

## Metode Segmentasi Paru-paru dan Jantung Pada Citra X-Ray Thorax

Ainatul Mardhiyah\*<sup>1</sup>, Agus Harjoko<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang

<sup>2</sup>Jurusan Ilmu Komputer dan Elektronika, FMIPA UGM, Yogyakarta

e-mail: \*[ainadimana@gmail.com](mailto:ainadimana@gmail.com), [agusharjoko@ugm.ac.id](mailto:agusharjoko@ugm.ac.id)

### Abstrak

Segmentasi citra merupakan salah satu tahapan dalam pengolahan citra yang penting, terutama dalam dunia medis. Apabila seorang dokter atau ahli radiologi salah dalam melakukan proses pembacaan citra maka akan berpengaruh terhadap diagnosa suatu penyakit.

Penelitian ini, menggunakan citra x-ray thorax dengan format grayscale dan ukuran 256x256, agar segmentasi berjalan dengan maksimal dilakukan proses awal (preprocessing) menggunakan metode Gaussian Lowpass Filter. Selanjutnya citra hasil preprocessing dikelompokkan menggunakan metode K-Means Clustering dimana pengelompokan tersebut dilakukan berdasarkan perbedaan nilai piksel pada citra. Hasil dari pengelompokan tersebut membentuk objek paru-paru. Selanjutnya dilakukan segmentasi dengan menggunakan metode Geometric Active Contour. Pada metode ini, kurva akan mengempis atau mengembang sesuai dengan bentuk tepi luar dari paru-paru. Segmentasi jantung menggunakan metode template matching dikarenakan dengan menggunakan K-means Clustering dengan  $K = 2$ , objek jantung belum bisa tersegmentasi.

Ujicoba sistem dilakukan dengan metode ROC (Receiver Operating Characteristic), dari 40 data citra x-ray thorax menggunakan metode k-means clustering untuk  $K=2$  dan Geometric Active Contour sistem dapat mensegmentasi paru-paru kiri dengan prosentase akurasi 90.03%, sensitifitas 62.05%, dan spesifitas 94.62%. Paru-paru kanan dengan prosentase akurasi 88.35%, sensitifitas 63.71%, dan spesifitas 93.48%. Segmentasi jantung dengan template matching didapatkan presentase akurasi 94.33%, sensitifitas 64.65%, dan spesifitas 98.13%.

**Kata kunci**— segmentasi citra, x-ray thorax, k-means clustering, geometric active contour, template matching

### Abstract

Image segmentation is an important technology for image processing, especially in the medical world. If a doctor or radiologist doing wrong in the process of reading the image it will affect the diagnosis of a disease.

This research uses x-ray thorax in grayscale and 256x256 pixel. In order to maximum image segmentation is necessary to start the process (preprocessing) using Gaussian Lowpass Filter method. Further image preprocessing results are grouped using K-Means Clustering method in which the grouping based on the difference in image pixel values. Furthermore, segmentation using Geometric Active Contour method. In this method, the curve will deflate into accordance with the form the lung edge. Heart segmentation using template method because k-means clustering with  $K = 2$  cannot segment it.

Tests performed using method of system ROC (Receiver Operating Characteristic), from 40 x-ray image using k-means clustering with  $K = 2$  and Geometric active contour system can segment the left lung, with a percentage accuracy of 90.03%, sensitivity 62.05%, and spesifity 94.62%. Right lung, with a percentage accuracy of 8.35%, sensitivity 63.71%, and

*spesifity 93.48%. Heart segmentation using template matching system can segment the heart, accuracy 94.33%, sensitivity 64.55%, and spesifity 98.13%.*

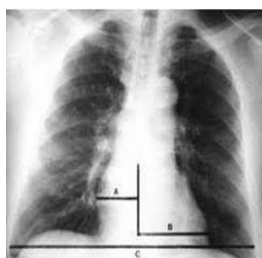
**Keywords**—*image segmentation, x-ray thorax, k-means clustering, geometric active contour, template matching*

## 1. PENDAHULUAN

Rongga *thorax* merupakan struktur tubuh yang sangat penting berkaitan dengan fungsi pernapasan serta melindungi struktur organ-organ penting di dalamnya. Dalam dunia medis, salah satu cara untuk melihat ketidaknormalan atau penyakit dalam rongga *thorax* didasarkan pada gejala klinis dan pemeriksaan *X-ray thorax* [1]. Selain *X-ray*, gambar *thorax* dapat diperoleh dari CT Scan (*Computerized Axial Tomography*), dan MRI (*Magnetic Resonance Imaging*). CT Scan dan MRI dapat menghasilkan informasi yang akurat tetapi untuk melakukannya membutuhkan biaya yang mahal. Berbeda dengan *X-ray* yang biayanya lebih terjangkau.

Pendeteksian dini terhadap ketidaknormalan suatu organ sangat diperlukan karena dengan diketahuinya penyebab awal suatu penyakit maka proses perawatan yang sesuai akan lebih mudah dilakukan. Untuk mengetahui ketidaknormalan organ-organ pada rongga dada diperlukan analisis dan interpretasi yang akurat. Oleh karena itu, pendeteksian manual terhadap organ dalam rongga dada sulit dilakukan karena pada setiap citra medik memiliki sejumlah *noise* berupa ciri citra medik yang tidak diinginkan tampil dan menurunkan *visibilitas* obyek dan struktur tertentu [2].

Beberapa ketidaknormalan organ di *thorax* ditandai oleh perbedaan bentuk organ dengan ukuran normal. Salah satu metode yang digunakan untuk mendeteksi ketidaknormalan organ *thorax*, yaitu jantung adalah dengan menghitung rasio jarak antara garis median dengan dinding kanan terjauh jantung (A) ditambah dengan jarak antara garis median dengan dinding kiri terjauh jantung (B) dibagi dengan jarak titik terluar bayangan paru kanan dan kiri (C), seperti yang terlihat pada Gambar 1 nilai rasio ini dikenal dengan *cardio thoracic ratio* (CTR) dengan rumus  $CTR = (A+B) / C$  [3]. Gambar 1 menunjukkan contoh pengukuran ketidaknormalan pada organ jantung, yaitu digunakan untuk mengetahui pembesaran jantung (*cardiomegally*). Pada orang dewasa, nilai CTR (*Cardiothoracic Ratio*) yang lebih besar dari 0,5 (50%) mengindikasikan terjadinya pembesaran jantung, meskipun masih ada variabel lain seperti bentuk rongga dada yang harus diperhitungkan. Sedangkan pada bayi yang baru lahir, nilai CTR 66% adalah nilai batas normal [2].



Gambar 1 Foto X-Ray Thorax dan garis yang menunjukkan nilai diameter untuk perhitungan CTR [3]

*X-ray thorax* dapat digunakan untuk mengukur pembesaran jantung seorang pasien, dengan berdasarkan perhitungan nilai CTR. Tetapi, citra *X-ray thorax* masih terpengaruh oleh tumpang tindih bagian objek yang tidak menjadi perhatian misalnya tulang punggung. Seorang dokter ataupun radiolog pada umumnya melakukan perhitungan nilai CTR secara subyektif,

sehingga antara satu dokter dengan dokter yang lain terkadang mengalami perbedaan dalam menganalisa hasil.

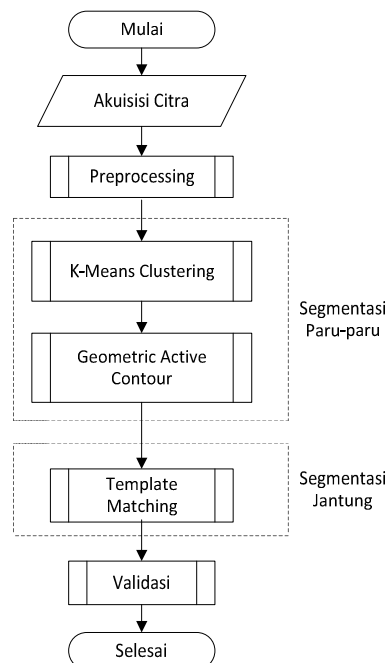
Untuk mengatasi permasalahan tersebut, diperlukan suatu teknologi yang dapat menampilkan dengan jelas informasi sesuai kebutuhan, salah satu caranya adalah dengan pengolahan citra digital. Dari beberapa tahap pengolahan citra digital, proses segmentasi merupakan tahap yang paling penting untuk pendiagnosaan suatu penyakit. Segmentasi yang efektif akan memperbesar kemungkinan didapatkannya hasil diagnosa yang baik [4].

Penelitian sebelumnya [5], melakukan proses segmentasi paru-paru dengan menggunakan metode *geometric active contour* klasik dikarenakan metode tersebut dapat melakukan segmentasi pada topologi yang berbeda, objek dengan tepi yang kurang tajam, dan segmentasi pada garis serta kurva yang tidak tertutup. Kelemahannya, kurva berhenti berdasarkan nilai gradient gambar jika gambar memiliki intensitas yang sama dengan tepi seperti jantung, maka kurva akan sulit berhenti atau melebihi batas. Disamping itu, inisialisasi awal sangat berpengaruh terhadap hasil segmentasi. Semakin jauh inisialisasi awal dari objek maka iterasi semakin banyak.

Penelitian ini, melakukan proses segmentasi paru-paru dan jantung. Pada segmentasi jantung menambahkan metode *k-means clustering* dikarenakan metode tersebut merupakan metode clustering sederhana yang dapat mengelompokkan piksel citra sesuai dengan nilai rata-rata piksel pada gambar, diharapkan dapat mengatasi tepi yang kurang jelas dan mempercepat proses iterasi. Metode *geometric active contour* yang digunakan adalah *chan vese* karena secara teori *chan vese* dapat menjamin kecepatan, kehandalan, dan akurasi sitra medis yang memiliki tepi kurang jelas (kabur). Sedangkan segmentasi jantung menggunakan *template matching*.

## 2. METODE PENELITIAN

Diagram dari metode yang digunakan untuk melakukan segmentasi paru-paru dan jantung ditunjukkan pada Gambar 2.



Gambar 2 Diagram alir sistem secara umum

### 2.1 Akuisisi Citra

Penelitian ini membutuhkan bahan berupa data citra. Citra yang digunakan adalah citra x-ray thorax dalam bentuk file gambar dengan format *Joint Photographic Experts Group* (\*.jpeg) yang didapat dari database public, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.



Gambar 3 Salah satu contoh data citra x-ray thorax

Data citra tersebut diperoleh dari database public, yang tersimpan berupa file jpeg. Dalam penelitian ini, citra yang diolah adalah citra grayscale dengan 256 tingkat keabuan dan memiliki ukuran 256 x 256 piksel.

### 2.2 Preprocessing

Dalam tahap *preprocessing* input citra asli yang berupa citra grayscale, dilakukan proses normalisasi dan perbaikan citra. Citra hasil akuisisi mempunyai ukuran (x,y) yang beraneka ragam, maka perlu dilakukan normalisasi ukuran citra menjadi berukuran 256x256 piksel. Proses perbaikan citra dalam penelitian ini menggunakan metode *Gaussian Lowpass Filter* karena metode tersebut dapat mengaburkan bagian tulang, mereduksi noise, dan menghubungkan celah kecil yang memisahkan garis/kurva. Dengan preprocessing, adanya bayang-bayang tulang tidak mempengaruhi proses segmentasi yang dilakukan.

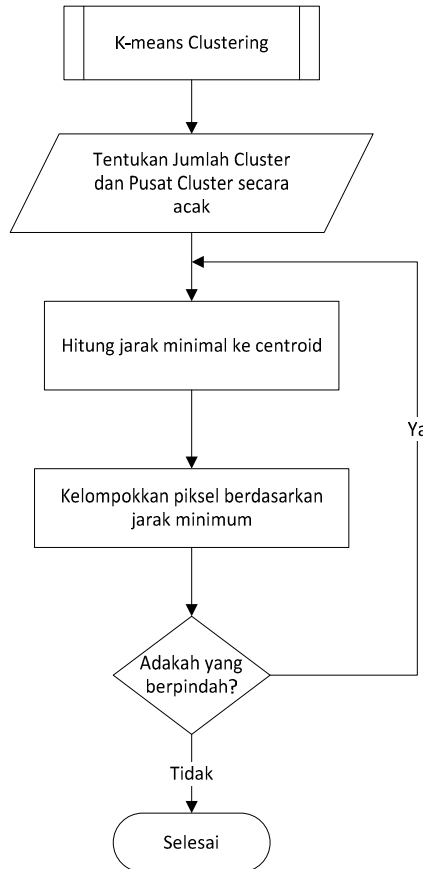
Pengolahan citra digital yang merupakan bidang dua dimensi, zero mean gaussian yang digunakan juga harus dalam dua dimensi, sehingga sama-sama mengandung dua variabel bebas. Zero mean gaussian dengan dua variabel untuk bidang dinyatakan dalam persamaan (1) dalam bentuk persamaan dengan dua variabel bebas yang bersifat diskrit

(1)

Persamaan (1) digunakan sebagai formula untuk menghitung atau menentukan nilai-nilai setiap elemen dalam filter penghalus gaussian yang akan dibentuk.  $D(u,v)$  adalah jarak dari titik (u,v) ke pusat filter. Apabila  $H(u,v) = \frac{1}{D(u,v)}$ , filter akan turun hingga 0,607 dari nilai maksimum [6].

### 2.3 K-Means Clustering

Gambar 4 menunjukkan diagram alir proses segmentasi dengan menggunakan K-means Clustering. Pada proses segmentasi dengan menggunakan *K-Means Clustering*, langkah pertama menentukan jumlah cluster K pada citra hasil *preprocessing* dan menghitung nilai centroid secara acak. Selanjutnya menghitung jarak piksel ke centroid dan mengelompokkan piksel berdasarkan jarak terdekat, yaitu dengan mengurangi nilai piksel citra dengan centroid. Setelah nilai piksel gambar berkelompok sesuai jarak terdekatnya, hitung kembali centroid sebagai centroid baru dan kelompokkan kembali piksel sesuai dengan centroid baru tersebut. Apabila masih terdapat piksel yang berpindah kelompok maka dilakukan penentuan centroid baru, tetapi jika sudah tidak ada nilai piksel yang berpindah kelompok maka proses clustering berakhir.



Gambar 4 Diagram alir proses k-means clustering

#### 2.4 Geometric Active Contour

*Geometric active contour* merupakan metode *active contour* berdasarkan teori evolusi kurva dan metode level set. *Chan Vese* merupakan model dari *geometric active contour* yang populer, dikarenakan memiliki kelebihan antara lain: dapat mendeteksi garis dan kurva yang tidak tertutup dan dapat mendeteksi objek dengan intensitas yang berbeda [7].

Chan Vese diformulakan dengan melakukan minimisasi terhadap fungsi energi. Fungsi energi tersebut pada persamaan (2)

$$\begin{aligned}
 F(c_1, c_2, C) = & \mu \cdot \text{Length}(C) + v \cdot \text{Area}(\text{inside}(C)) \\
 & + \lambda_1 \int_{\text{inside}(C)} |u_0(x, y) - c_1|^2 dx dy \\
 & + \lambda_2 \int_{\text{outside}(C)} |u_0(x, y) - c_2|^2 dx dy
 \end{aligned} \tag{2}$$

Dimana,  $\mu$  merupakan parameter untuk menentukan evolusi persamaan (3),  $C$  merupakan kontur,  $c_1$  adalah intensitas pada inside kontur,  $c_2$  adalah intensitas pada outside kontur,  $u_0$  adalah citra masukan,  $\lambda_1$  dan  $\lambda_2$  merupakan parameter untuk mengatur intensitas inside  $c_1$  dan outside  $c_2$ .

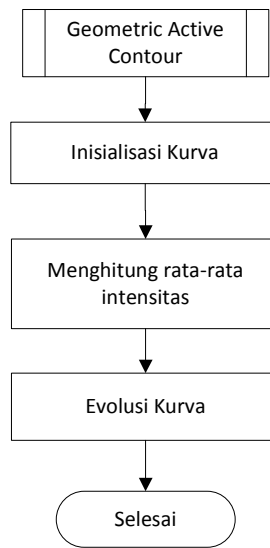
$$\mu = \begin{cases} \text{average}(\mu_0) \text{ inside } C \\ \text{average}(\mu_0) \text{ outside } C \end{cases} \tag{3}$$

Apabila dituliskan dalam fungsi level set menggunakan fungsi Heaviside  $H(\phi)$  dan fungsi Dirac  $\delta(\phi)$ , fungsi energi pada persamaan (2) menjadi persamaan (4)

$$\begin{aligned}
 F(c_1, c_2, \phi) = & \mu \int_{\Omega} \delta(\phi(x, y)) |\nabla \phi(x, y)| \, dx dy + \nu \int_{\Omega} H(\phi(x, y)) \, dx dy \\
 & + \lambda_1 \int_{\Omega} |\mu_0(x, y) - c_1|^2 H(\phi(x, y)) \, dx dy \\
 & + \lambda_2 \int_{\Omega} |\mu_0(x, y) - c_2|^2 (1 - H(\phi(x, y))) \, dx dy
 \end{aligned} \tag{4}$$

Perhitungan untuk mencari rata-rata intensitas pada inside kontur ( $c_1$ ) dan outside kontur ( $c_2$ ) ditunjukkan pada persamaan (5)

$$c_1 = \frac{\int_{\Omega} \mu_0(x, y) H(\phi(x, y)) \, dx dy}{\int_{\Omega} H(\phi(x, y)) \, dx dy} \quad c_2 = \frac{\int_{\Omega} \mu_0(x, y) (1 - H(\phi(x, y))) \, dx dy}{\int_{\Omega} (1 - H(\phi(x, y))) \, dx dy} \tag{5}$$



Gambar 5 Diagram alir proses geometric active contour

Langkah pertama yang dilakukan adalah melakukan inisialisasi kurva, inisialisasi ini berbentuk kotak dimana kurva inilah yang dinamakan zero level set  $\phi(x, t = 0)$ . Pada proses inisialisasi ini, terdapat informasi yang digunakan untuk menghitung jarak. Proses perhitungan jarak dari suatu titik terhadap kurva inisialisasi ini bermanfaat untuk mendeteksi dimana kurva berada. Proses untuk menghitung jarak menggunakan perhitungan euclidean distance. Setelah mendapatkan nilai dari jarak maka diperiksa apakah titik tersebut berada dalam kurva atau tidak, jika nilai jarak lebih besar dari nol maka titik berada di luar kurva. Sebaliknya, jika nilai jarak lebih kecil dari nol maka titik berada di dalam kurva.

Langkah kedua menghitung intensitas rata-rata ditunjukkan pada persamaan (5) untuk mendapatkan fungsi energi persamaan (4) dan untuk mempercepat proses perhitungan dari metode Level Set. *Geometric active contour* merupakan sebuah proses minimisasi energi, dimana batasan dari obyek merupakan nilai minimum dari fungsi energi. Fungsi energi tersebut bukan hanya terdiri dari informasi mengenai tepi objek, melainkan juga berisi properti yang mengontrol pergerakan dari kurva itu sendiri.

Langkah ketiga yaitu evolusi kurva, proses evolusi menggunakan metode level set untuk menggerakkan kurva sehingga kurva dapat mengembang atau mengempis sampai memenuhi kondisi untuk berhenti.

### 2.5 Template Matching

Template matching merupakan metode yang sederhana, yaitu membandingkan nilai similaritas data uji dengan database. Nilai similaritas tersebut didapat dengan menghitung jarak dari data ke template dan membandingkan hasil jarak tersebut dengan data yang lain menggunakan *euclidean distance*. Jarak yang paling minimal dikatakan paling mirip. Metode ini merupakan pengukuran yang sering digunakan untuk menghitung kesamaan 2 vektor. Perhitungan jarak dari data ke template menggunakan *euclidean distance* dengan rumus perhitungan pada persamaan (6)

$$d_{ij} = \sqrt{\sum_{k=1}^n (x_{ik} - x_{jk})^2} \quad (6)$$

Misalkan terdapat 2 vektor ciri A = [0,3,4,5] dan B = [7,6,8,-1] maka jarak euclidean dari vektor A dan B adalah

$$d_{AB} = \sqrt{(0-7)^2 + (3-6)^2 + (4-3)^2 + (5-(-1))^2} = 9.47$$

### 2.6 ROC (Receiver Operating Characteristics)

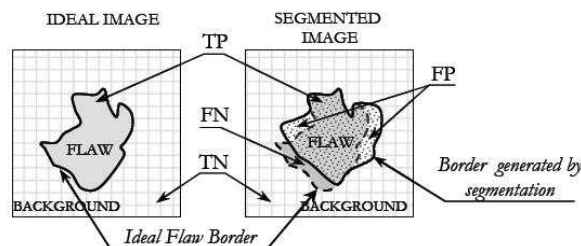
ROC (*Receiver Operating Characteristics*) merupakan suatu pengukuran dalam uji diagnostik, dalam dunia medis pengukuran tersebut digunakan untuk evaluasi tes medis, misalkan untuk membandingkan suatu alat baru dengan standar alat medis yang sudah baku. Suatu aplikasi segmentasi harus memiliki akurasi 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 [2].

$$\text{Akurasi} = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (7)$$

$$\text{Sensitifitas} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (8)$$

$$\text{Spesifitas} = \frac{TN}{TN + FP} \quad (9)$$

dimana TP adalah *true positif* (nilai kebenaran antara hasil gambar ujicoba dengan paru-paru), TN adalah *true negatif* (nilai kebenaran antara hasil gambar ujicoba dengan background), FP adalah *false positif* (nilai ketidaktepatan antara hasil gambar ujicoba dengan paru-paru), dan FN adalah *false negatif* (nilai ketidaktepatan antara hasil gambar ujicoba dengan background). Yang dihitung berdasarkan jumlah pixel yang dilingkupi. Gambar 4 menggambarkan pembagian daerah TP, TN, FN, dan FP pada citra paru-paru asli dengan citra hasil segmentasi [2].



Gambar 6 Perbedaan antara citra paru-paru asli dengan citra hasil segmentasi.

### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 3.1 Segmentasi paru-paru dengan menggunakan metode *K-means Clustering* dan *Geometric Active Contour*

Pengujian pada segmentasi paru-paru menggunakan data masukan sebanyak 40 citra. Masing-masing citra hasil segmentasi paru-paru akan dihitung nilai ketepatan dan ketidaktepatan dibandingkan dengan hasil segmentasi manual, perhitungan tersebut dijelaskan pada subbab 2.5.

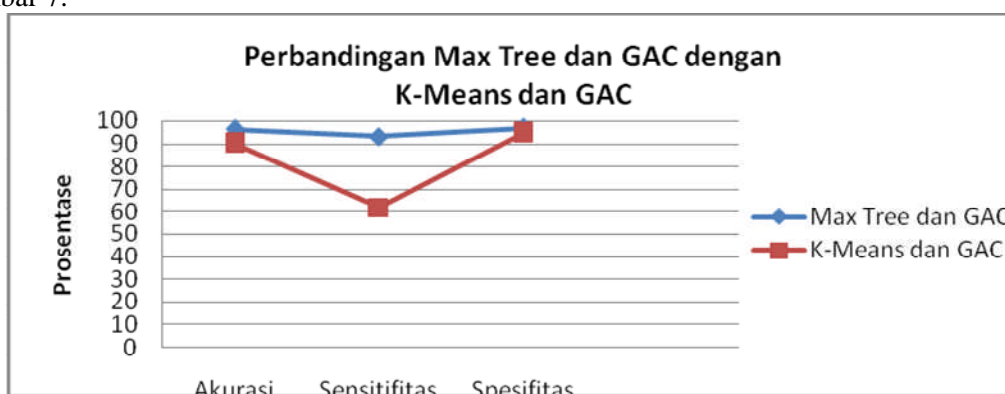
Tabel 1 Hasil perhitungan citra hasil segmentasi metode *K-means Clustering* dan *Geometric Active Contour* menggunakan ROC

| No | Nama Citra | TN    | FN   | TP   | FP   | Akurasi (%) | Sensitifitas (%) | Spesifitas (%) |
|----|------------|-------|------|------|------|-------------|------------------|----------------|
| 1. | ParuKiri   | 33267 | 2064 | 3756 | 1872 | 90.03       | 62.05            | 94.62          |
| 2. | ParuKanan  | 31774 | 2270 | 4804 | 2112 | 88.35       | 63.71            | 93.48          |

Tabel 1 merupakan informasi rata-rata hasil perhitungan ROC pada citra uji coba dengan hasil segmentasi menggunakan metode *K-means Clustering* dan *geometric active contour*. Pada Tabel 1 menunjukkan bahwa nilai spesifitas, akurasi, dan sensitifitas paru-paru kanan dan paru-paru kiri memiliki presentase yang mirip, hal tersebut dikarenakan inisialisasi awal diletakkan pada tengah citra x-ray thorax.

Penelitian sebelumnya, segmentasi paru-paru menggunakan metode Max Tree dan *Geometric Active Contour* menghasilkan presentase pada paru-paru kiri nilai akurasi 96.19%, sensitifitas 93.28%, dan spesifitas 96.79%. Segmentasi paru-paru kanan presentase nilai akurasi sebesar 95.87%, sensitifitas 93.46%, dan spesifitas 96.32%. Hal tersebut terlihat bahwa metode *K-means Clustering* dan *Geometric Active Contour* masih dibawah penelitian sebelumnya dikarenakan *K-means Clustering* dengan  $K = 2$  belum dapat membagi objek menjadi 2 bagian, yaitu paru-paru dan jantung. Disamping itu, inisialisasi awal yang dilakukan pada *Geometric Active Contour* belum otomatis. Kelebihan dari penggabungan metode ini dibanding metode sebelumnya adalah waktu yang dibutuhkan lebih cepat, pada penelitian ini menggunakan 200 iterasi objek sudah dapat tersegmentasi semua. Penelitian sebelumnya memakai iterasi 300 dan 400 objek baru dapat tersegmentasi.

Grafik perbedaan metode untuk paru-paru kiri menggunakan Max Tree dan *Geometric Active Contour* dengan *K-means Clustering* dan *Geometric Active Contour* terlihat pada Gambar 7.

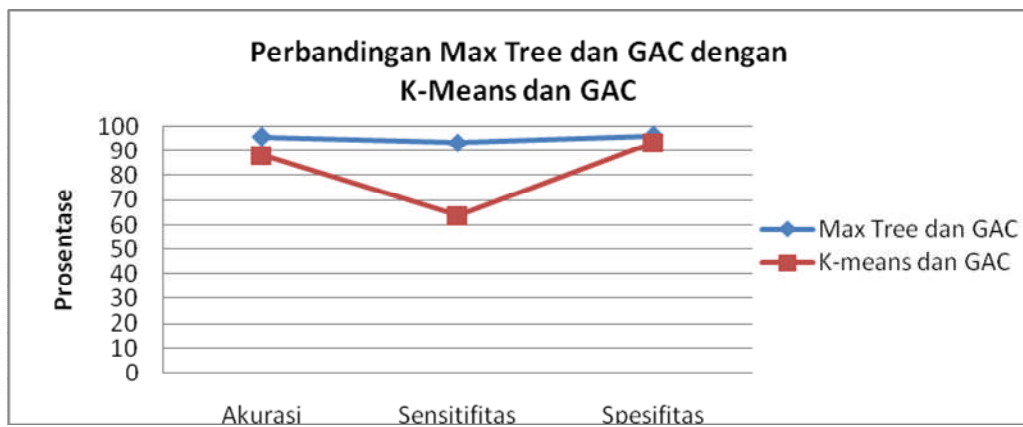


Gambar 7 Perbandingan Metode Max Tree dan Geometric Active Contur dengan K-Means dan GAC pada Paru-Paru Kiri

Sumbu x menggambarkan variabel pengukuran ROC dan sumbu y menggambarkan presentase dari hasil pengukuran tersebut. Presentase nilai akurasi dengan penelitian sebelumnya terlihat memiliki perbedaan yang tidak jauh yaitu 6.16% dan spesifitas hanya 2.17%, tetapi nilai sensitifitas memiliki perbedaan yang jauh yaitu 31.23%.



Grafik perbedaan metode untuk paru-paru kanan menggunakan Max Tree dan *Geometric Active Contour* dengan *K-means Clustering* dan *Geometric Active Contour* terlihat pada Gambar 8.



Gambar 8 Perbandingan Metode Max Tree dan GAC dengan K-means Clustering dan Geometric Active Contur pada Paru-Paru Kanan

Sumbu x menggambarkan variabel pengukuran ROC dan sumbu y menggambarkan presentase dari hasil pengukuran tersebut. Presentase nilai akurasi dengan penelitian sebelumnya terlihat memiliki perbedaan yang tidak begitu jauh yaitu 7.5% dan spesifitas hanya 2.8%, tetapi nilai sensitifitas memiliki perbedaan yang jauh yaitu 29.7%.

### 3.2 Segmentasi organ jantung dengan menggunakan Template Matching

Pengujian pada segmentasi jantung adalah melakukan pengujian dengan menggunakan data masukan sebanyak 40 citra. Citra tersebut merupakan hasil dari segmentasi jantung menggunakan metode *Template Matching*, masing-masing citra dihitung nilai *true positif*, *true negatif*, *false positif*, dan *false negatif* sehingga didapatkan presentase akurasi, sensitifitas, dan spesifitas yang telah dijelaskan pada subbab 3.5. Tabel 2 menunjukkan perhitungan menggunakan ROC, dimana pada perhitungan tersebut citra hasil segmentasi jantung menggunakan *Template Matching* dibandingkan dengan hasil segmentasi jantung secara manual yang didapat dari database. Berdasarkan 40 citra hasil segmentasi jantung, rata-rata true negatif (TN) adalah 55799, rata-rata false negatif (FN) adalah 2712, rata-rata true positif (TP) adalah 4739, rata-rata false negatif (FN) adalah 1006. Sistem memiliki kemampuan mensegmentasi organ jantung dengan presentase akurasi 94.33%, sensitifitas 64.65%, dan spesifitas 98.13%.

Tabel 2 Hasil perhitungan citra asli dengan hasil segmentasi jantung menggunakan metode Template Matching

| Citra   | TN    | FN   | TP   | FP   | Akurasi (%) | Sensitifitas (%) | Spesifitas (%) |
|---------|-------|------|------|------|-------------|------------------|----------------|
| Jantung | 55779 | 2712 | 4739 | 1006 | 94.33       | 64.65            | 98.13          |

## 4. KESIMPULAN

Dari hasil penelitian yang telah diujikan, segmentasi citra x-ray thorax dengan menggunakan metode *K-means Clustering* dan *Geometric Active Contour* dapat ditarik sejumlah kesimpulan bahwa:

1. Ujicoba sistem dilakukan dengan metode ROC (*Receiver Operating Characteristic*), dari 40 data citra x-ray thorax menggunakan metode *K-means Clustering* K=2 dan *Geometric Active Contour*, sistem dapat mensegmentasi paru-paru kiri dengan presentase akurasi

- 90.03%, sensitifitas 62.05%, dan spesifitas 94.62%. Paru-paru kanan dengan prosentase akurasi 88.35%, sensitifitas 63.71%, dan spesifitas 93.48%.
2. Pada metode *K-means Clustering*, *Geometric Active Contour* dan gabungan metode mengalami kesulitan menentukan perpotongan dalam melakukan proses segmentasi jantung, karena nilai piksel jantung pada bagian bawah dan atas sama sehingga pada penelitian ini, peneliti melakukan segmentasi dengan menggunakan *Template Matching*.
  3. Metode *Template Matching* dapat mensegmentasi jantung dengan prosesntase akurasi 94.33%, sensitifitas 64.65%, dan spesifitas 98.13%.

## 5. SARAN

Pengembangan sistem ini masih memiliki keterbatasan yang dapat dijadikan acuan untuk pengembangan di masa yang akan datang, sehingga dapat disarankan beberapa hal sebagai berikut

1. Sistem ini hanya terbatas pada segmentasi citra paru-paru dan jantung, sehingga perlu adanya pengembangan pada deteksi penyakit atau kelainan pada paru-paru dan jantung.
2. Sistem ini hanya menggunakan preprocessing metode *gaussian lowpass filter* sehingga hasil segmentasi masih jauh dari penelitian sebelumnya. Pada penelitian selanjutnya perlu dikembangkan preprocessing yang berbeda, sehingga diharapkan dapat meningkatkan hasil segmentasi objek.

## UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada kedua orang tua dan suami yang telah memberi dukungan doa dan financial terhadap penelitian ini.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Fatchoerochman, Zulqarnain, N., Kuntjoro, E., 2010, *Insidens Pneumonitis Radiasi pada Penderita Karsinoma Payudara yang Mendapat Terapi Kemoradiasi di RSSUP Dr. Kariadi*, Bagian Radiologi FK UNDIP, RSUP Dr. Kariadi Semarang, <http://ejournal.undip.ac.id/index.php/mmi/article/download/153/87>, diakses 3 Januari 2011
- [2] Lailyana, E., 2009, *Segmentasi Paru-paru pada citra X-ray menggunakan Level Set*, Tesis, Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya.
- [3] Artawijaya, A., 2010, *Sekilas Tentang CTR (Cardio Thoracic Ratio)*, <http://catatanradiograf.blogspot.com>, 26 Agustus 2010, diakses 3 Januari 2011.
- [4] Rafsyam, Y., 2008, *Metode Segmentasi Citra USG untuk Mendeteksi Kista*, Tesis, Program Studi Teknik Elektro Universitas Gajah Mada, Yogyakarta.
- [5] Hariyadi, M. A., 2010, *Lung Segmentation at Image X-ray for Detecting Cardio Thorax Ratio Using Max-Tree Filtering and Geometric Active Contour*, Journal of Mathematic and Technology, ISSN:2078-0257, No.4, October 2010.
- [6] Gonzalez, R.C., dan Woods, R.E., 2008, *Digital Image Processing Third Edition*, Prentice-Hall, Inc., New Jersey.
- [7] Chan, T., Vese, L., 2001, *Active Contour Without Edges*. IEEE Transaction on Image Processing, Vol.10, No.2, February 2001.