

# SEGMENTASI TULANG PADA CITRA CT MENGGUNAKAN ACTIVE CONTOUR

Nurpadmi\*, Dr. I Ketut Eddy Purnama, ST, MT\*\*  
nur.padmi@gmail.com

<sup>1</sup>Jurusan Teknik Elektro – FTI, ITS, Surabaya

<sup>2</sup>Jurusan Teknik Elektro – FTI, ITS, Surabaya

## ABSTRAK

*Tingginya tingkat kecelakaan lalu lintas dan bencana di Indonesia berakibat pada banyaknya korban yang mengalami kerusakan struktur tulang, patah tulang ataupun keretakan pada tulang. Tindakan rehabilitasi medis bisa dilakukan dengan menggunakan prosthesis atau implan. Selama ini ketergantungan terhadap pihak luar sangat tinggi karena sebagian besar prosthesis merupakan produk impor, dan harganya cukup mahal. Akibatnya pasien dari kalangan ekonomi rendah merasa terbebani bahkan tidak bisa mendapatkan layanan tersebut. Selain itu, prosthesis ini tidak cocok dari segi ukuran karena pasien Indonesia mempunyai dimensi tulang yang berbeda.*

*Oleh karena itu, pembuatan prosthesis Indonesia yang dibuat berdasar anatomi dan fisiologi orang Indonesia sangat diperlukan. Untuk mendukung hal tersebut diperlukan data tentang dimensi umum tulang orang Indonesia. Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan dimensi tersebut dengan melakukan segmentasi tulang orang Indonesia, khususnya tulang yang mengalami kerusakan.*

*Untuk mendapatkan dimensi sebuah tulang diperlukan proses segmentasi tulang dari citra medis. Masukan proses segmentasi ini adalah citra medis yang berasal dari CT (Computed Tomography), karena struktur tulang yang terlihat pada citra CT lebih jelas. Metode segmentasi yang dipilih adalah metode dari kelompok deformable model/active contour yaitu level set, karena metode ini cocok untuk segmentasi objek bentuk bebas (free-form object).*

*Penelitian dilakukan pada citra CT tulang iliac, sebanyak 90 slice. Untuk menguji kinerja dari metode yang diusulkan, hasil segmentasi level set dibandingkan dengan segmentasi manual, dan diperoleh hasil bahwa dengan menggunakan metode level set, segmentasi yang dihasilkan mempunyai nilai rata-rata sensitifitas 96,806%, akurasi 99,809% dan spesifitas 99,981%.*

*Kata kunci : prosthesis, citra CT, active contour, level set*

## 1. PENDAHULUAN

Gempa berkekuatan 6,3 Skala Richter terjadi di Pulau Jawa Indonesia pada tanggal 27 Mei 2006 pukul 05:54 waktu setempat, tepatnya sekitar 25 km barat daya kota Jogjakarta. Gempa ini menyebabkan 5,782 korban meninggal, 36,299 korban terluka, 135,000 rumah rusak, dan sekitar 15 juta orang kehilangan rumah. Tsunami yang terjadi tanggal 26 Desember 2004 [1] menyebabkan 186,983 korban meninggal (di seluruh dunia), 125,000 korban terluka dan 42,883 orang hilang.

Korban gempa dan tsunami paling banyak menderita kerusakan tulang, terutama patah tulang akibat tertimpa dinding atau bangunan yang roboh. Setelah gempa di Jogjakarta, hampir 60% dari korban luka memerlukan perawatan ahli orthopaedic. Akibat gempa tersebut, di RS Umum Sardjito, 15 team ahli bedah bekerja secara kontinyu selama 3 x 24 jam untuk melakukan perawatan dan operasi bagi korban yang terluka [2]. Banyak korban yang mengalami peradangan karena tidak tersedia antibiotik dan peralatan bedah seperti prosthesis/implan, plat, skrup, paku, dan fixator eksternal yang semuanya harus diimport dari luar.

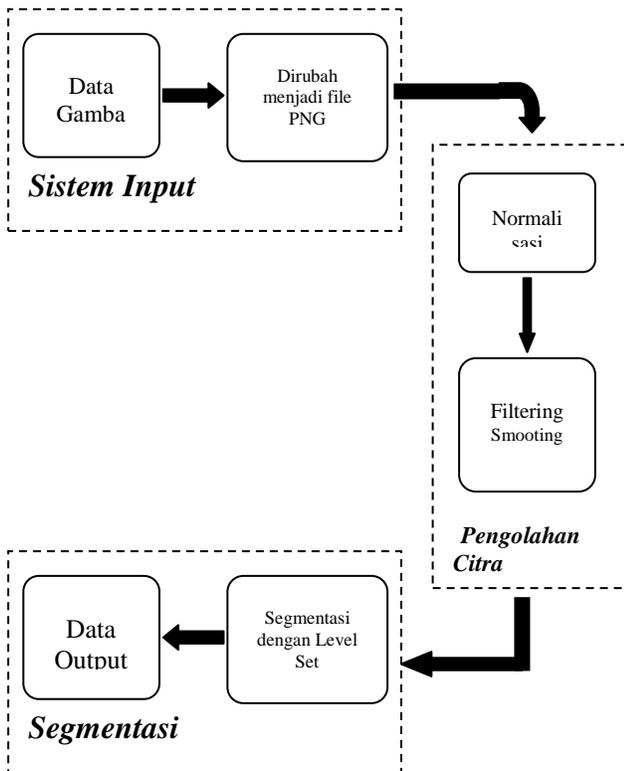
Penyebab ketiadaan plat tulang antara lain: pertama, plat yang diimport sangat mahal, sementara banyak pasien yang tidak mempunyai asuransi dan tidak mampu membelinya. Kedua, import plat dari eropa dilakukan oleh Synthes Indonesia (melalui perwakilan lokal, PT Merapi Utama Farma) [2]. Synthes Indonesia tidak mempunyai stock implant yang cukup, bahkan telah dikumpulkan plat dan sekrup dari negara tetangga namun tidak mencukupi untuk merawat semua korban. Ketiga, kedatangan peralatan bedah dan implant tertunda karena berbagai prosedur dan kerusakan sarana transportasi akibat gempa [3]. Selain itu, prosthesis import tidak cocok dari segi ukuran karena pasien Indonesia mempunyai dimensi tulang yang berbeda. Sebagai contoh, untuk memasang plat dan penyambungan tulang, perlu perkiraan diameter dan panjang sekrup yang tepat. Pemilihan sekrup terlalu pendek akan mempengaruhi kekuatan pemasangannya, sedangkan ukuran sekrup yang terlalu panjang akan merusak tulang itu sendiri.

Salah satu alternatif untuk mengatasi hal tersebut adalah dengan memanfaatkan sumber daya lokal. Pembuatan prosthesis Indonesia yang dibuat berdasar anatomi dan fisiologi orang Indonesia sangat diperlukan. Produksi plat osteosynthesis lokal akan jauh lebih murah dan dapat diperoleh lebih cepat dibandingkan dari luar negeri. Untuk mendukung hal tersebut diperlukan data mengenai anatomi-fisiologi orang Indonesia. Salah satunya adalah data tentang dimensi umum tulang orang Indonesia. Saat ini belum ada basis data ataupun penelitian tentang dimensi tulang orang Indonesia.

Untuk mendapatkan dimensi sebuah tulang diperlukan proses segmentasi tulang dari citra medis. Masukan proses segmentasi ini adalah citra medis yang berasal dari CT (Computed Tomography), karena struktur tulang yang terlihat pada citra CT lebih jelas. Metode segmentasi yang dipilih adalah metode dari kelompok deformable model/active contour yaitu level set, karena metode ini cocok untuk segmentasi objek bentuk bebas (free-form object).

## 2. METODE

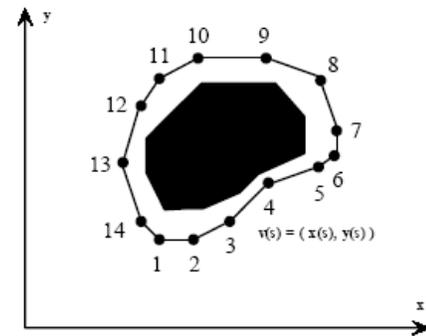
Diagram dari metode yang digunakan untuk melakukan segmentasi tulang pada citra CT dapat dilihat pada gambar 1.



Gambar 1. Metode segmentasi tulang pada citra CT

## 2.1. ACTIVE CONTOUR MODELS

Konsep *active contours models* pertama kali diperkenalkan pada tahun 1987 dan kemudian dikembangkan oleh berbagai peneliti [9]. Active contour menggunakan prinsip energi minimizing yang mendeteksi fitur tertentu dalam image, merupakan kurva (surface/permukaan) fleksibel yang dapat beradaptasi secara dinamik menuju edge (batas tepi) yang diinginkan atau obyek didalam image (dapat digunakan untuk segmentasi obyek secara otomatis). Sistem ini terdiri dari sekumpulan titik yang saling berhubungan dan terkontrol oleh garis lurus, seperti tampak pada gambar 2, Active contour digambarkan sebagai sejumlah titik terkendali yang berurutan satu sama lain. Penentuan obyek dalam image melalui active contour merupakan proses interaktif. Pengguna harus memperkirakan initial contour, seperti tampak pada gambar 2, contour yang ditentukan hampir mendekati bentuk fitur obyek. Selanjutnya, contour akan tertarik kearah fitur didalam image karena pengaruh energi internal yang menghasilkan gambar.



Gambar 2. Bentuk dasar active contour [9]

### 2.1.1 Pengertian Dasar [9]

Active contour sebagai sekumpulan titik koordinat terkendali pada contour dimana parameternya didefinisikan sebagai berikut :

$$\vec{v}(s) = (\vec{x}(s), \vec{y}(s)) \quad (1)$$

Dimana  $x(s)$  dan  $y(s)$  adalah koordinat  $x$  dan  $y$  pada kontur dan  $s$  adalah indeks normalisasi dari titik kontrol.

Fungsi energi yang digambarkan active contour terdiri dari dua komponen, yaitu energi internal dan energi eksternal. Gaya internal membuat kurva kompak (gaya elastis) dan batasannya berbelok sangat tajam (gaya lentur). Gaya eksternal cenderung membuat kurva bergerak kearah batas obyek.

Energi internal sebagai penjumlahan dari energi elastis dan energi kelenturan dapat dinyatakan sebagai berikut :

$$E_{int} = E_{elastic} + E_{bend} = \alpha(s) \left| \frac{dv}{ds} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{d^2v}{ds^2} \right|^2 \quad (2)$$

Dimana  $\alpha$  adalah konstanta variabel elastisitas dan  $\beta$  adalah konstanta variabel belokan (kelenturan) kurva kontur.

Energi elastisitas dan kelenturan dapat didefinisikan sebagai berikut:

$$E_{elastic} = \int_s \alpha (\vec{v}(s) - \vec{v}(s-1))^2 ds \quad (3)$$

$$E_{bend} = \int_s \beta (\vec{v}(s-1) - \vec{v}(s) + \vec{v}(s+1))^2 ds \quad (4)$$

Fungsi energi minimalisasi dapat ditunjukkan sebagai berikut :

$$E_{snake}^* = \int_0^1 E_{snake}(v(s)) ds$$

$$= \int_0^1 \{ E_{int}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{con}(v(s)) \} ds \quad (5)$$

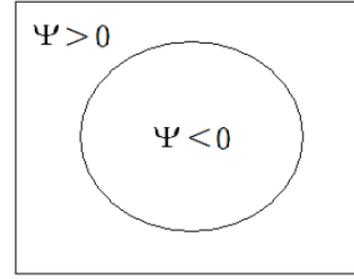
Dimana  $E_{int}$  adalah energi internal dari kurva,  $E_{image}$  adalah energi dari image, dan  $E_{con}$  adalah energi eksternal.

### 2.1.2 LEVEL SET [5]

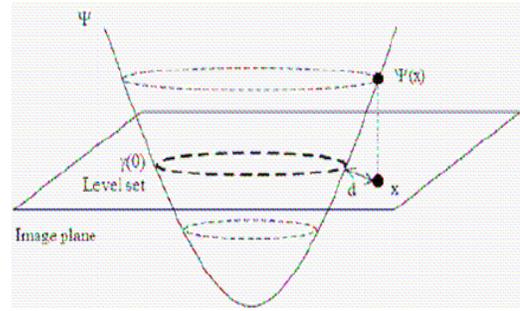
Metode *Level Set* adalah metode untuk mendeteksi kurva yang bergerak, pertama kali dikenalkan oleh Stanley Osher dan J. Sethian pada tahun 1987[5]. Persamaan dari *Level Set*  $\Psi(x,t)$  adalah [5].

$$\Psi(x, t = 0) = \pm d \quad (6)$$

Dimana  $x$  adalah suatu posisi,  $t$  adalah waktu, dan  $d$  adalah jarak dari  $x$  terhadap kurva inisialisasi (*distance*). Kurva inisialisasi berupa sebuah lingkaran dengan titik pusat dan jari-jari tertentu. Posisi  $x$  menentukan tanda dari  $d$ , tanda  $d$  diberi nilai positif bila  $x$  menjauh titik pusat kurva inisialisasi atau diluar kurva inisialisasi, sebaliknya tanda  $d$  diberi nilai negatif bila  $x$  mendekati titik pusat kurva inisialisasi atau didalam kurva inisialisasi. Daerah antara nilai *distance* ( $d$ ) positif dan negatif inilah yang menunjukkan dimana kurva berada. Hal ini juga yang membuat kurva dapat berbentuk cembung atau cekung.



Gambar 3. Daerah Distance [5]



Gambar 4. Fungsi Level Set [5]

Pada Gambar 4 dapat dilihat grafik dari fungsi *Levelset* dimana *Image plane* adalah bidang gambar, sedangkan kurva yang berbentuk menyerupai gunung terbalik adalah fungsi *Levelset*.

Berdasarkan Gambar 4 kurva berbentuk lingkaran dimana titik di dalam kurva akan bernilai semakin kecil (negatif) yang berpuncak pada titik tengah lingkaran, sedangkan titik yang berada di luar kurva akan bernilai semakin besar apabila jaraknya semakin jauh dari kurva inisialisasi. Pada gambar tersebut bagian dimana kurva bertemu dengan bidang datar merupakan kurva inisialisasi  $\Psi(x, t = 0)$  atau *zero level set*. Agar kurva dapat berevolusi maka dilakukan persamaan sebagai berikut :

$$\Psi_{ij}^{n+1} = \Psi_{ij}^n - \Delta t F \left| \nabla_{ij} \Psi_{ij}^n \right| \quad (7)$$

Dimana  $t$  adalah waktu dan  $F$  adalah *speed function*.  $F$  mempunyai tiga faktor yang mempengaruhi pergerakan kurva yang dinyatakan dengan persamaan:

$$F = F_{prop} + F_{curv} + F_{adv} \quad (8)$$

Dimana  $F_{prop}$  adalah penambahan konstan pada kurva untuk bergerak searah dengan sudut normal,  $F_{curv}$  adalah pengatur bentuk dari kurva, dan  $F_{adv}$

adalah faktor informasi dari gambar.  $F_{prop}$  dan  $F_{curv}$  dapat dihitung menggunakan persamaan sebagai berikut:

$$F_{prop} + F_{curv} = 1 - \varepsilon K \quad (9)$$

Dimana  $\varepsilon$  adalah konstanta bernilai antara 1 sampai 5, semakin besar  $\varepsilon$  semakin cepat kurva berevolusi.

### 3. PERCOBAAN DAN HASIL

Pada penelitian ini sistem kerja dibagi ke dalam beberapa tahap yaitu sistem input, pengolahan citra dan proses segmentasi.

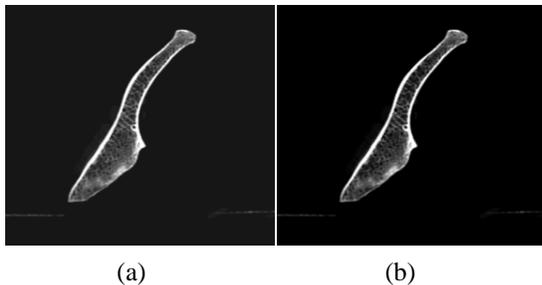
#### 3.1 SISTEM INPUT

Pada sistem input, data CT yang akan diolah berupa image DICOM yang diperoleh dari database public mengenai data CT-Scan tulang manusia dari alamat <http://isbweb.org/data/vsj/index.html>. Data tersebut diperoleh dari laboratorium anatomi manusia dan embriologi, *University of Brussels (ULB)*, Belgia.

Data input yang berupa image CT (DICOM) kemudian diubah menjadi file dengan format PNG, selanjutnya diubah ukurannya (rezise) untuk mempercepat iterasi dari proses evolusi. Data yang semula berukuran 512 x 512 pixel di-rezise menjadi 289 x 321 pixel. Proses pengubahan format DICOM menjadi PNG dan pengubahan pixel (rezise) dilakukan melalui program aplikasi DicomWork 1.3.5.

#### 3.2 SISTEM PENGOLAHAN CITRA

Citra input dengan format PNG kemudian dinormalisasi. Proses ini bertujuan untuk mengubah range dari nilai intensitas pixel. Nilai intensitas pixel yang semula berkisar antara 22 – 255 diubah menjadi 0 – 255. Dengan menggunakan persamaan  $x_2 = ax + b$  (x adalah intensitas original,  $x_2$  adalah intensitas yang baru, a dan b dihitung dengan minimum dan maksimum original dan baru).



**Gambar 5** Data (a). Data citra asli (b). Data citra hasil normalisasi

Citra hasil normalisasi merupakan citra gray level dengan dimensi 289 x 321 pixel, dan range

intensitasnya berkisar antara 0 - 255. Tahap selanjutnya akan dilakukan smoothing, dengan menggunakan filter (gaussian).

### 3.3 SEGMENTASI

Tahapan-tahapan dari sistem segmentasi dengan menggunakan level set dapat dilakukan sebagai berikut :

1. Menentukan inisialisasi parameter kontrol, bobot atau konstanta baik dari energi internal dan eksternal.
2. Menentukan edge image sebagai energi eksternal dengan menentukan gradient dari image.

Dimana fungsi edge :

$$g = \frac{1}{1 + |\nabla G_{\sigma} * I|^2} \quad (10)$$

Energi eksternal :

$$\varepsilon_{g,\lambda,v}(\phi) = \lambda.L_g(\phi) + v.A_g(\phi) \quad (11)$$

3. Selanjutnya menentukan inisialisasi dari contour awal.
4. Menghitung energi internal sebagai fungsi jarak dengan persamaan sebagai berikut:  
Fungsi jarak :

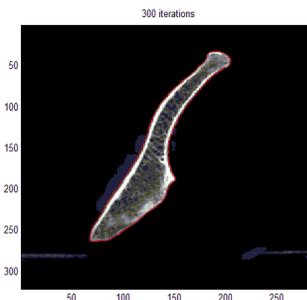
$$P(\phi) = \int_{\Omega} \frac{1}{2} (|\nabla \phi| - 1)^2 dx.dy \quad (12)$$

$$\text{Energi internal : } \varepsilon(\phi) = \mu.P(\phi) + \varepsilon_m(\phi) \quad (13)$$

5. Selanjutnya ditentukan nilai total energi, berdasar persamaan :  
Fungsi energi total :

$$\varepsilon(\phi) = \mu.P(\phi) + \varepsilon_{g,\lambda,v}(\phi) \quad (14)$$

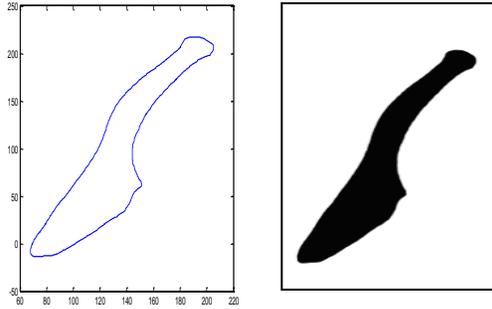
6. Update nilai level set. Apabila total energi pada langkah ke-5 belum minimal, maka akan kembali untuk melakukan evolusi selanjutnya. Apabila total energi telah mencapai minimal, maka keluar, cetak nilai level set, dan bentuk kontur.



**Gambar 6.** Contoh hasil segmentasi

### 3.3 HASIL DAN DISKUSI

Hasil evolusi dari fungsi level set adalah gradient flow dari image yang mempunyai nilai minimal dari keseluruhan fungsi energi. Proses segmentasi dengan level set ini akan menghasilkan data output yang berupa contour/citra gray level. Hasil tersebut dapat digambarkan seperti gambar 7 (berupa kontur dan citra gray level).

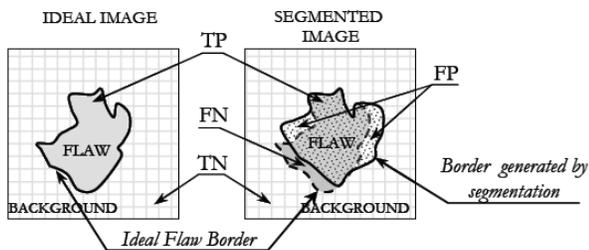


**Gambar 7.** Hasil segmentasi (kontur dan citra gray)

Image yang digunakan pada proses segmentasi ini sebanyak 90 slice. Data tersebut diperoleh dengan menggunakan parameter koefisien energi internal  $\mu = 0,1/timeStep$ . Time step = 5. Parameter energi eksternal:  $\lambda = 5$  sebagai koefisien bobot length term  $L_g$  dan  $\nu = 3$  sebagai koefisien bobot area term  $A_g$ . Dengan menggunakan parameter tersebut diperoleh output pada iterasi 280 – 300 iterasi.

Pengujian hasil penelitian ini dilakukan dengan membandingkan hasil tersebut dengan hasil segmentasi manual. Dari perbandingan tersebut akan diperoleh nilai TP: True Positive, FN: False Negative, TN: True Negative, dan FP: False Positif, yang dihitung berdasar jumlah pixel yang dilingkupi.

Nilai TP, FN, TN, dan FP dihitung berdasarkan gambar 8. Dimana TP merupakan gambar tulang dan dikenali sebagai tulang, FP merupakan gambar bukan tulang namun dikenali sebagai tulang, FN adalah gambar tulang namun tidak dikenali sebagai tulang, dan TN adalah bukan gambar tulang dan dikenali bukan tulang.



**Gambar 8.** Perbedaan referensi dan hasil

Berdasarkan nilai-nilai tersebut dapat diukur nilai sensitifitas, akurasi dan spesifitas dengan menggunakan persamaan berikut :

$$\text{Akurasi : } Acc = \frac{(TP + TN)}{(P + N)} \quad (15)$$

$$\text{Sensitifitas: } TPR = \frac{TP}{P} = \frac{TP}{(TP + FN)} \quad (16)$$

**Tabel 1.** Data Akurasi, Sensitifitas dan Spesifitas

Image	TN	FP	FN	TP	Sensitifitas	Akurasi	Spesifitas
ili0003	92488	0	58	223	0.79359	0.99937	1.00000
ili0004	92062	45	42	620	0.93656	0.99906	0.99951
ili0005	91750	0	77	942	0.92444	0.99917	1.00000
ili0006	91468	0	80	1221	0.93851	0.99914	1.00000
.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.
ili0087	87505	43	10	5211	0.99808	0.99943	0.99951
ili0088	87541	39	16	5173	0.99692	0.99941	0.99955
ili0089	87519	59	7	5184	0.99865	0.99929	0.99933
ili0090	87504	36	12	5217	0.99771	0.99948	0.99959
<b>Rata-rata</b>					<b>0.96806</b>	<b>0.99809</b>	<b>0.99981</b>

Image yang digunakan pada proses segmentasi ini sebanyak 90 slice. Dari hasil perhitungan tersebut tampak bahwa dengan menggunakan metode level set, segmentasi yang dihasilkan mempunyai nilai rata-rata sensitifitas 96,806%, akurasi 99,809% dan spesifitas 99,981%.

### 4. KESIMPULAN

Kesimpulan yang dapat diambil dari penelitian ini adalah :

1. Metode segmentasi dengan active contour – level set dapat diaplikasikan pada citra CT Tulang dengan tingkat akurasi sebagai berikut: (pegujian terhadap image CT iliac 90 slice) :  
 Sensitifitas : rata-rata 96,806%  
 Akurasi : rata-rata 99,809%  
 Spesifitas : rata-rata 99,981%
2. Mengacu pada tingkat akurasi hasil segmentasi, maka hasil penelitian ini cukup akurat dan dapat digunakan sebagai alternative metode dalam melakukan segmentasi tulang pada citra CT tulang manusia sebagai salah satu sarana untuk mendapatkan dimensi umum tulang orang Indonesia.

## PUSTAKA

- [1] T. Lay, H. Kanamori, C. Ammon, M. Nettles, S. Ward, R. Aster, S. Beck, S. Bilek, M. Brudzinski, R. Butler, H. DeShon, G. Ekstrom, K. Satake and S. Sipkin, "The Great Sumatra-Andaman Earthquake of December 26, 2004", *Science* 308 (2005), 1127–1133.
- [2] Punto Dewo, Rahadyan Magetsari, Henk J. Busscher, Jim R. van Horn, Gijsbertus J. Verkerke", *Technology and Health Care* 16 (2008) 255–259
- [3] S. Pincock, "Indonesia struggles to resurrect health services", *Lancet* 365(9456) (2005), 281
- [4] Yulia, Rostianingsih Silvia, 'Visualisasi Gambar Biomedis 3D disertai aplikasi sistem informasi yang interaktif', Universitas Kristen Petra Surabaya 2007
- [5] K. Gunadi, C. G. Ballangan, Y. Siswanto, "Aplikasi Segmentasi Gambar dengan Menggunakan Metode Level Set", <http://puslit.petra.ac.id/journals/informatics>
- [6] Marian Bacos, "Active Contours and their Utilization at Image segmentation", 5th Slovakian-Hungarian Joint Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics January 25-26, 2007 Poprad, Slovakia
- [7] D. Terzopoulos, and K. Fleischer, "Deformable models". *The Visual Computer* 4(6), pages 306-331, 1988
- [8] C. Xu, J.L. Prince, "Snakes, shapes and gradient vector flow," *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol 7, no 3, pp. 359-369, 1998.
- [9] D Cremers, F Tischhauser, J Weickert, C Schnorr, "Diffusion Snakes: Introducing Statistical Shape Knowledge into the Mumford-Shah Functional", *Int Journal of Computer Vision*, vol. 50(3), pp. 295-313, 2002.
- [10] Matus Straka, Alexandra La Cruz, Leonid I. Dimitrov, Milos Sramek, Dominik Fleischmann, Eduard Gröller, "Bone Segmentation in CT-Angiography Data Using a Probabilistic Atlas," *Vision, Modeling and Visualization*, pages 505-512. November 2003
- [11] Wang, L.I.; Greenspan, M.; Ellis, R., "Validation of bone segmentation and improved 3-D registration using contour coherency in CT data", *Medical Imaging, IEEE Transactions on* Volume 25, Issue 3, March 2006 Page(s): 324 – 334
- [12] <http://isbweb.org/data/vsj/index.html>. *the Laboratory of Human Anatomy and Embryology, University of Brussels (ULB), Belgium".* 2009