

# Deteksi Tumor Hati dengan *Graph Cut* dan Taksiran Volume Tumornya

Nurjannah Syakrani<sup>1</sup>, Yudi Widhiyasana<sup>2</sup>, Abid Arinu Efendi<sup>3</sup>.

**Abstract**—Liver is one of the most important organs in the human body. One of the dangerous diseases of the liver is tumor. In the CT scan image, the tumor has different texture, color, shape, and position, according to patient's condition. In this study, a tumor detection was carried out by three stages: firstly some steps of preprocessing, such as filtering, edge detection, and erosion; secondly, finding the liver among organs in abdomen using segmentation and checking the liver position in the right abdomen; and thirdly performing the tumor detection in the liver using graph cut and push relabel algorithm. Usually, segmentation using graph cut needs two interactive inputs, namely sample of object area and sample of background area. In this paper, the interactive inputs on graph cut were replaced by deviation standard calculation. Testing using three sets of CT image and the ground truth produces average of the dice similarity coefficient (DSC), volumetric overlap error (VOE), and absolute volume difference (AVD) parameters of 78.15%, 25.72%, 19.30%, respectively. Furthermore, volume of liver tumor is approximated by utilizing area of tumor in each slice of CT image, then displayed in 3D view.

**Intisari**—Liver atau hati merupakan salah satu organ penting di tubuh manusia. Salah satu penyakit berbahaya pada hati adalah tumor. Pada citra hasil *CT scan*, tumor mempunyai perbedaan tekstur, warna, bentuk, dan posisi yang terkait kondisi pasien. Pada makalah ini, deteksi tumor dilakukan melalui tiga tahap, pertama dengan praproses, di antaranya menggunakan penapisan, deteksi garis, dan erosi; kedua menemukan hati di antara berberapa organ dalam rongga perut dengan segmentasi dan deteksi posisi hati yang berada di sebelah kanan; dan ketiga adalah deteksi tumor pada hati yang telah dipisahkan dengan metode *graph cut* dan algoritme *push relabel*. Biasanya, segmentasi dengan *graph cut* memerlukan masukan interaktif berupa sampel area tumor (objek) dan sampel area latar belakang (*background*). Pada makalah ini, masukan interaktif tersebut digantikan dengan penggunaan parameter standard deviasi. Pengujian terhadap tiga set citra *CT scan* yang memiliki *ground truth* dari Kompetisi Segmentasi Tumor Hati oleh Miccai 2017 menghasilkan nilai rata-rata *Dice Similarity Coefficient* (DSC), *Volumetric Overlap Error* (VOE), dan *Absolute Volume Difference* (AVD) berturut-turut sebesar 78,15%, 25,72%, dan 19,30%. Selain itu, juga dilakukan penaksiran volume tumor hati dengan memanfaatkan luas kepingan tumor dari tiap potongan citra serta menampilkannya secara 3D.

**Kata Kunci**—deteksi, segmentasi, tumor hati, *graph cut*, *push relabel*.

<sup>1,2</sup>Dosen, JTK Politeknik Negeri Bandung Jl. Gegerkalong Hilir Ds. Ciwaruga, Bandung (40012) INDONESIA (tlp: 022 2013789; fax: 022-2013889; e-mail: nurjannahsy@jtk.polban.ac.id; nurjannahsy@gmail.com; goezthel@gmail.com)

<sup>3</sup>Mahasiswa D4, JTK Politeknik Negeri Bandung Jl. Gegerkalong Hilir Ds. Ciwaruga, Bandung (40012) INDONESIA (tlp: 022 2013789; fax: 022-2013889; e-mail: abid.effendi@gmail.com)

## I. PENDAHULUAN

Menurut *World Health Organization* (WHO), pada 2015 terjadi 8,8 juta kematian yang disebabkan oleh kanker, dan 788.000 kematian disebabkan oleh kanker hati [1]. Di Indonesia, pada tahun 2014, 17.201 kasus kematian terjadi karena kanker hati [2].

Salah satu teknologi yang digunakan untuk menganalisis serta mendiagnosis sel tumor hati adalah *Computer Tomography* (CT). CT digunakan di banyak tempat karena kecepatan pencitraan yang tinggi serta biaya yang relatif lebih murah. CT digunakan untuk melakukan peninjauan terhadap bagian kepala, bagian dada seperti jantung dan paru-paru, bagian perut seperti hati, maupun bagian kaki dan tangan. Citra organ tubuh hasil *CT scan* berupa kumpulan citra dua dimensi (2D). CT menghasilkan sebuah gambar tiga dimensi (3D) yang merupakan kumpulan *slice* (potongan) gambar dua dimensi. CT menggunakan sinar-x dan memberikan banyak gambar yang diambil dari berbagai sudut. CT memungkinkan pengambilan gambar dengan cara melintang, membujur, ataupun dengan posisi lainnya [3]. *CT Scan* mempunyai dua resolusi, yaitu spasial dan kontras, pada saat rekonstruksi citranya dapat menghasilkan artifak yang mengganggu dengan tipe *streaking*, *shading*, *rings*, dan *distortion* [4].

Tumor hati pada citra hasil *CT scan* memiliki bentuk, lokasi, serta tekstur yang berbeda-beda di setiap citra. Selain itu, tumor hati dan bagian hati yang normal memiliki perbedaan intensitas warna yang tipis. Pada hati normal terdapat rongga dari tulang lunak sebagai saluran, sehingga ada objek berbeda tekstur dengan hatinya sendiri. Karena itu, sulit sekali membedakan organ hati yang normal dan organ hati yang terserang tumor [5].

Terdapat banyak penelitian yang membahas segmentasi tumor hati dari hasil *CT scan*. Penelitian-penelitian yang dilakukan tersebut dievaluasi dengan beberapa persamaan ukur yaitu *Dice Similarity Coefficient* (DSC), *Volume Overlap Error* (VOE), dan *Absolute Volume Difference* (AVD). Semakin besar nilai DSC dan semakin rendah nilai VOE dan AVD menunjukkan hasil segmentasi semakin baik [6]–[9].

Sebuah penelitian menggunakan metode *Hidden Markov Measure Field* (HMMF) untuk segmentasi citra tumor hati [6]. Diinformasikan bahwa metode ini paling tepat digunakan untuk tumor hati yang berukuran kecil dan sedang dengan nilai DSC sebesar 84,9%. Penelitian lainnya menggunakan *Region Growing* untuk segmentasi organ hati, dan untuk segmentasi tumor hati digunakan variasi dari *Fuzzy C-Means* yang disebut *Alternative Fuzzy C-Means* [7]. Dengan metode ini dihasilkan tingkat akurasi yang sangat tinggi, yaitu nilai DSC sebesar 91,7%. Namun, metode yang digunakan tersebut mengalami kesulitan untuk citra dengan kontras yang rendah.

Metode 3D *Region Growing* yang didasarkan pada Bayesian juga telah digunakan dalam melakukan segmentasi [8]. Dalam penelitian tersebut, digunakan model Gaussian untuk memodelkan tumor hati. Hasilnya, parameter DSC bernilai 80%, tetapi juga memiliki masalah kebocoran segmentasi untuk citra dengan kontras yang rendah. Sementara itu, Penelitian segmentasi hati menggunakan *graph cut* juga pernah dilakukan [9]. Algoritme yang digunakan berdasarkan Boykov-Kolmogorov dalam menentukan *minimum cut/maximum flow* dengan nilai DSC sebesar 95%.

Beberapa penelitian tersebut tidak dapat dibandingkan langsung keunggulannya berdasarkan satuan DSC, sebab variasi nilai DSC yang diperoleh bukan terhadap citra hati yang sama. Di samping itu, terdapat kelemahan masing-masing metode yang digunakan terhadap jenis citra hati dan tumornya, baik ukuran maupun kondisi citra yang kurang ideal seperti kontras yang rendah.

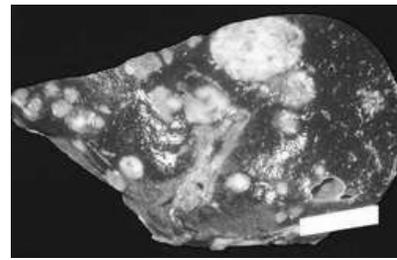
Penelitian yang dituangkan pada makalah ini diawali dengan mencari cara untuk memisahkan organ hati dari organ-organ lain pada rongga perut hasil *CT scan*. Pada organ hati bertumor yang telah tersegmentasi kemudian ditelusuri tumor hatinya. Berdasarkan set citra *CT scan* yang 2D, deteksi hati (praproses dan segmentasi) maupun deteksi tumornya (*graph cut*) dilakukan potongan per potongan. Selanjutnya, hasil per potongan disusun kembali sehingga menjadi berupa tampilan objek hati dan tumor dalam 3D. Parameter DSC, VOE, dan AVD dihitung dari hasil metode *graph cut* dan algoritme *push relabel* terhadap *ground truth* dari pakar medis yang disediakan oleh Miccai Challenge 2017 [10]. Kemudian, dihitung taksiran volume tumor berdasarkan luas per potongan dan ketebalan potongan. Sebagai tambahan, ditunjukkan tampilan 3D.

## II. MATERIAL DAN METODE

Beberapa materi utama, metode penelitian, maupun metode pengembangan aplikasi dideskripsikan ringkas sebagai berikut.

### A. Tumor Hati

Tumor hati merupakan suatu situasi terjadinya pertumbuhan tidak wajar pada jaringan di dalam organ hati, yang biasanya berbentuk gumpalan [11]. Tumor disebabkan oleh perkembangbiakan jaringan yang tidak normal yang terjadi karena mutasi genetik. WHO membagi tumor ke dalam empat jenis, yaitu *benign neoplasm*, *in situ neoplasm*, *malignant neoplasm*, dan *neoplasm of uncertain*. *Benign neoplasm* juga biasa disebut tumor jinak, yang merupakan status ketika sel tumor tidak dapat menyebar ke jaringan lain. *In situ neoplasm* merupakan status ketika sel tumor belum menyebar ke jaringan lain, tetapi kemungkinan untuk menyebar sangat tinggi. *Malignant neoplasm* atau tumor ganas merupakan status ketika sel tumor sudah menyebar ke jaringan lain, atau biasa disebut kanker. Sedangkan *neoplasm of uncertain* merupakan klasifikasi tumor ketika terdapat keraguan, tumor tersebut jinak atau ganas [12]. Tumor hati pada citra hasil *CT scan* memiliki warna yang berbeda dengan bagian hati yang normal. Tumor hati memiliki tingkat keabuan yang lebih tinggi jika dibandingkan dengan bagian hati yang normal [6], [11].



Gbr. 1 Belahan hati dan sebaran tumor [12].

Pada Gbr. 1 ditunjukkan sebuah citra berwarna irisan hati yang terserang tumor. Tampak satu buah berukuran besar dan banyak ukuran kecil-kecil yang menyebar (*metastase*) [12], juga adanya saluran udara (tulang lunak, bentuk panjang) dengan warna yang mirip sehingga dapat terdeteksi sebagai tumor juga.

### B. Neuroimaging Informatics Technology Initiative dan Data Set

*Neuroimaging Informatics Technology Initiative* (NifTI) adalah organisasi pengembang *neuroimaging*, salah satunya adalah *format file* yang diadaptasi dari format *file ANALYZE™ 7.5* yang digunakan untuk menampilkan dan memproses citra medis [13], [14]. NifTI pada awalnya bertujuan untuk menangani citra *functional magnetic resonance imaging* (fMRI), tetapi masih memungkinkan untuk memberikan citra media dengan format yang lainnya.

TABEL I  
DATA SET PELATIHAN MICCAI CHALLENGE

Nomor Sampel	Ukuran Asli	Ukuran Citra	Jumlah Potongan	Potongan Tumor Hati
1	360 x 360	512 x 512 piksel	343	241-254
2	341 x 341		266	127-236
3	386 x 386		245	199-210

Dalam makalah ini digunakan citra-citra format *nifti* (.nii) yang terdiri atas sekumpulan citra 2D yang merupakan potongan dari hasil *CT scan* organ dalam abdomen secara melintang (*axial*). *Data set* tersebut diperoleh dari sebuah kompetisi *Liver Tumor Segmentation Challenge 2017* yang diadakan oleh Miccai Challenge, berupa citra hati *CT Scan* dengan banyak potongan yang berbeda-beda. *Data set* hati bertumor tersebut dilengkapi hasil segmentasi oleh ahli sebagai *ground truth*. *Data* tersebut memiliki format berupa *file nifti* (.nii) yang di dalamnya terkandung beberapa informasi, seperti jumlah potongan, resolusi citra, dimensi piksel, serta ketebalan potongan. Satuan ukur untuk semua dimensi piksel adalah milimeter [15]. Dari *data set* yang diperoleh, akan ditunjukkan hasil implementasi metode dan perhitungan untuk tiga *data set* citra abdomen dari data pelatihan pada setiap potongan bertumor dan dibandingkan dengan hasil *groundtruth*-nya. Informasi *data set* tersaji pada Tabel I.

### C. Graph

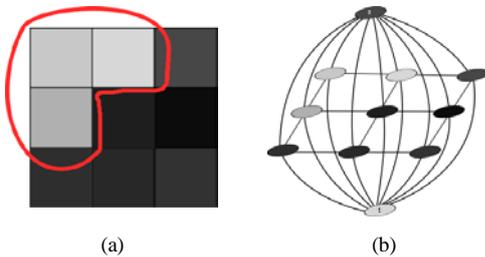
Graph  $G = (V, E)$  terdiri atas sekumpulan *node* atau titik dan sekumpulan *edge* atau garis. Masing-masing *edge*

menghubungkan satu atau dua *node*. *Edge* pada *graph* dapat memiliki arah maupun tidak. *Graph* dengan *edge* berarah disebut *directed graph*, sedangkan *graph* dengan *edge* yang tanpa arah disebut *undirected graph* [16]. Citra dapat direpresentasikan sebagai sebuah *graph* yang *node*-nya merupakan intensitas piksel dan keterhubungan antar piksel menjadi *edge*. Dari sisi struktur, data *graph* dapat direpresentasikan sebagai *adjacency matrix* (AM) atau *adjacency list* (AL) [17]. AM merupakan matriks dua dimensi  $n \times n$  dengan  $n$  adalah jumlah *node* yang terdapat pada *graph*. AL merepresentasikan *graph* ke dalam sekumpulan *list*, dengan banyak *list* adalah sebanyak *node* yang terdapat pada *graph*. Isi dari *list*[*i*] adalah *node*-*node* yang berdekatan atau bertetangga dengan *list*[*i*]. AL lebih unggul dibandingkan dengan AM.

**D. Graph Cut**

*Graph cut* merupakan salah satu cara untuk segmentasi. Algoritme *graph cut* pada dasarnya melakukan pemisahan atau pemotongan pada *graph* di antara *node*-*node* piksel latar (*background*) dan objek (*point of interest*) citra. Pada makalah ini, latar adalah organ hati normal dan organ lainnya yang terekam *CT scan*, sedangkan objek adalah organ hati yang terserang tumor.

Citra yang direpresentasikan menjadi sebuah *graph* dengan mekanisme *graph cut* ditambahkan dua *node* khusus, yaitu *node source* (S) dan *node sink* (T). *Node S* merupakan *node* yang mewakili piksel *point of interest* atau piksel-piksel objek, sedangkan *node T* merupakan *node* yang mewakili piksel *background* atau piksel-piksel latar [18]--[20]. Sebagai ilustrasi, representasi citra dan langkah awal *graph cut* diperlihatkan pada Gbr. 2.



Gbr. 2 Citra dan *graph cut*. (a) Citra sebagai *graph* 3x3, (b) Langkah awal *graph cut*.

TABEL II  
ATURAN PEMBOBOTAN

Edge	Bobot	Kondisi
{p,q}	$B_{p,q}$	$\{p, q\} \in N$
{p,S}	$\lambda \cdot R_p(\text{"bkg"})$ K 0	$p \in P, p \notin O \cup B$ $p \in O$ $p \in B$
{p,T}	$\lambda \cdot R_p(\text{"obj"})$ 0 K	$p \in P, p \notin O \cup B$ $p \in O$ $p \in B$

Selanjutnya pada *graph* dilakukan penghitungan bobot untuk masing-masing *link* yang terdapat pada *graph*. Tabel II menyajikan beberapa aturan dalam melakukan pembobotan, sedangkan rumusan yang digunakan dalam pembobotan tertulis pada (1) sampai (4).

Didefinisikan tiga macam *link graph*, yang pertama adalah *n-link* yang merupakan semua *edge* yang menghubungkan *node* yang bertetangga {*p, q*}, lalu *t-link* merupakan *edge* yang menghubungkan *node* dan terminal. Masing-masing *node* memiliki dua *t-link*, yaitu *t-link* yang menghubungkan antara *node* dengan terminal *source* {*p, S*} dan terminal *sink* {*p, T*}.

$$B_{p,q} = \exp\left(-\frac{(I_p - I_q)^2}{2\sigma_{liver}^2}\right) \tag{1}$$

$$R_p(\text{"obj"}) = \frac{\exp\left(-\frac{(I_p - \mu_{tumor})^2}{2\sigma_{tumor}^2}\right)}{\sigma_{tumor}\sqrt{2\pi}} \tag{2}$$

$$R_p(\text{"bkg"}) = -\ln \Pr(I_p | \text{"bkg"}) \tag{3}$$

$$K = 1 + \max_{p \in P} \sum_{q: \{p,q\} \in N} B_{p,q} \tag{4}$$

dengan *I* adalah intensitas piksel, *p* adalah piksel *node*, *q* adalah piksel tetangga, "obj" ialah himpunan intensitas piksel objek, "bkg" merupakan himpunan intensitas piksel latar, *N* adalah himpunan piksel tetangga,  $\sigma_{liver}$  adalah standar deviasi intensitas piksel citra hati yang terdeteksi,  $\sigma_{tumor}$  merupakan standar deviasi intensitas piksel bagian hati yang terdapat tumor, dan  $\mu_{tumor}$  yaitu rata-rata intensitas piksel bagian hati yang terdapat tumor.

Pada *graph* dilakukan pemisahan atau pemotongan antara *node* yang lebih dekat kepada *node source* atau *node sink*. Untuk menentukan bagian yang akan dipotong sebagai pemisah, maka ditentukan *minimum cut*/*maximum flow* dengan algoritme *push relabel* sehingga *graph* menjadi dua bagian seperti Gbr. 3.



Gbr. 3 *Graph* (Gbr. 2(b)) setelah dipotong (*cut*).

**E. Algoritme Push Relabel**

*Push relabel* merupakan salah satu metode yang dapat digunakan untuk menyelesaikan *minimum cut*/*maximum flow*. *Flow network* adalah  $G = (V, E)$  yang berarah (*directed graph*) dengan masing-masing *edge* ( $u, v$ )  $\in E$  memiliki kapasitas nonnegatif,  $c(u, v) \geq 0$ . *Push relabel* bekerja pada setiap *node* piksel yang masing-masing memiliki *excess flow* dan *height*. *Excess flow* adalah jumlah *flow* masuk yang melebihi kapasitas *flow* keluar. *Height* merupakan atribut yang mewakili ketinggian yang dimiliki oleh *node*. *Height* untuk

node terminal S adalah sama dengan jumlah node piksel,  $h(s) = |V|$ , dan height untuk node terminal sink (T) adalah 0,  $h(t) = 0$ . Height node lainnya pada saat inialisasi bernilai 0 [21].

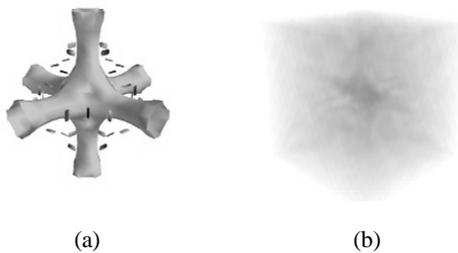
Terdapat dua operasi utama pada algoritme *push relabel*, yaitu *push* dan *relabel*. Operasi *push* dilakukan jika node u merupakan node *overflowing*,  $c_f(u, v) > 0$ , dan  $h(u) = h(v) + 1$ . Operasi *relabel* adalah operasi untuk menambahkan nilai *height* node u, dilakukan jika node u merupakan node *overflowing* dan  $h(u) \leq h(v)$  untuk semua node tetangga v. *Push relabel* bersifat iteratif sampai sudah tidak ada lagi operasi *push* dan *relabel* yang dapat dilakukan [21].

F. Rekonstruksi Citra 3D dari Kumpulan Citra 2D

Pada citra 2D, setiap koordinat diwakili oleh piksel, sedangkan pada citra 3D setiap koordinat diwakili dengan *voxel*. Pada citra 3D, selain terdapat atribut 2D, yaitu panjang (x) dan lebar (y), juga terdapat kedalaman/tinggi citra (z).

CT scan mengambil citra organ tubuh manusia yang merupakan objek 3D, tetapi ditampilkan dengan kumpulan citra 2D (potongan) secara berurutan.

Upaya visualisasi citra 3D secara umum terbagi ke dalam dua teknik, yaitu *surface rendering* dan *volume rendering*. *Surface rendering* dilakukan berdasarkan ekstraksi dari kontur yang terdapat pada citra, dengan hasil ekstraksi disebut *surface*. Selanjutnya, setiap kumpulan *surface* dimasukkan ke dalam setiap *voxel* sesuai dengan koordinatnya. *Volume rendering* tidak memerlukan *surface* pada citra. Pada *volume rendering*, semua komponen pada citra dimasukkan ke dalam setiap *voxel* sesuai dengan koordinatnya. Gbr. 4 memperlihatkan citra 3D dengan *surface rendering* dan *volume rendering* [22]. Dalam makalah ini digunakan *surface rendering*.



Gbr. 4 Teknik visualisasi 3D, (a) *Surface rendering*, (b) *Volume rendering* [22].

G. Formula Pengukuran Hasil

Hasil eksperimen diukur dengan membandingkan citra tersegmentasi yang diperoleh dari hasil eksperimen dengan citra tersegmentasi yang dilakukan oleh ahli. Untuk melakukan evaluasi hasil segmentasi, digunakan beberapa persamaan, yaitu DSC, VOE, dan AVD, seperti pada (5) hingga (7).

$$DSC = \frac{2 \times (Ref \cap Seg)}{Ref + Seg} \times 100\% \tag{5}$$

$$VOE = \left( 1 - \frac{Ref \cap Seg}{Ref \cup Seg} \right) \times 100\% \tag{6}$$

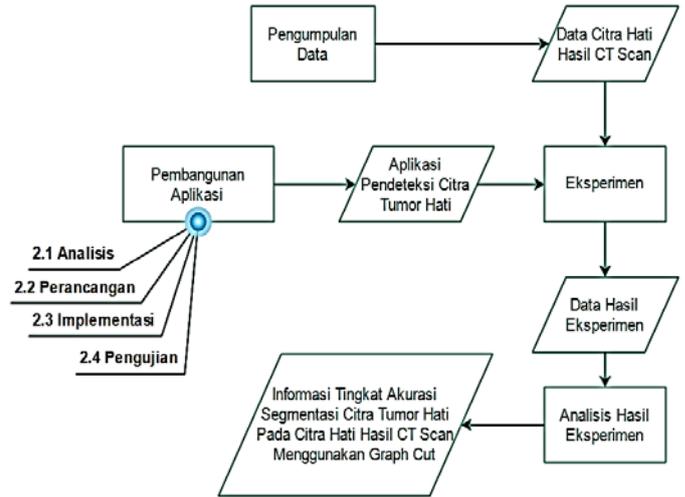
$$AVD = \frac{|Seg - Ref|}{Ref} \times 100\% \tag{7}$$

dengan :

- Ref = volume tumor hasil segmentasi ahli,
- Seg = volume tumor hasil segmentasi aplikasi.

H. Tahapan Penelitian

Tahapan penelitian yang terdiri atas masukan, proses, dan keluaran ditunjukkan pada Gbr. 5, dengan pembangunan aplikasi menggunakan pendekatan *waterfall*.



Gbr. 5 Tahapan penelitian.

III. IMPLEMENTASI

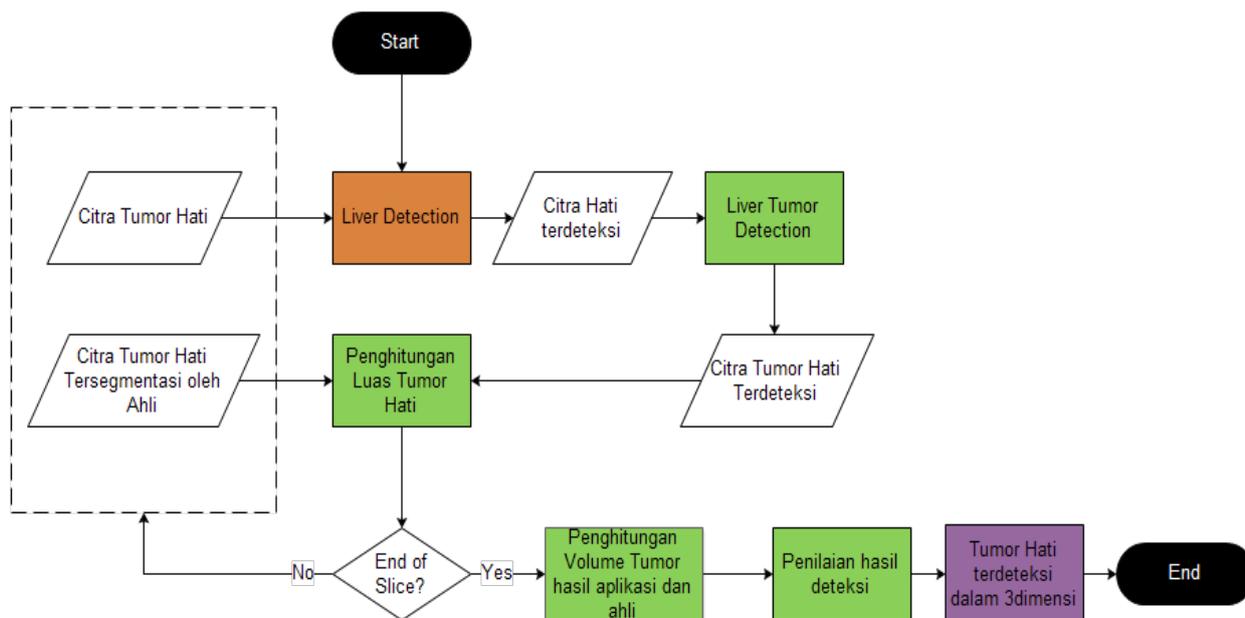
Tahapan penelitian dikembangkan dengan model proses aplikasi berupa diagram pada Gbr. 6. Aplikasi terdiri atas lima tahapan utama, yaitu deteksi hati, deteksi tumor hati, penghitungan luas tumor, penghitungan volume tumor, tahapan perhitungan parameter akurasi hasil deteksi, serta dua tahapan untuk masukan dan keluaran.

Masing-masing tahapan diimplementasikan dengan metode-metode sebagai berikut.

A. Deteksi hati

Implementasi deteksi hati diawali dengan praproses yang melibatkan pengolahan citra digital berupa *split thresholding*, *histogram equalization*, *mean shift filter*, *median filter*, *Canny edge detection*, dan *contour detection*, serta operasi morfologi. Hasil tahap demi tahap praproses ini diperlihatkan pada Tabel III.

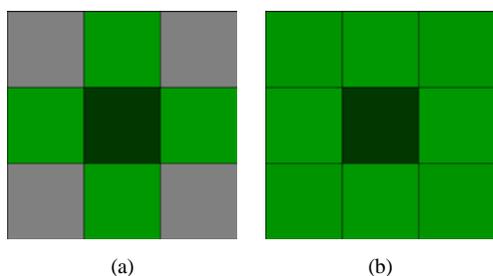
Hati dalam tubuh manusia terletak pada bagian kanan, sehingga pada citra melintang hasil CT Scan organ hati berada di bagian kanan pula. Oleh karena itu, berdasarkan hasil *contour detection*, dilakukan validasi, region yang diperoleh terletak di sebelah kanan atau tidak. Pengecekan dilakukan dengan membandingkan nilai koordinat x titik tengah region terhadap koordinat x titik tengah citra. Apabila koordinat x pada titik tengah region lebih besar dari nilai koordinat x titik tengah citra, maka region tersebut benar terletak pada sebelah kanan citra. Selanjutnya, pada hasil *contour detection* dilakukan operasi morfologi erosi sebagai tahap akhir dari praproses sehingga diperoleh objek hati bertumor saja.



Gbr. 6 Model proses penelitian.

**B. Deteksi Tumor Hati**

Setelah hati bertumor diperoleh dari praproses, deteksi tumor hati dilakukan dengan metode *graph cut* berbasis *push relabel*. Implementasi *graph cut* untuk segmentasi citra hati melibatkan semua piksel dalam citra hati sebagai representasi *graph*. Setiap piksel tersebut merupakan sebuah *node* dan antara dua *node* bertetangga dihubungkan dengan sebuah *edge*, umumnya digunakan sistem empat atau delapan ketetangaan, seperti diilustrasikan pada Gbr. 7. Pada makalah ini, digunakan sistem empat ketetangaan piksel.



Gbr. 7 Sistem ketetangaan piksel, (a) Empat ketetangaan, (b) Delapan ketetangaan.

Semula, implementasi *graph cut* membutuhkan interaksi dengan pengguna dalam hal memberikan sampel yang terdiri atas area objek dan area latar belakang, sebagaimana diilustrasikan pada Gbr. 8 [20]. Garis-garis tebal pada lonceng adalah sampel area objek dan garis-garis tebal di luar lonceng adalah sampel area latar belakang.

Pada citra *CT scan*, tumor hati memiliki intensitas warna yang lebih gelap dibandingkan dengan bagian hati yang lain. Dengan kata lain, tumor hati memiliki nilai intensitas warna yang mendekati 0, sedangkan bagian hati yang normal memiliki intensitas warna yang mendekati 255. Suatu area hati yang normal memiliki intensitas warna yang relatif sama

dengan bagian hati normal yang lain. Ini berarti terdapat keseragaman. Untuk menghilangkan interaksi masukan berupa sampel objek dan latar belakang tersebut, digunakan parameter statistika yang dapat menunjukkan keseragaman atau keberagaman, yaitu varians atau standar deviasi. Semakin seragam datanya, semakin kecil standar deviasinya, dan sebaliknya. Implikasinya, standar deviasi area tumor hati (objek) lebih besar daripada standar deviasi area hati normal (latar belakang) pada sebuah citra hati.

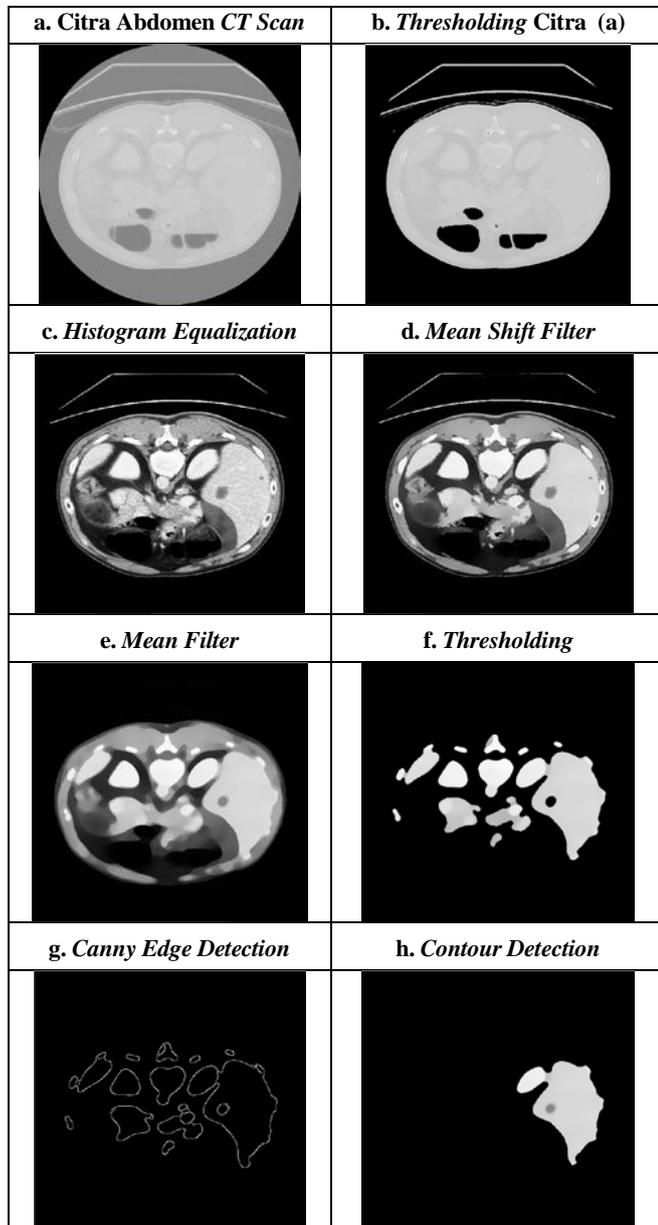


Gbr. 8 Sampel area objek dan latar belakang [20].

Sebagai media bantu pada penelitian ini, citra hati hasil praproses dipetakan pada bidang yang terdiri atas 64 bagian seperti pada Gbr. 9 [10]. Dalam hal ini, setiap bagian terdiri atas 64x64 area lagi karena citra berukuran 512x512, dibagi 8x8. Kemudian, dihitung standar deviasi dari area tidak nol, yaitu 22, 23, 30, 38, 39, 46, dan 47 sebagai patokan. Selanjutnya, dihitung standar deviasi masing-masing area tidak nol lalu dibandingkan dengan standar deviasi patokan. Jika lebih besar, maka area tersebut diindikasikan terkena

tumor, seperti area 38. Semua piksel yang terdapat pada area 38 kemudian dijadikan objek, sedangkan area lainnya dijadikan latar belakang. Setelah penentuan kedua area tersebut secara otomatis, tanpa interaksi masukan, dilakukan proses *graph cut*. Pada *graph* area hati yang diperoleh kemudian dihitung bobot dengan syarat dan formula pada Tabel II, antara piksel dengan piksel-piksel tetangga sebagai *edge*, serta bobot antara piksel dan *node* terminal.

TABEL III  
HASIL PRAPROSES BERTAHAP

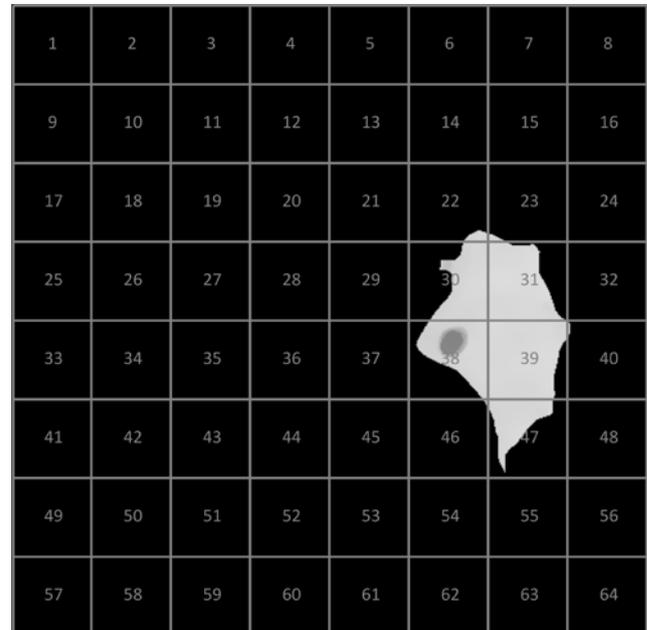


Secara algoritmis, proses *graph cut* dan proses *push relabel* diperlihatkan pada diagram alir Gbr. 10 sampai Gbr. 12.

C. Perkiraan Luas dan Volume Tumor

Tumor pada citra hati memiliki bentuk yang tidak beraturan dan berbeda untuk satu citra dan yang lainnya. Penghitungan

luas tumor hati per potongan diimplementasikan dengan menghitung banyaknya piksel yang ditempati objek. Pada makalah ini, setelah dilakukan deteksi tumor hati, area tumor hati direpresentasikan dengan warna putih, seperti diilustrasikan pada Gbr. 13(a), sehingga luas tumor bernilai 11 dan piksel lainnya (7x7-11) sebagai latar belakang. Citra CT scan memiliki informasi ketebalan dalam satuan milimeter, seperti diilustrasikan pada Gbr. 13(b).



Gbr. 9 Pemetaan hati bertumor pada bidang 64.

Perhitungan volume secara sederhana dilakukan dengan menumpukkan *n* potongan dengan luas masing-masing  $L_i$  sebanyak *n* potongan, seperti pada (8) dan (9).

$$\text{Luas: } L_i = p_i \times t \times t, \tag{8}$$

$$\text{Volume: } V = t \times \sum_{i=1}^{n \text{ slice}} L_i \tag{9}$$

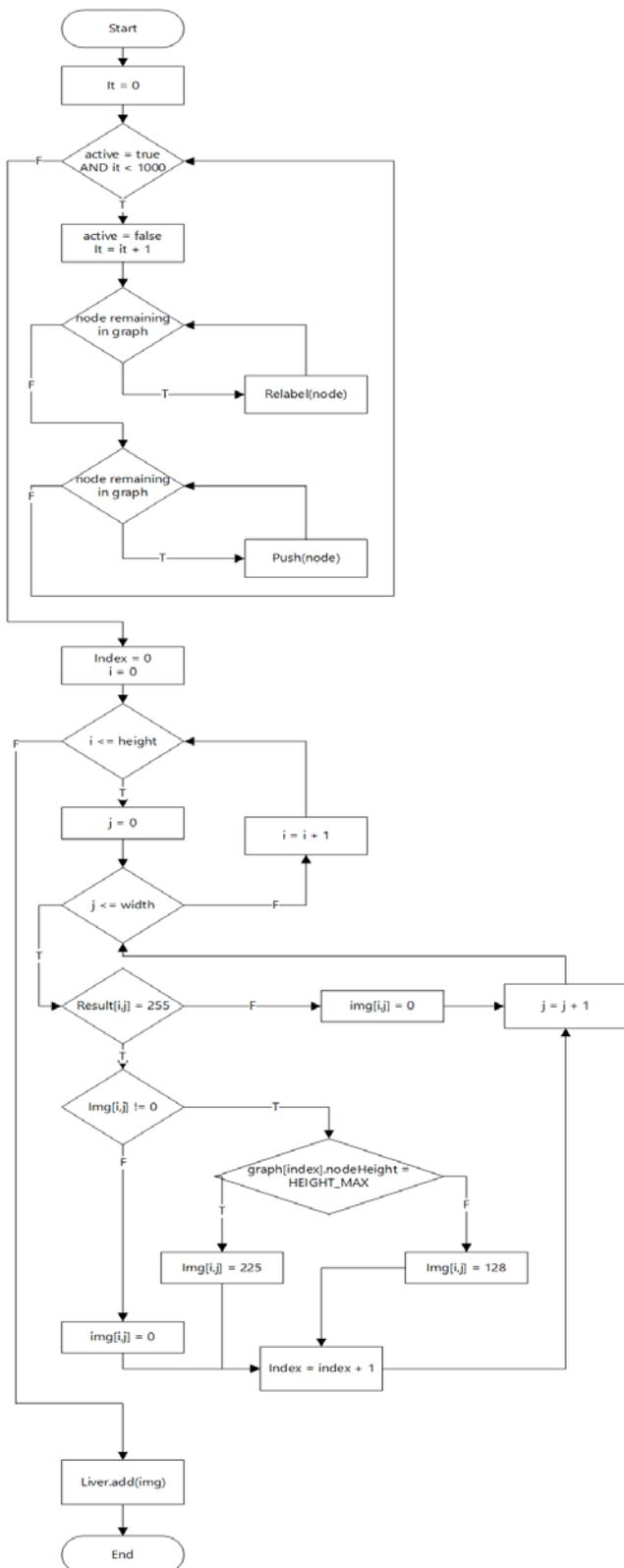
dengan  $p_i$  adalah total piksel tumor di potongan ke-*i* dan *t* adalah satuan ketebalan. Luas pada Gbr. 13(a) menjadi  $11 \times 0,5 \times 0,5 = 2,75 \text{ mm}^2$ .

D. Perhitungan Parameter Akurasi

Parameter akurasi dihitung menggunakan area tumor yang ditemukan, referensi dari ahli, dan irisannya, berdasarkan (5) sampai (7).

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

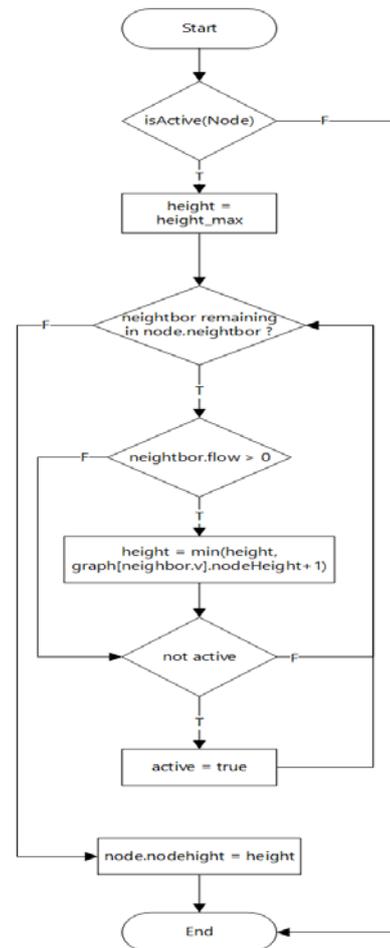
Setelah tahap praproses, dilakukan segmentasi dengan *graph cut* sehingga diperoleh hasil sebagaimana Gbr. 14(a). Gbr. 14(a) menunjukkan perbedaan hasil temuan organ hati antara aplikasi (garis melingkari hati warna biru) dan pakar (garis melingkari hati berwarna merah) sebagai *ground truth*, sedangkan lingkaran kecil warna abu-abu pada tengah bawah organ hati adalah area tumor dari pakar. Gbr. 14(b) yang memperlihatkan organ hati dan tumor, juga pada tengah bawah hati, dengan derajat keabuan berbeda tipis, adalah hasil temuan aplikasi.



Gbr. 10 Diagram alir segmentasi dengan *graph cut*.

Hasil deteksi *data set* 2 pada potongan ke-130 ditunjukkan pada Gbr. 15(a) untuk hasil aplikasi dan Gbr. 15(b) untuk hasil dari pakar. Gambar tersebut juga menunjukkan

perbedaan besar area hati (abu-abu) dengan lokasi tumor (warna putih) yang bersesuaian. Kedua hasil ini menunjukkan kesulitan, ketidakakuratan, dan merupakan tantangan tersendiri pada penelitian ini.



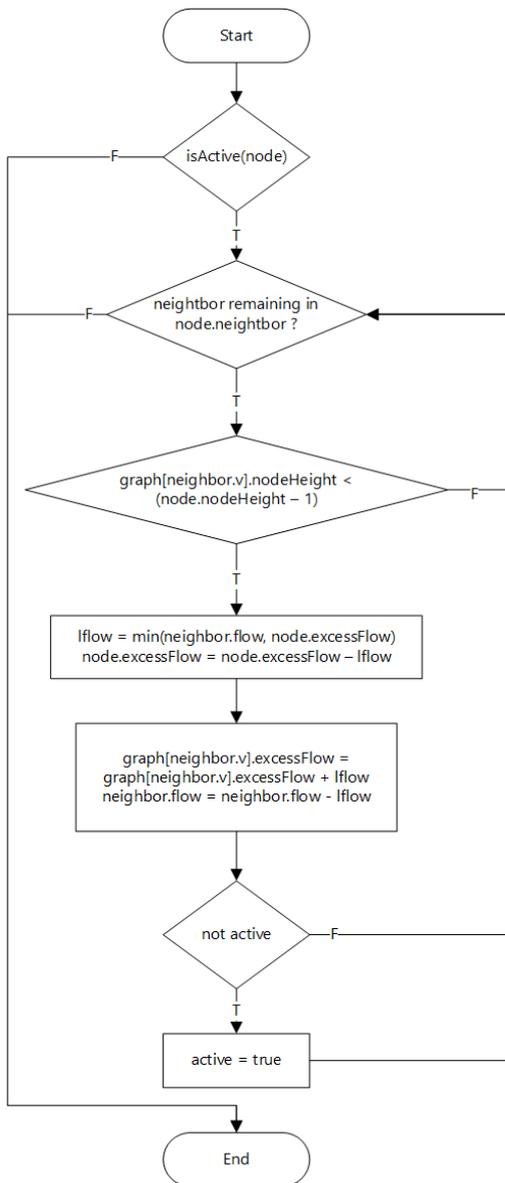
Gbr. 11 Diagram alir *relabel* dari *graph cut*.

Dari tiga *data set* yang digunakan, Tabel IV menunjukkan hasil hitung parameter DSC, VOE, dan AVD, serta taksiran volume tumor manual (berdasarkan lingkaran oleh pakar) dan oleh aplikasi.

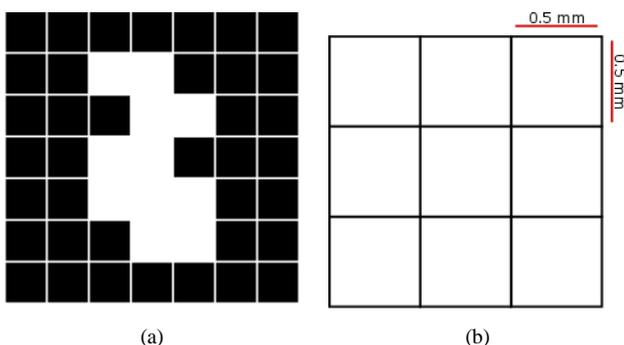
TABEL IV  
HASIL HITUNG PARAMETER

No Sampel	Volume Manual (mm <sup>3</sup> )	Volume Aplikasi (mm <sup>3</sup> )	DSC	VOE	APD
1	3083,11	3399,51	81,45%	22,34%	10,26%
2	5420,38	7680,35	70,90%	39,53%	41,69%
3	3538,70	3328,40	82,11%	15,30%	5,94%
Rata-rata			78,15%	25,72%	19,30%

Dari Tabel IV, rata-rata DSC di atas 78% sudah cukup bagus, demikian pula VOE dan AVD yang mengecil. Akan tetapi, hasil ini masih dapat ditingkatkan dengan mencari alternatif praproses sebelum *graph cut* dilaksanakan. Sebagai informasi tambahan, hasil Miccai Competition dengan citra yang berbeda-beda memiliki nilai tertinggi DSC sebesar 72%.

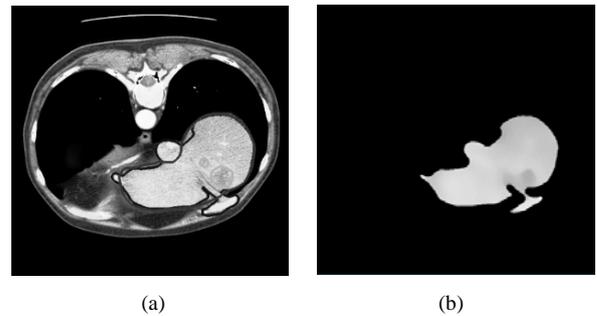


Gbr. 12 Diagram alir *push* dari *graph cut*.

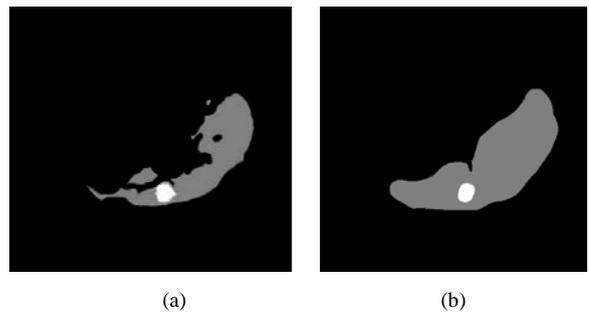


Gbr. 13 Ilustrasi citra dan ketebalan *slice*, (a) Ilustrasi citra bertumor, (b) Info ketebalan potongan.

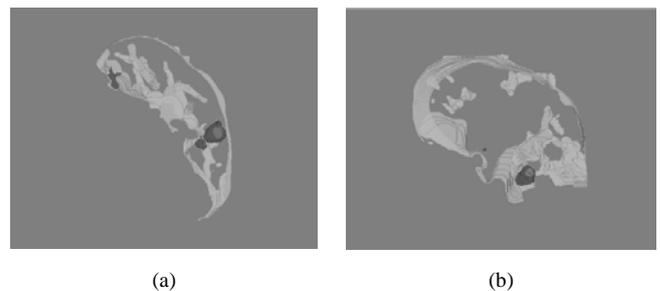
Hasil tampilan 3D menggunakan Python dilihat tampak depan dari hati (abu-abu) dan tumor (hitam) untuk *data set 2* dan *data set 3* ditunjukkan pada Gbr. 16 [23].



Gbr. 14 Hasil deteksi *data set 1*.



Gbr. 15 Perbedaan hasil deteksi *data set 2*, (a) Aplikasi, (b) Pakar.



Gbr. 16 Tampilan 3D tampak depan, (a) *Data set 2*, (b) *Data set 3*.

Secara umum, praproses untuk mendeteksi hati dilakukan dengan *filtering*, *thresholding*, dan lain-lain, serta *edge detection* untuk penentuan objek hati belum memberikan hasil yang sempurna, di antaranya terdapat bagian hati yang terpotong. Selain itu, hasil deteksi tumor hati juga dipengaruhi oleh sampel objek yang digunakan pada metode *graph cut* yang didasarkan pada nilai varians. Perbedaan intensitas derajat keabuan juga rendah, sehingga meskipun bukan tumor hati, bagian tersebut dapat dijadikan sebagai sampel objek menurut perhitungan. Hal ini memberikan *error* yang lebih besar. Semakin baik hasil deteksi hati serta makin tepat penentuan sampel objek pada hati, maka tingkat akurasi akan semakin baik

V. KESIMPULAN DAN SARAN

Dengan metode pengolahan citra yang digunakan, hasil percobaan pada tiga set citra abdomen melintang dari *CT Scan* Miccai Competition 2017 memberikan DSC rata-rata di atas 78%, yang merupakan hasil yang sudah cukup bagus. Demikian pula dengan VOE dan AVD yang mengecil. Hasil taksiran volume masih tampak kasar, bergantung pada hasil

deteksi tumor pada hati yang diperoleh sebelumnya. Jika hasil deteksi lebih akurat, maka taksiran volume area tumor akan lebih akurat.

Hasil parameter akurasi masih dapat ditingkatkan, sehingga disarankan mencari alternatif praproses yang memberikan segmentasi hati lebih akurat, sebelum *graph cut* dilaksanakan.

#### UCAPAN TERIMA KASIH

Terima kasih diucapkan kepada UPPM Polban yang telah memberikan kesempatan dan dana DIPA Politeknik Negeri Bandung, sehingga penelitian ini dapat berlangsung.

#### REFERENSI

- [1] World Health Organization. (2017) Cancer, [Online], <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/>, tanggal akses: 31 Juli 2017.
- [2] World Life Expectancy. (2014) Liver Cancer in Indonesia, [Online], <http://www.worldlifeexpectancy.com/indonesia-liver-cancer>, tanggal akses: 24 Februari 2017.
- [3] Mayo Clinic. (2015) Test and Procedures CTscan, [Online], <http://www.mayoclinic.org/tests-procedures/ct-scan/basics/definition/prc-20014610>, tanggal akses: 18 Januari 2017.
- [4] A.N. Kurniawan., T.S. Widodo, I. Soesanti, "Penapisan Artifak Logam pada Citra CT-scan dengan Spatial Filter", *JNTETI*, Vol. 2, No. 4, hal. 52-61, Februari 2013.
- [5] B.N. Li, C.K. Chui, S. Chang, dan H.S. Ong, "A New Unified Level Set Method for Semi-Automatic Liver Tumor Segmentation," *Expert Systems with Applications*, Vol. 39, No. 10, hal. 9661-9668, Agustus 2012.
- [6] Y. Häme dan M. Pollari, "Semi-Automatic Liver Tumor Segmentation With Hidden Markov Measure Field and Non-Parametric Distribution Estimation," *Medical Image Analysis*, Vol. 16, No. 1, hal. 140-149, 2012.
- [7] R.S. Moni, S.S. Kumar dan J. Rajeesh, "Automatic Segmentation of Liver and Tumor for CAD of Liver," *Journal Of Advances In Information Technology*, Vol. 2, No. 1, hal. 63-70, Februari 2011.
- [8] Y. Qi, W. Xiong, W.K. Leow, Q. Tian, J. Zhou, J. Liu, T. Han, S.K. Venkatesh, dan S.-c. Wang, "Semi-automatic Segmentation of Liver Tumors from CT Scans Using Bayesian Rule-based 3D Region Growing," *The Midas Journal*, 2008.
- [9] L. Massotier dan S. Casciaro, "Fully Automatic Liver Segmentation through Graph-Cut Technique," *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007, hal. 543-5346.
- [10] (2017) Miccai Competition, [Online], <https://competitions.codalab.org/competitions/17094>, tanggal akses: 19 Januari 2017.
- [11] G.M. Cooper, *Elements of Human Cancer*, Boston: Jones and Bartlett, 1992.
- [12] (2017) Liver Cancer, [Online], <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/liver+cancer>, tanggal akses: 4 Juli 2017.
- [13] (2005) Background Information, [Online], <https://nifti.nimh.nih.gov/background>, tanggal akses: 15 Juni 2017.
- [14] Mark Jenkinson. (2007), NIfTI-1 Data Format, [Online], <https://nifti.nimh.nih.gov/nifti-1>, tanggal akses: 15 Juni 2017.
- [15] Matthew Brett, Michael Hanke, Eric Larson, Chris Markiewicz. (2017), Coordinate Systems and Affines, [Online], [http://nipy.org/nibabel/coordinate\\_systems.html](http://nipy.org/nibabel/coordinate_systems.html), tanggal akses: 3 Agustus 2017.
- [16] K.H. Rosen, *Discrete Mathematics and Its Application*, 7th Edition, New York: McGraw-Hill Education, 2011.
- [17] S.S. Skiena, *The Algorithm Design Manual*, Second Edition, New York: Springer, 2008.
- [18] C. Ananth, D.R. Bai, K. Renuka, A. Vidhya, dan C. Savithra, "Liver and Hepatic Tumors Segmentation in 3-D CT Images", *International Journal of Advanced Research in Computer Engineering & Technology*, Vol. 3, No. 2, hal. 496-503, Februari 2014.
- [19] Y. Boykov, O. Veksler, dan R. Zabih, "Fast Approximate Energy Minimization via Graph Cuts", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 23, No. 11, hal. 1222-1239, November 2001.
- [20] S.N. Sinha, "Graph Cut Algorithms in Vision, Graphics and Machine Learning", Microsoft Technical Report MSR-TR-2004-152, 2004.
- [21] T.H. Cormen, C.E. Leiserson, R.L. Rivest, dan C. Stein, *Introduction to Algorithms*, third edition, London: MIT Press, 2009.
- [22] Al-Shayeh dan M.S. Al-Ani, "Efficient 3D Object Visualization via 2D Images", *International Journal of Computer Science and Network Security*, Vol. 9, No. 11, hal. 234-239, Nov. 2009.
- [23] (2016) mlab: Python Scripting for 3D for Plotting, [Online], <http://docs.enthought.com/mayavi/mayavi/mlab.html>, tanggal akses: 19 Juli 2017.