

## SEGMENTASI CITRA SECARA SEMI-OTOMATIS UNTUK VISUALISASI VOLUMETRIK CITRA CT-SCAN PELVIS

Suprijanto<sup>1\*)</sup>, Farida I. Muchtadi<sup>1</sup>, dan Irwan Setiawan<sup>2</sup>

1. Kelompok Keahlian Instrumentasi dan Kontrol, Program Studi Teknik Fisika, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Bandung, Bandung 40132, Indonesia
2. Program Magister Instrumentasi dan Kontrol, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Bandung, Bandung 40132, Indonesia

<sup>\*)</sup>E-mail: [supri@tf.itb.ac.id](mailto:supri@tf.itb.ac.id)

---

### Abstrak

Perkembangan terkini dari perangkat pencitraan medik *computerized tomography (CT) scan* telah memungkinkan dihasilkannya citra dari penampang melintang secara multi irisan dalam orde beberapa detik. Citra medik digital yang dihasilkan merepresentasikan penampang melintang dari berbagai struktur jaringan dari irisan yang dicitrakan. Salah satu tantangan yang dapat membantu dalam proses diagnosis berbasis citra adalah ekstraksi informasi dari struktur anatomi tertentu dengan suatu metode segmentasi citra serta visualisasi volumetrik dengan bantuan komputer. Untuk kasus visualisasi volumetrik tulang pelvis pada citra CT-scan multi irisan, seluruh citra yang mengandung bagian struktur tulang pelvis harus disegmentasi. Pada penelitian ini, satu teknik segmentasi citra berbasis *active contour* akan diimplementasikan untuk melakukan segmentasi citra multi irisan secara semi otomatis. Proses segmentasi citra diawali dengan menentukan model kurva 2D yang dilakukan secara manual pada citra irisan pertama. Kemudian model kurva tersebut secara iterasi akan berdeformasi sampai dengan bentuk kurva yang berhimpit pada batas tepian citra tulang pelvis. Hari akhir kurva 2D pada irisan pertama akan digunakan sebagai inisialisasi model kurva 2D pada proses segmentasi citra irisan berikutnya. Proses tersebut akan berlanjut sampai dengan citra irisan terakhir. Metode segmentasi citra berbasis *active contour* akan dibandingkan dengan metode segmentasi secara nilai ambang dari homogenitas distribusi intensitas dan metode segmentasi secara manual. Analisis secara kualitatif terhadap hasil segmentasi tiap irisan dan analisis kualitatif pada representasi visualisasi volumetrik digunakan pada penelitian ini.

### Abstract

**Semi-Automatic Image Segmentation for Volumetric Visualization of Pelvis CT Scan-Images.** The current development of computerized tomography (CT) has enable us to obtain cross sectional image using multi slicing techniques in an order of few seconds. The obtained images represent several tissue structures on cross section slice being imaged. One challenge to help diagnosis using CT images is extracting an anatomic structure of interest using a method of image segmentation and volumetric visualization with the assistance of computers. In case of volumetric visualization of pelvis bones extracted from multi-slice CT images, whole images which are containing part of pelvis bone structures must be segmented. In this research, an image segmentation technique based on *active contour* is implemented for semi-automatic multi slice image segmentation. Image segmentation steps are initialized with a define model of 2D curve on the first slice image manually. Next, its model curve is deformed to reach the final result of 2D curve that fits to boundary edges of pelvis bone image. The final result of 2D curve on previous slice image was used as an initialization model of 2D curve on the next slice images. This process will continue until the final slice image. This segmentation method was compared with the segmentation method based on threshold from homogenous intensity distribution and manual segmentation method. Quantitative analysis from the results of segmentation on each slice and qualitative analysis on the representation of volumetric visualization are performed in this research.

*Keywords: active contour, image segmentation, multi slice CT images, pelvis bones, volumetric visualization*

---

### 1. Pendahuluan

Teknologi *medical imaging* seperti *Computerized Tomography (CT)-scan*, *Magnetic Resonance Imaging*

(MRI), telah memberikan dampak revolusioner di dunia medik, khususnya terhadap kemungkinan pengembangan suatu prosedur baru dalam diagnosis dan terapi serta penanganan kelainan pada pasien. Perkembangan terkini

dari perangkat *medical imaging* memungkinkan pencitraan organ atau jaringan internal tubuh manusia menghasilkan resolusi spasial dan kontras yang makin baik dengan waktu akuisisi citra yang semakin cepat. Kondisi ini menjadikan perangkat *medical imaging* menjadi salah satu perangkat diagnosis utama khususnya pada bagian radiologi [1].

Dari sisi kepentingan tenaga ahli medik, untuk mendapatkan diagnosis yang lebih baik dan akurat berdasarkan irisan anatomi yang direpresentasikan pada citra, memerlukan jumlah tumpukan citra yang banyak, sehingga menjadi pekerjaan yang berat bila diamati secara "manual" untuk tiap citra. Lebih dari itu, pada citra medik untuk satu irisan tertentu, semua jaringan atau organ yang terdapat pada irisan tersebut akan direkonstruksi pada citra, sehingga menyebabkan analisis secara visual untuk objek jaringan/organ yang menjadi perhatian relatif sulit dilakukan. Kondisi ini boleh jadi menyebabkan masalah konsistensi dan keakuratan dalam melakukan analisis citra untuk kasus yang sama pada pasien berbeda [2-5].

Satu kajian yang diharapkan dapat menyelesaikan masalah tersebut adalah pengembangan teknik visualisasi medik dalam 2-dimensi maupun 3-dimensi serta ditunjang pengembangan metoda-metoda pengolahan citra medik. Pada bagian teknik visualisasi lebih bertujuan untuk memudahkan tenaga medik dalam berinteraksi dan melakukan diagnosis secara visual melalui layar komputer digital. Pada sisi pengolahan citra medik, lebih banyak terfokus pengembangan algoritma yang membantu untuk mendapatkan teknik visualisasi secara optimal. Tiga hal yang menjadi perhatian pada pengolahan citra medik, yaitu teknik peningkatan kualitas citra, segmentasi citra serta registrasi citra [6].

Dalam tulisan ini lebih berfokus pada pengembangan metode untuk segmentasi citra yang bertujuan untuk memisahkan struktur anatomi yang menjadi perhatian dengan struktur anatomi lainnya yang terdapat pada citra, khususnya hasil dari CT-scan. Beberapa alasan yang menyebabkan segmentasi citra medik memerlukan perhatian khusus antara lain dikarenakan kompleksitas dan variasi dari detil bentuk struktur anatomi antar pasien, variasi intensitas citra yang sangat tergantung dari sumber perangkat pencitraan serta jumlah tumpukan citra yang harus diproses. Secara umum tidak ada satu prosedur baku pada segmentasi citra medik yang dapat memperoleh hasil akhir optimal untuk aplikasi pada tipikal citra medik. Di sisi lain, keperluan spesifik dari hasil segmentasi bervariasi berdasarkan objektif dari studi dan tipe dari data citra, sehingga mendasari penggunaan metode segmentasi yang berbeda.

Metode segmentasi citra medik konvensional berdasarkan informasi global dari homogenitas intensitas dapat memperoleh hasil yang akurat apabila asumsi bahwa

variasi intensitas untuk struktur anatomi tertentu adalah mendekati homogen [2,4,6,7]. Dalam aplikasi, segmentasi citra dilakukan dengan menentukan suatu nilai ambang tertentu yang terkait nilai intensitas dari objek yang menjadi perhatian. Metode lain adalah berdasarkan informasi batas tepi (*edge boundary*) suatu struktur anatomi yang menjadi perhatian. Metode batas tepi akan menghasilkan akurasi yang tinggi apabila batas antar struktur jaringan memiliki batas yang jelas. Kondisi ini relatif sulit diperoleh pada citra yang dihasilkan dari pencitraan medik. Hal ini dikarenakan beberapa ketidakidealan pada proses rekonstruksi pencitraan, sampling artifacts, spatial aliasing dan noise menyebabkan batas antar struktur anatomi menjadi tidak terhubung jelas [1,7,8]. Untuk mengatasi kekurangan pada metode batas tepi, dikenalkan metode segmentasi citra yang dapat mengintegrasikan informasi terkait batas tepi objek, variasi intensitas dan informasi umum terbit struktur dari objek dalam suatu model. Salah satu model yang digunakan pada penelitian ini adalah model *active contour*. Untuk keperluan segmentasi citra, informasi awal tentang model dapat diperoleh dari bentuk umum objek yang menjadi perhatian. Model ini dapat berupa suatu kurva 2-dimensi tertutup sebarang yang memberikan bentuk umum dari objek yang menjadi perhatian pada citra. Kemudian model kurva 2-dimensi awal yang digunakan pada *active contour* akan berdeformasi sampai mendekati batas tepi struktur anatomi yang menjadi perhatian. Perubahan tersebut dikontrol dengan meminimumkan suatu fungsi objektif yang menggabungkan informasi lokal pada citra sebagai energi internal dan *a priori* pengetahuan tentang lokasi, ukuran dan bentuk umum dari struktur sebagai energi eksternal. Fungsi objektif pada prinsipnya adalah mencari suatu parameter optimal yang membuat kesetimbangan antara energi internal dan energi eksternal [4,7-9]. Dalam aplikasi model *active contour* untuk segmentasi citra medik, masalah yang dihadapi adalah bagaimana energi internal dan energi eksternal dapat terdefinisi dengan baik dengan beban komputasi yang relatif ringan. Dalam makalah ini, studi kasus aplikasi segmentasi citra medik pada citra CT-scan multi irisan untuk visualisasi volumetrik tulang pelvis akan dilaporkan.

## 2. Metode Penelitian

**Segmentasi dengan *Active contour*.** *Active contour* adalah suatu kurva tertutup 2D yang dapat berdeformasi secara elastis pada bidang citra, dengan kemampuan berdeformasi ini karena pengaruh dari definisi gaya internal dan gaya eksternal yang harus diminimumkan oleh suatu fungsi objektif [4,10-12]. Secara tradisional, model dari kurva 2D pada *active contour* dinyatakan dalam suatu fungsi  $v(s)=[x(s), y(s)]$ ,  $s \in [0,1]$ , dengan  $s$  menyatakan koordinat segmen ternormalisasi dan  $x(s)$ ,  $y(s)$  adalah variabel peubah untuk fungsi kurva 2D  $v(s)$ .

Dalam proses deformasinya dalam suatu domain spasial citra meminimumkan suatu fungsi energi:

$$E = \int_0^1 \left( \frac{1}{2} (\alpha |v'(s)|^2 + \beta |v''(s)|^2) + E_{ext}(v(s)) \right) ds \quad (1)$$

dengan  $\alpha$  dan  $\beta$  adalah parameter bobot yang mengontrol tegangan dan kekakuan kontur, dan  $v'(s)$  adalah  $dv(s)/ds$  serta  $v''(s) = d^2v/ds^2$ . Dari persamaan 1,  $\alpha|v'(s)|^2$  adalah faktor *curvature* dan  $\beta|v''(s)|^2$  adalah perubahan dari *curvature*.

Fungsi objektif yang didefinisikan pada persamaan 1. didesain untuk meminimumkan energi **E** seperti yang ditunjukkan pada persamaan 2. Solusi dari fungsi objektif tersebut adalah suatu target kurva parametrik  $v(s)$  yang merupakan batas tepian dari objek yang menjadi perhatian.

$$\frac{\partial E}{\partial s} = \alpha v''(s) - \beta v''''(s) - \nabla E_{ext} \quad (2)$$

Deformasi dari kontur  $v(s)$  yang meminimumkan **E** harus memenuhi persamaan Euler, dengan

$$\frac{\partial E}{\partial s} = 0 \quad (3)$$

$$\alpha v''(s) - \beta v''''(s) - \nabla E_{ext} = 0$$

Persamaan 3 dapat dipandang sebagai persamaan kesetimbangan gaya

$$F_{int} + F_{ext}^{(p)} = 0 \quad (4)$$

dengan  $F_{int} = \alpha v''(s) - \beta v''''(s)$  dan  $F_{ext}^{(p)} = -\nabla E_{ext}$ . Gaya internal  $F_{int}$  menyebabkan  $v(s)$  akan meregang (*stretching*) dan melentur (*bending*) sampai gaya eksternal  $F_{ext}^{(p)}$  menarik  $v(s)$  ke arah tepi citra yang diinginkan. Untuk mencari solusi persamaan 4, deformasi kontur dibuat dinamik dengan memperlakukan  $v$  sebagai fungsi dari waktu  $t$  dan  $s$ , sehingga persamaan 5 dapat ditulis sebagai:

$$\frac{\partial v(s,t)}{\partial t} = v_t(s,t) = \alpha v''(s) - \beta v''''(s) - \nabla E_{ext} \quad (5)$$

Ketika solusi  $v_t(s,t)$  mencapai kondisi konvergen, bagian  $v_t(s,t)$  akan mendekati suatu nilai yang mendekati nol atau dengan kata lain tidak ada lagi perubahan kurva  $v(s)$  terhadap waktu. Persamaan 5 dapat dipandang sebagai algoritma optimasi dengan prinsip penurunan gradien (*gradient descent*). Solusi secara numerik pada persamaan 5 dapat diperoleh dengan melakukan diskritisasi pada persamaan tersebut dan solusi diperoleh secara iteratif sampai kondisi konvergen diperoleh. Dalam aplikasi praktis  $v(s)$  dapat ditentukan dengan memberikan suatu kurva tertutup awal disekeliling luar atau dalam dari target yang menjadi perhatian. Parameter  $\alpha$  dan  $\beta$  akan terkait dengan kecepatan proses menuju konvergen dan kemudahan

$v(s)$  untuk berdeformasi sampai menuju tepian target yang diinginkan.

Terkait dengan gaya eksternal ( $F_{ext}^{(p)} = -\nabla E_{ext}$ ) yang digunakan untuk menarik  $v(s)$  ke arah tepi citra yang diinginkan, untuk suatu citra  $f(x,y)$  dalam skala keabuan,  $E_{ext}$  dinyatakan dalam:

$$E_{ext}(x,y) = -|\nabla f(x,y)|^2 \quad (6)$$

Jika  $f(x,y)$  dalam citra biner, maka  $E_{ext}(x,y)$  adalah merupakan citra  $f(x,y)$  itu sendiri.

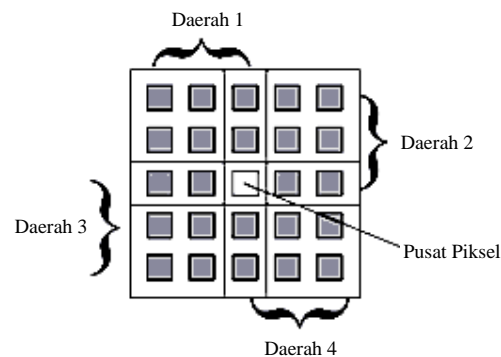
Permasalahan dalam citra medik, gaya external berdasarkan informasi tepian suatu citra sering kali tidak dapat terdefinisi apabila diperoleh langsung dari  $\nabla f(x,y)$  karena *noise* atau ketidak idealan dalam proses pencitraan. Oleh karena itu beberapa pemrosesan tambahan yang bertujuan mereduksi variasi intensitas dengan tetap mengurangi efek penghalusan informasi tepian (*edges smoothing*) diperlukan.

Metode umum yang digunakan adalah dengan penggunaan filter Gaussian untuk mereduksi variasi intensitas citra  $f(x,y)$  sebelum  $\nabla f(x,y)$  ditentukan. Dengan kata lain,  $\nabla f(x,y)$  dihitung dari:

$$\nabla f(x,y) = \nabla(G_\sigma(x,y) * f(x,y)) \quad (7)$$

dengan  $*$  adalah operator konvolusi. Dalam praktis, seringkali variansi  $\sigma$  dari filter dipilih nilai yang relatif besar mereduksi variansi intensitas, tetapi di sisi lain hal ini akan menyebabkan gangguan pada posisi tepian citra [6,13].

Sebagai alternatif pada penelitian ini digunakan suatu filter yang mempunyai karakteristik mereduksi variansi intensitas sekaligus mengurangi resiko gangguan pada posisi tepian citra [13], yang dikenal dengan filter *Kuwahara*. Filter ini merupakan filter non linear, dengan nilai statistik dari citra dalam satu *window* dihitung dan dibandingkan dengan nilai di sekelilingnya.



**Gambar 1. Empat Daerah Segi Empat untuk Filter Kuwahara, dengan  $L=1$ , maka  $J=K=5$ . Untuk tiap Daerah adalah  $[J+1] \times [K+1]/2$**

Untuk *window* segi empat dengan ukuran  $J=K=4L+1$ , dengan  $L$  adalah integer, ilustrasi dari *window* pada citra ditunjukkan pada Gambar 1.

Untuk tiap keempat daerah ( $i=1,2,3,4$ ), rata-rata dari tingkat kecerahan (*brightness*)  $m_i$  dalam semua piksel  $\Lambda$  dalam area  $R$  dinyatakan dengan:

$$m_i = \frac{1}{\Lambda} \sum_{(x,y) \in R} I(x,y) \quad (8)$$

Variansi  $s_i^2$  ditentukan dengan:

$$s_i = \sqrt{\frac{1}{\Lambda} \sum_{(x,y) \in R} (I(x,y) - m_i)^2} \quad (9)$$

Luaran nilai dari pusat piksel pada *window* adalah merupakan nilai rata-rata pada daerah yang memiliki variansi terkecil. Dengan kata lain,  $\nabla f(x,y)$  hitung setelah  $f(x,y)$  difilter dengan filter Kuwahara.

Gradien dari suatu peta tepi  $\nabla f$  mempunyai medan vektor yang secara normal dari tepi ke tepi. Medan vektor akan mempunyai pengaruh yang besar adalah yang berada di sekitar tepian. Untuk daerah yang relatif homogen, dengan intensitas pada  $f(x,y)$  mendekati konstan  $\nabla f$  akan mendekati nol.

Terkait dengan peran  $\nabla f(x,y)$  sebagai gaya eksternal, dari definisi persamaan dinamik untuk *active contour* pada persamaan (7), peran dari  $\nabla f$  adalah menuntun  $v(s)$  menuju target tepi yang diharapkan. Medan dari  $\nabla f$  akan mempunyai gaya yang berarti untuk menarik atau mendorong  $v(s)$  ke target apabila kondisi awal  $v(s)$  relatif dekat dengan batas tepian dari target. Untuk aplikasi segmentasi pada citra medik, penggunaan gaya eksternal  $\nabla f(x,y)$  akan menyebabkan penentuan harga awal  $v(s)$  seperti halnya melakukan segmentasi secara manual.

Untuk mengatasi kelemahan definisi penggunaan  $\nabla f(x,y)$  sebagai gaya eksternal, suatu metode yang memperbesar jangkauan dari medan vektor relatif terhadap batas tepian dari objek yang dikenal dengan metode *gradient vector flow* (GVF)[4,9,12].

**Gaya eksternal dengan Gradient Vector Flows.** GVF adalah kerapatan medan vektor yang diturunkan dari citra dengan meminimumkan suatu fungsi energi dalam kerangka variasional (*variational framework*). Minimisasi dari fungsi energi tersebut diperoleh dengan menyelesaikan pasangan persamaan diferensial linier parsial yang menghasilkan difusi dari vektor gradien dari citra skala keabuan maupun biner. Dengan kata lain solusi pada GVF ini akan memperbesar jangkauan dari suatu medan vektor apabila dibandingkan dengan penggunaan  $\nabla f(x,y)$  sebagai gaya eksternal.

Apabila medan vektor pada GVF dinyatakan dalam  $h(x,y)=[u(x,y) \ v(x,y)]$ , maka solusi dari  $v(x,y)$  diperoleh dengan meminimumkan fungsi energi (Pers. 10).

$$\varepsilon = \iint \mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |h - \nabla f|^2 dx dy \quad (10)$$

Variasi persamaan ini mengikuti konsep seperti halnya penggunaan  $\nabla f(x,y)$  sebagai gaya eksternal, yaitu tidak ada pengaruh medan  $h(x,y)$  untuk daerah yang relatif homogen, dengan intensitas pada  $f(x,y)$  mendekati konstan. Apabila  $|\nabla f|$  kecil, energi didominasi oleh jumlah turunan parsial dari medan vektor, mengakibatkan medan yang lemah. Pada kondisi  $|\nabla f|$  besar, faktor  $|\nabla f|^2 |h - \nabla f|^2$  menjadi dominan, sehingga kondisi minimum pada persamaan 10 dapat diperoleh jika  $h = \nabla f$ . Kondisi ini menyebabkan estimasi dari medan vektor  $h(x,y)$  akan mendekati gradien dari peta tepi (*edge maps*) ketika  $|\nabla f|$  besar. Parameter  $\mu$  adalah konstanta regulasi yang mengatur keseimbangan antara  $|\nabla f|^2 |h - \nabla f|^2$  dengan  $(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2)$ . Pemilihan nilai  $\mu$  ini terkait dengan kondisi dari variasi intensitas dan *noise* pada citra. Beberapa kondisi yang dapat diprediksi dari persamaan 10 adalah untuk daerah citra yang homogen ( $f(x,y)$  konstan), akan diperoleh vektor  $[u,v]=0$ , karena gradien dari  $f(x,y)$  adalah nol. Oleh karena itu, dilingkungan daerah tersebut, tiap  $u$  dan  $v$  ditentukan oleh persamaan Laplace dan solusi dari medan GVF adalah interpolasi dari batas daerah, yang merefleksikan kompetisi diantara batas vektor. Hal ini menjelaskan mengapa GVF menghasilkan vektor-vektor dengan arah menuju suatu batas kelengkungan.

**Anatomi Tulang Pelvis.** Pelvis merupakan struktur tulang yang terdapat di dasar tulang belakang. Pelvis satu kesatuan dengan sambungan *hip joint* untuk masing-masing kaki pelvis juga berfungsi melindungi organ reproduksi dan pencernaan yang terdapat pada bagian bawah dari tubuh, dan banyak pembuluh darah dan otot saraf besar yang melewatinya dari tubuh bagian atas ke bagian kaki. Pelvis terdiri atas:

- a. Bagian keras yang dibentuk oleh tulang.
- b. Bagian yang lunak yang dibentuk oleh otot-otot dan ligamenta.

Struktur tulang pelvis *major* mempunyai bentuk seperti corong yang berguna untuk mendukung organ bagian perut. Struktur tulang pelvis *major* yang tersusun dari empat buah tulang, yaitu dua tulang pangkal paha (*ossa coxae*), satu tulang kelangkang (*os sacrum*), satu tulang tungging (*os coccygis*). Kemudian bagian bawah dari pelvis *major* yang dikenal dengan pelvis *minor* menjadi penunjang organ kandungan dan menentukan jalan lahir bayi. Bentuk panggul kecil ditentukan oleh empat bidang yaitu pintu atas pelvis, bidang luas pelvis, bidang sempit pelvis dan pintu bawah pelvis. Bentuk struktur pelvis *minor* ini berbeda antara pria dan wanita (Gambar 2).

Dalam kasus ini, suatu teknik visualisasi secara volumetrik (3 dimensi) untuk tulang pelvis menjadi salah satu alternatif untuk memahami struktur tulang pelvis lebih baik dan komprehensif. Untuk keperluan hal tersebut, segmentasi citra untuk tulang pelvis pada semua irisan yang mengandung informasi tulang pelvis diperlukan. Kemudian, hasil dari segmentasi dilakukan proses rekonstruksi dalam visualisasi volumetrik.

**Data Multi-Irisan Citra CT-Scan Pelvis.** Untuk keperluan pengujian, data set yang digunakan adalah citra CT-scan dari seorang pasien. Pencitraan dilakukan pada CT-scan Philips Brilliance, salah satu fasilitas yang dimiliki rumah sakit di Bandung dengan menggunakan parameter pencitraan sebagai berikut:

- a. Citra multi-irisan yang terdiri dari bagian abdomen sampai dengan pelvis.
- b. Orientasi irisan axial dengan 136 irisan, dengan resolusi spasial 512x512 voxels untuk satu irisan. Ukuran tiap-tiap volume elemen (voxels) pencitraan untuk sumbu x, y dan z adalah 0,65 mm, 0,65 mm dan 3,00 mm.

Dari data tersebut, akan dipilih 55 irisan axial yang akan digunakan untuk melakukan analisis lebih lanjut tentang citra CT-scan pelvis. Contoh citra pelvis dari empat irisan axial yang berurutan ditunjukkan pada Gambar 4.

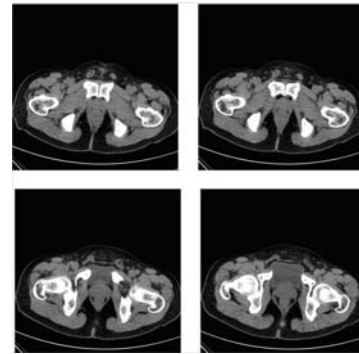
**Strategi Segmentasi untuk Citra Multi-Irisan.** Permasalahan segmentasi citra yang akan diselesaikan adalah bagaimana memisahkan antara bagian struktur tulang dan jaringan lainnya pada satu irisan yang dicitrakan. Pengujian kedua dilakukan untuk kasus



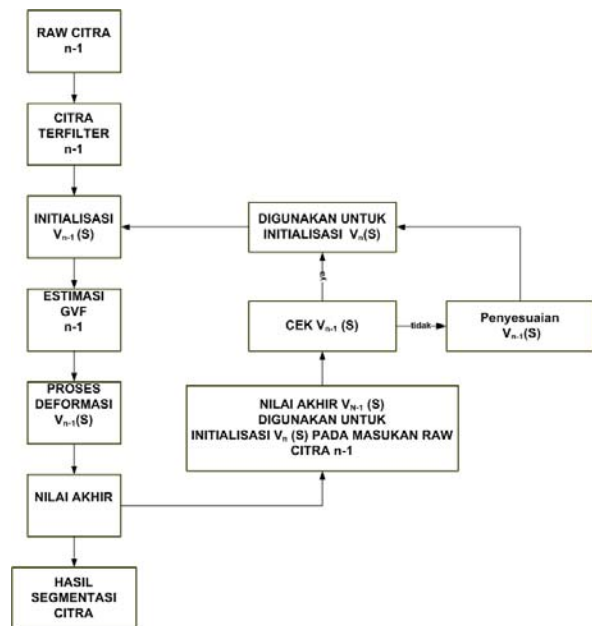
Gambar 2. (a) Pelvis Pria Tampak Depan. (b) Pelvis Wanita Tampak Depan



Gambar 3. Citra Digital X-Ray dengan Teknik Proyeksi. Bagian untuk Struktur Tulang Pelvis Ditandai dengan Tanda Panah



Gambar 4. Contoh Citra Pelvis CT Scan dari Empat Irisan Axial yang Berurutan



Gambar 5. Tahapan Segmentasi Citra Multi-Irisan

multi-irisan, inisialisasi kurva tertutup 2D tidak semua didefinisikan secara manual, tetapi akan diuji dengan memanfaatkan hasil akhir segmentasi pada irisan  $n-1$  akan digunakan sebagai inisialisasi kurva tertutup 2D pada irisan ke  $n$ . Tahapan ini ditunjukkan pada Gambar 5.

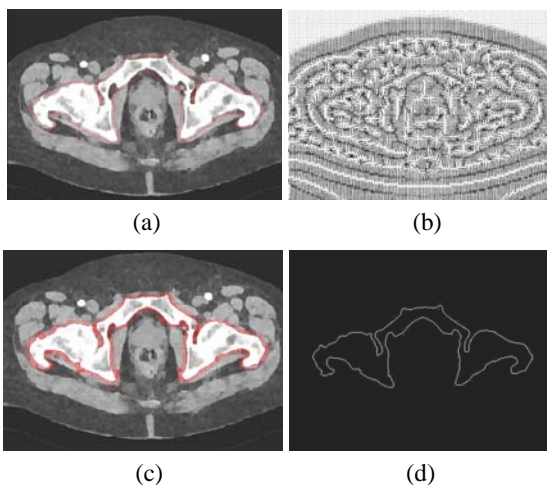
Akurasi dari proses segmentasi per irisan akan dibandingkan dengan metode segmentasi secara manual, dengan secara manual dibuat suatu kurva pada batas struktur tulang pelvis dengan jaringan lainnya. Perbandingan unjuk kerja dari penggunaan segmentasi dengan metode threshold, *active contour* dan manual dianalisis secara kualitatif dalam rekonstruksi volumetrik dari ke-55 irisan citra tersebut.

### 3. Hasil dan Pembahasan

Tahapan pada Gambar 5 akan dilakukan pada citra pelvis multi irisan. Sebagai hasil awal, dipilih salah satu irisan citra kemudian dilakukan pemberian inisialisasi  $v(s)$  seperti yang ditunjukkan pada Gambar 6 (a). Kemudian, estimasi medan GVF diperlihatkan pada Gambar 6 (b). Pada kasus ini dipilih parameter  $\mu=0,2$ , serta parameter untuk faktor pembobot dari deformasi  $v(s)$  ( $\alpha$  dan  $\beta$ ) adalah 0,10 dan 0,05. Ilustrasi proses deformasi dari  $v(s)$  menuju ke batas tepian dari tulang pelvis ditunjukkan pada Gambar 6 (c). Hasil akhir dari  $v(s)$  saat kondisi konvergen ditunjukkan pada Gambar 6 (d). Dalam pengujian, karena masalah tebal irisan yang digunakan serta kompleksitas struktur citra pelvis untuk urusan irisan tertentu, beberapa irisan yang memerlukan intervensi secara manual pada  $v_{n-1}(s)$  untuk memperoleh solusi  $v_n(s)$  yang konvergen pada tepian batas tulang pelvis. Tabel 1 menunjukkan tabulasi nomor irisan yang dapat menggunakan tahapan pada Gambar 5 dan yang perlu tambahan penyesuaian secara manual.

**Tabel 1. Urusan Irisan yang Dapat Menggunakan Nilai Akhir  $v_{n-1}(s)$  sebagai Nilai Awal pada  $v_n(s)$  serta Beberapa Irisan yang perlu Dilakukan Intervensi secara Manual pada  $v_{n-1}(s)$  untuk Memperoleh Solusi  $v_n(s)$  yang Konvergen**

	Perlu penalaan manual pada $v_{n-1}(s)$ untuk memperoleh solusi $v_n(s)$ yang konvergen	Tidak perlu penalaan manual pada $v_{n-1}(s)$ untuk memperoleh solusi $v_n(s)$ yang konvergen
Nomor irisan	9, 18, 22, 25, 26, 27, 34, 37, 41, 48, 50, 52, 55	1-8, 10-17, 19-21, 23-24, 28-33, 35-36, 38-40, 42-47, 53-54



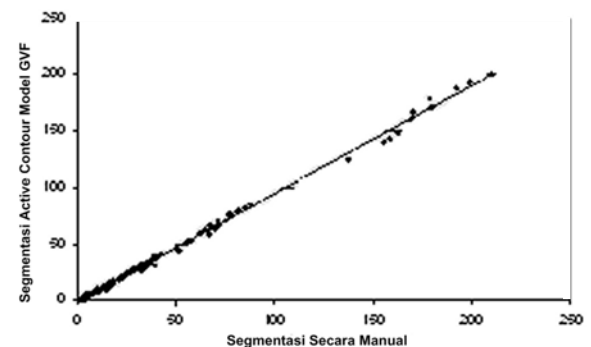
**Gambar 6. Ilustrasi Proses Segmentasi Citra Pelvis untuk Satu Irisan Tertentu Sesuai Proses Tahapan Seperti yang Ditunjukkan pada Gambar 5**

Sebagai perbandingan dalam analisis, segmentasi secara manual, yaitu dengan melakukan indentifikasi batas tepian dari tulang pelvis piksel demi piksel dilakukan. Sebagai dasar analisis adalah luas citra yang dilingkupi dari solusi  $v(s)$ , yang merupakan kurva yang menyatakan batas tepian objek. Bagian dalam dari solusi  $v(s)$  diisi dengan nilai intensitas 1. Untuk ke-55 irisan diperoleh perbandingan luas seperti yang ditunjukkan pada Gambar 7. Dengan menggunakan metode kuadrat terkecil (*least square method*), didapat persamaan regresi linier  $y = 0,9585x - 0,7357$ , koefisien korelasi  $R^2 = 0,9977$ . Serta didapat varians dengan range dari 0-210,7 yaitu varians  $s_x^2$  (segmentasi secara manual) = 4,440, varians  $s_y^2$  (segmentasi *active contour* model GVF) = 4,080, varians  $s_m^2$  (kemiringan) = 0,000014, dan varians  $s_b^2$  (konstanta) = 0,0470.

Hasil yang didapat menunjukkan bahwa metode segmentasi *active contour* model GVF dapat mengurangi beban pekerjaan yang menyita waktu dalam proses segmentasi, karena ukuran data set yang relatif besar serta kompleksitas dan variasi dari detil bentuk struktur anatomi. Lebih dari itu konsistensi dan akurasi dari hasil proses segmentasi *active contour* model GVF tidak menjadi masalah.

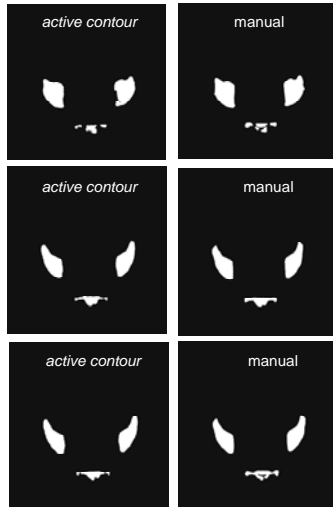
Beberapa contoh perbedaan hasil segmentasi dengan *active contour* dan manual relatif kecil diperlihatkan pada Gambar 8. Disini diperlihatkan perbedaan hasil segmentasi antara kedua metode tersebut untuk irisan ke-33, 34, dan 35.

Agar visualisasi volumetrik yang diinginkan fokus pada tulang pelvis, maka dilakukan proses segmentasi. Tujuannya untuk memisahkan tulang dari obyek yang lain seperti pembuluh darah, dan jaringan lunak. Visualisasi volumetrik struktur pelvis yang diperoleh dari hasil proses segmentasi menggunakan dua metode segmentasi, yaitu segmentasi menggunakan *active contour* model GVF dan segmentasi secara manual. Gambar 9b menunjukkan visualisasi volumetrik struktur pelvis hasil dari segmentasi menggunakan *active*

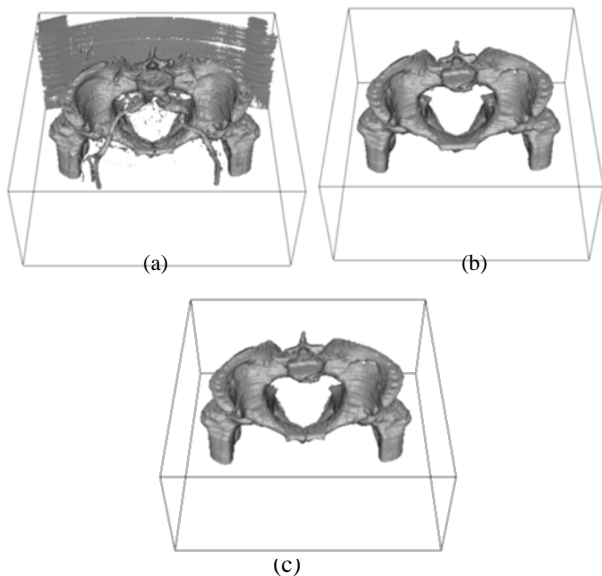


**Gambar 7. Grafik Perbandingan Luas Area Segmentasi dengan Menggunakan *Active Contour* dan Segmentasi Secara Manual**

contour model GVF sedangkan Gambar 9 menunjukkan visualisasi volumetrik struktur pelvis hasil dari segmentasi secara manual. Berdasarkan hasil visualisasi volumetrik tersebut dapat dilihat yang divisualisasikan merupakan tulang pelvis, jadi sudah terpisah dari obyek yang lain. Tetapi dari dua visualisasi volumetrik tersebut terdapat ketelitian hasil segmentasi yang berbeda. Sebagai acuan ketelitian segmentasi yaitu segmentasi secara manual.



**Gambar 8.** Perbedaan Hasil Segmentasi antara Segmentasi *Active Contour* dan Segmentasi Manual untuk Irisan ke-33, 34 dan 35 (dari atas ke bawah)



**Gambar 9.** Visualisasi Volumetrik Struktur Pelvis (a) Menggunakan *Raw Data* Citra CT-Scan tanpa Segmentasi, (b) Segmentasi menggunakan *Active Contour* dan (c) Segmentasi secara Manual

Berdasarkan hasil segmentasi menggunakan *active contour* model GVF mempunyai kelemahan dalam memasuki celah-celah sempit pada pelvis, sehingga celah tersebut dianggap bersatu. Jika pada visualisasi volumetrik hasil segmentasi secara manual terlihat adanya *pubic symphysis* (sambungan bagian depan pelvis), tetapi pada visualisasi volumetrik hasil segmentasi menggunakan *active contour* model GVF tidak terlihat adanya *pubic symphysis*.

#### 4. Simpulan

Penelitian ini mengevaluasi tahapan kritis aplikasi segmentasi citra dengan *active contour*. Energi eksternal yang menjadi kajian adalah penggunaan konsep *gradient vektor flows* (GVF). Untuk tipikal citra medik, kualitas dari estimasi medan GVF lebih ditentukan oleh bagaimana peta tepian dari citra bisa diperoleh. Penggunaan filter Kuwahara yang mempunyai karakteristik mengurangi variasi intensitas serta tetap menjaga batas tepian objek tetap tajam, cukup efektif untuk meningkatkan kualitas dari estimasi medan GVF. Kualitas dari medan GVF ini akan memudahkan suatu fungsi internal, yaitu inisialisasi kurva tertutup 2D menjadi tidak sensitif terhadap posisi awal dari target objek yang akan disegmentasi. Salah satu hasil yang penting dalam penelitian ini adalah diperolehnya suatu set data citra secara multi-irisan dari perangkat CT-scan modern pada salah satu rumah sakit di Bandung sebagai salah satu data untuk evaluasi kasus segmentasi citra secara multi irisan. Untuk studi kasus ini, inisialisasi kurva tertutup 2D dimungkinkan tidak harus selalu dilakukan secara manual. Hasil percobaan menunjukkan sekitar 73% dari total 55 irisan citra mampu memanfaatkan hasil akhir dari kurva untuk irisan  $n-1$  sebagai inisialisasi kurva tertutup 2D ke  $n$ .

#### Daftar Acuan

- [1] J.D. Bronzino, The Biomedical Engineering Handbook 2<sup>nd</sup> Edition, vol. 1, CRC Press, Boca Raton, 2000, p.61.
- [2] I. Bankman, Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis, Academic Press, San Diego, USA, 2000, p. 127.
- [3] C.F. Westin, L.M. Lorigo, O. Faugeras, W.E.L. Grimson, S. Dawson, A. Norbash, R. Kikinis, In: S.L. Delp, A.M. DiGioia, B. Jaramaz (Eds.), Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2000, Lecture Notes in Computer Science, vol. 1935, Springer Verlag, Berlin, 2000, p. 266.
- [4] C. Xu, Department of Electrical and Computer Engineering, Johns Hopkins University, USA, 1999.
- [5] F. Derraz, M. Beladgham M. Khelif, Proceedings of the International Conference on Information

- Technology: Coding and Computing (ITCC '04), 2 (2004) 675.
- [6] M. Sonka, V. Hlavac, R. Boyle, Image Processing, Analysis, and Machine Vision, International Student Edition, Thomson, Toronto, 2008, p.257.
- [7] J. Xie, H. Tsui, W.M.L. Wynnie, Proceedings of the International Conference on Image Processing (ICIP) 4 (2004) 2575.
- [8] G. Sundaramoorthi, A. Yezzi, A.C. Mennucci, IEEE Trans. Pattern analysis and Machine Intelligence , 30 (2008) 851.
- [9] B. Sumengen, B.S. Manjunath, IEEE Trans. Pattern analysis and Machine Intelligence, 28 (2006) 509.
- [10] Y.S. Akgul, C. Kambhamettu, IEEE Trans. Pattern analysis and Machine Intelligence, 25 (2003) 174.
- [11] R.V. Cristerna, V.M. Banuelos, O.Y. Suarez, IEEE Trans. On Biomedical Engineering 51 (2004) 459.
- [12] Suprijanto, I.M. Farida, Processing the 2<sup>th</sup> Indonesia Japan Joint Scientific Symposium, Jakarta, Indonesia, 2006.
- [13] I.T. Young, J.J. Gerbrands L.J. Van Vliet, Fundamental of Image Processing, The Delft University of Technology, Delft, 2000, p.59.