

KAJIAN FISIKA INDEKS-KEABUAN DENGAN TEKNIK RADIOGRAFI DIGITAL PADA PEMERIKSAAN TULANG METASTATIK

Susilo^{1*}, T.N. Maesadji², Kusminarto³, S.B. Wahyu⁴

¹ Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri Semarang (UNNES), Semarang, Indonesia

² Jurusan Radiologi, Fakultas Kedokteran Universitas Gajah Mada (UGM), Yogyakarta, Indonesia

³ Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Gajah Mada (UGM), Yogyakarta, Indonesia

⁴ Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Diponegoro (UNDIP), Semarang, Indonesia

Diterima: 29 Oktober 2011. Disetujui: 20 November 2011. Dipublikasikan: Januari 2012

ABSTRAK

Telah dilakukan pengukuran terhadap tulang menggunakan perhitungan indeks-keabuan dengan teknik radiografi digital. Penelitian ini bertujuan memanfaatkan perangkat lunak berbasis Matlab dalam mengkaji nilai indeks-keabuan yang digunakan sebagai bagian system perangkat lunak untuk mendiagnosis tulang metastatik. Hasil pengukuran densitas radiograf stepwedge digunakan untuk menguji linearitas perangkat lunak tersebut, dan diperoleh hasil berupa persamaan linear $Y = 0,153X + 0,267$, dengan koefisien determinasi $R^2 = 0,975$. Dengan perangkat lunak yang sama digunakan untuk mengukur densitas radiograf tulang pada ROI (region of interest) tulang tertentu menggunakan nilai indeks-keabuan. Aplikasi perangkat lunak tersebut dalam menganalisis radiograf tulang dapat digunakan untuk mendiagnosis tulang metastatik. Hasil ini menunjukkan bahwa indeks-keabuan sebagai bagian dari perangkat lunak berbasis Matlab dapat dikembangkan untuk diagnosis tulang metastatik pada senter-senter kesehatan rumah sakit yang telah menggunakan sistem Computed Radiography (CR) sehingga lebih efektif dan efisien.

ABSTRACT

Bone examination based on calculation of gray-index using digital radiography (DR) technique has been performed. This study uses a Matlab based-software, a part of the software system in assessing the value of gray-index to diagnose metastatic bone. The measurement result of stepwedge radiograph-density is used to test the linearity of the software and it is obtained that the result is in the form of linear equation of $Y = 0.153X + 0.267$, with determination coefficient R^2 of 0.975. In addition, this technique can be used to measure bone radiographs density on the region of interest (ROI) using the value of gray-index. The application of this software in the analyzing of bone radiographs can be used to diagnose metastatic bone. These results indicate that the Matlab based-software can be developed to diagnose metastatic bone at the health centers which have been using computed radiography system to make it more effective and efficient.

© 2012 Jurusan Fisika FMIPA UNNES Semarang

Keywords: gray-index; metastatic bone; radiographs; digital radiography

PENDAHULUAN

Metastatik suatu kanker atau karsinoma adalah penyebaran sel-sel kanker keluar dari

tempat asalnya ke tempat lain atau bagian tubuh yang lain. Sel-sel kanker tersebut kemudian menyebar ke bagian tubuh lainnya melalui peredaran darah ataupun aliran limfe. Tulang merupakan salah satu organ target yang paling sering menjadi tempat metastasis (Chiang *et al.*, 2008; Moos *et al.*, 2008).

Pembacaan foto röntgen secara visual

***Alamat Korespondensi:**

Gdg. D7 Lt. 2 Kampus Sekaran Gunungpati, Semarang, 50229

Telp.: 085641811456

Email: susilosumarto@yahoo.com

memiliki tingkat subyektivitas yang tinggi karena keterbatasan indra penglihatan manusia. Pendeteksian secara terkomputasi membantu menegakkan diagnosis para radiolog. Metode-metode pengolahan citra yang dikombinasikan secara terintegrasi mampu menganalisis citra metastasis tulang.

Penelitian radiografi digital memanfaatkan citra radiografi tulang yang dihasilkan oleh sistem *Computed Radiography* (CR). CR dengan pelat citra sebagai penyimpan data sementara menghasilkan data radiograf yang dapat disimpan pada *harddisk* computer. Pengadaan peralatan ini masih dirasakan sangat mahal, terutama untuk Rumah Sakit Daerah. Hasil penelitian baru berkaitan dengan indeks-keabuan khususnya tulang metastatik ditinjau dari aspek diagnosis radiologi. Indeks-keabuan ini berbasis pada komputer sehingga bisa mengurangi variabilitas antar radiolog dalam menafsirkan citra radiograf. Diagnosis berbantuan komputer ini disamping dapat meningkatkan akurasi diagnosis, juga mengurangi subyektivitas antar radiolog (Sunshine *et al.*, 2001; Jiang *et al.*, 2001).

Pada radiografi digital tingkat keabuan radiograf dinyatakan dalam interval dari 0 – 255 (dari gelap – terang). Tingkat keabuan sebanding dengan intensitas berkas sinar-X yang diteruskan setelah melewati obyek, sehingga dengan menggunakan nilai tingkat keabuan dapat digunakan untuk membedakan nilai tingkat keabuan tulang metastatik dengan nilai tingkat keabuan tulang normal. Prinsip ini bisa digunakan untuk deteksi tulang metastatik.

Dari uraian di atas maka tujuan dari penulisan adalah mengkaji indeks-keabuan pixel *Region of Interest* (ROI) untuk menilai kepadatan dan kekeroposan tulang akibat metastasis tumor maligna di tempat lain yang metastasis ke tulang (Roodman, 2004).

METODE

Teknologi Radiografi Digital mengubah sinar-X menjadi muatan listrik melalui proses *readout*. Berdasar konversi sinar-X yang digunakan dapat dibagi menjadi kelompok konversi *direct* (langsung) dan *indirect* (tak langsung) (Kömer *et al.*, 2007). Detektor konversi *direct* terdiri dari suatu fotokonduktor sinar-x (berupa amorphous selenium (a-Se)) yang dapat mengubah secara langsung pada satu tingkat foton energi sinar-x menjadi muatan listrik, sedang sistem konversi *indirect* menggunakan dua langkah teknik untuk konversi. Sistem *indi-*

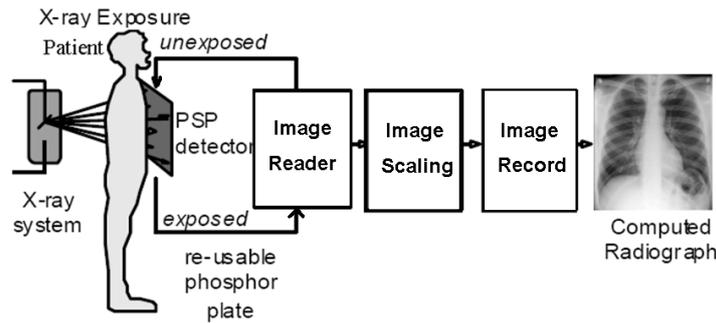
rect ini mempunyai *scintillator* (berupa *Cesium Iodide* (CsI)) yang mengubah sinar-X menjadi cahaya tampak. Cahaya tampak tersebut kemudian diubah menjadi muatan listrik oleh larikan *amorphous silicon photodiode* (Kotter *et al.*, 2002).

Teknologi CR ini menggunakan detektor *photostimulable* yang menggantikan kaset *screen film* (SF) pada system radiografi konvensional (RK). Plat *storage-phosphor* ditunjukkan di dalam kaset dengan dimensi standard untuk radiografi hitam-putih khas tanpa mengubah generator sinar-X, dinding Bucky dan tabung sinar-x atau sistem meja paparan. Teknologi CR memberikan keleluasan radiografer untuk memperoleh citra radiografi hitam-putih lebih baik dibanding unit SF pada sistem RK. Perbedaan dengan sistem RK adalah bagaimana citra laten diciptakan dan bagaimana pengolahan citra ini dikerjakan. Siklus pencitraan CR dasar mempunyai tiga langkah yaitu (lihat Gambar 1): pemaparan, *readout*, dan menghapus (Schaetzing, 2003). Keluaran dari CR ini adalah citra radiograf yang bisa dinyatakan dalam bentuk tingkat keabuan pixel berupa angka-angka secara kuantitatif.

Prinsip dari radiografi digital adalah memanfaatkan perbedaan penyerapan sinar-X pada bagian-bagian tulang dan jaringan lainnya. Pada tulang padat, sinar-X yang diserap lebih banyak sehingga sinar yang datang ke *image plate* menjadi berkurang, mengakibatkan gambaran tulang padat menjadi lebih putih dibanding dengan jaringan tubuh lainnya. Oleh karena itu gambaran metastasis tulang yang densitasnya berbeda dengan tulang normal ditampilkan berbeda pula pada layar tampilan gambar.

Komposisi kimiawi tulang manusia terperinci sebagai: H, C, N, O, Na, Mg, P, Si, Cl, K dan Ca. Persentase kalsium (Ca) adalah relatif besar pada tulang. Karena memiliki nukleus (nomor atom 20) yang jauh lebih berat dibandingkan dengan sebagian besar unsur di tubuh, kalsium akan menyerap lebih banyak sinar-X dari pada jaringan lunak di sekitarnya. Hal inilah yang menyebabkan mengapa sinar-X memperlihatkan gambaran tulang pada radiograf dengan lebih putih karena tulang mengandung banyak kalsium (Pietrobelli *et al.*, 1996).

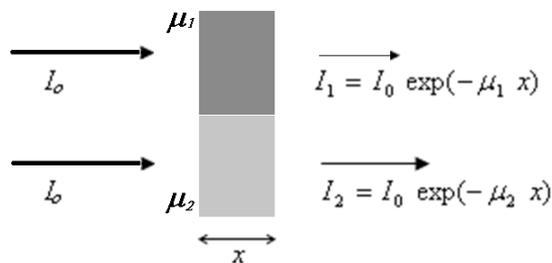
Sistem radiografi konvensional memancarkan sinar-X yang dikendalikan oleh radiografer melalui tombol-tombol kV dan mA. Intensitas berkas sinar-X di rumah sakit pada umumnya tidak homogen, intensitas ditengah paling tinggi dan menurun secara gradual ke



Gambar 1. Langkah siklus pencitraan sistem CR (Lanca *et al.*, 2009).

arah tepi. Berkas ini mempengaruhi citra radiograf yang dihasilkan (Kusminarto *et al.*, 1996). Agar berkas sinar-X bisa dianggap homogen, maka digunakan berkas yang dekat sumbu utama.

Paparan sinar-X yang dikenakan pada obyek (tulung) menghasilkan radiograf yang bisa menggambarkan densitas dari tulung tersebut. Untuk pencitraan pada obyek yang terkena paparan (tulung normal dan tulung metastatik) dapat dijelaskan menurut rumusan fisika sebagai: $I = I_0 \exp(-\mu x)$ (Lanca *et al.*, 2009). Dengan cara yang sama dapat dijelaskan paparan sinar-X pada tulung metastatik dan normal.



Gambar 2. Berkas sinar datang I_0 dan yang diteruskan I_1 atau I_2 .

Dari Gambar 6 diperoleh persamaan:

$$\ln(I_1/I_0) = -\mu_1 x \dots\dots\dots (1)$$

μ_1 dan μ_2 adalah koefisien serapan linear untuk tulung normal dan tulung metastatik dengan ketebalan yang sama (x).

Analog:

$$\ln(I_2/I_0) = -\mu_2 x \dots\dots\dots (2)$$

Perbandingan persamaan (2) terhadap (1) diperoleh:

$$\frac{\ln(I_2/I_0)}{\ln(I_1/I_0)} = \frac{\mu_2}{\mu_1} = n_g \dots\dots\dots (3)$$

Dengan digunakannya sistem Radiog-

rafi Digital dimungkinkan diciptakan suatu perangkat lunak untuk menganalisis tingkat keabuan *pixel* secara matematis sehingga dapat dilakukan perhitungan $n_g = (\ln(I_2/I_0))/(\ln(I_1/I_0))$ yang menghasilkan angka-angka yang disebut indeks-keabuan (n_g).

Dengan menggunakan perangkat lunak berbasis Matlab citra radiograf tersebut diamati, kemudian dipilih bagian-bagian tertentu pada ROI tanpa obyek (tulung), ROI tulung normal dan ROI tulung yang diduga metastasis, berturut-turut disebut I_0 , I_1 dan I_2 . Secara matematis indeks-keabuan dinyatakan sebagai

$$\text{Indeks-keabuan: } n_g = \frac{h(I_2/I_0)}{h(I_1/I_0)} \dots\dots\dots (4)$$

Keterangan: $n_g = \frac{h(I_2/I_0)}{h(I_1/I_0)}$
 \ln = logaritma alam \ln dari persamaan matematis.

I_2 = tingkat keabuan ROI pada tulung yang mengalami metastasis

I_1 = tingkat keabuan ROI tulung normal.

I_0 = tingkat keabuan ROI latar tanpa obyek.

Tingkat keabuan (*grey level*) sebanding dengan intensitas berkas sinar-X, dengan menggunakan nilai tingkat keabuan dari 0 ~ 255 dapat digunakan untuk menentukan I_0 , I_1 dan I_2 , sehingga dapat digunakan pula untuk diagnosis tulung metastatik.

Analisis citra radiograf CR bisa dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak bawaan dari sistem CR yang sudah ada, yaitu file jenis *DICOM* (Linuma *et al.*, 2004). Tetapi dalam penelitian ini perangkat lunak dibangun dengan program aplikasi berbasis Matlab 7.1 Pengembangan perangkat lunak berbasis Matlab ini merupakan penajaman dari penelitian sebelumnya yang pernah dilakukan peneliti sejak tahun 2007 – 2010. Hasilnya antara lain adalah perangkat lunak berbasis Matlab berupa sistem analisis citra hasil radiografi digital berupa tingkat keabuan *pixel*.

Hasil perangkat lunak pada penelitian sebelumnya ini bisa digunakan untuk berbagai keperluan dalam analisis file citra secara umum, terutama dapat menganalisis file image jenis JPEG atau BMP. Fasilitas yang telah dibangun pada perangkat lunak ini antara lain adalah: ubah bit, *cropping*, pixel info, histogram, mean, standard deviasi, open file, simpan file, invert dan lain-lain (Susilo dkk, 2009).

Berdasar pengalaman tentang perangkat lunak berbasis Matlab yang telah dibangun pada penelitian sebelumnya, maka perangkat lunak tersebut digunakan sebagai dasar aplikasi di bidang medis. Dengan memodifikasi program Matlab dan disesuaikan dengan kondisi obyek yang diperiksa diperoleh program analisis citra berbasis Matlab untuk mendiagnosis tulang metastatik.

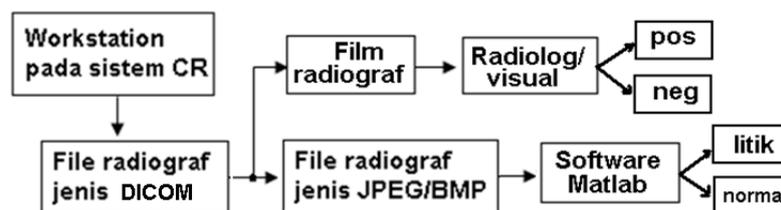
Citra hasil pemotretan menggunakan sistem CR berupa file jenis *DICOM* dan tersimpan dalam *workstation*. Selanjutnya file tersebut bisa diubah menjadi bentuk BMP atau JPG. File tersebut bisa dicetak menjadi film radiograf agar diinterpretasi secara visual oleh radiolog, dan juga bisa disalin ke dalam CD agar bisa dianalisis dengan perangkat lunak berbasis Matlab. Hasil akhir dari proses diagnosis tulang oleh interpretasi radiolog adalah positif (tulang litik atau osteolitik) dan negatif (tulang normal),

sedang analisis perangkat lunak menghasilkan tulang litik dan tulang normal. Pengambilan data radiograf obyek (tulang) dapat dijelaskan dengan diagram alir pada Gambar 3.

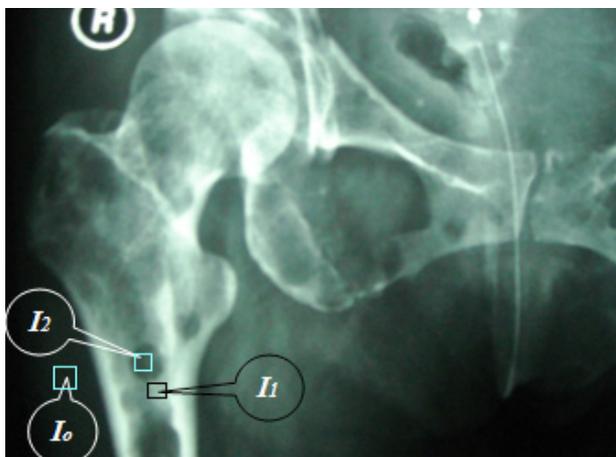
Data citra radiograf yang diperoleh dari hasil *scanning* pada sistem CR, selanjutnya dianalisis dengan perangkat lunak berbasis Matlab 7.1, sehingga keluaran berupa data kuantitatif. Kemudian setiap ROI tulang metastatik dikelompokkan menjadi tulang osteolitik dan normal berdasar nilai indeks-keabuan (n_g). Proses penentuan ROI I_0 , I_1 dan I_2 ditunjukkan seperti pada gambar 4. Secara matematis indeks-keabuan dinyatakan seperti dalam persamaan (1).

HASIL DAN PEMBAHASAN

Unutuk mengukur linearitas berkas sinar-X digunakan *stepwedge*. *Stepwedge* Aluminum biasanya dibuat secara homogen, kemurnian tinggi dan dirancang untuk memberikan nilai densitas optis untuk film sinar-X dengan ketebalan aluminum yang menebal setiap *step* atau undaknya. *Stepwedge* standard yang digunakan untuk pengukuran densitas adalah *stepwedge* RMI Model 117 yang mempunyai 11 *step*, masing-masing dengan tebal 3 mm. Lebar 6,4 cm dan panjang 16,5 cm serta



Gambar 3. Diagram alir pengambilan data radiograf

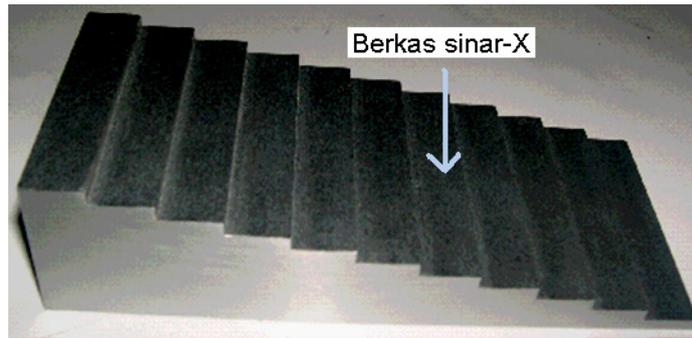


Gambar 4. ROI radiograf tulang femur metastatik

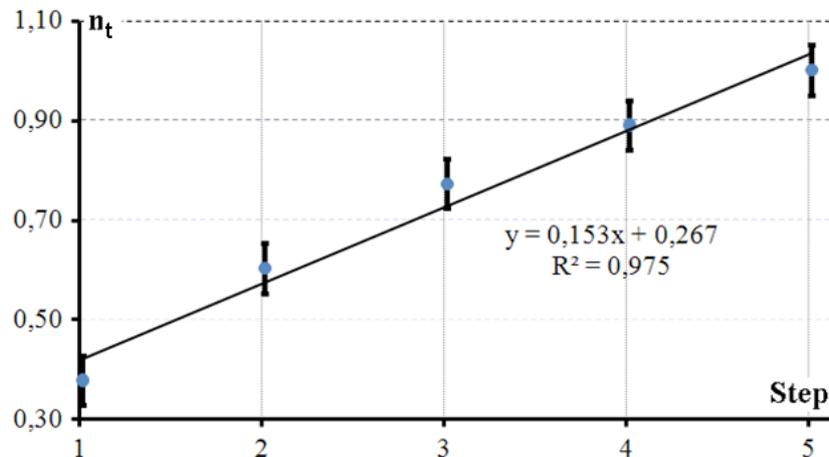
I_0 : tingkat keabuan ROI radiograf tanpa obyek.

I_1 : tingkat keabuan ROI radiograf tulang normal.

I_2 : tingkat keabuan ROI radiograf tulang metastasis.



Gambar 5. Berkas sinar-X pada *stepwedge*



Gambar 6. Grafik n_t vs Step dengan *fixed value* pada *error bar* = 0,05

dengan kemurnian 98% (Anonymous, 2001).

Pengukuran indeks ketebalan n_t dengan menggunakan *software* berbasis Matlab 7.1 dilakukan di Laboratorium Fisika FMIPA UNNES Semarang. Pengukuran ini dilakukan dengan cara meng-copy file dari *workstation* pada *Compact Disk* (CD) untuk dianalisis dengan *software* berbasis Matlab hasil rekayasa, sehingga bisa dilakukan dengan PC dimana saja. Hasil pengukuran pembacaan data n_t dapat dilihat pada Tabel 1.

Tabel 1. Pembacaan data *step* (tingkat ketebalan) dengan *software* berbasis Matlab

Step ke	GL	$n_t = \text{Ln}(I_x/I_o)/\text{Ln}(I_y/I_o)$
Tanpa obyek	46,22	--
5	201,11	1,000
4	170,97	0,890
3	143,83	0,772
2	111,88	0,601
1	80,42	0,377

Pusat paparan berkas sinar-X pada *stepwedge* pada *step* atau ROI ke-5, dan selanjutnya *step* tersebut digunakan sebagai ROI intensitas acuan atau I_y , sedang untuk *step* ke-5, 4, 3, 2, 1 digunakan sebagai ROI intensitas yang ditinjau (I_x), dan ROI intensitas tanpa obyek disebut I_o . Dengan cara yang sama dengan indeks-keabuan n_g pada tulang, maka indeks-ketebalan pada *stepwedge* adalah $n_t = \text{Ln}(I_x/I_o)/\text{Ln}(I_y/I_o)$. Perbedaan indeks-keabuan n_g dan indeks-ketebalan n_t adalah bahwa n_g mengacu pada koefisien serapan berbeda (μ_1 dan μ_2) dengan ketebalan sama, sedang n_t mengacu pada koefisien serapan sama (μ) dengan ketebalan berbeda (x_1 dan x_2).

Data hasil pada Tabel 1 menunjukkan adanya *step* (yang menggambarkan ketebalan yang menurun secara gradual), nilai pembacaan pada *software* berbasis Matlab pada *step* 5, 4, 3, 2 dan 1 (menggambarkan nilai *grey level* GL (tingkat keabuan) pada ROI *step* 5, 4, 3, 2 dan 1), serta nilai indeks-ketebalan n_t . Hasil analisis ini dapat digambarkan sebagai grafik n_t vs *step*, seperti ditunjukkan pada Gambar 6.

Grafik pada Gambar 6 membentuk pola

Tabel 2. Hubungan antara jarak dari pusat penyinaran dengan R^2

Jumlah <i>step</i>	Jarak <i>step</i> (cm)	Persamaan linear	R^2
3	4,5	$y = 0,114 x + 0,431$	0,999
4	6,0	$y = 0,131 x + 0,355$	0,988
5	7,5	$y = 0,153 x + 0,267$	0,975

Tabel 3. Kesesuaian pemeriksaan visual oleh radiolog terhadap n_g .

Nama File	Obyek	Vi- sual	Pemeriksaan dgn. software			n_g	Diag- nosis
			I_0	I_1	I_2		
DSCNO200	Femur kiri	pos	1,2753	104,0560	45,4790	0,812	Litik
DSCNO201	Femur kiri	pos	11,5350	86,0381	48,3975	0,714	Litik
DSCNO202	Femur kiri	pos	6,3461	121,1650	63,4940	0,781	Litik
DSCNO197	Femur kiri	pos	2,7764	97,3912	70,6444	0,910	Litik
DSCNO198	Femur kanan	pos	29,7345	70,5150	55,3669	0,720	Litik
DSCNO199	Femur kanan	pos	19,9674	128,0640	55,0204	0,545	Litik
DSCNO203	Femur kanan	pos	2,6413	180,0520	70,8531	0,779	Litik
DSCNO204	Pinggul kanan	pos	2,3377	180,3580	64,0478	0,762	Litik
DSCNO210	Lengan kiri	pos	8,5556	222,6850	173,4830	0,923	Litik
DSCNO211	Lengan kiri	pos	11,3098	134,8050	92,7867	0,849	Litik
DSCNO212	Lengan kanan	pos	1,2115	171,7170	114,9720	0,919	Litik
DSCNO215	Lengan kiri	pos	12,5654	140,6060	86,4805	0,799	Litik
DSCNO216	Lengan kiri	pos	17,5314	130,9630	90,0075	0,814	Litik
117020_1	femur kiri	neg	3,0152	154,7360	143,0250	0,978	Normal
117020_1	femur kanan	neg	1,9343	174,7940	181,9370	1,009	Normal
863859_1	femur kiri	neg	27,4206	146,6190	115,2510	0,855	Normal
863859_1	femur kanan	neg	20,2424	156,7190	120,6990	0,879	Normal
864265_1	femur kanan	neg	4,9883	102,4340	86,7664	0,940	Normal
864228_1	femur kiri	neg	2,7970	124,1780	119,8710	0,987	Normal
864228_1	femur kanan	neg	2,7475	110,8280	121,1270	1,021	Normal
864402_1	femur kiri	neg	3,2412	104,7900	113,9150	1,023	Normal
C172633_1	femur kiri	neg	1,3701	109,6490	111,5650	1,000	Normal
C172931_1	femur kiri	neg	2,9583	95,0625	109,7330	1,041	Normal
C172932_1	femur kanan	neg	6,2710	102,6050	103,2740	1,006	Normal

Keterangan tabel beberapa kolom:

Visual : pemeriksaan film radiograf secara visual menggunakan *light box* yang diinterpretasi oleh radiolog, hasilnya pos (positif) neg (negatif).

I_0 , I_1 dan I_2 : berturut-turut nilai tingkat keabuan (GL) yang dihitung *software* Matlab.

n_g : nilai indeks-keabuan secara otomatis dihitung oleh *software*.

Diagnosis : jika $n_g < 0,93$ adalah tulang litik (jenis metastatik), jika $n_g > 0,93$ tulang.

persamaan linear dari nilai n_t vs *step*, yang bisa dinyatakan secara matematis sebagai:

$$n_t = 0,153 \text{ Step} + 0,267 \text{ dengan } R^2 = 0,975$$

Ini sesuai dengan persamaan grafik yang dinyatakan dalam program pengolah data Excell sebagai: $y = 0,153 x + 0,267$ dengan $R^2 = 0,975$ dimana $y = n_t$ dan $x = \text{Step}$.

Persamaan grafik tersebut menunjukkan persamaan linear dengan koefisien determinasi $R^2 = 0,975$. Maksudnya adalah bahwa 97,5% nilai-nilai indeks-ketebalan n_t ditentukan oleh nilai-nilai variabel *step* yang dimasukkan pada model persamaan linear tersebut, sedang 2,5% lagi ditentukan oleh variable lain diluar model

tersebut. Informasi ini menunjukkan bahwa indeks-ketebalan *stepwedge* berbanding lurus terhadap ketebalan *step*.

Unutuk mengukur pengaruh jarak terhadap pusat paparan berkas sinar-X digunakan *stepwedge* Aluminium juga. Seperti ditunjukkan pada gambar 6 bahwa beberapa titik pengukuran bisa dibuat persamaan linear, yaitu *step* ke 3-5, 2-5 dan 1-5 berturut-turut berjarak 4,5, 6,0, dan 7,5 cm dari pusat paparan. Dengan program pengolahan data Excell persamaan linear dan koefisien determinasi R^2 , seperti terlihat pada Tabel 2.

Dengan cara pengukuran yang sama untuk pusat sinar-X pada *step* ke-5 diperoleh data sbb.:

Pada jarak 4,5 cm diperoleh koefisien determinasi $R^2 = 0,999$, ini menunjukkan bahwa 99,9% nilai-nilai n_g ditentukan oleh nilai-nilai variable *step* yang dimasukkan pada model persamaan linear yang sesuai, sedang 0,1% lagi ditentukan oleh variable lain diluar model tersebut. Dengan cara yang sama diperoleh $R^2 = 0,988$ dan $R^2 = 0,975$.

Dari perolehan data pada Tabel 2 juga menunjukkan bahwa makin jauh dari pusat paparan berkas sinar-X nilai koefisien determinan makin kecil. Ini menunjukkan bahwa makin jauh dari pusat paparan makin banyak faktor luar yang mengganggu kelinearan data, namun dalam pengukuran tersebut rentang jarak dari pusat paparan yang masih baik. Hasil pengukuran ini sesuai dengan karakteristik intensitas berkas sinar-X, bahwa intensitas berkas sinar-X di rumah sakit umumnya tidak homogen, intensitas di tengah paling tinggi dan menurun secara gradual ke arah tepi (Kusminarto *et al.*, 1996).

Dari perangkat lunak yang dibangun kemudian dilakukan uji coba pada beberapa sampel berupa file yang diambil dari perolehan data radiograf tulang metastatik jenis osteolitik dan tulang normal, yang merupakan keluaran dari sistem radiografi CR dengan cara menyalin radiograf dari pasien yang memeriksakan di RS Dr. Kariadi Semarang.

Data radiograf beserta hasil analisisnya ditabelkan pada Tabel 3.

Dari Tabel 3 dapat dijelaskan bahwa hasil pemeriksaan secara visual oleh radiolog (lihat kolom visual) adalah bisa pos (positif) atau neg (negatif). Jika menurut interpretasi radiolog adalah pos, maka hasil pemeriksaan radiograf tulang didiagnosis sebagai tulang osteolitik (jenis kanker tulang metastatik), sedang jika neg maka tulang pasien didiagnosis

sebagai tulang normal atau tidak terkena kanker tulang. Setelah pemeriksaan secara visual oleh radiolog, kemudian dilanjutkan dengan pemeriksaan radiograf menggunakan *software* berbasis Matlab, hasilnya adalah: n_g dan diagnosis. Jika nilai $n_g < 0,93$ (lihat kolom n_g), maka didiagnosis sebagai tulang litik atau osteolitik (jenis tulang metastatik), sedang jika nilai $n_g > 0,93$ didiagnosis sebagai tulang normal (Susilo dkk., 2011). Dari Tabel 3 tersebut dapat ditunjukkan bahwa ada kesesuaian antara hasil pemeriksaan radiograf tulang secara visual oleh radiolog dengan hasil pemeriksaan menggunakan *software* berbasis Matlab.

PENUTUP

Diperoleh temuan penting (*new finding*) bahwa berdasar karakteristik sinar-X pada radiografi digital diperoleh suatu konstanta indeks-keabuan yang bergantung pada tingkat keabuan radiograf ROI obyrek yang ditinjau (I_2), ROI acuan (I_1) dan ROI latar tanpa obyek (I_0).

Dari pembahasan hasil kajian dapat disimpulkan bahwa konstanta indeks-keabuan sebagai bagian dari perangkat lunak berbasis Matlab dapat dikembangkan untuk diagnosis tulang metastatik pada senter kesehatan yang telah menggunakan sistem *Computed Radiography* (CR) sehingga lebih efektif dan efisien.

Untuk kepentingan keilmuan, indeks-keabuan disarankan untuk dipertimbangkan sebagai salah satu parameter dalam menentukan titik potong (*cut off point*) yang merupakan batas diagnosis antara tulang metastatik dan normal.

DAFTAR PUSTAKA

- Anonymous. 2001. *Manual Stepwedge – RMI Model 117*
- Chiang, A.C. & Massague, J. 2008. Molecular Basis of Metastasis. Review Article. *N Engl J Med*, 359: 2814-23.
- Jiang, Y., Nishikawa, R., Schmidt, R., Toledano, A. & Kunio, D. 2001. Potential of Computer-aided Diagnosis to Reduce Variability in Radiologists' Interpretations of Mammograms Depicting Micro-calcifications. *Radiology*, 220: 787-794
- Koerner, M., Weber, C.H., Wirth, S., Pfeifer, K.J., Reiser, M.F. & Treitl, M. 2007. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics*, 27: 675-86
- Kotter, E. & Langer, M. 2002. Digital radiography with large-area flatpanel detectors. *Eur Radiol*, 12: 2562-70

- Kusminarto, G.B., Suparta, B., Supardiyono & Bagaswoto. 1996. *A Noise reduction and image correction for inhomogeneity of the x-ray beam in a digital fluorescence x-ray radiography system*. Proceeding, The international conf. On Microelectronics, Bandung
- Lanca, L. & Silva, A. 2009. **Digital radiography detectors-A technical overview: Part 1**. *Radiography*, 15: 58-62
- Moos, R., Strasser, F., Gillessen, S. & Zaugg, K. 2008. **Metastatic bone pain: treatment options with an emphasis on bisphosphonates**. *Support Care Cancer*, 16: 1105–15
- Pietrobelli A., Formica C., Wang Z. & Heymsfield S.B. 1996. Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts. *Am J Physiol*, 271: E941–E951.
- Roodman, G.D. 2004. *Mechanisms of bone metastasis*. *N Engl J Med*, 350: 1655–64
- Schaetzing, R. 2003. *Computed radiography technology* - In: *Advances in digital radiography: RSNA categorical course in diagnostic radiology physics*. Chicago: *RSNA*, 7-22
- Sunshine, J., Alexander, M. & Jonathan, P.D. 2001. Potential of computer-aided diagnosis to reduce variability in radiologists interpretation of mammograms depicting microcalcifications. *Radiology*, 220: 787-794
- Susilo, Maesadji, T.N., Kusminarto & Wahyu, S.B. 2011. **Uji Diagnostik Pemeriksaan Osteosklerotik Tulang Dengan Sistem Radiografi Digital**. *M Med Indones*, surat pemberitahuan terbit
- Susilo, Sunarno, Azam, M. & Anam, C. 2009. *Rancang Bangun Sistem Pencitraan Radiografi Digital untuk Pengembangan Layanan RS Daerah dalam Pelaksanaan Otonomi Daerah dan Desentralisasi*. Laporan Penelitian Strategis Nasional tahun ke-1. Laporan Penelitian tidak diterbitkan. Jakarta: Dikti