



## DESAIN MAGNIFIKASI RADIOGRAF PADA PERANGKAT RADIOGRAFI DIGITAL (RD) DI LABORATORIUM FISIKA MEDIK UNNES

Esti Melintang<sup>✉</sup>, Susilo, Sugiyanto

Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Semarang

### Info Artikel

*Sejarah Artikel:*  
Diterima Maret 2016  
Disetujui Maret 2016  
Dipublikasikan Juli 2016

*Keywords:*

*Digital Radiography, lead, spatial callibration factor, magnification, global thresholding*

### Abstrak

Sering dijumpai radiograf yang mengalami magnifikasi yang disebabkan oleh jarak antara objek terhadap detektor (*OID*). Citra radiografi harus mampu memberikan informasi secara akurat demi penegakan diagnosis, salah satunya prediksi ukuran objek (pasien). Dibutuhkan acuan berupa lempeng timbal (*Pb*) yang diketahui ukurannya sebagai bahan dalam penentuan faktor kalibrasi spasial (*k*). Algoritma seleksi otomatis menggunakan *global thresholding* digunakan untuk mendapatkan gambaran acuan. Nilai maksimum dari penjumlahan intensitas pixel pada setiap elemen baris dianggap sebagai ukuran *Pb* sebenarnya. Nilai *k* diketahui dengan membandingkan ukuran sebenarnya terhadap ukuran citra *Pb*. *Threshold* digunakan untuk memisahkan antara objek terhadap *background* berdasarkan intensitas keabuanannya. Nilai *k* optimal diperoleh pada acuan 60,200 mm yaitu 0,087373 mm/pixel dengan rerata ketelitian 98,81%. Radiograf yang mendapatkan pengaruh *OID* dapat diprediksi ukuran objek sebenarnya dari mengalikan panjang pixel objek dengan nilai *k* dan membaginya terhadap nilai magnifikasi yang dialami. Bertambahnya ketinggian *OID*, nilai magnifikasi semakin besar pula dengan koefisien determinasi sebesar 0,9972.

### Abstract

*Some radiograph were experiencing the magnification because the distance object to detector (OID). A radiographs should be able to provide information about an object for diagnose, one of which is about size of the object (patient). A marker from lead (Pb) which have actually size in need to determine the spatial callibration factor (k). Automatic selection algoritum using global thresholding is used to get an overview of marker. Size of image Pb marker determine by summing the pixel intensity data, and have the maximum value. k determined by comparing the actual size with size of pixel marker. Function of threshold is to segment foreground and background, based on grayscale value. Value of k optimal on a marker 60,200 mm that is 0,087373 mm/pixel with accuracy 98,81%. Radiograph that has gained OID can be predict the actual object size by multiplying the length image pixel and k then dividing by the value of magnification. If height of OID that increase, the value of magnification will be greater with determine value is 0,9972.*

## PENDAHULUAN

Sejalan dengan perkembangan sains dan teknologi bidang kesehatan, sistem radiografi pun terus mengalami perubahan. Sistem radiografi konvensional (RK) merupakan pemanfaatan sinar-X dalam dunia kedokteran dengan bahan film sebagai penangkap gambar. Teknologi yang berkembang dewasa ini yaitu Radiografi Digital (RD).

Citra radiograf dipengaruhi oleh faktor geometri, salah satunya yaitu magnifikasi. Dalam dunia kedokteran, *hip templating* adalah suatu proses dalam memperkirakan ukuran dan posisi *implant* sebelum operasi. Dokter yang bertugas harus dapat memperkirakan ukuran *implant* yang tepat, minimal mendekati ukuran yang sebenarnya sehingga dapat mempermudah proses operasi (Ginting, 2014).

Resolusi spasial mempunyai pengaruh penting dalam diagnosis suatu penyakit. Resolusi ini merupakan ukuran terkecil dari suatu objek pada citra yang masih dapat disajikan, dibedakan, dan dikenali. Hal tersebut mengacu pada jumlah pixel yang digunakan dalam membangun citra digital. Jumlah pixel yang terdapat dalam citra digital dan jarak antara setiap pixel merupakan fungsi dari akurasi perangkat digitalisasi (Kurniawati, 2013).

Pengambilan radiograf sering kali dipengaruhi oleh faktor magnifikasi dari objek,

## METODE PENELITIAN

Citra radiografi diperoleh dari pemotretan sinar-X menggunakan perangkat RD di Laboratorium Fisika Medik Unnes. Perangkat RD tersebut merupakan modifikasi dari sistem RK dengan menambah dan menghilangkan unit tertentu (Susilo *et al.*, 2013).

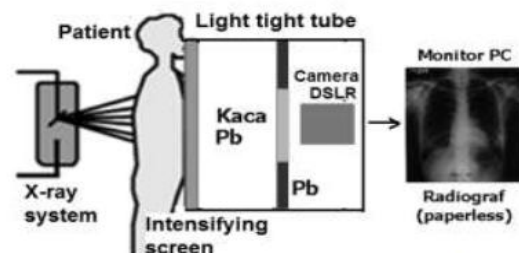
Citra sinar-X diperoleh ketika objek mendapat paparan sinar-X yang dihasilkan dari tabung sinar-X dan dikendalikan oleh panel kontrol dengan menggunakan tegangan anoda-katoda dari sumber sinar-X 55 kV, kuat arus filamen 16 mA dan lama paparan 0,1 s. Paparan sinar-X tersebut kemudian menerjang

sehingga citra yang dihasilkan mengalami perbesaran dibandingkan ukuran objek sesungguhnya. Diperlukan keahlian khusus untuk menghindarkan kesalahan informasi saat menginterpretasikan citra radiograf (Watanabe, 2008). Kalibrasi spasial merupakan proses menghubungkan pixel dari suatu citra dengan fitur nyata objek. Proses ini dapat digunakan untuk menghasilkan suatu pengukuran yang lebih akurat pada suatu objek sebenarnya (Kurniawati, 2015).

Dibutuhkan suatu algoritma dalam penentuan nilai kalibrasi spasial suatu radiograf digital. Pelat Timbal (Pb) digunakan sebagai acuan dalam menentukan nilai faktor kalibrasi spasial citra radiografi digital. Pb dipilih sebagai acuan karena nomor massanya yang tinggi sehingga sinar-X yang melewati Pb akan diserap sepenuhnya, dan bayangan dalam radiograf digital membentuk warna hitam atau nol (0) (McCaffrey *et al.*, 2007).

Kalibrasi spasial digunakan untuk melihat bagaimana perubahan ukuran objek dari pengaruh magnifikasi yang disebabkan oleh jarak antara objek dan *image receptor* (OID) pada radiograf digital. Setelah dilakukan kalibrasi ukuran Pb secara otomatis akan diketahui ukuran objek atau bagiannya secara tepat.

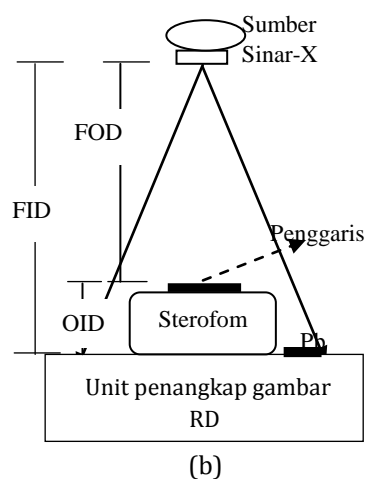
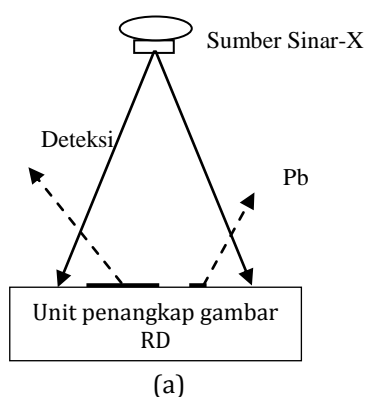
*Intensifying Screen* (IS) pada tabung kedap cahaya dan dipotret kamera DSLR untuk ditampilkan pada PC sebagai citra radiografi seperti yang terlihat dalam Gambar 1.



**Gambar 1.** Diagram alir sistem RD modifikasi dari sistem RK (Susilo *et al.*, 2014).

Eksperimen pertama yang dilakukan adalah menentukan nilai faktor kalibrasi spasial acuan dari lempeng logam Pb. Sedangkan objek uji digunakan lempeng penggaris besi yang telah terkalibrasi ukurannya. Objek uji diposisikan pada tengah luasan penyinaran sinar-X, sedangkan acuan diposisikan pada tepi luasan sehingga tidak mengganggu bentuk objek. Eksperimen selanjutnya yaitu prediksi ukuran objek uji ketika mendapat pengaruh magnifikasi.

**Gambar 2.** Menunjukkan skema penelitian mengenai verifikasi Pb dan desain magnifikasi radiograf.



**Gambar 2.** (a) Rancang penelitian verifikasi Pb sebagai alat bantu kalibrasi (b) Rancang desain magnifikasi radiograf terhadap besarnya jarak OID.

### HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil pemotretan sinar-X menggunakan perangkat RD merupakan file citra 8 bit berupa *greyscale image* dengan dimensi  $5472 \times 3648$  pixel. Perhitungan nilai faktor kalibrasi spasial dari sistem RD menggunakan file hasil pencitraan dari lempeng Pb dengan menggunakan perangkat RD di Laboratorium Fisika Medik UNNES.

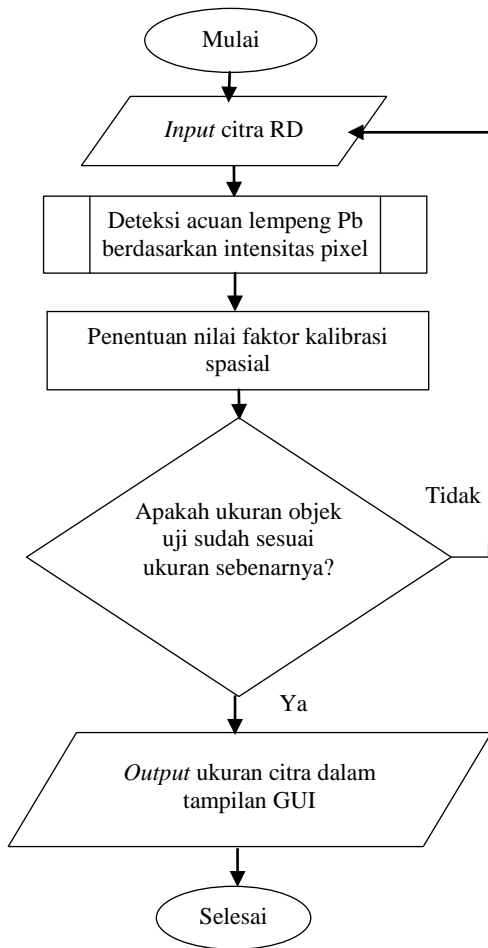
**Tabel 1.** Hasil pengukuran pada acuan Pb

No	Panjang (mm)	Lebar (mm)	Tebal (mm)
1.	40,250	11,300	1,250
2.	50,000	9,500	1,250
3.	60,200	9,500	1,090
4.	70,200	9,200	1,070
5.	80,100	9,700	1,190
6.	89,450	9,750	1,360
7.	100,30	10,050	1,280

Tabel 1 merupakan hasil pengukuran panjang acuan Pb menggunakan jangka sorong dan ketebalannya yang diukur menggunakan mikrometer sekrup.

#### A. Penentuan nilai faktor kalibrasi spasia

Panjang sampel objek uji yang tercitrakan dari sistem RD ditentukan dengan membuat suatu algoritma dari pembacaan acuan Pb yang tercitrakan. Algoritma tersebut jika digambarkan dalam *flowchart* dapat dilihat pada Gambar 3.



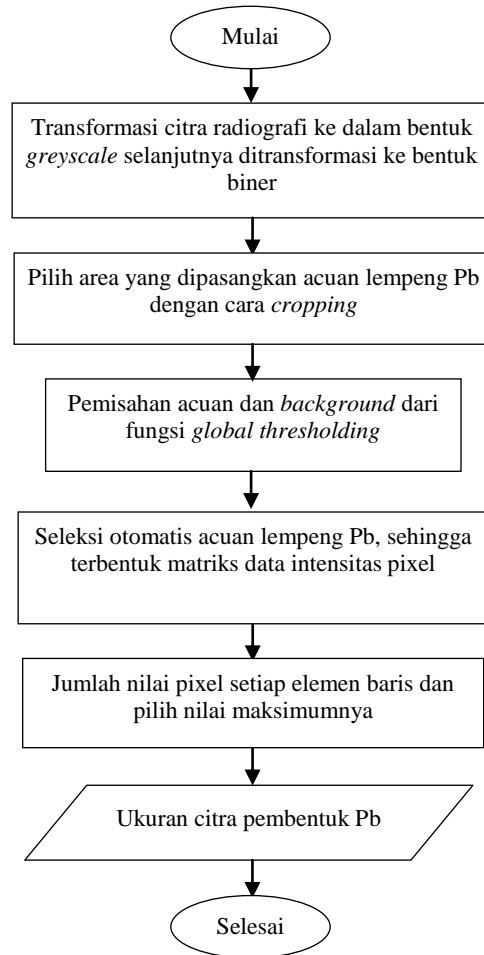
**Gambar 3.** Flowchart umum penelitian penentuan ukuran objek uji.

Mengacu pada flowchart tersebut, langkah mendeteksi acuan lempeng Pb berdasarkan intensitas pixel dapat digambarkan dalam bentuk flowchart seperti pada Gambar 4.

File radiograf yang terdapat unsur citra Pb dilakukan pembacaan citra dengan bantuan perangkat lunak MATLAB. Pembacaan citra RD dimaksudkan untuk mengubah suatu citra ke dalam bentuk deretan angka (array) atau matrik yang membentuk citra itu sendiri. Gambar 4 merupakan contoh hasil pembacaan file RD menggunakan acuan 60,200 mm.

Thresholding merupakan proses di mana citra Pb dipisahkan terhadap citra background. Threshold adalah suatu proses yang digunakan untuk memisahkan foreground dengan background. Keluaran dari proses ini merupakan sebuah citra biner di mana foreground

digambarkan dengan warna hitam (0) dan putih (1) untuk background. Nilai  $f(x,y)$  ketika diberikan suatu nilai threshold ( $T$ ):



**Gambar 4.** Flowchart deteksi acuan Pb

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

*Automatically threshold* melakukan segmentasi terhadap acuan lempeng Pb yang tercitrakan pada RD berdasarkan sebaran intensitasnya. Pada proses ini, nilai  $T$  dipilih secara otomatis tanpa harus menentukan ambang batasnya. Dalam kinerjanya, *automatically threshold* memiliki kemampuan tingkat segmentasi, deteksi, akurasi, dan efisiensi yang lebih tinggi dibandingkan menginputkan nilai  $T$ , karena dalam prosesnya meliputi beberapa tahapan hingga diperoleh batasan nilai

$T$  optimal (Al-amri *et al.*, 2010 ; Njogu *et al.*, 2016).

Setelah proses threshold berhasil dijalankan, didapatkan citra lempeng Pb yang berupa data matriks intensitas pixel dari citra tersebut. Ukuran panjang citra Pb dapat diketahui dari menjumlahkan intensitas pixel setiap elemen baris pada matriks tersebut.

Nilai dengan hasil penjumlahan terbesar (maksimum) merupakan ukuran panjang Pb sebenarnya. Selanjutnya nilai faktor kalibrasi spasial ( $k$ ) dapat dihitung dengan

membandingkan nilai panjang sebenarnya ( $l$ ) terhadap nilai pixel terpanjang pada gambaran Pb tersebut ( $l_x$ ) (Image-analyst, 2012).

$$k = \frac{l}{l_x} \tag{1}$$

$$p_o = k \times p_x \tag{2}$$

$$Error = \left| \frac{p_o - p}{p} \right| \times 100\% \tag{3}$$

Perhitungan nilai error terhadap pembacaan panjang objek uji sebenarnya ditunjukkan pada Tabel 2.

Tabel 2 Perhitungan nilai error terhadap pembacaan panjang objek uji sebenarnya

$l$ (mm)	$k$ (mm/pixel)	Hasil Pembacaan			Error	Rata - Rata Error
		$p$ (mm)	$p_x$ (pixel)	$p_o$ (mm)		
40,250	0,08788	85	993	87,264	2,66%	1,99%
		135	1570	138,003	2,22%	
		200	2300	202,165	1,08%	
50,000	0,08787	85	996	87,513	2,96%	2,19%
		135	1576	138,472	2,57%	
		200	2300	202,071	1,04%	
60,200	0,08737	85	996	87,023	2,38%	1,36%
		135	1568	137,017	1,49%	
		200	2293	200,386	0,19%	
70,200	0,08764	85	996	87,281	2,68%	1,83%
		135	1573	137,822	2,09%	
		200	2299	201,454	0,73%	
80,100	0,08783	85	993	87,241	2,64%	1,99%
		135	1573	138,139	2,33%	
		200	2300	202,009	1,00%	
89,450	0,08752	85	994	86,961	2,31%	1,49%
		135	1571	137,492	1,85%	
		200	2292	200,610	0,30%	
100,300	0,08798	85	995	87,562	3,01%	2,12%
		135	1569	138,083	2,28%	
		200	2298	202,150	1,08%	

Keterangan:

- $l$  = panjang acuan lempeng Pb sebenarnya (mm)
- $k$  = nilai faktor kalibrasi spasial citra (mm/pixel)
- $p$  = ukuran objek uji sebenarnya (mm)
- $p_x$  = ukuran objek uji yang tercitrakan (pixel)
- $p_o$  = prediksi ukuran objek uji yang tercitrakan (mm).

Nilai rerata faktor kalibrasi spasial dari berbagai acuan  $k = (8,785 \pm 0,021) \times 10^{-2}$  mm/pixel. Ukuran pixel lempeng Pb yang tercitrakan sebanding dengan ukuran lempeng Pb sebenarnya. Sedangkan nilai faktor kalibrasi spasial optimal pada penggunaan acuan 60,200 mm bernilai 0,08737 mm/pixel dengan error sebesar 1,36%.

Dilihat dari segi bentuk dan posisi, acuan Pb membentuk lempengan persegi panjang yang presisi namun posisi pada luasan penyinaran secara keseluruhan belum bisa berada pada garis lurus, sehingga dalam tahap penentuan nilai maksimum dari penjumlahan intensitas pixel citra lempeng Pb kurang sesuai terhadap ukuran sebenarnya. Diperlukan kajian lebih lanjut mengenai penentuan ukuran Pb yang tercitrakan ketika acuan diposisikan tidak berada dalam garis lurus, sehingga ketika acuan diposisikan tidak beraturan pun dapat dihitung dari melihat tepi acuan yang diproses.

File radiograf digital yang diperoleh dapat dipanggil dan diketahui ukuran sebenarnya dalam aplikasi pembuka seperti yang terlihat dalam Gambar 4.

Gambar 5 menunjukkan, penentuan ukuran objek uji dibuat lebih interaktif dan mudah dioperasikan. Citra yang dapat diproses dalam aplikasi tersebut adalah citra RD yang terdapat

acuan lempeng Pb. Nilai faktor kalibrasi spasial citra dapat ditentukan melalui tombol *calibration factor* untuk ditampilkan pada kolom *value*. Nilai tersebut yang menjadi dasar dalam penentuan prediksi ukuran objek uji yang tercitrakan.

**B. Magnifikasi Radiograf**

Radiograf dipengaruhi oleh adanya jarak antara objek uji ke unit penangkap gambar (OID). *Styrofoam* digunakan sebagai penambah ketinggian OID karena kerapatannya yang kecil sehingga tidak berpengaruh terhadap citra radiografi objek. Secara teori, magnifikasi dapat dihitung dari persamaan (4). Prediksi ukuran objek sebenarnya dengan adanya pengaruh jarak OID dapat diketahui dari persamaan (5).

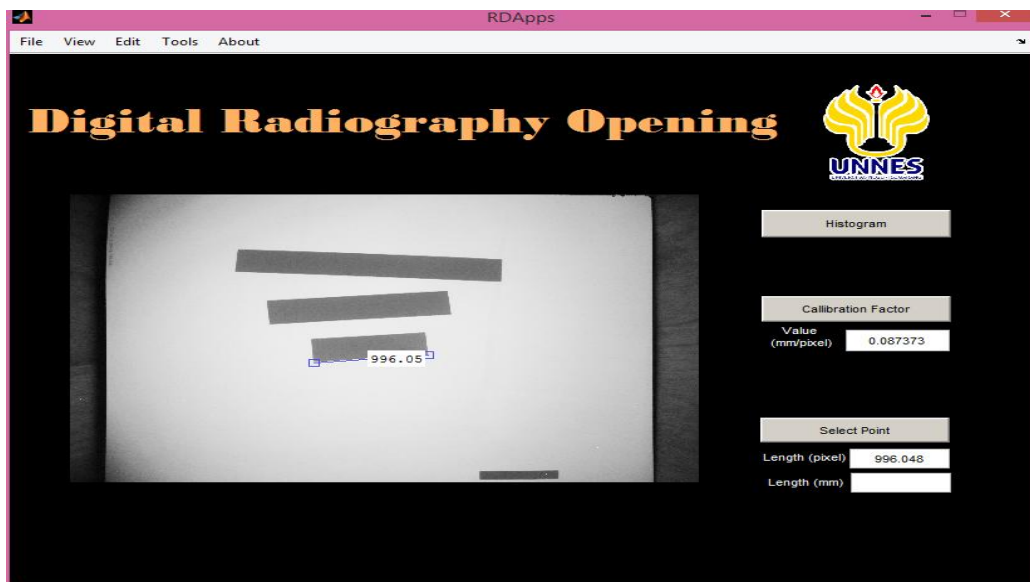
$$M = \frac{FID}{FOD} = \frac{FID}{FID-OID} \quad (4)$$

$$p_o = \frac{k \times p_x}{M} \quad (5)$$

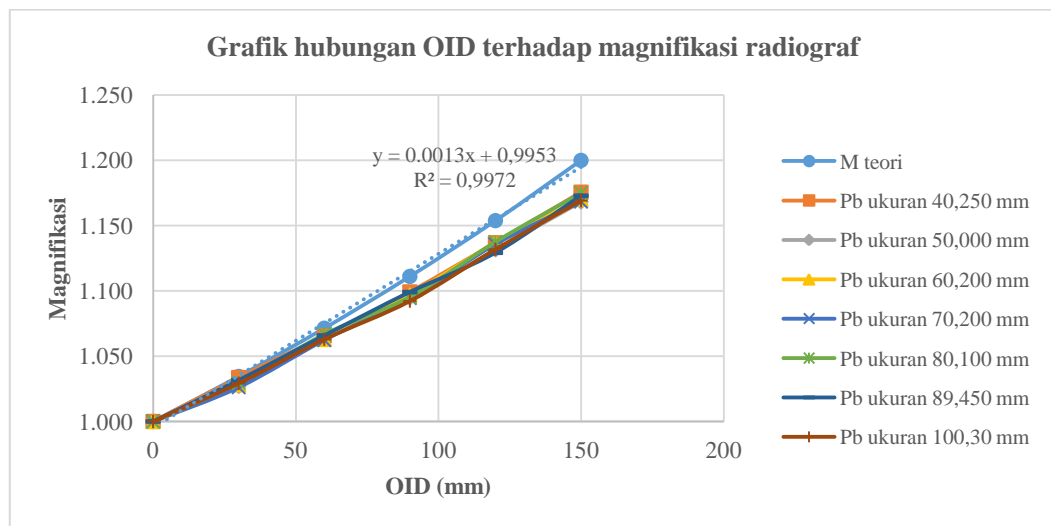
$$Error = \left| \frac{p_o - p}{p} \right| \times 100\%$$

di mana,

- $M$  = magnifikasi radiografi
- $FID$  = Focus Image Distance (mm)
- $FOD$  = Focus Object Distance (mm)
- $OID$  = Object Image Distance (mm)
- $k$  = faktor kalibrasi spasial (mm/pixel)
- $p_x$  = panjang pixel (pixel)
- $p_o$  = prediksi panjang objek (mm)
- $p$  = ukuran objek sebenarnya (mm).



**Gambar 5.** Desain magnifikasi radiograf dengan bantuan GUI MATLAB



**Gambar 6.** Hubungan OID terhadap besarnya magnifikasi radiograf pada objek uji ukuran 85 mm.

Gambar 6 merupakan grafik hubungan antara besarnya nilai OID terhadap magnifikasi yang dialami oleh radiograf.

Hubungan antara OID terhadap magnifikasi menunjukkan garis linear. Nilai 0,9953 adalah titik potong garis regresi terhadap sumbu tegak  $y$  atau nilai magnifikasi. Nilai dugaan magnifikasi radiograf dapat diketahui dari kemiringan garis regresi. Nilai 0,0013 menunjukkan bahwa untuk setiap kenaikan OID sebesar satu mm, secara rata-rata akan menaikkan nilai magnifikasi sebesar 0,0013.

Perhitungan nilai magnifikasi masing-masing acuan lempeng Pb berbeda dibandingkan nilai magnifikasi secara teori. Hal ini disebabkan karena pada masing-masing acuan lempeng Pb masih mengalami error sehingga dalam perhitungan prediksi ukuran objek uji yang tercitakan belum sesuai terhadap nilai sebenarnya, yang berakibat pada magnifikasi

radiograf belum sesuai seperti magnifikasi yang dihitung secara teori.

Diagnosis pada radiograf yang telah mengalami magnifikasi didasarkan pada kesesuaian perhitungan ukuran objek yang tercitakan sehingga mengurangi atau mencegah terjadinya kesalahan diagnosis (Conn et al., 2002). Ukuran objek dapat diketahui dengan menghitung panjang objek terukur dalam satuan panjang pixel dikalikan terhadap faktor kalibrasi spasial dari acuan dan membaginya dengan nilai magnifikasi yang dihitung secara teoritik dari jarak FID dibanding FOD. Citra radiografi walau telah mendapat pengaruh magnifikasi harus mampu memberikan informasi terhadap ukuran objeknya. Berdasarkan analisis data, penggunaan objek uji dengan ukuran 200 mm mempunyai rata-rata error paling kecil yaitu sebesar 0,46 %.

## KESIMPULAN DAN SARAN

Telah dibuat algoritma penentuan ukuran citra radiograf melalui seleksi otomatis acuan Pb dengan menggunakan fungsi *global thresholding*. Ukuran citra pembentuk Pb didasarkan pada penjumlahan data intensitas pixel setiap elemen barisnya, dan dipilih nilai maksimumnya. Nilai faktor kalibrasi optimal pada perangkat RD di

Laboratorium Fisika Medik UNNES yaitu 0,08737 mm/pixel dengan ketelitian 98,63%.

Semakin besar jarak OID maka semakin besar pula nilai magnifikasi radiograf dengan nilai koefisien determinasi sebesar 0,9972..

**DAFTAR PUSTAKA**

- Al-amri, S. S., N. V. Kalyankar, & Khamitkar S. D. 2010. Image Segmentation by Using Threshold Techniques. *Journal of Computing*. Vol. 2: 83-86.
- Conn, K. S., M. T. Clarke, & J. P. Hallet. 2002. A Simple Guide to Determine The Magnification of Radiographs And to Improve The Accuracy of Preoperative Templating. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, Vol.84-B (2): 269 – 272.
- Ginting, I. 2014. Metode Praktis dan Sederhana dalam Menentukan Besar Magnifikasi Rontgen Preoperatif pada Hip Hemiarthroplasty di RS Ortopedi Prof Dr R Suharso Surakarta. Tesis. Surakarta: FK UNS.
- Image-Analyst, 2012. Matlab Answers. USA: Mathwork. Tersedia di <https://www.mathworks.com/matlabcentral/answers/56087-how-can-i-find-the-spatial-calibration-factor.html> [diakses 1-09-2016].
- Kurniawati, L. 2013. Kalibrasi Spasial Citra Radiografi dan Kalibrasi Dosis Mesin Sinar X Panoramik Gigi. Tesis. Yogyakarta: FMIPA Universitas Gajah Mada.
- McCaffrey, J. P., H. Shen, B. Downton, & E. Mainegra-Hing. 2007. Radiation Attenuation By Lead And Nonlead Materials Used In Radiation Shielding Garments. Canada: Ionizing Radiation Standards, National Research Council of Canada.
- Njogu, K, D. Maina, & E. Mwangi. 2016. Automation of Defect Detection in Digital Radiographic Images. *International Journal of Computer Applications* Vol. 142 (6): 1-7.
- Susilo, Supriyadi, Sutikno, Sunarno, & R. Setiawan. 2014. Rancang Bangun Sistem Penangkap Gambar Radiograf Digital Berbasis Kamera DSLR, *Jurnal Pendidikan Fisika Indonesia*, 10 (2014) :66-74.
- Susilo, W. S. Budi, Kusminarto, & G. B. Suparta. 2013. Kajian Radiografi Digital Tulang Tangan. *Jurnal Berkala Fisika* 16(1):15-20.