

SEGMENTASI CITRA CT SCAN LUNG MENGGUNAKAN DETEKSI TEPI SOBEL DAN METODE DISTANCE REGULARIZED LEVEL SET EVOLUTION (DRLSE)

¹Lilis Trisnawati, ²Lukman Hakim, M.Kom
^{1,2}Program Studi Teknik Informatika Universitas Yudharta
¹lilis@gmail.com, ²lukman@yudharta.ac.id

Received : April 2018

Accepted : Mei 2018

Published : Juni 2018

ABSTRACT

The lung is one of the organs in the respiratory system that serves as a place to exchange oxygen with carbon dioxide in the blood. Disturbance the lung causes the patient difficult breathing, difficult to activity, lack of oxygen in fact if not quickly detected can cause death. To determine the symptoms of a patient's illness is generally carried out laboratory tests, where these tests are quite expensive and sometimes cause injuries and the result was sometimes long to be known x-ray images, this causes many people who indicated suffering from lung disease. The previous method capable of performing image segmentation ct scan lung difficult or not clarified to determination of edge detection and it still takes a long time for processing on ct scan lung image. Therefore, in this study to implement segmentation on ct scan lung image by using edge detection sobel and Distance Regularized Level Set Evolution Method to accelerate the segmentation of medical images. This method is capable of performing image segmentation ct scan lung with average an accuracy of 95.08% and average the Area Under the Curve (AUC) on relative operating characteristic curve (ROC) amounted to 90.66%

Keywords: lung, ct scan, edge detection sobel, distance regularized level set evolution, segmentation

I. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Paru-paru merupakan salah satu organ pada sistem pernapasan yang berfungsi sebagai tempat bertukarnya oksigen dengan karbondioksida di dalam darah. Gangguan paru-paru ini menyebabkan penderita sulit bernafas, sulit beraktivitas, kekurangan oksigen bahkan apabila tidak cepat terdeteksi dapat menyebabkan kematian (Reni Rahmadewi & Rahmadi Kurnia, 2016). Menurut Departemen Kesehatan Republik Indonesia, penyakit paru termasuk salah satu penyakit yang kritis hingga saat ini.

Ada beberapa penyakit paru yang umum dijumpai yaitu *Tuberkolosis* (TB), *Bronkitis*, *PPOK* (Penyakit Paru Obstruksi Kronis), dan *Pneumonia* (radang paru-paru) (Reni Rahmadewi & Rahmadi Kurnia, 2016). Penyakit *Tuberkolosis* Paru adalah suatu penyakit menular disebabkan oleh infeksi bakteri *Mycobacterium tuberculosis* (Kemenkes, 2014). Penyakit ini dapat menyebabkan kesakitan jutaan orang per tahun, dan TB Paru juga sebagai koinfeksi dengan HIV (TB-HIV), serta peningkatan kasus resisten terhadap pengobatan yang disebut sebagai *TB multi drug resistant* (TB-MDR) (WHO, 2015).

Salah satu alat pemeriksaan yang dapat digunakan untuk mengetahui penyakit paru adalah *rontgen*. *Rontgen* berguna untuk membantu dan menegakkan diagnosa penyakit, untuk melihat anggota tubuh bagian dalam yang digunakan sebagai dokumentasi rekam medis. Dalam foto rontgen, sering dijumpai *noise* bintik-bintik gelap dan terang secara acak yang disebabkan oleh beberapa faktor. Salah satunya yaitu suhu udara sehingga foto rontgen tidak terpakai dan pasien harus melakukan perulangan foto. Hal ini dapat merugikan pasien karena penggunaan

rontgen secara berlebihan akan dapat menimbulkan penyakit yang berbahaya dan matinya jaringan dalam tubuh (Christine Wulandari, Esti Suryani, dkk, 2014). Derau (*Noise*) adalah suatu objek yang seharusnya tidak ada dalam citra, karena dapat menurunkan kualitas dari citra (Listiyani, Wedianto, dkk, 2016). Setiap gangguan yang terdapat pada citra dapat dikatakan sebagai derau. Derau perlu dihilangkan atau direduksi karena menghalangi pengambilan informasi pada citra tersebut. Seringkali citra yang dihasilkan memiliki kualitas yang kurang baik, hal tersebut dapat terjadi dikarenakan beberapa faktor seperti gangguan teknis, peralatan yang digunakan, kurang meratanya suatu pencahayaan, kamera yang kurang fokus pada saat pengambilan gambar, dll (Makandar dkk, 2014). Solusi dari masalah tersebut adalah dengan melakukan penapisan citra agar didapatkan hasil citra sesuai dengan yang diharapkan (Kusban dan Listiyani, 2013).

Berdasarkan fakta diatas, maka segmentasi pada citra ct scan *lung* merupakan tugas penting untuk dokter dalam mendiagnosa penyakit. Deteksi otomatis atau segmentasi citra paru-paru dari gambar *ct scan lung* adalah tahap awal dari proses diagnosis.

Pada penelitian ini dibuat untuk mengimplementasikan metode segmentasi untuk penentuan deteksi tepi pada citra ct scan lung yang lebih jelas dengan menggunakan segmentasi tepi Sobel dan *Distance Regularized Level Set Evolution* (DRLSE) untuk mempercepat segmentasi citra medis untuk membantu kinerja para tenaga medis khususnya, agar dapat membantu dalam proses membaca hasil ct scan.

II. TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Landasan Teori

2.1.1 CT (Computer Tomography) Scanner

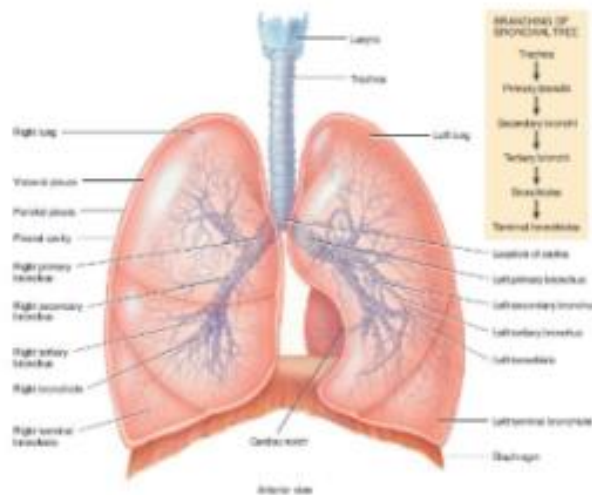
CT Scan dikembangkan oleh Sir Godfrey Hounsfield dari Inggris sejak tahun 1972, yang telah menunjukkan kemampuannya sebagai alat *diagnostic imaging* berteknologi komputer canggih (*High Tech*). Tujuan utama penggunaan ct scan adalah untuk pemeriksaan seluruh organ tubuh, seperti susunan saraf pusat, otot dan tulang, tenggorokan, rongga perut.



Gambar 2.1 CT Scan

2.1.2 Paru-paru (*Lung*)

Paru-paru (Bahasa Inggris: *Lung*, dari kata Latin *pulmones* untuk paru-paru) adalah organ utama pada [sistem pernapasan pada manusia](#) (respirasi) dan berhubungan dengan sistem peredaran darah (sirkulasi) dan juga sistem ekskresi. Fungsinya untuk menukar oksigen dari udara dengan karbon dioksida dari darah atau sering disebut “bernapas”. Paru-paru terletak di dalam rongga dada (*mediastinum*), dilindungi oleh struktur tulang selangka. Rongga dada dan perut dibatasi oleh suatu sekat yang disebut diafragma.



Gambar 2.2 Anatomi paru (Tortora, 2012)

2.1.3 Deteksi Tepi Sobel

Sobel merupakan salah satu pengembangan dari teknik edge detection sebelumnya (Metode Robert) dengan menggunakan HPF (*High Pass Filter*) yang diberi satu angka nol penyangga (Yunus, n.d.), juga pengembangan dari operator Prewit. Algoritma ini termasuk algoritma pemrograman yang berfungsi sebagai filter image. Filter ini mendeteksi keseluruhan edge yang ada. Dalam prosesnya filter ini menggunakan sebuah operator, yang dinamakan operator sobel.

Berdasarkan susunan piksel tetangga, besaran gradien yang dihitung menggunakan operator Sobel adalah sebagai berikut :

$$G = \sqrt{S_x^2 + S_y^2} \tag{2.1}$$

Dimana, G = besar gradien operator Sobel
 S_x = gradien Sobel arah horizontal
 S_y = gradien Sobel arah vertikal

Di mana G adalah besar gradien di titik tengah *kernel* dan turunan parsial di hitung menggunakan persamaan berikut:

$$S_x = (\alpha_2 + c\alpha_3 + \alpha_4) - (\alpha_0 + c\alpha_7 + \alpha_6) \tag{2.2}$$

$$S_y = (\alpha_0 + c\alpha_1 + \alpha_2) - (\alpha_6 + c\alpha_5 + \alpha_4) \tag{2.3}$$

Di mana c adalah konstanta yang bernilai 2. S_x dan S_y diimplementasikan menjadi *kernel* berikut:

$$S_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad S_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

Gambar 2.4 Operator Sobel

Algoritma metode Sobel dalam mendeteksi tepi suatu citra digital adalah sebagai berikut :

- ◆ Citra masukan berupa citra *grayscale*
- ◆ Konvolusikan citra grayscale dengan kernel Sobel horizontal

$$(S_x) = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ dan kernel Sobel vertikal } (S_y) = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

- ◆ Hitung besar gradien dengan rumus $G = \sqrt{S_x^2 + S_y^2}$
- ◆ Citra keluaran merupakan hasil dari besar gradien (G)

2.1.4 Distance Regularized Level Set Evolution (DRLSE)

Distance Regularized Level Set Evolution (DRLSE) adalah metode yang baru diperkenalkan dan berkembang dengan menggunakan metode *level set* yang diperkenalkan pertama kali oleh *Li, et al* pada tahun 2010. Metode DRLSE diperkenalkan untuk dapat menutupi kekurangan dari *Level Set Function* (LSF) (Osher & Sethian, 1988) yang merupakan dasar pada metode *level set*.

DRLSE merupakan pengembangan metode *Level Set*, dengan rumus DRLSE :

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \mu \operatorname{div} (dp(\nabla \phi)) \nabla \phi + F |\nabla \phi| + A \cdot \nabla \phi \quad (2.4)$$

Rumus tersebut menunjukkan skema numerik stabil tanpa memerlukan re-initalisasi.

Algoritma pertama menyaring citra menggunakan filter *Gaussian Kernel* untuk menghaluskan dan menghilangkan derau pada citra dengan perhitungan daya sebagai berikut:

$$\mathcal{E}(\phi) = \mu R_p \phi + \lambda \mathcal{L}g(\phi) + \alpha Ag(\phi) \quad (2.5)$$

dimana R_p adalah regularisasi level set $\lambda > 0$ dan $\alpha \in \mathbb{R}$ koefisien fungsi daya, $\mathcal{L}g(\phi)$ dan $Ag(\phi)$.

$$R_p(\phi) = \int \Omega p(|\nabla \phi|) dx \quad (2.6)$$

Dimana P adalah potensial

$$\mathcal{L}g(\phi) = \int \Omega g \delta(\phi) (|\nabla \phi|) dx \quad (2.7)$$

$$Ag(\phi) = \int \Omega g H(-\phi) dx \quad (2.8)$$

Dimana ,

R_p adalah regulasi level set

Ag adalah kecepatan dari fungsi akselerasi level set.

$\mathcal{L}g$ adalah tingkat minimum saat menentukan batas fungsi objek.

2.1.5 Segmentasi Citra

Gambar Segmentasi adalah proses membagi sebuah gambar menjadi bagian-bagian penyusunnya atau objek piksel, piksel di suatu daerah yang sama menurut beberapa kriteria homogenitas seperti warna, intensitas atau tekstur sehingga untuk mencari dan mengidentifikasi batas-batas dalam foto. Tujuan dari membagi gambar ini untuk lebih menganalisis masing-masing objek pada gambar untuk mengekstrak beberapa informasi (kaur, 2013).

Segmentasi Tepi Citra CT Scan Paru-paru Menggunakan Metode *Chain Code* dan Operasi Morfologi mendapatkan hasil dengan visual deteksi tepi yang halus dan tidak mereduksi bagian-bagian dalam citra CT sehingga tepi objek yang menjadi tujuan menjadi lebih tegas dibanding dengan keadaan citra aslinya yang masih terdapat objek objek rongga dada lainnya dari hasil pengambilan gambar asli CT Scan Paru-paru (Masfran, Ananda, dkk, 2012).

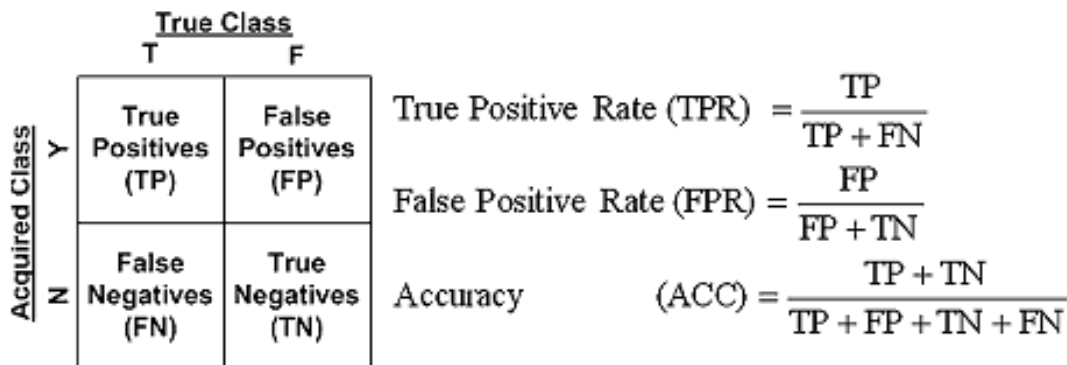
2.1.6 Evaluasi Kinerja Sistem

◆ Kurva Relative Operating Characteristic (ROC)

Untuk mengevaluasi kinerja dari algoritma segmentasi citra ct scan *lung* digunakan kurva ROC yang merupakan langkah umum dalam evaluasi algoritma pendeteksian citra ct scan *lung*. Kurva ROC adalah kurva yang memetakan antara

True Positive Rate (TPR) dan *False Positive Rate* (FPR) dalam sebuah sumbu koordinat yang didapatkan dari hasil proses segmentasi. ROC (*Relative Operating Characteristics*) merupakan suatu pengukuran dalam uji diagnostik, dalam dunia medis pengukuran tersebut digunakan untuk evaluasi tes medis, misalkan untuk membandingkan suatu alat baru dengan standar alat medis yang sudah baku.

Suatu aplikasi segmentasi harus memiliki akurasi yang cukup, untuk memenuhi persyaratan tersebut, peneliti menggunakan metode pengukuran ROC yaitu menghitung nilai akurasi, sensitifitas, dan spesifitas pada citra hasil segmentasi dengan membandingkan hasil segmentasi citra ujicoba pada citra asli ROC disebut dengan kurva *Relative Operating Characteristic* (Ainatul, M., & Agus, H., , 2011).



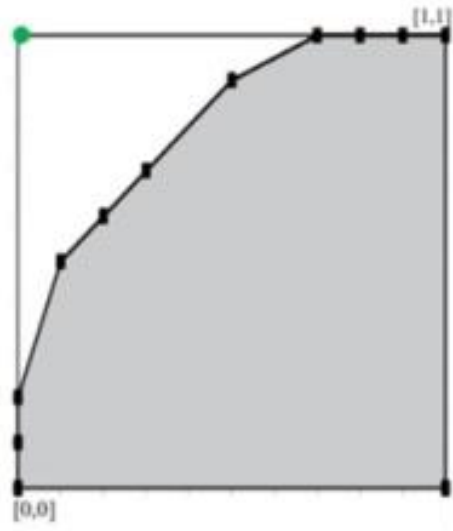
Gambar 2.7 Plotting dan perhitungan ROC
(Paolo Sonogo, Andras Kocsor and Sandor Pongor, 2008)

Gambar kiri, merupakan gabungan matrix. ada 4 pengukuran pada matrix tersebut, yaitu :

- a) TP adalah jumlah pixel yang diklasifikasikan sistem sebagai bagian ct scan *lung*, dan juga diklasifikasikan sebagai citra groundtruth.
- b) FP adalah jumlah pixel yang diklasifikasikan sistem sebagai ct scan *lung* tapi dikategorikan bukan ct scan *lung* pada citra groundtruth.
- c) FN adalah jumlah pixel yang diklasifikasikan bukan ct scan *lung*, tapi diklasifikasikan sebagai ct scan *lung* pada citra groundtruth.
- d) TN adalah jumlah total pixel yang diklasifikasikan bukan ct scan *lung*. dan juga diklasifikasikan bukan ct scan *lung* pada citra groundtruth.

◆ **Area Under Curve (AUC)**

Area di bawah kurva ROC (AUC) adalah matrix digunakan untuk membandingkan uji coba variabel indikator yang berbeda. AUC adalah ukuran dari akurasi uji coba. Untuk membandingkan beberapa kurva ROC akan lebih baik jika berupa bilangan skalar. Untuk tujuan tersebut cara yang paling mudah adalah dengan menghitung luas di bawah kurva ROC, untuk membandingkan beberapa kurva ROC akan lebih baik jika berupa bilangan skalar. *Range* dari Nilai AUC adalah $0 \leq AUC \leq 1$. Jika AUC mendekati nilai 1 maka AUC menunjukkan hasil uji coba yang sangat baik.



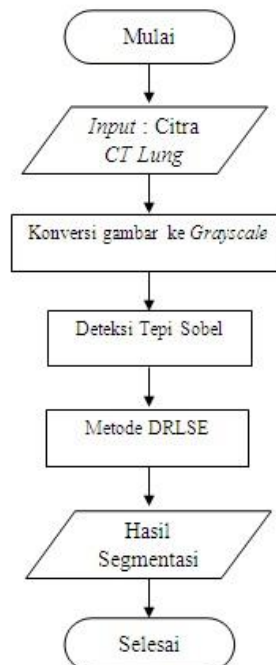
Gambar 2.8 Kurva ROC, plot dari TPR sebagai sumbu y dan FPR sebagai sumbu x
 Kerangka Penelitian

III METODE PENELITIAN

3.1 Tahapan Penelitian

3.2 Rancangan sistem

Sistem yang dibangun meliputi langkah-langkah ini di jelaskan dalam gambar 3.1. Langkah-langkah tersebut adalah deteksi citra ct scan *lung* menggunakan deteksi tepi Sobel dan *Distance Regularized Level Set Evolution (DRLSE)*



Gambar 3.1 Desain Sistem secara umum

Pada gambar 3.1 desain sistem secara umum dijelaskan bahwa pertama kita akan menginputkan ct scan lung yang kita ambil dari dataset NBIA. Citra yang diinputkan adalah citra

digital, berupa gambar ct scan lung dengan format jpeg (*.jpg), kemudian citra tersebut dirubah menjadi *grayscale*, sehingga tidak ada lagi citra warna tetapi hanya ada warna keabuan.

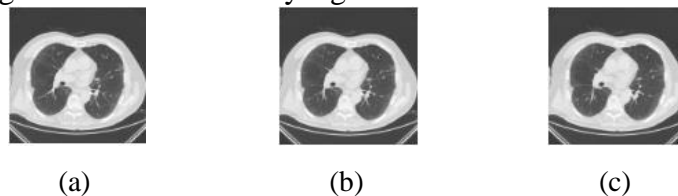
Proses selanjutnya citra ct scan lung akan di proses dengan menggunakan metode deteksi tepi Sobel, dimana metode ini mampu memperjelas perbedaan rentang *grayscale* satu piksel terhadap piksel tetangganya.

Setelah dilakukan proses deteksi tepi sobel, selanjutnya citra ct scan lung akan diproses dengan menggunakan metode *Distance Regularized Level Set Evolution* (DRLSE), yang mana proses metode DRLSE merupakan metode pengembangan dari metode Level Set. Metode DRLSE diperkenalkan untuk dapat menutupi kekurangan dari metode Level Set ketika melakukan segmentasi. Pada metode *Distance Regularization Level Set Evolution* digunakan untuk mempercepat segmentasi citra medis.

Kemudian output citra ct scan lung yang sudah tersegmentasi menggunakan metode deteksi tepi sobel dan metode *Distance Regularization Level Set Evolution* (DRLSE).

3.3 Input citra CT Scan Lung

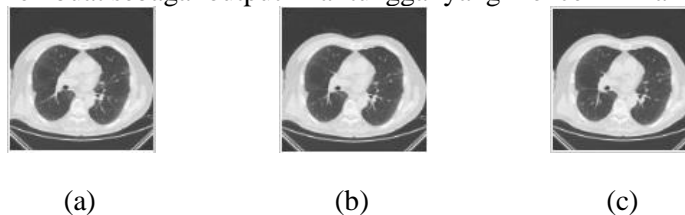
Pada penelitian ini, data yang digunakan adalah 15 citra ct scan lung dari Database NBIA yang diambil dari <http://imaging.nci.nih.gov/>. Dalam gambar 3.2 terdapat 6 contoh citra ct scan lung dari database NBIA yang disediakan.



Gambar 3.2. Contoh gambar pada dataset NBIA

3.4 Konversi gambar ke grayscale

Gambar yang diperoleh adalah gambar dalam warna RGB. Hal ini diubah menjadi skala abu-abu karena hanya membawa informasi intensitas yang mudah untuk memproses bukannya pengolahan tiga komponen R (*Red*), G (*Green*), B (*Blue*). Untuk mengambil nilai-nilai RGB untuk setiap pixel dan membuat sebagai output nilai tunggal yang mencerminkan kecerahan pixel itu.

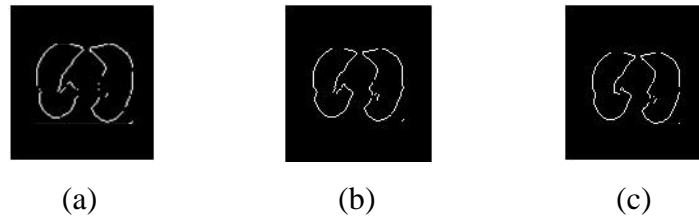


Gambar 3.3 Hasil citra grayscale

3.5 Deteksi Tepi Sobel

Deteksi tepi (*Edge Detection*) pada suatu citra adalah suatu proses yang menghasilkan tepi-tepi dari suatu objek citra, dan tujuan pendeteksian tepi adalah untuk meningkatkan penampakan garis batas suatu daerah atau objek di dalam citra.

Proses deteksi tepi citra dilakukan dengan mencari lokasi-lokasi intensitas pixel-pixel yang discontinue dengan intensitas pixel-pixel yang berdekatan (bertetangga). Suatu titik (x,y) dikatakan sebagai tepi (*edge*) dari suatu citra, bila titik tersebut mempunyai perbedaan yang tinggi dengan tetangganya.

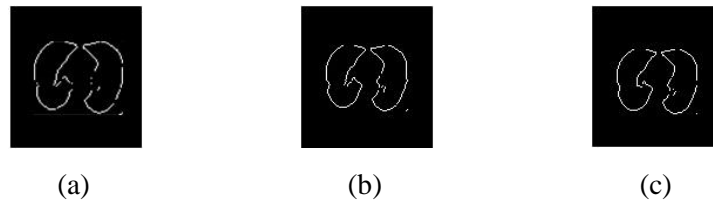


Gambar 3.4. Hasil citra deteksi tepi sobel

3.6 Metode DRLSE

DRLSE merupakan pengembangan dari metode *Level Set*. Dengan menggunakan *distance regularization*, metode DRLSE menghilangkan inisialisasi ulang nilai fungsi level set sehingga tidak menimbulkan kesalahan perhitungan pada evolusi level set.

Metode DRLSE tidak membutuhkan reinitialization jadi waktu komputasi dapat lebih cepat dari pada metode *Level Set*. Tetapi jika gambar medis memiliki ukuran yang besar, maka waktu yang di butuhkan untuk komputasi lebih lama untuk memproses.



Gambar 3.5. Hasil Citra DRLSE

IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Lingkungan Uji Coba



Untuk uji coba pada penelitian ini, spesifikasi dari perangkat keras yang digunakan dalam implementasi perangkat lunak terdiri dari prosesor berjenis Intel dual core, memori berkapasitas 4 GB dan kapasitas harddisk sebesar 500 GB. Sedangkan untuk spesifikasi perangkat lunak yang digunakan dalam implementasi perangkat lunak yakni Microsoft Word 2007, Microsoft Power Point 2007, Microsoft Excel 2007, serta Matlab R2014a.

4.2 Data Uji Coba

Pada penelitian ini, data yang digunakan adalah 15 citra *ct scan lung* dari database NBIA yang diambil dari <http://imaging.nci.nih.gov/>. Komposisi dalam database ini terdiri dari 15 citra *ct scan lung*. Masing-masing citra dilengkapi dengan citra *groundtruth* hasil segmentasi manual Untuk 15 citra secara lengkap disajikan dalam Lampiran 1 beserta akurasi.

4.3 Tahap Uji Coba

Pada tahap ini, akan dilakukan uji coba terhadap sistem yang telah dikerjakan. Pengukuran kinerja dalam uji coba ini menggunakan akurasi, waktu komputasi dan nilai *Area Under Curve* (AUC) dari kurva *Relative Operating Character* (ROC). Kurva ROC adalah kurva yang memetakan antara *True Positive Rate* (TPR) dan *False Positive Rate* (FPR) dalam sebuah sumbu koordinat yang didapatkan dari hasil proses segmentasi.



No	Citra Asli	Citra Ground Truth
1.		

Gambar 4.1 Citra ct scan lung dan groundtruth dari dataset NBIA

4.4 Uji Coba

4.4.1 Citra Grayscale



Pada bagian ini dilakukan ujicoba segmentasi citra grayscale dengan input citra ct scan lung proses ini dilakukan pada 15 citra ct scan lung

No	Input Citra	Citra Grayscale
1.		

Gambar 4.2 Input citra *ct scan lung* (kiri) dan hasil citra *grayscale* (kanan)

4.4.2 Citra Deteksi Sobel


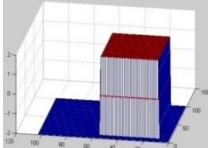
Pada tahap ini setelah citra ct scan lung melalui proses grayscale kemudian diproses menggunakan deteksi tepi *sobel*.

No	Citra Grayscale	Citra Deteksi Sobel
1.		

Gambar 4.3. Hasil citra grayscale (kiri) dan hasil deteksi sobel (kanan)

4.4.3 Inisial Fungsi Level Set

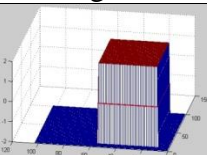
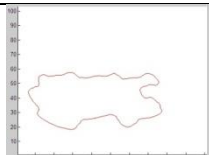
Pada proses ini bertujuan untuk menentukan titik awal Fungsi Level Set sebelum melakukan metode DRLSE.

No	Citra Deteksi Sobel	Inisial Fungsi Level Set
1.		

Gambar 4.4 Hasil deteksi sobel (kiri) dan hasil proses inisial fungsi level set (kanan)

4.4.4. Inisialisasi Zero Level Contour

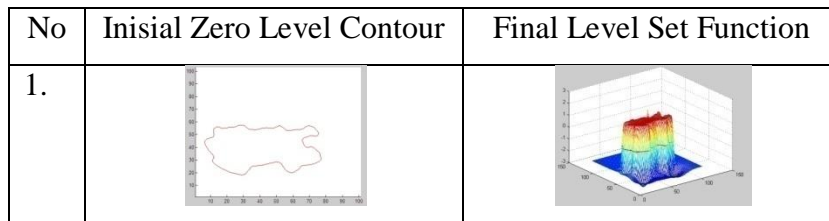
Pada tahap ini, menunjukkan proses garis yang berada di luar yang akan menghasilkan final zero level contour yang masing – masing menghasilkan 205 iterasi (perulangan).

No	Inisial Fungsi Level Set	Inisial Zero Level Contour
1.		

Gambar 4.5. Hasil proses inisial fungsi level set (kiri) dan proses inisialisasi zero level contour (kanan)

4.4.5. Final Level Set Function

Setelah melakukan proses final zero level contour, akan menghasilkan proses final fungsi level set, yang mana pada proses ini akan menampilkan kumpulan permukaan yang telah di dapatkan dari proses final zero level contour.



Gambar 4.6. Hasil proses inisial zero level contour (kiri) dan proses final level set fuction (kanan)

4.5 Perhitungan Akurasi Menggunakan ROC

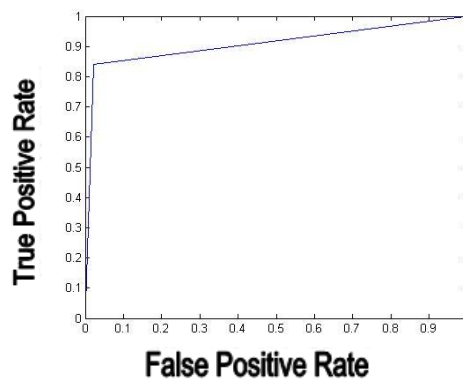
Dari hasil uji coba mulai input citra pada gambar 4.2 sampai hasil akhir segmentasi menggunakan proses *final level set function* pada gambar 4.6. Selanjutnya dilakukan proses perhitungan akurasi menggunakan ROC dimana setelah didapatkan hasil akhir citra segmentasi, kemudian dihitung TPR dan FPR dengan cara membandingkannya dengan citra ground truth.

TPR dan FPR yang didapatkan diplotting kedalam kurva ROC



Gambar 4.7 Citra hasil akhir segmentasi (kiri) dan citra groudtrurth (kanan)

Pada citra no 1 ini TPR yang didapatkan sebesar 82.00% dan FPR sebesar 2.00% dengan nilai AUC 86.00%.



Gambar 4.8 Kurva ROC dari citra hasil segmentasi citra no 1

Hasil akurasi dan nilai AUC dari uji coba pada 15 citra ct scan lung disajikan dalam Tabel.

4.1.

Tabel. 4.1 Hasil akurasi dan nilai AUC segmentasi yang diusulkan.

NO	CITRA	TPR (%)	FPR (%)	AKURASI (%)	AUC (%)	WAKTU (S)
1	101	82.00	2.00	90.12	86.00	3.2

2	102	83.09	3.03	91.17	92.11	3.4
3	103	85.30	3.07	90.01	90.12	3.4
4	104	83.06	2.03	90.56	86.17	3.4
5	105	82.21	2.03	89.66	87.09	3.3
6	106	81.99	2.10	86.53	89.67	3.4
7	107	79.92	3.22	85.74	85.35	3.4
8	108	80.45	3.12	90.11	88.66	3.3
9	109	80.60	2.13	90.15	88.73	3.2
10	110	80.92	2.20	91.40	89.86	3.3
11	111	79.11	3.17	93.44	87.97	3.4
12	112	88.79	2.34	93.50	89.19	3.3
13	113	82.14	2.17	92.49	88.99	3.4
14	114	78.05	2.12	84.32	85.88	3.4
15	115	84.19	2.09	92.29	86.94	3.6
RATA – RATA				89.42916667	88.4007143	3.36

4.6 Pembahasan Hasil Pengujian

Bagian ini membahas hasil pengujian dari metode yang diusulkan yaitu segmentasi menggunakan deteksi tepi sobel dan metode distance regularized level set evolution. Untuk proses pengujian, hasil berupa akurasi dan nilai AUC dapat diperhatikan pada Tabel 4.1 nilai akurasi tertinggi mencapai 93,50%. dan terendah mencapai 84.32%, nilai AUC tertinggi mencapai 92.11% dan terendah mencapai 85.35% dengan waktu eksekusi rata-rata 3.3 detik

4.7 Pembahasan Listing Interface dan program

Pada bagian ini membahas tentang listing interface dan program untuk melakukan segmentasi menggunakan metode deteksi tepi sobel dan metode *distance regularized level set evolution* seperti gambar di bawah ini:



Gambar 4.23 Tampilan menu utama



Gambar 4.24 Pemilihan citra ct scan lung



Gambar 4.25 Tampilan setelah pilih citra ct scan lung



Gambar 4.27 Proses final zero level contour



Gambar 4.28 Tampilan proses segmentasi



Gambar 4.30 Tampilan tombol save



Gambar 4.32 Tampilan tombol delete



Gambar 4.34 Tampilan tombol keluar

V. PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Pada sub-bab ini dipaparkan kesimpulan yang dapat diambil berdasarkan hasil percobaan dan analisa penelitian yang dilakukan terhadap metode yang diusulkan. Kesimpulan tersebut adalah sebagai berikut:

1. Deteksi tepi sobel dan metode distance regularized level set evolution mampu melakukan segmentasi citra ct scan lung dengan baik, yaitu dengan akurasi rata-rata 89.42 % dan Area Under Curve (AUC) rata-rata 88.40 % dengan waktu eksekusi rata-rata 3.3 detik.
2. Dari uji coba sebanyak 15 citra ct scan lung normal akurasi terbaik dihasilkan pada citra ct scan lung No 12 mencapai 93.50% dengan waktu eksekusi 3.3 detik. Sedangkan akurasi terendah dihasilkan pada citra ct scan lung No 14 mencapai 84.32% dengan waktu eksekusi 3.4 detik.
3. Perbedaan citra terbaik dan terendah seperti pada kesimpulan nomer 2 dipengaruhi oleh kontras citra dan filtrasi tiap gradient citra yang dihasilkan untuk melakukan proses segmentasi

5.2 Saran

Berdasarkan hasil yang didapatkan dari penelitian ini, ada beberapa saran yang berguna untuk penelitian-penelitian mendatang, yaitu :

1. Perlu adanya penambahan metode perbaikan citra untuk mendapatkan akurasi yang lebih baik lagi.
2. Perlu adanya pre-processing untuk mendapatkan hasil segmentasi yang lebih baik lagi

DAFTAR PUSTAKA

- Ainatul, M., & Agus, H., . (2011). Metode Segmentasi Paru-paru dan Jantung Pada Citra XRay Thorax. 6-8.
- Candemir S, Jaeger S, dkk. (2014). Lung Segmentation in Chest Radiographs Using Anatomical Atlases With Nonrigid Registration.
- Christine Wulandari, Esti Suryani, dkk. (2014). Segmentasi Citra Menggunakan Haar Wavelet Untuk Deteksi Penyakit TBC Dari Citra Bernoise. *jurnal ITSMART* .
- I Made, O. W., dkk. (2015). Preprocessing pada Segmentasi Citra Paru-Paru dan Jantung Menggunakan Anisotropic Diffusion Filter. *Teknologi Elektro* , 1-2.
- Julius Santony. (2014). Segmentsi citra x-ray thorax penderita tuberkulosis berbasis kulstering dengan metode fuzzy c-means.

- kaur, G. k. (2013). Review on Recent Image Segmentation Techniques. *International Journal on Computer Science and Engineering (IJCSSE)* , 109-112.
- Kemendes RI. (2016). Profil Kesehatan Indonesia Tahun 2015. *Jakarta: Kementerian Kesehatan RI* .
- Kusban dan Listiyani. (2013). Penerapan Metode Low Pass Filter(Lpf) Untuk Mengurangi Derau Pada Citra Magnetic Resonance Imaging(Mri).
- Listiyani, Wedianto, dkk. (2016). Penerapan Metode Low Pass Filter(Lpf) Untuk Mengurangi Derau Pada Citra Magnetic Resonance Imaging(Mri). 11-12.
- Makandar dkk. (2014). Penerapan Metode Low Pass Filter(Lpf) Untuk Mengurangi Derau Pada Citra Magnetic Resonance Imaging(Mri). 12.
- Masfran, Ananda, dkk. (2012). Segmentasi Tepi Citra CT Scan Paru-paru Menggunakan Metode Chain Code dan Operasi Morfologi . *jurnal teknik informatika* .
- Mokhammad Amin Hariyadi. (2017). Segmentasi paru-paru pada citra x-ray thorax menggunakan Distance Regularized Level Set Evolution (DRLSE). *jurnal ilmu komputer dan teknologi informasi*
- Muhimmatul Khoiro & M.Arief Bustomi. (2014). Analisa pengaruh proses segmentasi citra terhadap klasifikasi citra rontgen paru-paru dengan JST Backpropagation. *Jurnal Sains Dan Seni Pomits* .
- Novita Rahmawati, Yuli Kusumawati, dkk. (2016). Faktor Yang Berhubungan Dengan Ketidakberhasilan Pengobatan Tuberkulosis Usai Produktif Balai Besar Kesehatan Paru Masyarakat (Bbkpm) Surakarta Tahun 2015. 5-6.
- Paolo Sonego, Andras Kocsor and Sandor Pongor. (2008). ROC analysis: applications to the classification of biological sequences and 3D structures. *Briefings In Bioinformatics* .
- Pradityo Utomo, Wiharto, dkk. (2012). Sistem Diagnosa Penyakit Paru Berdasarkan Foto Rontgen Dengan Pendekatan Fuzzy Learning Vector Quantization. *jurnal ITSMART* .
- Reni, R., & Kurnia, R., . (2016). Klasifikasi Penyakit Paru Berdasarkan Citra Rontgen Dengan Metoda Segmentasi Sobel. *Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Andalas* , 1-2.
- Saitem, Kusworo, dkk. (2016). Analisa citra ct scan kanker paru berdasarkan ciri tekstur gray level co-occurrence matrix dan ciri morfologi menggunakan jaringan syaraf tiruan propagasi . *Youngster Physics Journal* , 417-424.
- Saksono, Hanung Tyas dkk. (2010). Pendeteksian Kanker Paru-paru dengan menggunakan Transformasi Wavelet dan Metode Linear Discriminant Analysis.
- Syafitri, A., Ananda & Wawan, Y., . (2011). Segmentasi Bronchus Dan Bronchiolus Pada Citra Ctscan Paru-Paru Menggunakan Watershed Filter. 4-5.
- WHO. (2015). Global Tuberculosis Report 2014. Switzerland. *Switzerland : Jakarta* .
- Yusdin G, M.A Jennah, Darsikin dkk. (2013). Panduan Tugas Akhir (SKRIPSI) dan Artikel Penelitian. *Fakultas Keguruan Dan Ilmu Pendidikan Universitas Tadulako* .