

## Pengembangan teknik *enhancement* dan *segmentation* untuk mendeteksi tumor dini di paru-paru

Tumpal Pandiangan<sup>1</sup>, dan Ika Bali<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Program Studi Fisika Medis, Fakultas Science, Technology, Engineering dan Mathematics, Universitas Matana, 15810, Tangerang, Indonesia

<sup>2</sup> Lembaga Penelitian, Pengembangan Ilmu, dan Kajian Teknologi, Universitas Matana, 15810, Tangerang, Indonesia

E-mail: tumpal\_pandiangan@yahoo.com

Naskah Masuk 11 Agustus 2017

Naskah Revisi 21 Agustus 2018

Naskah Terima 26 Oktober 2018

Naskah Terbit 16 November 2018

---

**Abstrak:** Pengamatan dokter radiologi secara visual pada film *x-ray* paru-paru adalah memiliki keterbatasan. Pengamatan ini dipersulit lagi dengan adanya pengaruh *noise* dari lingkungan terhadap kecerahan citra. Tujuan penelitian ini adalah menghasilkan suatu pengembangan teknik *enhancement* dan *segmentation* melalui pengolahan citra digital yang dapat mengidentifikasi, melokalisasi dan mengkarakterisasi tumor. Metode ini dapat membantu para dokter radiologi dalam mengidentifikasi paru-paru tumor dini. Tahapan pengembangan pengolahan citra tersebut yaitu: (i) Penyiapan citra *x-ray* paru-paru; (ii) Konversi format citra ke *gray scale*; (iii) Proses *enhancement* melalui empat alur: (1) domain *spatial*, (2) domain frekuensi khusus rata-rata, (3) domain *spatial* kemudian frekuensi khusus rata-rata, dan (4) domain frekuensi khusus rata-rata kemudian *spatial*; (iv) Proses *segmentation*; (v) Karakterisasi objek; dan (vi) Optimasi nilai atribut objek. Hasil penelitian menunjukkan hanya tiga alur metode yaitu: alur (1), (3) dan (4) yang dapat mengidentifikasi dan melokalisir objek tumor. Kemudian dilakukan optimasi hasil pengukuran luas objek pada ketiga alur metode tersebut, yaitu melalui perubahan nilai variabel *threshold*, variabel pembagi proses *smoothing* dan nilai variabel kontur. Berdasarkan optimalisasi luas objek, metode domain frekuensi khusus rata-rata yang dilanjutkan dengan domain *spatial* merupakan teknik yang terbaik. Penelitian ini telah berhasil mengembangkan teknik pengolahan citra digital yang dapat mengidentifikasi, melokalisir dan mengkarakterisasi tumor paru-paru.

**Abstract:** Radiologist's visual observation of lung *x-ray* films is limited. This observation is more complicated by the effect of noise from the background on image brightness. The aim of this research is to develop an *enhancement* and *segmentation* techniques through digital image processing that can identify, localize and characterize lung nodules. This method can help radiologists in identifying early lung tumors. Steps of development process for chest *x-ray* image are as follows: (i) Preparation of chest *x-ray* image; (ii) Conversion of images to *gray scale*; (iii) The *enhancement* process which is varied using four paths: (1) *spatial* domains, (2) average specific frequency domains, (3) *spatial* domains then average specific frequency, and (4) average specific frequency domains then *spatial*; (iv) Process *segmentation*; (v) Characterization of objects; and (vi) Optimization of object attribute values. The result of the study shows only three paths namely: path of (1), (3) and (4) can identify and localize the object of the tumor. Then do the optimization of the results of measurement of the object area in all three paths methods, namely by changing the value of the *threshold* variable, the variable divider *smoothing* process and the value of the contour variable. Based on the optimization of the object area, the average special frequency domain method that continued with the *spatial* domain is the best technique. This study has successfully developed digital image processing techniques that can identify, localize and characterize lung tumors.

---

**Kata kunci:** citra digital, foto rontgen, domain *spatial*, *x-ray*, filtering

**Keywords:** digital image, rontgen photo, *spatial* domain, *x-ray*, filtering

## 1. Pendahuluan

Deteksi tumor merupakan salah satu tugas yang menjadi tantangan bagi para dokter radiologi. Tumor sukar dideteksi dalam citra digital *x-ray*, karena kisaran variasi yang lebar dalam densitas, ukuran, lokasi tumor dalam area anatomi yang kompleks.<sup>1</sup> Sesungguhnya, dokter radiologi menggunakan citra dari hasil modalitas untuk analisis dan diagnosis. Dokter juga menggunakan citra secara langsung untuk diagnosis.<sup>2</sup>

Teknik ini tidak menjamin hasil kualitas tinggi. Hasil dari teknik ini kemungkinan sekali *blurring*, atau kehilangan banyak informasi citra. Dengan kualitas citra yang dihasilkan dari modalitas, membuat dokter tak dapat mendeteksi *lung nodule* (kanker paru-paru dini) karena perbedaan intensitas objek yang diamati hampir sama dengan jaringan lainnya yang tidak kena kanker. Densitas jaringan kanker paru-paru pada waktu dini masih relatif hampir sama dengan jaringan yang sehat disekitarnya.

Dalam proses pembentukan citra paru-paru dari modalitas radiologi tidak tertutup kemungkinan mengalami gangguan antara lain adanya *noise* dari peralatan dan radiasi tambahan akibat terjadinya fenomena hamburan radiasi, meskipun dalam orde dan probabilitas rendah.<sup>1</sup> Gangguan tersebut dapat mempengaruhi kualitas citra yang terbentuk. Citra yang terbentuk dengan adanya gangguan tersebut akan mempengaruhi kualitas informasi dari citra sehingga mempengaruhi ketajaman ketepatan dalam analisis dan diagnosis dokter radiologi terhadap penyakit atau kelainan pasien.

Rumusan masalah adalah bagaimana mendapatkan informasi adanya kanker paru-paru dini dari produk *x-ray* dada melalui pengolahan citra digital sehingga dapat mengidentifikasi, melokalisasi dan karaktersasi atribut objek tumor secara lebih teliti dan akurat. Agar dapat melihat adanya kanker paru-paru dini dari produk *x-ray* melalui pengamatan visual, perlu dilakukan tambahan proses dengan metoda *enhancement* dan segmentasi citra sesuai dengan keperluan analisis yang diperlukan oleh dokter.<sup>3</sup>

Keperluan analisis dalam hal ini adalah untuk tujuan identifikasi objek yang diteliti agar lebih kontras terhadap lingkungannya dan ini dinamakan proses *enhancement*. Dilakukan proses segmentasi agar batas objek dengan jaringan disekitarnya lebih jelas. Kemudian untuk menentukan jenis tumor apakah termasuk tumor *malignant* atau bukan *malignant* ditentukan oleh nilai atribut fisik dari objek tumor tersebut.<sup>4</sup>

Tujuan penelitian ini adalah menghasilkan suatu teknik *enhancement* dan *segmentation* yang dikembangkan melalui pengolahan citra digital yang dapat mengidentifikasi, melokalisir dan mengkarakterisasi tumor paru-paru.

## 2. Bahan dan Metode

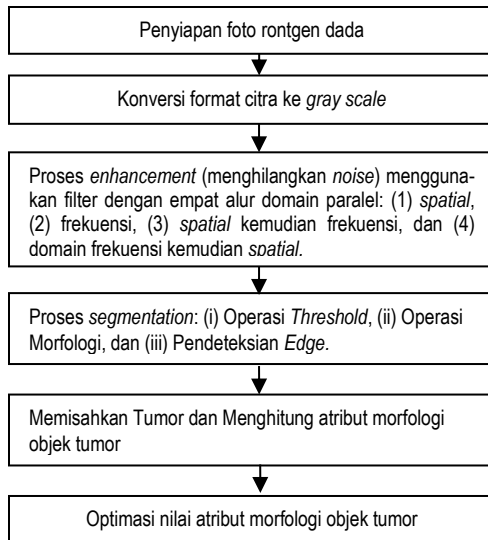
Berbagai tahapan proses pengembangan pengolahan citra foto *x-ray* dada atau paru-paru pada studi ini yaitu: (i) Penyiapan foto rontgen *x-ray* dada, (ii) Konversi format citra ke *gray scale*, (iii) Proses *enhancement* pada citra *gray scale* melalui empat alur secara paralel yaitu alur: (1) domain *spatial*, (2) domain frekuensi, (3) domain *spatial* kemudian frekuensi, dan (4) domain frekuensi kemudian *spatial*, (iv) Proses *segmentation*, (v) Karakterisasi objek, dan (vi) Optimasi nilai atribut objek melalui perubahan nilai variabel *threshold* dan variabel pembagi proses *smoothing* dan nilai variabel *contour* objek tumor. Citra ini diambil dari basis data citra digital standar, *Japanese Society Radiological Technology*. Algoritma penelitian terdapat pada Gambar 1.

Bahan penelitian adalah sebuah citra foto rontgen *x-ray* dada yang standar dengan parameter citra yaitu: ukuran matriks  $2048 \times 2048$ , ukuran piksel 0.175 mm, jumlah level *gray* 4096 (12 bit) dan telah diketahui dominan sebagai *malignant* pada bagian kanan atas paru-paru.

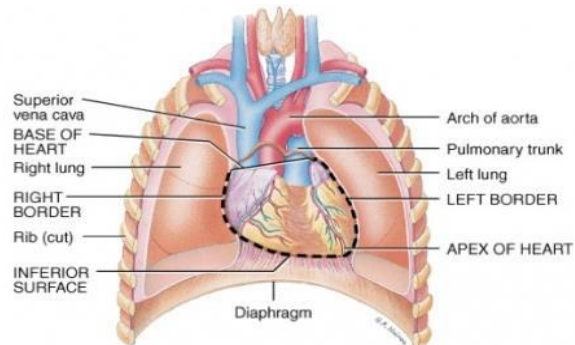
### 2.1. Input method

Foto rontgen paru-paru telah banyak digunakan untuk identifikasi tumor paru-paru.<sup>4</sup> Hasil foto rontgen yang dibuat jadi sampel sudah berupa citra digital yang siap disimpan dalam file kerja program Matlab. Pengolahan sampel dilakukan oleh program GUI Matlab.

Manusia memiliki dua paru-paru, kanan dan kiri ada dalam *thoracic cavity of chest*. Paru-paru kanan memiliki tiga lobus dan paru paru kiri memiliki dua lobus (Gambar 2).<sup>5</sup> Citra paru-paru tumor dini dapat diamati dengan adanya tambahan pengolahan citra pada objek tersebut.



**Gambar 1.** Algoritma pendeteksian tumor dini.



**Gambar 2.** Anatomi paru-paru.<sup>5</sup>

## 2.2. Citra gray scale

Dengan alasan untuk proses yang lebih mudah dan sederhana, maka sampel citra dikonversi ke dalam format *gray scale*. Dalam format ini, nilai tiap piksel adalah berasal dari sampel individu, tidak seperti format RGB yang terdiri dari tiga nilai.

## 2.3. Proses enhancement

Proses *enhancement* adalah operasi terhadap nilai-nilai piksel dalam matriks untuk tujuan spesifik. Dalam metode *enhancement* ini dilakukan berbagai teknik yaitu: (1) penyaringan domain *spatial* dengan mean filter (*averaging*), (2) penyaringan domain frekuensi khusus rata-rata, (3) penyaringan domain *spatial* yang dilanjutkan dengan penyaringan domain frekuensi, dan (4) penyaringan domain frekuensi khusus rata-rata, yang dilanjutkan dengan penyaringan domain *spatial*.

## 2.4. Penyaringan dengan domain spasial

Proses ini adalah penyaringan digital linier digunakan untuk memisahkan sejumlah *noise* dalam citra. Untuk mendeteksi sejumlah *edge* dalam citra, pertama-tama *noise* akan dihapus dari sejumlah nilai *threshold* yang kemudian pemindahan *edge* dilakukan. Penyaringan rata-rata ini dilakukan sebelum proses pendeteksian *edge*. Ciri utamanya adalah menghilangkan *noise* tanpa menghilangkan *edge*. Pada penyaringan rata-rata, setiap *output* piksel citra diatur berhubungan dengan nilai rata-rata piksel tetangga dari citra *input*. Filter rata-rata lebih sensitif terhadap nilai rata-rata dan kurang peka terhadap nilai-nilai ekstrim piksel yang membantu dalam pengurangan *noise*. Persamaan matematis proses metode ini dinyatakan dalam persamaan (1), sebagai berikut:

$$g(x, y) = \sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t) f(x + s, y + t) \quad (1)$$

## 2.5. Penyaringan dengan domain frekuensi khusus rata-rata

Penyaringan dengan domain frekuensi spesial rata-rata (*f special*) yaitu, proses yang melakukan penyaringan rata-rata dengan ukuran matriks kecil  $3 \times 3$ . Proses ini bertujuan untuk menghilangkan *noise* melalui proses rata-rata dari setiap

ukuran  $3 \times 3$  citra. Proses akan menghilangkan nilai intensitas piksel ekstrim tinggi dan rendah, sehingga menjadi nilai piksel rata-rata.

## 2.6. *Penyaringan dengan domain spasial dan frekuensi khusus rata-rata secara berurutan*

Penyaringan citra pertama-tama dilakukan dengan domain *spatial* kemudian dilanjutkan dengan domain frekuensi khusus rata-rata. Secara program Matlab yaitu:

```
b = ones(9,9) / 66;
B = imfilter(A,b);
c = fspecial('average',[3 3]);
C = imfilter(B,c);
```

## 2.7. *Penyaringan dengan frekuensi khusus rata-rata dan domain spasial secara berurutan*

Penyaringan citra pertama-tama dilakukan dengan domain frekuensi khusus rata-rata kemudian domain *spatial*. Secara program Matlab yaitu:

```
c = fspecial('average',[3 3]);
C = imfilter(B,c);
b = ones(9,9) / 66;
B = imfilter(C,b);
```

## 2.8. *Segmentasi threshold*

Segmentasi *threshold* adalah salah satu bagian yang termudah dalam metode segmentasi. Pembagian piksel tergantung pada tingkat intensitasnya. Setelah operasi ini, citra dibagi dalam 2 nilai piksel saja, 0 & 1. Citra yang mengandung struktur adalah gelap pada *background* yang terang, maka *thresholding* dapat digunakan untuk memisahkan struktur.<sup>6</sup>

## 2.9. *Operasi morphological*

Morfologi matematis adalah teknik untuk mengevaluasi struktur/gambar tersegmentasi berdasarkan fungsi acak dan lain-lain. Hal ini hanya diterapkan pada gambar digital saja. Misalnya, operasi morfologi biner yaitu untuk mengeksplorasi gambar *gray scale* tertentu dengan bentuk sederhana dan telah ditentukan sebelumnya, dan menyimpulkan bagaimana bentuk ini sesuai dengan gambar yang diberikan atau bagian gambar mana yang akan hilang akibat dari bentuknya.

Hasil segmentasi pada citra, menampakkan posisi objek yang dicari, namun perlu ditentukan batas objek dengan *background*. Untuk tujuan tersebut dilakukan proses erosi yang kemudian dilanjutkan dengan proses *dilation*.<sup>7</sup>

## 2.10. *Pendeteksian edge*

Setelah diketahui batas objek dengan *background* dengan jelas, kemudian dilakukan pendeteksian *edge* antara objek dengan *background*. Pendeteksian batas objek dilakukan dengan operator *edge Sobel*.

## 2.11. *Optimasi metode identifikasi tumor*

Telah dirancang dan diaplikasikan empat alur proses untuk identifikasi objek. Satu alur proses dari empat alur proses tidak dapat mengidentifikasi objek yang ada di citra hasil *x-ray* paru-paru sedangkan tiga alur proses lainnya dapat mengidentifikasi adanya objek atau tumor pada paru-paru. Perbedaan proses dari ketiga metode tersebut yaitu pada proses penyaringan. Pada proses jalur 1 hanya menggunakan penyaringan teknik domain *spatial*.

Pada ketiga metode di atas dilakukan optimalisasi terhadap ukuran besar objek yang diidentifikasi berdasarkan perubahan nilai variabel *threshold* dan variabel pembagi proses *smoothing*. Semua perubahan nilai variabel di atas, pada proses segmentasi masih dapat menampakkan objek yang diobservasi.

## 2.12. Pengaruh pergeseran nilai *threshold* terhadap luas objek pada nilai variabel *smoothing* tetap

Citra sebelum dalam format biner, intensitas objek tampak warna abu-abu yang agak lebih putih dibandingkan dengan warna *background*. Berarti pada citra, nilai intensitas tertinggi berwarna putih dan sebaliknya berwarna hitam adalah intensitas terendah. Ketika citra disegmentasi pada nilai *threshold* 0.86 tampak objek semakin putih dan *background* semakin gelap, yang berarti objek berada pada segmen nilai *threshold* di atas 0.86 dan *background* di bawah nilai *threshold* 0.86. Saat nilai *threshold* digeser ke arah lebih besar yaitu (0.87, 0.88 dan 0.89) pada nilai variabel *smoothing* tetap  $x=64$ , pada masing-masing nilai tersebut, proses segmentasi untuk memisahkan objek masih berhasil atau objek masih tetap dapat diamati. Kemudian dengan nilai *threshold* yang dinaikan pada 0.90, proses segmentasi tidak berhasil karena baik objek maupun *background* ada dalam satu segmen yaitu berwarna putih. Hal itu berarti ada batas tertinggi nilai *threshold* (0.89) pada nilai variabel *smoothing* tetap 0.64.

Hasil proses dengan *threshold* yang semakin tinggi membuat luas objek semakin kecil. Untuk kepentingan tertentu yaitu mendapatkan luas objek yang paling optimum, ini berarti menggunakan nilai *threshold* yang terkecil, namun masih dapat melakukan proses segmentasi dengan baik. Dalam percobaan ini nilai *threshold* yang membuat nilai luas objek optimum adalah 0.86. Apabila objek adalah tumor ganas atau kanker yang akan diangkat, maka sebaiknya luas objek yang optimum yang akan dipertimbangkan agar bagian tumor tidak tertinggal pada *background*.

## 2.13. Pengaruh pergeseran nilai variabel *smoothing* ( $x$ ) pada perubahan luas objek pada nilai *threshold* tetap

Pengaruh peningkatan nilai variabel *smoothing* ( $x$ ) pada perubahan luas objek pada nilai *threshold* tetap dapat meningkatkan luas objek, karena nilai intensitas objek lebih besar dari *background*. Dengan menggunakan nilai variabel *smoothing* minimum (0.64) dari (0.64, 0.65, 0.66) pada nilai *threshold* tetap 0.86 diperoleh luas objek terbesar karena pembagi terkecil menghasilkan nilai luas objek terbesar. Hal ini terjadi karena dengan menurunkan nilai variabel *smoothing* berarti meningkatkan intensitas baik pada objek maupun pada *background*, sehingga nilai pertambahan pada objek lebih besar dari pada *background*. Sehingga dengan alasan untuk mendapatkan luas objek yang terbesar pada proses segmentasi yang benar, berarti nilai variabel *smoothing* terkecil yaitu 0.64 dan nilai *threshold* yang optimum yaitu 0.86 yang akan diaplikasikan dalam proses menghitung luas objek.

## 2.14. Pengaruh pergeseran nilai variabel elemen struktur untuk proses erosi dan *dilation* pada perubahan luas objek pada nilai *threshold* dan variabel *smoothing* tetap

Pengaruh peningkatan nilai variabel elemen struktur pada proses erosi dan *dilation* pada proses morfologi dapat menurunkan nilai luas objek, sehingga dengan alasan mendapatkan luas objek yang optimum namun proses *morfologi* masih berfungsi dengan baik maka pemilihan nilai variabel struktur elemen dalam proses erosi dan *dilation* adalah nilai terkecil. Hasil perhitungan luas objek ini dapat mempengaruhi tingkat iregularitas bentuk objek dan perimeter objek.

## 3. Hasil dan Pembahasan

### 3.1. Pengolahan citra

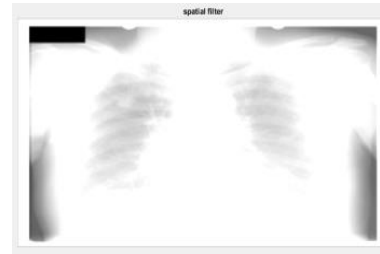
Citra *x-ray* sebagai *output* dari modalitas *x-ray* konvensional menjadi *input* bagi komputer, yang kemudian *input* ini dikonversi menjadi citra A dalam format *gray scale*, seperti pada Gambar 3. Perhitungan matematis dalam konversi ini menggunakan persamaan (2). R, G dan B adalah berturut turut singkatan dari *Red*, *Green* dan *Blue*.

$$A = 0.3R + 0.5G + 0.2B \quad (2)$$

Proses konversi ini bertujuan untuk memudahkan dan menyederhanakan proses citra selanjutnya.



Gambar 3. Citra gray scale sampel LN1.

Gambar 4. Citra hasil proses *smoothing* filter linier.

Tahap berikutnya yaitu proses penyaringan citra sekaligus mereduksi *noise*. Hal ini diperlukan agar proses segmentasi citra tidak diganggu oleh *noise* yang biasanya berasal dari hamburan sinar x, namun hanya dipengaruhi oleh kondisi objek yang dilalui oleh radiasi sinar x. Proses pada citra dilakukan dengan empat jenis proses penyaringan namun hanya tiga jenis proses penyaringan yang dapat dilanjutkan dalam mengobservasi objek yaitu: (i) penyaringan domain *spatial filtering*, (ii) penyaringan domain *spatial filtering* yang dilanjutkan dengan penyaringan domain frekuensi khusus rata-rata dan (iii) *smoothing* domain frekuensi khusus rata-rata yang dilanjutkan dengan peyaringan domain *spatial filtering*.

Proses dengan metode (i) penyaringan dengan domain *spatial filtering* ini memerlukan citra berukuran  $M \times N$  dan operator filter berukuran  $m \times n$ . Persamaan matematis proses metode ini dinyatakan dalam persamaan (3), sebagai berikut:

$$g(x, y) = \sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t) f(x + s, y + t) \quad (3)$$

$g(x, y)$  adalah suatu fungsi yang menentukan nilai intensitas citra yang baru pada posisi  $x$  dan  $y$ , setelah mengalami proses penyaringan, sedangkan fungsi  $f$  merupakan fungsi intensitas citra sebelum proses penyaringan, sedangkan  $w$  adalah fungsi bobot dari operator *filter mask*. Namun untuk proses penyaringan *smoothing* filter linier, intensitas baru dihitung dengan rumus persamaan (4) sebagai berikut:

$$g(x, y) = \frac{\sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t) f(x + s, y + t)}{\sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t)} \quad (4)$$

Citra hasil proses penyaringan *smoothing* filter linier ini terdapat pada Gambar 4. Proses selanjutnya yaitu melakukan konversi hasil penyaringan *smoothing* filter linier ke dalam format biner. Hal ini adalah sebagai langkah awal dalam proses segmentasi guna memisahkan objek tumor dengan *background*. Dalam proses segmentasi diperlukan suatu nilai *threshold* untuk membedakan area yang berbeda intensitasnya. Nilai *threshold* diperoleh melalui observasi pada citra menggunakan program aplikasi Matlab. Nilai *threshold* hasil observasi pada penelitian ini ada pada kisaran 0.60 sampai 0.89. Setelah nilai *threshold* ditemukan, itu berarti objek yang dicari dapat dinyatakan dalam satu segmen tertentu dari dua segmen yang mungkin yaitu segmen yang mewakili biner 1 dan 0. Nilai tunggal dari *thresholding* dapat dinyatakan dalam persamaan (5), secara matematik sebagai berikut:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x, y) > T \\ 0 & \text{if } f(x, y) \leq T \end{cases} \quad (5)$$

Program Matlab untuk proses segmentasi seperti di bawah ini, sedangkan citra hasil proses segmentasi terdapat pada Gambar 5.

```
level = graythresh(B);
D = im2bw(B,0.86);
```



**Gambar 5.** Citra hasil proses segmentasi.

Pada Gambar 5, hasil segmentasi pada citra, menampilkan posisi objek yang dicari, namun perlu ditentukan batas objek dengan *background*. Untuk tujuan tersebut dilakukan proses erosi yang kemudian dilanjutkan dengan proses *dilation*. Dalam proses erosi dilakukan *scanning* pada objek dan batas objek dengan *background*. Ketika operator *scanning* menemukan perbedaan intensitas antara objek dengan *background* maka dilakukan penghapusan intensitas sejarak bagian objek yang intensitasnya sama dengan operator. Sedangkan proses *dilation* adalah adanya penambahan pada bagian objek ke arah *background*, ketika operator mendeteksi ada perbedaan intensitas pada operator dan *background*.

Citra hasil proses erosi dan *dilation* terdapat pada Gambar 6(a) dan 6(b). Pada Gambar 6(a), tampak citra objek lebih kecil ukuran luasnya dari citra objek pada Gambar 6(b), sebagai hasil proses *dilation*.



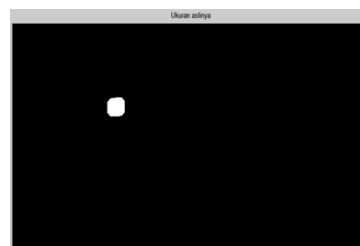
**Gambar 6.** Citra hasil proses: (a) erosi dan (b) *dilation*.

Proses *dilation* adalah pengembalian area batas objek yang di hapus dengan intensitas yang sama dengan objek pada ukuran yang sama dengan parameter erosi. Hal ini bertujuan agar batas objek dengan *background* terlihat semakin nyata, seperti terlihat batas objek pada Gambar 6(b), yang sebelumnya batas objek dengan *background* tidak terlihat dengan nyata, seperti terlihat pada batas objek dengan *background* pada Gambar 5.

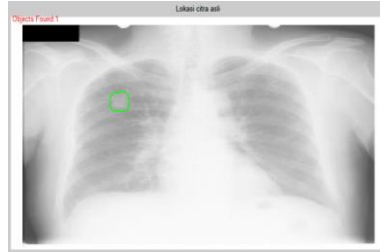
Setelah diketahui batas objek dengan *background* dengan jelas, kemudian dilakukan pendeteksian *edge* antar objek dengan *background*. Citra hasil pendeteksian batas objek dengan *background* terdapat pada Gambar 7. Sedangkan objeknya terdapat pada Gambar 8 dan citra lokasi objek pada Gambar 9. Pendeteksian batas objek dilakukan dengan operator *edge* Sobel. Sedangkan pendeteksian *edge* setelah proses *dilation* dilakukan dengan program Matlab.



**Gambar 7.** Citra hasil deteksi *edge* setelah proses *dilation*.



**Gambar 8.** Citra terpilih setelah proses *dilation*



**Gambar 9.** Citra lokasi objek pada citra asli

Proses segmentasi pada citra paru-paru yang mengalami proses *smoothing* dengan teknik domain frekuensi khusus rata-rata tidak berhasil untuk menunjukkan objek yang diobservasi walaupun dilakukan perubahan nilai variabel *threshold* dalam kisaran 0 sampai 1. Berbeda dengan proses segmentasi pada citra paru-paru yang mengalami *smoothing* dengan metoda domain *spatial*, proses segmentasi dapat menunjukkan dengan tepat objek yang akan diobservasi melalui nilai *threshold* yang ada pada kisaran 0.85 s/d 0.87. Dengan *threshold* yang sama juga, objek yang diobservasi dapat diidentifikasi walaupun citra paru-paru sudah mengalami proses domain *spatial* dan frekuensi khusus rata-rata berturut-turut atau proses urutan sebaliknya yaitu proses domain frekuensi khusus rata-rata dan *spatial*. Hal ini terjadi karena pada proses domain *spatial* selain membuat *smoothing* juga meningkatkan nilai intensitas citra paru-paru, sedangkan proses domain frekuensi, disamping proses *smoothing* juga menurunkan intensitas objek yang diteliti. Keempat jalur proses identifikasi tumor paru-paru, hanya jalur yang menggunakan proses domain frekuensi khusus rata-rata saja yang tidak dapat mengidentifikasi objek yang diteliti, sedangkan ketiga jalur lain yaitu proses dengan metode yang menggunakan domain *spatial*, domain *spatial* dan frekuensi khusus rata-rata berturut-turut dan juga urutan proses sebaliknya dapat mengidentifikasi objek yang diobservasi.

### 3.2. Optimasi metode identifikasi tumor

Telah dirancang dan diaplikasikan empat jalur proses untuk mengidentifikasi objek. Tiga alur proses dapat mengobservasi, mengidentifikasi adanya objek atau tumor pada paru-paru yang sudah diketahui sebelumnya. Sedangkan satu alur proses tidak dapat mengobservasi objek pada foto rontgen paru-paru. Perbedaan proses ketiga metode yaitu pada proses *smoothing*. Pada proses alur 1 hanya menggunakan teknik domain *spatial*.

Pada masing-masing ketiga alur proses itu kemudian dilanjutkan dengan program Matlab untuk dapat mengidentifikasi dan melokalisasi objek tersebut. Masing-masing pada hasil ketiga metode dilakukan optimalisasi luas objek yang diidentifikasi berdasarkan perubahan nilai variabel *threshold* dan variabel pembagi proses *smoothing* dan variabel elemen struktur untuk proses erosi dan *dilation*. Semua perubahan variabel dilakukan selama proses segmentasi masih dapat menampakkan objek yang diobservasi. Hasil observasi pengaruh variasi ketiga metode dan pengaruh optimalisasi variabel *threshold*, variabel *smoothing*, semuanya diamati berdasarkan luas objek dan perimeter yang dihasilkan. Luas dan perimeter objek dihitung menggunakan program Matlab.

### 3.3. Area, Perimeter dan indeks irregularity objek

Area tumor yang tersegmentasi dihitung berdasarkan jumlah piksel yang memiliki nilai 1 dalam array citra. Penghitungan area, citra biner digunakan berdasarkan proses pengolahan citra digital dengan program Matlab.<sup>8</sup> Nilai perimeter dihitung melalui jarak antara masing-masing sepasang piksel berdampingan di sekitar perbatasan wilayah. Jika citra mengandung bidang diskontinyu maka program mengembalikan nilai yang tidak diharapkan. Nilai perimeter ditentukan dengan menghitung jumlah piksel yang hanya ada di batas. Kanker paru-paru secara parsial dikarakterisasi oleh indeks *irregularity* dalam batas tumor dengan *background*. Untuk analisis ini, indeks *irregularity* objek dihitung menggunakan persamaan (6) di bawah ini.<sup>1</sup>

$$i = (4\pi \text{Area}) / (\text{Perimeter})^2 \quad (6)$$



Nilai metrik atau *roundness* atau *circularity index* atau *irregularity index* adalah sama dengan 1 hanya untuk lingkaran dan jika nilainya  $< 1$  adalah untuk bentuk selain lingkaran. Diasumsikan bahwa semakin objeknya bulat maka probabilitas objek tumor atau *nodule* adalah tinggi.<sup>9</sup> Semua hasil perhitungan luas, perimeter dan indeks *irregularity* objek dari ketiga jenis metoda *smoothing* di atas, terdapat pada Tabel 1.

### 3.4. Pengaruh pergeseran nilai variabel *smoothing* (x) pada perubahan luas objek pada nilai *threshold* tetap

Pengaruh peningkatan nilai variabel *smoothing* (x) pada perubahan luas objek pada nilai *threshold* tetap adalah memperbesar luas objek dari pada *background*, karena nilai intensitas objek lebih besar dari *background*. Dengan memilih nilai variabel *smoothing* minimum (0.64) dari (64, 65, 66) pada nilai *threshold* tetap 0.86 diperoleh luas objek lebih besar dari *background*. Hal ini terjadi karena dengan meningkatkan nilai variabel *smoothing* berarti meningkatkan intensitas baik pada objek maupun pada *background*, sehingga nilai pertambahan pada objek lebih besar dari pada *background*.

Nilai perubahan variabel *threshold* dan parameter *smoothing* yang masih dapat mengidentifikasi objek melalui proses segmentasi terdapat pada Tabel 1.

**Tabel 1.** Karakteristik objek tumor sampel LN1  
(T=Nilai *Threshold*, B= Nilai pembagi fungsi one (9,9)/B).

No	Kode Sampel	Area	Perimeter	Irregular	T	B
1	O16484	-	-	-	0.84	64
2	O26484	-	-	-	0.84	64
3	O36484	-	-	-	0.84	64
4	O16485	165979	2,851.0	-	0.85	64
5	O26485	165973	2,851.0	-	0.85	64
6	O36485	165977	2,851.0	-	0.85	64
7	O16486	165979	2,851.4	0.7981	0.86	64
8	O26486	165973	2,851.4	-	0.86	64
9	O36486	1228	133.3	0.7981	0.86	64
10	O16487	920	114.8	0.8768	0.87	64
11	O26487	924	115.4	0.8720	0.87	64
12	O36487	920	114.8	0.8768	0.87	64
13	O16488	608	88.8	0.9699	0.88	64
14	O26488	622	89.1	0.9836	0.88	64
15	O36488	608	88.8	0.9699	0.88	64
16	O16489	469	79.3	0.9369	0.89	64
17	O26489	476	79.2	0.9533	0.89	64
18	O36489	469	79.3	0.9369	0.89	64
19	O16585	1100	130.1	0.8168	0.85	65
20	O26585	1100	130.1	0.8168	0.85	65
21	O36585	1100	130.1	0.8168	0.85	65
22	O16685	731	99.5	0.9276	0.85	66
23	O26685	731	98.9	0.9424	0.85	66
24	O36685	731	99.5	0.9276	0.85	66
25	O16785	467	80.0	0.9178	0.85	67
26	O26785	470	79.3	0.9389	0.85	67
27	O36785	467	80.0	0.9178	0.85	67

Pada kolom 2, Tabel 1, terdapat kode sampel huruf O menyatakan singkatan kata Objek. Karakter pertama setelah O adalah menyatakan jenis penyaringan (1 berarti domain *spatial*, 2 berarti domain *spatial* yang dilanjutkan dengan domain frekuensi khusus rata-rata, dan 3 domain frekuensi khusus rata-rata yang dilanjutkan dengan domain *spatial*). Dua karakter berikutnya menentukan nilai pembagi fungsi *one* dan dua karakter terakhir merupakan nilai *threshold*.

Kolom 3, 4, 5, 6 dan 7 berturut-turut adalah kolom area, perimeter, irregularity, *threshold* dan nilai pembagi fungsi *one*.

Bila berdasarkan nilai luas tertinggi, maka pilihan jatuh pada nomor urut 9, dimana metode yang terbaik yaitu proses *smoothing* dengan domain frekuensi khusus rata-rata yang dilanjutkan dengan domain *spatial*. Nilai irregularitasnya adalah 0.7981. Berdasarkan nilai ini objek yang diobservasi memiliki kecenderungan tumor *malignant* yang cukup tinggi.<sup>10</sup>

#### 4. Kesimpulan

Hasil penelitian ini menunjukkan hanya tiga alur metode yaitu: alur 1, 3 dan 4 yang dapat mengidentifikasi dan melokalisasi objek tumor, sedangkan alur 2 tidak dapat mengidentifikasi objek tumor. Hasil optimasi luas objek menunjukkan yaitu proses penyaringan yang didahului dengan domain frekuensi khusus rata-rata kemudian dengan domain *spatial* adalah merupakan teknik yang terbaik (alur 4).

Studi ini telah berhasil mengembangkan teknik *enhancement* dan *segmentation* untuk mendeteksi tumor dini di paru-paru melalui pengolahan citra digital menggunakan program Matlab. Hasil penelitian ini dapat bermanfaat bagi para dokter radiologi dan fisikawan medis dalam rangka proses analisis dan diagnosis penyakit pasien yang lebih akurat, tepat dan teliti. Hasil yang lebih akurat dan tepat ini sangat mempengaruhi kebutuhan perlakuan atau *treatment* yang diperlukan pasien selanjutnya.

#### Referensi

- 1 N.S. Lingayat and M.R. Tarambale, "A computer based feature extraction of lung nodule in chest *x-ray* image," International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics, **3**(6), 624-629 (2013).
- 2 B. Magesh, P. Vijayalakshmi, and M. Abirami, "Computer aided diagnosis system for the identification and classification of lesions in lungs," International Journal of Computer Trends and Technology, May to June, 110-114 (2011).
- 3 E. Nisha and E.L. Maheshwari, "Size estimation of lung tumor by using Image *segmentation* & BPN," International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering, **5**(11), 621-626 (2015).
- 4 V. Kumar and A. Saini, "Detection system for lung cancer based on neural network: Xray validation performance," International Journal of Enhanced Research in Management & Computer Application, **2**(9), 40-47(2013).
- 5 B. Kasthuri and A. Ahila, "Implementation of Lung Cancer Nodule Feature Extraction Using Digital Image Processing," International Journal of Advanced Research in Biology Engineering Science and Technology, **2**(6), 95-104 (2016).
- 6 V. Kumar and K. Garg, "Neural network based approach for detection of abnormal regions of lung cancer in x ray image," International Journal of Engineering Research & Technology, **1**(5),1-7(2012).
- 7 S.B. Tambe, D. Kulhare, M.D. Nirmal, and G. Prajapati, "Image processing (IP) through erosion and *dilation* methods," International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering, **3**(7), 285-289 (2013).
- 8 S. Gupta and S.G. Mazumdar, "Sobel *edge* detection algorithm," International Journal of Computer Science and Management Research, **2**(2), 1578-1583 (2013).
- 9 K.G. Vaishanw, "X-ray lung image *enhancement* by *spatial* filtering," International Journal of Inovative Research in Science, Engineering and Technology, **3**(4), 330-336, (2014).
- <sup>10</sup> S.A. Patil and V.R. Udpi, "Chest *x-ray* features extraction for lung cancer classification," Journal of Scientific and Industrial Research, **69**, 271-277, (2010).