juga digunakan karena tidak mengurangi kontras pada citra jantung tersebut, berbeda dengan metode *Gaussian Blurring* yang dapat mereduksi kontras pada citra jantung tersebut. Adapun algoritma pemrograman dari metode *Relaxed Median Filter* adalah sebagai berikut pertama *input* citra yang akan dilakukan pemrosesan hasil dari *output gamma correction* sebelumnya, kedua mentransformasikan menjadi tipe *double*, ketiga menghitung *threshold* berdasarkan metode *median filter* dengan *kernel* 3x3, ke-empat menghitng batasan atas dan bawah dengan menggunakan metode *median filter* dengan kernel nilai batasan atas ataupun bawah yang kita inginkan, kelima membandingkan hasil nilai *array pixel* antara *median filter* 3x3 dengan *median filter* (nilai batasan atas x nilai batasan atas) dari nilai batasan atas yang kita masukkan sebelumnnya serta membandingkan juga hasil nilai *array pixel* antara *median filter* 3x3 dengan *median filter* (nilai batasan bawah x nilai batasan bawah) berdasarkan nilai batasan bawah yang kita masukkan sebelumnya, apabila berdasarkan kedua perbandingan tersebut tidak ada yang sama maka menggunakan hasil nilai *array pixel* dari *threshold*. Setelah dilakukan pemrosesan dengan menggunakan *Relaxed Median Filter*, maka selanjutnya menggabungkan kedua metode filter sebelumnya, yaitu metode OSRAD dan juga metode *Relxed Median Filter* dengan menggunakan Persamaan 2.20 pada bab sebelumnya. Kemudian hasil penggabungan tersebut merupakan metode yang diajukan pada penelitian ini.

3.3 Image Segmentation

Pada tahapan ini maka dilakukan pendeteksian tepi dari citra jantung yang sudah bebas *noise* sehingga nantinya citra jantung tersebut terlihat Batasan-batasannya. Batasan-batasan pada tepian citra jantung dapat membantu dokter untuk melihat pergerakan dari katup jantung. Metode yang digunakan pada tahapan ini menggunakan metode *Canny Edge Detection.* Metode *Canny* digunakan karena menghasilkan tepian yang bagus dibandingkan dengan metode deteksi tepi lainnya. Setelah metode deteksi tepi dilakukan maka dapat terlihat dengan jelas hasil citra jantung yang sudah bebas dari *noise* dan terlihat Batasan tepian pada citra tersebut, hal tersebut dapat memudahkan para dokter dalam meng-interpretasikan citra jantung tersebut dan memungkinkan dokter untuk melakukan Analisa dengan tepat.

3.4 Analisa Kuantitas

Untuk penilaian kuantitas dari tahapan *pre-processing* dan *image segmentation* dari citra *echocardiography* tersebut maka digunakanlah parameter-parameter yang dapat menganalisa perbedaan citra jantung tersebut seperti *Signal to Noise Ratio* (SNR), *Peak Signal to Noise Ratio* (PSNR), dan *Mean Square Error* (MSE), *Figure of Merit* (FOM), dan *Structure Similarity Index* (SSIM). Berdasarkan parameter tersebut dapat diketahui kualitas dari citra jantung yang telah dilakukan proses filter dengan melihat nilai dari parameter MSE, PSNR, FOM, dan SSIM. Untuk parameter MSE, semakin kecil nilai yang dihasilkan menandakan bahwa hasil yang didapatkan menjadi semakin bagus. Untuk parameter PSNR merupakan kebalikan dari parameter MSE, dimana semakin besar nilai yang dihasilkan dari proses filter tersebut berarti menandakan bahwa hasil filter yang didapatkan semakin bagus. Untuk parameter SSIM semakin besar nilainya maka menandakan bahwa citra tersebut semakin menyerupai.

3.5 Pengambilan Data

Dataset yang digunakan pada Tugas Akhir ini menggunakan video *echocardiography* yang diambil pada internet. Data yang digunakan terdiri dari beberapa video yang diambil pada segmentasi jantung yang berbeda, yaitu *apical four chamber* dan *parasternal long axis.* Kemudian dari beberapa video tersebut tiap *frame* diubah menjadi citra atau *still images.*

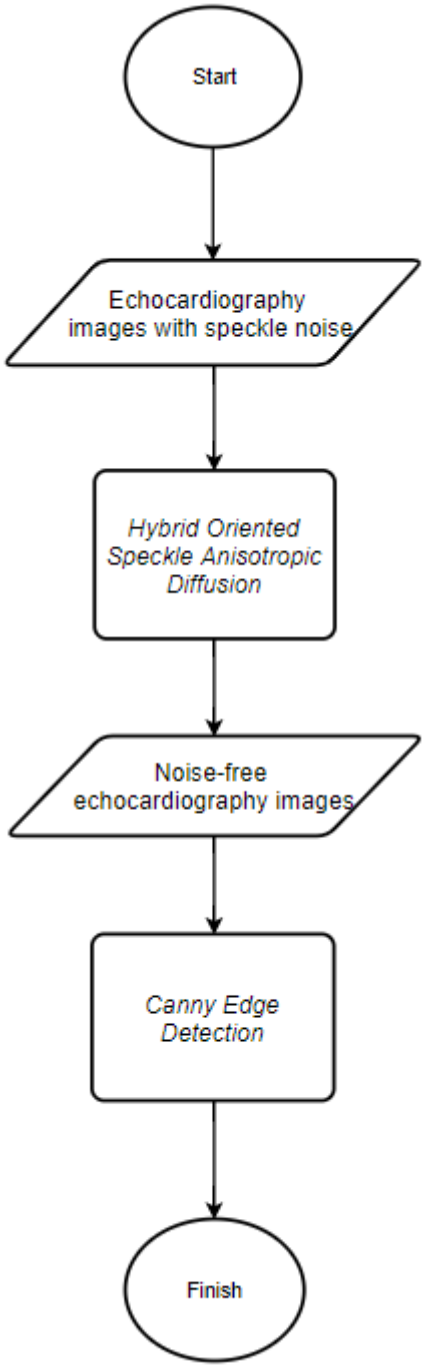
3.6 Perancangan Sistem

Perancangan sistem yang dibuat berupa perancangan *software* berdasarkan diagram blok seperti pada Gambar 3.1 tersebut. Pada penelitian ini algoritma-algoritma yang digunakan kemudian di-implementasikan ke dalam *coding* pada pemrograman komputer dengan menggunakan *software* Python seperti pada Gambar 3.2. Hasil citra dari *echocardiography* yang diharapkan dari penggunaan metode ini, dapat dilihat seperti yang tertera pada Gambar 3.1 dimana citra hasil dari *echocardiography* tersebut dapat terlihat dengan jelas dan terdapat batasan-batasannya. Perancangan sistem ini termasuk ke dalam bagian *pre-processing* pada *echocardiography ultrasound* dan diharapkan dapat dilakukan secara *real time.* Sehingga dapat membuat para dokter menjadi lebih akurat serta cepat dalam meng-interpretasikan citra dari *echocardiography* tersebut.

Perancangan sistem berdasarkan metode yang diajukan pada penelitian ini meliputi 2 proses dalam perancangannya sehingga dihasilkan hasil seperti Gambar 3.1 tersebut, pertama, digunakan metode OSRAD [11] dengan metode RM [12] yang bertujuan untuk mengurangi *speckle noise* yang terdapat pada citra *echocardiography* tersebut, dikarenakan *speckle noise* dapat membuat kualitas citra dari *echocardiography* tersebut menjadi berkurang. Maka dari itu

perlu dilakukan reduksi *speckle noise* yang ada sehingga nantinya dapat menghasilkan citra *echocardiography* yang bebas *noise* dan menghasilkan citra yang memiliki kualitas yang sudah ditingkatkan atau sudah menjadi bagus. Kedua, hasil citra yang sudah ter-filter tersebut kemudian dilakukan pendeteksian batasan pada anatomi dan pergerakan katup jantung dengan menggunakan metode *Canny Edge Detection* sehingga menghasilkan citra yang ilustratif.

Setelah diagram blok dari sistem tersebut diketahui maka selanjutnya membuat algoritma pemrograman berdasarkan diagram blok pada Gambar 3.1 tersebut. Setelah membuat diagram blok, maka untuk memudahkan membuat struktur algoritma pemrogramannya maka dibuatlah *flowchart* seperti pada Gambar 3.2. Berdasarkan Gambar 3.2 tersebut, dapat dimulai dengan menampilkan citra jantung yang sebelumnya telah diambil dengan



Gambar 3.2 *Flowchart* dari metode yang diajukan

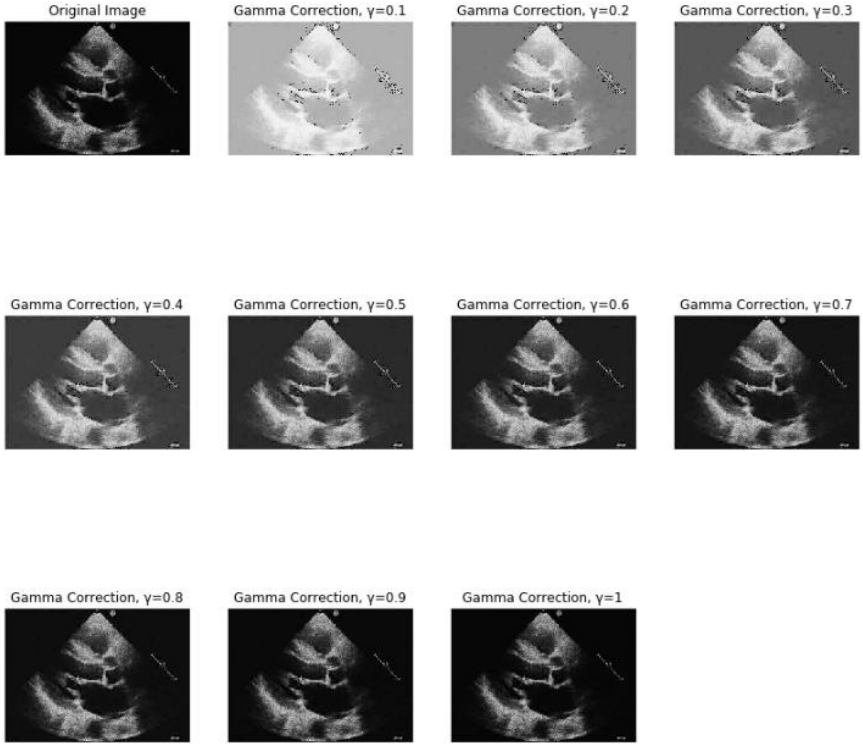
menggunakan *echocardiography*. Setelah itu citra jantung tersebut dilakukan metode *filtering* dengan menggunakan metode *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (HOSRAD), sehingga didapatkan citra jantung yang sudah bebas *noise* dalam artian tidak terdapat *noise*, khususnya *speckle noise* pada citra tersebut. Serta metode tersebut tidak menghilangkan informasi-informasi yang terdapat pada citra tersebut dan mempertajam tepian yang ada pada citra jantung tersebut. Setelah citra jantung tersebut bebas *noise* dan sudah terlihat tepiannya dengan jelas, maka selanjutnya dilakukan deteksi tepi dengan menggunakan metode *Canny Edge Detection* apabila dokter ingin melihat pergerakan dari katup jantung dengan jelas dan didapatkanlah hasil citra yang bebas *noise* dan terlihat batasan-batasannya, sehingga membuat citra menjadi lebih ilustratif dan dapat memudahkan para dokter untuk meng-interpretasikan citra jantung dari pasien yang diambil citra jantungnya dengan menggunakan *echocardiography*. Serta memudahkan dokter untuk mengetahui penyakit yang terdapat pada jantung pasien tersebut dan dapat dilakukan penanganan pertama pada pasien yang terdapat penyakit jantung.

BAB 4 PENGUJIAN SISTEM

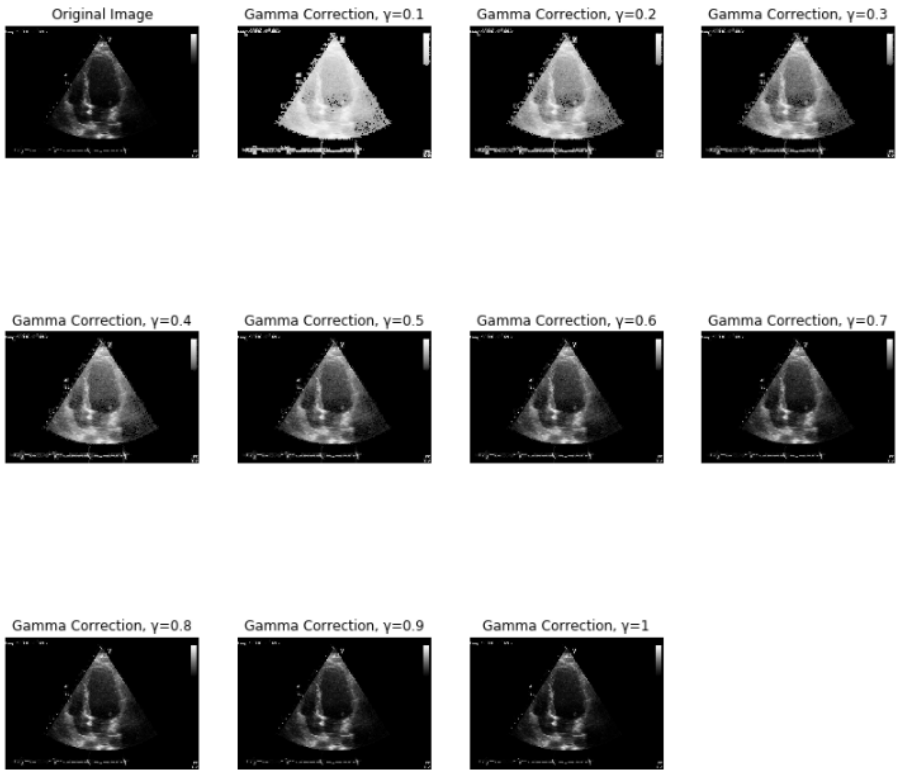
4.1 *Pre-Processing*

4.1.1 Power Law Transformation

Pada tahapan awal *pre-processing* dilakukan metode *Power Law Transformation* yang berguna untuk menambahkan kecerahan atau kontras dari citra jantung yang akan dianalisa tersebut dengan cara mengubah nilai parameter dari *gamma*. Algoritma yang diterapkan terdiri dari beberapa tahapan sebelum akhirnya dapat menghasilkan citra jantung dengan kecerahan yang diinginkan sesuai persepsi visual masing-masing dokter yang menganalisanya. Tahapan yang pertama yaitu mengubah tipe citra tersebut menjadi tipe *double* kemudian dilakukan metode *grayscale* sehingga hanya didapatkan citra jantung dengan matriks 2D. Setelah citra jantung tersebut sudah dalam tipe *double* dan memiliki bentuk dalam 2D, maka selanjutnya dimasukkan rumus algoritma dari metode *Power Law Transformation*, dengan parameter konstanta dan *gamma* yang dapat diubah-ubah. Metode *Power Law Transformation* menghasilkan kecerahan atau kontras yang berbeda-beda untuk tiap nilai *gamma* yang



Gambar 4.1 Hasil penggunaan metode *Power Law Transformation* atau *Gamma Correction* dengan nilai *gamma* yang berbeda-beda pada citra jantung dengan penglihatan *parasternal long axis*

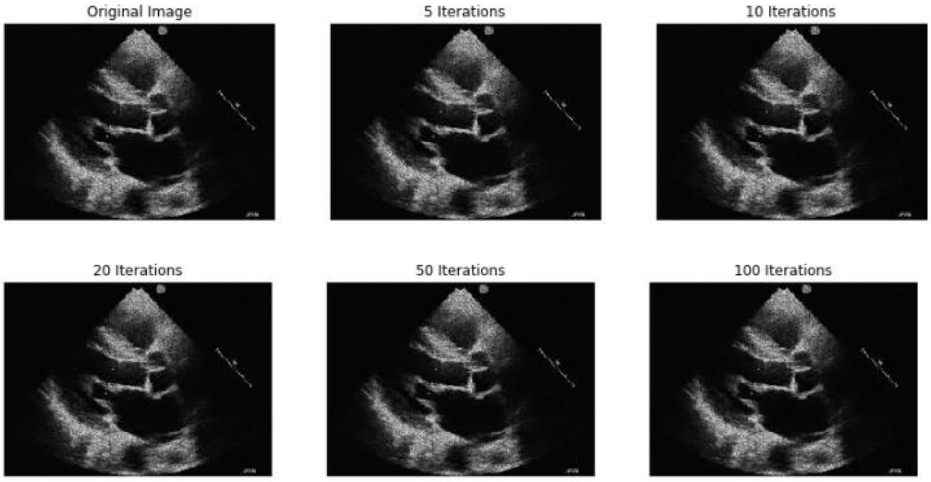


Gambar 4.2 Hasil penggunaan metode *Power Law Transformation* atau *Gamma Correction* dengan nilai *gamma* yang berbeda-beda pada citra jantung dengan penglihatan *apical four chamber*

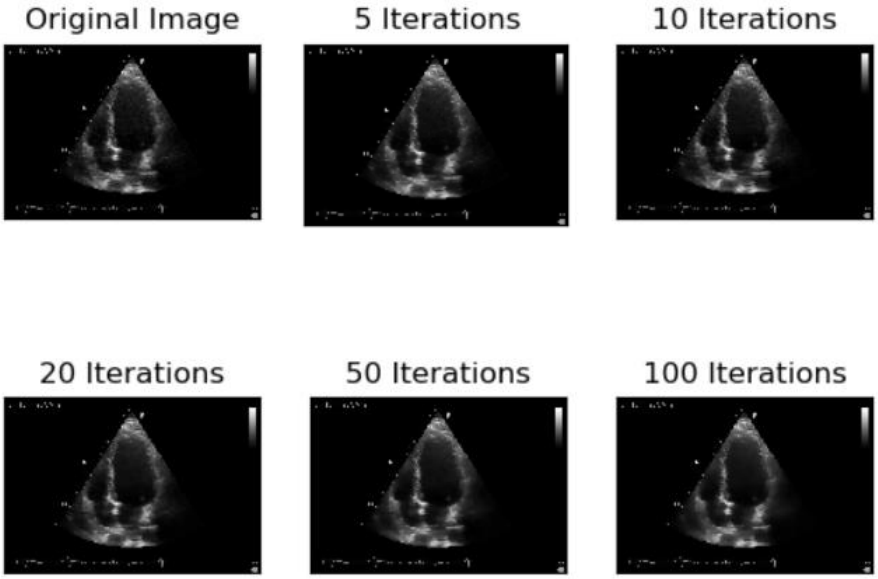
berbeda, namun konstanta yang digunakan tidak mempengaruhi hasil kecerahan atau kontras dari citra jantung yang digunakan. Untuk hasil keluaran citra jantung dengan nilai *gamma* yang berbeda dari 0 hingga 1 dapat dilihat seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2 dengan segmentasi penglihatan bagian jantung yang berbeda.

4.1.2 Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion

Setelah hasil citra jantung tersebut ditingkatkan kecerahannya dengan menggunakan metode *Power Law Transformation*, maka langkah selanjutnya adalah dengan menghilangkan *speckle noise* dari citra jantung tersebut. Metode yang digunakan merupakan metode gabungan dari *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (OSRAD) dan *Relaxed Median Filter*. Terdapat beberapa tahapan dalam metode pemrosesan filter. Untuk metode OSRAD, tahapan pertama yaitu men-transformasikan tipe bentuk citra jantung menjadi *array* matriks 2D dan merubahnya menjadi tipe *double*. Kemudian setelah itu mengambil *pixel neighbourhood* dengan ukuran 3x3 dan menghitung nilai *grayscale* yang baru dengan menggunakan rumus OSRAD. Pada setiap *window*



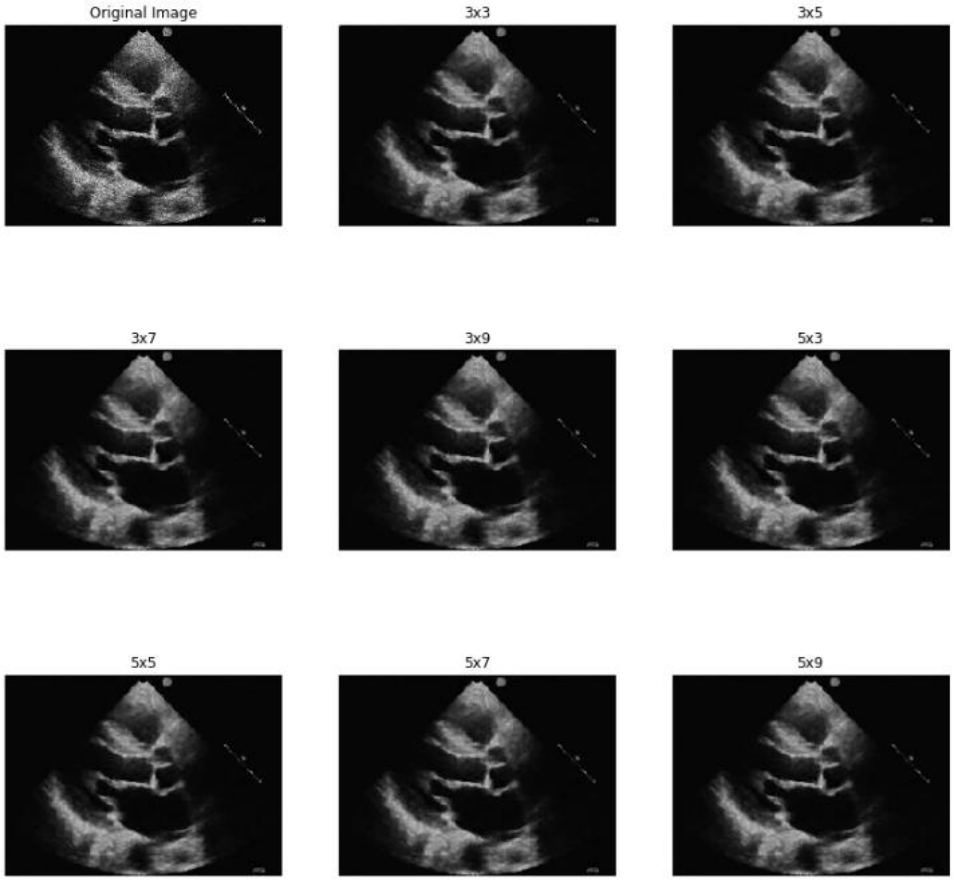
Gambar 4.3 Hasil Filter OSRAD dengan nilai iterasi yang berbeda, nilai *gamma* atau *time step* sebesar 0.1 dengan penglihatan *parasternal long axis*



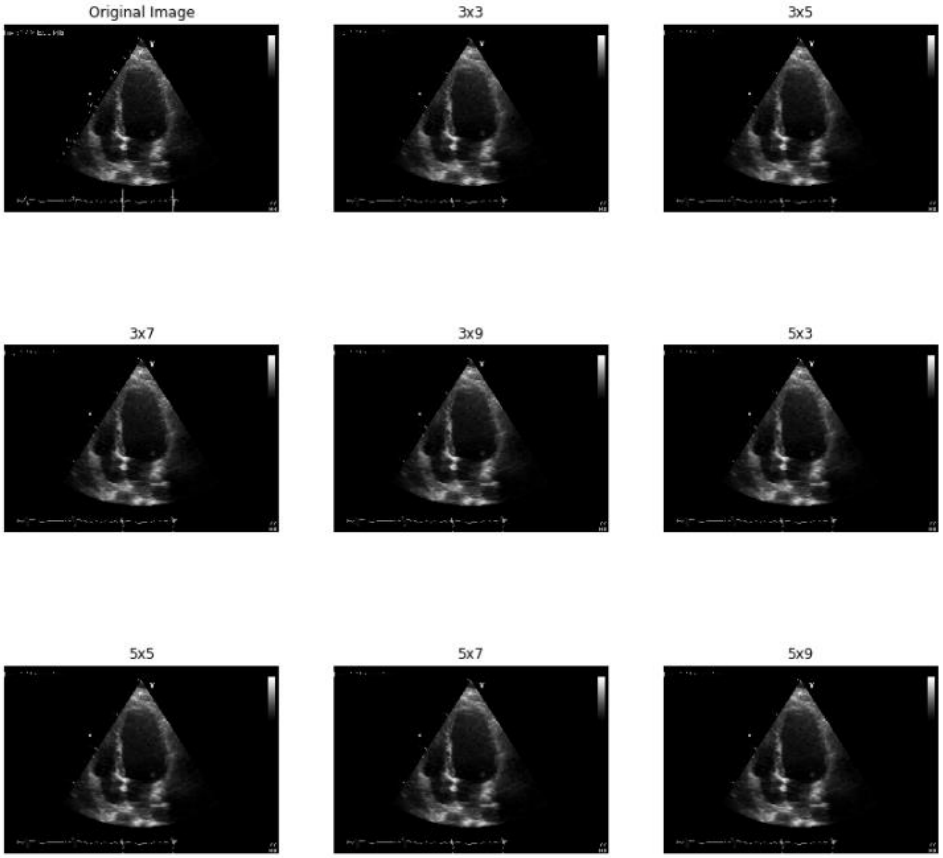
Gambar 4.4 Hasil Filter OSRAD dengan nilai iterasi yang berbeda, nilai *gamma* atau *time step* sebesar 0.1 dengan penglihatan *apical four chamber*

menetapkan setiap nilai *grayscale* yang baru pada *pixel* tengah. Kemudian setelah semua *pixel* dari citra jantung tersebut telah tergantikan nilainya maka citra jantung tersebut telah ter-filter *speckle noise* dan menghasilkan hasil seperti pada Gambar 4.3 dan Gambar 4.4 untuk segmentasi bagian jantung dengan penglihatan yang berbeda.

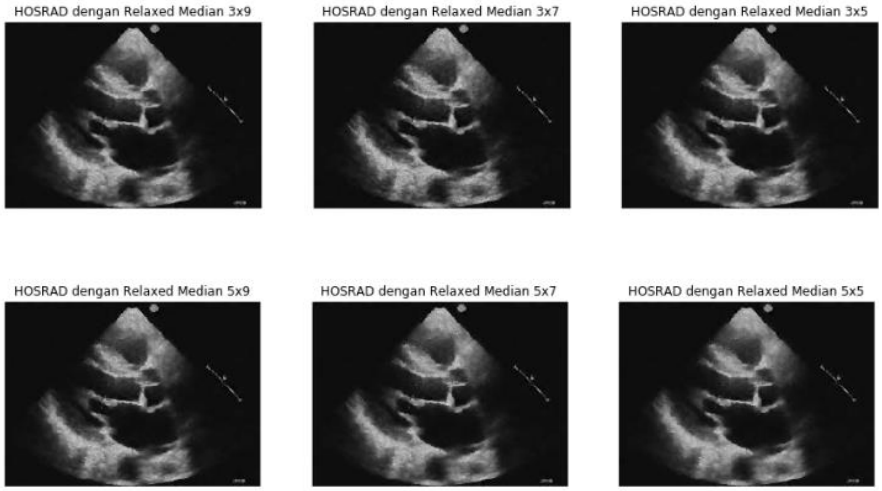
Setelah dilakukan metode OSRAD, maka selanjutnya dilakukan metode filter dengan menggunakan *Relaxed Median Filter*. Pada *Relaxed Median Filter* ini terdapat beberapa tahapan, yaitu pada tahapan pertama melakukan metode *grayscale* sehingga citra jantung tersebut menjadi citra jantung dengan *array* matrik 2D. Setelah itu citra tersebut di-transformasikan menjadi tipe *double*, serta menentukan parameter dari Batasan *lower* dan *upper* yang ingin digunakan. Kemudian membandingkan *Median Filter* dengan menggunakan Batasan *lower* dan dengan *Median Filter* dengan ukuran 3x3, serta *Median Filter* dengan ukuran 3x3 juga dibandingkan dengan *Median Filter* dengan menggunakan Batasan *upper*. Apabila kedua perbandingan tersebut tidak menyerupai, maka digunakanlah hasil keluarannya menjadi *Relaxed Median Filter* dengan ukuran Batasan *lower x upper* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.5 dan Gambar 4.6. Kemudian kedua metode tersebut, yaitu metode OSRAD dan metode *Relaxed Median Filter* digabungkan dan menghasilkan hasil seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.7.



Gambar 4.5 Hasil Filter *Relaxed Median Filter* pada penglihatan *parasternal long axis* dengan batasan *lower* dan *upper* yang berbeda, dimana *Relaxed Median lower* x *upper*



Gambar 4.6 Hasil Filter *Relaxed Median Filter* pada penglihatan *apical four chamber* dengan batasan *lower* dan *upper* yang berbeda, dimana *Relaxed Median lower* x *upper*



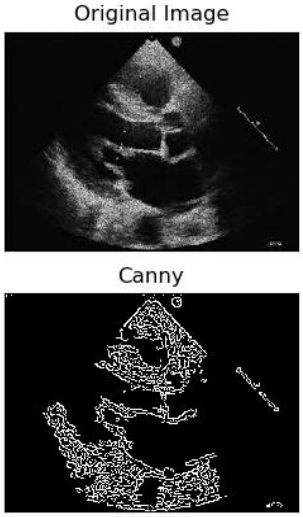
Gambar 4.7 Hasil metode HOSRAD yang diajukan

4.2 *Image Segmentation*

Pada tahapan *image segmentation* ini digunakan metode *Canny edge detection* dengan tujuan untuk memperjelas citra dan Batasan-batasannya sehingga pergerakan dari katup jantung dapat dengan jelas terlihat dan lebih mudah untuk di-interpretasikannya oleh dokter yang memeriksa. Dalam *computer vision, image segmentation* merupakan proses mempartisi gambar digital menjadi beberapa segmen (set *pixel*, juga dikenal sebagai *super-pixel*). Tujuan segmentasi adalah untuk menyederhanakan dan / atau mengubah representasi gambar menjadi sesuatu yang lebih bermakna dan lebih mudah dianalisis. *Image segmentation* digunakan untuk menemukan Batasan-batasannya. Hasil segmentasi citra tersebut kemudian menghasilkan seperangkat segmen yang secara kolektif mencakup seluruh citra, atau seperangkat kontur yang diekstraksi dari citra tersebut. Masing-masing *pixel* di suatu wilayah serupa sehubungan dengan beberapa karakteristik atau properti yang dihitung, seperti warna, intensitas, atau tekstur. Wilayah yang berdekatan sangat berbeda sehubungan dengan karakteristik yang sama.

4.2.1 Canny Edge Detection

Pada tahapan *image segmentation* digunakan metode *Canny edge detection* pada penelitian ini. Terdapat beberapa tahapan dalam melakukan proses metode *Canny* ini, yaitu pertama-tama dengan menggunakan *Gaussian filter* yang diterapkan pada citra yang ingin dilakukan deteksi tepi dengan tujuan untuk mengurangi detail yang ada pada citra tersebut. Kemudian menentukan ukuran gradien beserta arah gradien pada tiap *pixel.* Apabila ukuran gradien yang ada



Gambar 4.8 Hasil penggunaan metode *Canny edge detection* dengan nilai *threshold 1* dan *threshold 2* sebesar 100 dan 200

pada suatu *pixel* jauh lebih besar dibandingkan dengan arah gradien yang ada disekitarnya, maka dianggap *pixel* tersebut sebagai suatu tepi. Langkah yang terakhir adalah dengan menenntukan *threshold* yang bertujuan untuk menghilangkan tepi yang lemah pada citra tersebut. Pada metode ini menggunakan 2 *threshold*, masing-masing untuk mendeteksi tepi yang kuat dan tepi yang lemah, dan tepi yang lemah hanya bisa dideteksi apabila tepi tersebut terhubung dengan tepi yang kuat. Sehingga metode ini lebih berkemungkinan untuk mendeteksi tepi yang lemah dan dapat membedakan mana yang *noise* dan mana yang sebenarnya tepi yang lemah.

Dapat dilihat seperti pada Gambar 4.6 bahwa citra jantung asli yang sudah dilakukan metode *Canny edge detection* menghasilkan citra jantung dengan Batasan-batasannya dan dapat melihat struktur dan pergerakan dari katup jantung dengan lebih jelas. Nilai dari *threshold 1* dan *threshold 2* yang digunakan pada Gambar 4.6 sebesar 100 dan 200. Berdasarkan nilai tersebut, semakin besar nilai dari *threshold* yang digunakan maka akan mempengaruhi Batasan yang akan terlihat, yang berarti semakin besar nilai dari *threshold*-nya akan membuat Batasan yang terlihat dan terdeteksi akan semakin sedikit. Sedangkan semakin kecil nilai dari *threshold* yang digunakan akan membuat hasil citra jantung terdeteksi batasannya dengan lebih banyak.

4.3 Parameter yang Dihasilkan

Berdasarkan hasil dari citra jantung yang telah dilakukan metode pem-filteran dan juga metode deteksi tepi maka akan dilihat perubahan nilai yang terjadi. Nilai-nilai tersebut dinilai dari beberapa parameter, yaitu *Mean Square Error* (MSE), *Peak Signal to Noise Ratio* (PSNR), *Structural Similarity Index* (SSIM), dan *Figure of Merit* (FOM). Dapat dilihat berdasarkan Tabel 4.1 dan Tabel 4.2 hasil dari parameter MSE, PSNR, SSIM, dan FOM sehingga dapat diketahui kualitas citra yang bagus. Sedangkan pada Tabel 4.3 dan 4.4 merupakan perbandingan dari metode OSRAD dengan metode HOSRAD seperti yang diajukan pada penelitian ini.

Tabel 4.1 Hasil Parameter dari *Gamma Correction* dengan penglihatan *parasternal long axis* pada jantung

Gamma value	*Parasternal Long Axis*				*Apical Four Chamber*			
	MSE	PSNR	SSIM	FOM	MSE	PSNR	SSIM	FOM
0,1	132,127	26,92	0,154	0,766	30,532	33,283	0,715	0,768
0,2	118,722	27,385	0,229	0,736	22,235	34,602	0,745	0,7432
0,3	128,205	27,051	0,298	0,747	35,725	32,601	0,771	0,7417
0,4	160,007	26,089	0,374	0,774	36,081	32,557	0,799	0,7413
0,5	98,774	28,184	0,465	0,81	34,571	32,743	0,833	0,7438
0,6	131,215	26,95	0,582	0,822	35,42	32,638	0,874	0,753
0,7	125,222	27,153	0,715	0,873	27,937	33,668	0,92	0,78
0,8	66,74	29,886	0,86	0,917	26,059	33,971	0,962	0,827
0,9	22,776	34,555	0,968	0,957	10,773	37,807	0,991	0,89
1	0	100	1	1	0	100	1	1

Tabel 4.2 Hasil Parameter dari *Relaxed Median Filter* dengan penglihatan segmentasi pada jantung yang berbeda

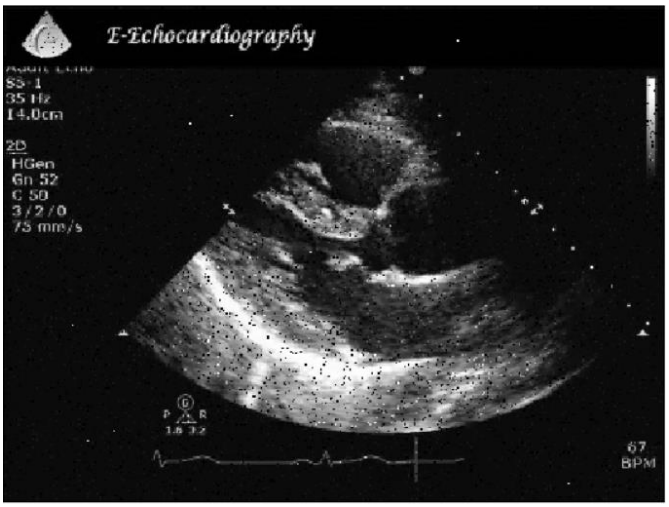
Kernel	*Parasternal Long Axis*				*Apical Four Chamber*			
	MSE	PSNR	SSIM	FOM	MSE	PSNR	SSIM	FOM
3x3	22,751	34,56	0,879	0,887	5,074	41,076	0,9604	0,8566
3x5	21,774	34,751	0,8814	0,8891	4,993	41,146	0,9605	0,8568
3x7	21,635	34,779	0,8819	0,893	4,959	41,176	0,9606	0,8574
3x9	21,56	34,794	0,8821	0,892	4,943	41,19	0,96077	0,8599
5x3	21,774	34,751	0,8814	0,8891	4,993	41,146	0,9605	0,8568
5x5	21,774	34,751	0,8814	0,8891	4,993	41,146	0,9605	0,8568
5x7	21,233	34,86	0,8824	0,89	4,904	41,224	0,96078	0,8572
5x9	21,124	34,883	0,8826	0,8898	4,883	41,243	0,9608	0,8596

Tabel 4.3 Hasil Parameter dari perbandingan dengan penglihatan segmentasi pada jantung *parasternal long axis* dengan MSE dan PSNR awal sebesar 76.12 dan 29.31

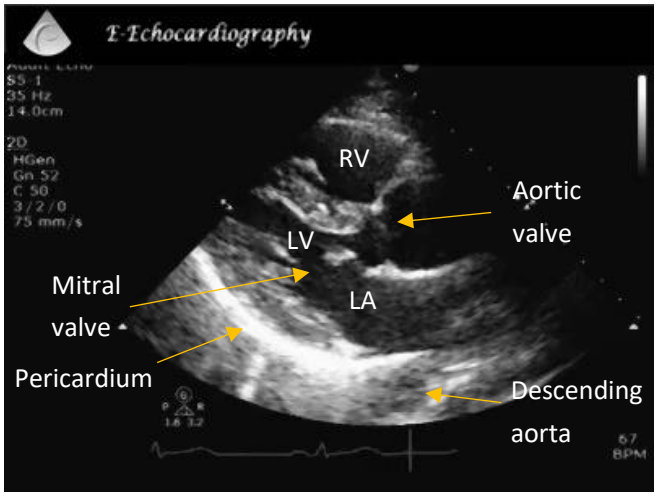
Iterations	OSRAD				HOSRAD			
	MSE	PSNR	SSIM	FOM	MSE	PSNR	SSIM	FOM
5	98,407	28,20051	0,46527	0,81226	70,136	29,671	0,02106	0,579
10	98,406	28,20056	0,4652554	0,81263	70,157	29,67	0,0209	0,5788
20	98,409	28,2004	0,4652556	0,81255	70,154	29,6702	0,02105	0,5789
50	98,41	28,2003	0,465256	0,81255	70,151	29,6704	0,0211	0,579
100	98,41	28,2003	0,465256	0,81255	70,151	29,6704	0,0211	0,579

4.4 Peran Filter Terhadap Interpretasi pada Bagian Jantung

Pada tahapan ini setelah semua hasil metode didapatkan, maka dapat diketahui nilai-nilai yang memiliki hasil paling baik berdasarkan analisa kuantitas statistik dari metode yang telah digunakan. Maka hasil metode *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (HOSRAD) dengan nilai parameter yang terbaik dilakukan pada percobaan *parasternal long axis view* dari jantung sehingga dapat terlihat dengan jelas hasilnya. Seperti yang dapat kita lihat pada Gambar 4.9 (a) dan (b) merupakan citra jantung *parasternal long axis* yang diberikan *speckle noise* dengan *mean* dan standar deviasi sebesar 0



(a)



(b)

Gambar 4.9 Citra jantung *parasternal long axis* disaat katup mitral kontraksi dengan *speckle noise* (a) dan disaat katup mitral kontraksi hasil filter (b)

dan 0.5. Permodelan *speckle noise* pada Gambar 4.9 (a) menggunakan permodelan dengan Gaussian *noise* dikarenakan permodelan tersebut merupakan permodelan yang paling simple.

BAB 5 PEMBAHASAN

5.1 *Pre-processing*

Pada tahap pengujian, citra jantung yang diuji dibuka dan dibaca dengan menggunakan *library* opencv pada python. Kemudian citra jantung tersebut dilakukan metode *grayscale* dan dilakukan *image enhancement* dengan menggunakan metode *Power Law Transformation.*

5.1.1 *Power Law Transformation*

Pada tahapan *image enhancement* ini dilakukan dengan menggunakan metode *Power Law Transformation* sehingga menghasilkan hasil citra jantung dengan kecerahan atau kontras yang sudah ditingkatkan sehingga dapat sesuai dengan persepsi visual masing-masing dokter atau operator yang meng-operasikannya. Hasil peningkatan kontras pada citra jantung dapat dilihat seperti Gambar 4.1 dan Gambar 4.2. Pada Gambar 4.1 merupakan citra jantung dengan penglihatan *parasternal long axis* dapat dilihat bahwa dengan menggunakan nilai *gamma* yang berbeda-beda dapat diketahui dan dilihat hasil citra jantung dengan tingkat kecerahan yang optimal, nilai *gamma* yang digunakan berada ddalam rentang 0 hingga 1. Berdasarkan hasil pada Gambar 4.1 tersebut dapat dilihat citra jantung yang memiliki tingkat kecerahan yang bagus berada pada nilai *gamma* sama dengan 0.5. Semakin besar nilai *gamma* yang digunakan membuat hasil citra jantung menjadi semakin gelap, sedangkan semakin kecil nilai *gamma* yang digunakan dapat membuat hasil citra jantung menjadi semakin cerah.

Pada Gambar 4.2 merupakan citra jantung dengan penglihatan *apical four chamber* dengan nilai *gamma* yang berbeda dengan rentang dari 0 hingga 1. Berdasarkan Gambar 4.2 tersebut dapat dilihat bahwa semakin besar nilai *gamma* yang digunakan berarti kecerahan atau kontras yang dihasilkan semakin menyerupai citra jantung yang dijadikan sebagai referensi. Setelah berbagai macam percobaan yang dilakukan didapatkan hasil restorasi citra dengan kecerahan dan kontras yang bagus pada saat nilai *gamma* sebesar 0.8.

5.1.2 *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion*

Pada tahapan selanjutnya setelah ditingkatkan kecerahannya maka dilakukan proses filter dengan metode yang diajukan pada penelitian ini, yaitu *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (HOSRAD). Metode *hybrid* yang digunakan merupakan penggabungan antara metode *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (OSRAD) dengan metode *Relaxed Median Filter.* Pada metode OSRAD didapatkan hasil seperti pada Gambar 4.3 dan 4.4 dengan nilai koefisien konduksi sebesar 10 dan didapatkan hasil bahwa semakin besar nilai koefisien konduksi yang digunakan, maka akan membuat hasil citra jantung menjadi semakin *blurring.* Berdasarkan Gambar 4.3 tersebut

dapat diketahui hasil citra jantung dengan metode OSRAD yang paling bagus atau optimal adalah ketika nilai koefisien konduksi yang digunakan sebesar 30.

Kemudian dilakukan juga metode *Relaxed Median Filter* agar hasil citra jantung tersebut lebih dapat mereduksi *noise* yang ada. Didapatkan hasil seperti pada Gambar 4.4 dan Gambar 4.5, dimana pada Gambar 4.4 merupakan citra jantung dengan penglihatan pada *parasternal long axis.* Sedangkan pada Gambar 4.5 merupakan citra jantung dengan penglihatan pada *apical four chamber*. Pada Gambar 4.4 dan Gambar 4.5 tersebut digunakan beberapa batasan pada batasan *lower* dan *upper* yang berbeda-beda. Sehingga ukuran filter yang digunakan akan menyesuaikan batasan-batasan yang digunakan. Berdasarkan Tabel 4.1 dapat dilihat dan diketahui bahwa hasil pemfilteran dengan menggunakan metode *Relaxed Median Filter* yang paling bagus ketika batasan *lower* yang digunakan adalah 5 dan Batasan *upper* yang digunakan adalah 9, sehingga menggunakan ukuran filter 5 x 9. Hal tersebut dikarenakan nilai dari *Mean Square Error* (MSE) dan *Peak Signal to Noise Ratio* (PSNR) yang digunakan, saat menggunakan ukuran filter 5 x 9 didapatkan hasil nilai MSE yang paling kecil dan nilai PSNR yang paling besar pada saat ukuran filter tersebut. Hasil pengujian sistem yang diajukan adalah dengan menggabungkan kedua metode tersebut dan didapatkan hasil citra jantung seperti pada Gambar 4.6.

5.2 *Image Segmentation*

Pada tahap *image segmentation* ini hasil citra jantung yang sudah ter-filter digunakan sebagai masukan. Citra jantung yang sudah tidak terdapat *speckle noise* dan sudah memiliki tepian yang ditingkatkan sehingga menjadi lebih tajam tersebut kemudian dilakukan metode *image segmentation* dengan menggunakan metode *Canny Edge Detection* dan dapat dilihat hasilnya seperti pada Gambar 4.6 tersebut. Pada Gambar 4.6 tersebut dapat dilihat bahwa citra jantung tersebut menjadi semakin ilustratif dikarenakan Batasan-batasan pada citra jantung serta tepiannya sudah terbatasi sehingga dokter dapat meng-analisa pergerakan katup jantung dengan baik. Sehingga dapat meningkatkan interpretasi citra jantung dan Analisa dari dokter yang melihat citra jantung tersebut. Hal tersebut menandakan bahwa semakin tinggi tingkat pendeteksian penyakit oleh dokter tersebut.

5.3 Peran Filter Terhadap Interpretasi pada Bagian Jantung

Pada tahapan ini kita dapat melihat peran dari metode filter yang digunakan pada penelitian ini. Seperti pada Gambar 4.9 pada bab sebelumnya dapat kita lihat citra jantung dari *parasternal long axis* dengan diberikan *speckle noise* dan citra jantung hasil filter dengan metode yang digunakan. Pada citra jantung seperti Gambar 4.9 tersebut dapat di-interpretasi berdasarkan lebar dari

ventrikel kanan dan kiri, bagi jantung normal dimensi atau lebar normal dari ventrikel kanan adalah setengah ukuran dari ventrikel kiri. Kedua dapat di-interpretasikan dari katup mitral, kita dapat melihat pergerakan katupnya (*contractility*) apabila katup mitral bergerak terbuka dan tertutup dengan kuat bahkan hingga mengenai dinding ventriker kiri menandakan bahwa katup mitral berjalan secara normal. Ketiga dapat di-interpretasikan berdasarkan perikardium dan *descending aorta.*

Berdasarkan Gambar 4.9 (a) dimana citra jantung tersebut terkena gangguan *speckle noise* para dokter mungkin akan sangat kesulitan untuk meng-interpretasikan citra jantung tersebut dikarenakan mengganggu interpretasi dokter. Namun, apabila sudah digunakan metode pemfilteran HOSRAD seperti yang diajukan pada penelitian ini maka dapat menghasilkan citra jantung seperti pada Gambar 4.9 (b), dimana citra jantung dan bagian-bagiannya dapat ter-interpretasikan dengan jelas.

BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

Pada Tugas Akhir (TA) ini diajukan sebuah sistem yang dapat mem-filter *speckle noise* yang terdapat pada citra jantung dari hasil pengambilan dengan menggunakan *echocardiography*. Pada sistem ini, terdapat beberapa tahapan yang dilakukan, yang pertama adalah meningkatkan kecerahan atau kontras dari citra jantung yang telah diambil dengan menggunakan *echocardiography* dan *Power Law Transformation* dapat meningkatkan kecerahannya dengan parameter nilai *gamma* yang dapat diatur oleh dokter atau operator yang mengoperasikannya. Kemudian pada tahapan selanjutnya adalah proses *filtering* yang menggunakan dua metode, yaitu *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (OSRAD) dan *Relaxed Median Filter* yang kemudian digabungkan menjadi satu system menjadi *Hybrid Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* (HOSRAD). Setelah itu pada tahapan yang terakhir adalah menggunakan metode *Canny Edge Detection* untuk *image segmentation* yang berfungsi sebagai *edge detection* sehingga hasil keluaran citra jantung menjadi lebih ilustratif dan terlihat batasan serta tepian dengan jelas.

Berdasarkan beberapa hasil percobaan yang dilakukan dapat diambil beberapa kesimpulan, yaitu hasil percobaan menunjukkan bahwa metode yang digunakan pada penelitian ini efektif dalam mengurangi *speckle noise* serta tetap mempertahankan tepian. Penentuan parameter gamma pada metode *Power Law Transformation* akan sangat berpengaruh pada kekontrasan suatu citra yang terlihat jelas perbedaannya, serta hasil citra paling baik didapatkan saat nilai *gamma* sebesar 0.5 apabila dilihat secara visual lebih menghasilkan hasil yang lebih kontras, namun apabila berdasarkan analisa statistik kuantitasnya hasil citra restorasi paling baik pada saat nilai *gamma* sebesar 0.8 dimana memiliki nilai parameter MSE terkecil dan PSNR tertinggi yang paling baik sebesar 66.74 dan 29.88. Selanjutnya berdasarkan hasil dari percobaan pada tahapan OSRAD didapatkan hasil citra restorasi yang paling baik saat memiliki nilai *time step* atau *gamma* sebesar 0.1 dengan jumlah iterasi sebanyak 5 kali, dimana memiliki nilai parameter paling baik pada analisa statistik kuantitasnya dengan nilai MSE terkecil dan PSNR tertinggi sebesar 98.407 dan 28.20051. Kemudian berdasasarkan percobaan pada tahap *Relaxed Median Filter* didapatkanlah hasil citra paling baik pada saat memiliki ukuran filter 5x9 berdasarkan nilai analisa statistik kuantitasnya dengan memiliki nilai MSE terkecil sebesar 21.124 dan nilai PSNR tertinggi sebesar 34.883. Berdasarkan beberapa percobaan pada kedua metode tersebut maka telah didapatkan nilai yang paling baik untuk merestorasi citra jantung yang memiliki *speckle noise*, yang kemudian digunakan pada metode yang diajukan. Metode HOSRAD dilakukan pemrosesan dengan menggunakan nilai terbaik dari kedua metode

yang telah ada. Hasil yang didapatkan menghasilkan citra jantung yang lebih baik dibandingkan dengan metode pemrosesan filter dengan menggunakan OSRAD, dimana pada metode HOSRAD ini menghasilkan nilai MSE dan PSNR sebesar 70.13 dan 29.31. Berdasarkan Analisa kuantitas tersebut metode pemfilteran yang diajukan pada penelitian ini cukup efektif dalam menghasilkan hasil yang lebih baik dibandingkan dengan citra jantung yang dijadikan referensi (yang masih terdapat *speckle noise*) dimana memiliki nilai MSE dan PSNR sebesar 76.123 dan 29.31.

Aspek penting dalam meng-evaluasi kualitas dari *echocardiography* yang sudah tereduksi adalah banyak terdapat perbedaan antara perspektif klinikal atau dokter dan pemrosesan citra. Khususnya ahli klinis atau dokter senior tidak menyukai atau memilih penggunaan pemrosesan filter pada citra yang memiliki *speckle noise* untuk analisis diagnosis. Dikarenakan terdapat beberapa situasi dimana *speckle* pada citra jantung tersebut diinginkan, sehingga para dokter atau ahli klinis lebih memilih menggunakan citra jantung yang masih terdapat *speckle noise* pada beberapa situasi yang ada.

6.2 Saran

Untuk meningkatkan kecepatan pada pemrosesan metode filter yang diajukan pada penelitian ini maka dapat digunakan *Graphical Processing Unit* (GPU) atau *Buffer* atau *multithreading* sehingga dapat mempercepat waktu pemrosesan pada sistem tersebut. Pemrosesan metode filter yang digunakan memakan waktu yang lama dikarenakan algoritma yang digunakan memiliki tingkat kompleksitas yang rumit, serta memprosesnya tiap satu *frame.* Apabila masalah mengenai waktu pemrosesan telah teratasi maka sistem tersebut dapat digunakan secara *real time.*

DAFTAR PUSTAKA

[1] J. Jaybhay and R. Shastri, "A Study of Speckle Noise Reduction Filters," *Signal & Image Processing,* vol. 6, no. 3, pp. 71-80, 2015.

[2] Z. R. Hussein, R. W. Rahmat, L. Nurliyana, M. I. Saripan and M. Z. Dimon, "Pre-processing Importance for Extracting Contour from Noisy Echocardiographic Images," *Computer Science and Network Security,* vol. 9, no. 3, pp. 134-137, 2009.

[3] J. L. Mateo and A. F. Caballero, "Finding out general tendencies in speckle noise reduction in ultrasound images," *Expert Systems with Applications,* vol. 36, pp. 7786-7797, 2009.

[4] G. F. Da, T. Phuc, G. S. Ping and Z. L. Na, "Anisotropic diffusion filtering for ultrasound speckle reduction," *Science China Technological Sciences,* vol. 57, no. 3, pp. 607-614, 2014.

[5] P. S. Hiremath, P. T. Akkasaligar and S. Badiger, "Speckle Noise Reduction in Medical Ultrasound Images," in *Advancements and Breakthroughs in Ultrasound Imaging,* IntechOpen, 2013, pp. 201-241.

[6] F. A. Hermawati, Sugiono and R. Octaviany, "Restorasi Citra Ultrasound Medis untuk Menghilangkan Speckle Noise dengan Metode Modified Speckle Reducing Anisotropic Diffusion," in *Seminar Nasional Otomasi Industri dan Teknologi Informasi,* Surabaya, 2015.

[7] J. S. Lee, "Digital Image Enhancement and Noise Filtering by Use of Local Statistics," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence,* Vols. PAMI-2, no. 2, pp. 165-168, 1980.

[8] P. Perona and J. Malik, "Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence,* vol. 12, no. 7, pp. 629-639, 1990.

[9] D. Mishra, S. Chaudhury, M. Sarkar, A. S. Soin and V. Sharma, "Edge Probability and Pixel Relativity-Based Speckle Reducing Anisotropic Diffusion," *IEEE Transactions on Image Processing,* vol. 27, no. 2, pp. 649-664, 2018.

[10] Y. Yu and S. T. Acton, "Speckle Reducing Anisotropic Diffusion," *IEEE Transactions on Image Processing,* vol. 11, no. 11, pp. 1260-1270, 2002.

[11] K. Krissian, C. F. Westin, R. Kikinis and K. Vosburgh, “Oriented Speckle Reducing Aniotropic Diffusion,” *Image Processing,* pp. 1412-1424, 2007.

[12] A. B. Hamza, P. L. Escamilla, J. M. Aroza and R. R. Roldan, “Removing Noise and Preserving Details with Relaxed Median Filters,” *Journal of Mathematical Imaging and Vision,* no. 11, pp. 161-177, 1999.

[13] J. C. Bamber, N. R. Miller and M. Tristam, “Diagnostic Ultrasound,” in *Webb's Physics of Medical Imaging,* CRC Press, 2012, pp. 384-403.

[14] K. Chauhan, R. K. Chauhan and A. Saini, “Enhancement and Despeckling of Echocardiographic Images,” in *Soft Computing Based Medical Image Analysis,* Elsevier Academic Press, 2018, pp. 61-79.

[15] R. Y. Andriyanto and S. Astuti, “Analisa Perbandingan Kinerja Deteksi Tepi Metode Sobel dan Metode Canny pada Citra Lukisan,” Semarang.

[16] G. R. Llorden, G. V. Ferrero, M. M. Fernandez, C. A. Lopez and S. A. Fernandez, “Anisotropic Diffusion Filter With Memory Based on Speckle Statistics for Ultrasound Images,” *IEEE Transactions on Image Processing,* vol. 24, no. 1, pp. 345-358, 2015.

[17] C. T. Gomez, M. D. Craene, K. McLeod, L. Tautz, W. Shi, A. Hennemuth, A. Prakosa, H. Wang, G. C. White, S. Kapetanakis, A. Lutz, V. Rasche, T. Schaeffter, C. Butakoff and O. Friman, “Benchmarking framework for myocardial tracking and deformation algorithms: An open access database,” *Medical Image Analysis,* vol. 17, no. 6, pp. 632-648, 2013.

BIODATA PENULIS

Penulis dilahirkan di Kota Jakarta pada tanggal 26 April 1996. Penulis merupakan anak pertama dari tiga bersaudara. Penulis menempuh pendidikan sekolah dasar di SD Al-Azhar BSD dan meneruskan ke jenjang sekolah menengah pertama di SMP Al-Azhar BSD dan melanjutkan ke sekolah menengah atas di SMAN 2 Kota Tangerang Selatan. Kemudian penulis meneruskan ke jenjang pendidikan yang lebih tinggi ke Departemen Teknik Biomedik, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, dan aktif sebagai asisten Laboratorium Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Biomedika.

E-mail : alfan.dityatama@gmail.com

BIOMEDICAL ENGINEERING ITS
2020