Analisis Proses *Beam Hardening* Pada Citra Tomografi Komputer

Emerita Setyowati
Program Studi Fisika Universitas Kristen Immanuel
Jl. Solo km 11 Kalasan, Sleman, Daerah Istimewa Yogyakarta
Ph: (0274) 496256 Fax: (0274) 496258
e-mail: setyo_emerita@yahoo.com

Abstrak

Analisis proses beam hardening pada citra tomografi komputer (TK) dilakukan. Obyek penelitian yang digunakan berupa citra TK lapisan luar yang diperoleh dari sistem TK 64-multi-slice. Sebuah phantom standar yang di dalamnya terdapat bahan-bahan air, acrylic, lexan, Teflon, polyethylene, kawat tembaga, dan strip aluminiumdiscan menggunakan nilai mAs/slice masing-masing 400/259, 64/92, 67/105. Hasil citra TK yang diperoleh menunjukkan proses beam hardening terjadi ketika phantom di-scan dengan nilai mAs/slice tertinggi yaitu 400/259.Proses beam hardening terjadi karena sinar-x berenergi rendah (soft x-ray) akan lebih banyak diserap oleh jaringan dibandingkan dengan sinar-x berenergi tinggi (hard x-ray). Citra TK yang eror karena beam hardening disebabkan adanya hubungan yang tidak linear antara koefisien perlemahan dan nilai proyeksi yang terukur.Analisis proses beam hardening ini penting karena apabila dalam citra TK terdapat beam hardening maka dapat menyebabkan kesalahan diagnosis yang akibatnya fatal bagi keselamatan pasien.Citra TK yang berkualitas baik sangat penting supaya dokter bisa melakukan diagnosis penyakit pasien dengan tepat.

Kata kunci*—Tomografi Komputer, beam hardening, phantom, kualitas citra*

Abstract

.

Analysis of beam hardening process on computed tomography(CT) images has been accomplished. The research object used in wasouter layer of computed tomography images obtained from the 64 multi-slice CT. A standard phantom consits of water, acrylic, lexan, Teflon, polyethylene, copper wire and aluminum strip scanned using three mAs/slice variation value i.e. 400/259, 64/92, 67/105. CT image results obtained indicate beam hardening process occurs when phantom was scanned with the highest value of mAs / slice, 400/259. The process of hardening occurs because the beam of x-rays of low energy will be mainly absorbed by tissues compared to high-energy x-ray (hard x-ray). Beam hadening artifact occurs caused by the non-linear relationship between the coefficient of attenuation and measured projection value.Beam hardening analysis is important because if there a beam hardeningartifact in CT image, it can lead to misdiagnosis which has fatal consequences for the safety of pasien. Good quality CT image is very important so doctors can perform patientdiagnosis appropriately.

Keywords—*Computed tomography, beam hardening, phantom, image quality*

1. PENDAHULUAN

Saat ini Tomografi komputer (TK) telah menjadi alat diagnosis yang sangat powerful karena dilakukan tanpa pembedahan dan dapat menampilkan kelainan organ bahkan yang sangat kecil.Sejak kemunculannya pada tahun 1970 TK sudah mengalami perkembangan yang sangat pesat baik dalam perkembangan alatnya maupun perkembangan aplikasinya. Beberapa aplikasi TK antara lain dalam bidang kedokteran, arkeologi, forensik dan industri [1].

Tomografi komputer menggunakan sinar-x sebagai sumber radiasinya.Tabung sinar-x menghasilkan spektrumenergi foton.Apabila mengenai suatu obyek maka sinar-x berinteraksi dengan obyek dan mengalami*attenuasi*.Interaksi sinar x dengan materi berupa efek fotolistrik, efek Compton dan produksi pasangan.

Sebuah citra hasil rekonstruksi dari sistem TK merupakan pemetaan dari energi sinar-x yang mengalami *attenuasi* setelah melewati jaringan yang discan.Ketepatan sistem TK dibatasi oleh desain fisis dari sistem TK seperti batasan dosis radiasi, efisiensi detektor, keterbatasan output tabung sinar-x sehingga dihasilkan*artifact* [2].Artifact adalah citra yang salah yang disebabkan karena penyederhanaan metode rekonstruksi saat ini digunakan metode proyeksi balik terfilter yang mengasumsikan bahwa sumber radiasi berupa monokromatik atau representasi kontinu dari sinyal proyeksi[3].*Artifact* yang muncul dalam citra TK dapat menyebabkan kesalahan diagnosis karena *artifact*akan terlihat sebagai kelainan organ. Apabila terdapat kesalahan diagnosis akan membahayakan keselamatan pasien. Oleh karena itu citra TK yang berkualitas baik menjadi kebutuhan yang sangat penting sehingga kesalahan-kesalahan yang timbul karena adanya citra TK berkualitas buruk dapat dihilangkan.Terdapat beberapa jenis *artifact* yaitu noise, *beam hardening*, hamburan, pseudoenhancement, gerakan, cone beam, helical, ring, dan *artifact* logam. Pada penelitian ini akan dianalisis *artifact* yang berupa *beam hardening* [4].

Boas, E. meneliti tentang penyebab dan munculnya *artifact*, mengkoreksi beberapa miskonsepsi dan mendeskripsikan beberapa teknik modern untuk mereduksi *artifact*. Noise dapat direduksi menggunakan rekonstruksi atau dengan mengkombinasikan data dari scan multiple sehingga diperoleh dosis radiasi yang rendah dan resolusi citra yang lebih tinggi. Untuk mengurangi *beam hardening* digunakan dua atau lebih energi sinar x yang juga menghasilkan kontras jaringan yang lebih baik [4].

Kheruka, S.C. [5] mengkombinasikan dual-head (HAWKEYE 4, GE Healthcare) dengan TK dosis rendah dengan tegangan puncak 120/140 kV dan arus tabung 2,5 mA. Untuk mengevaluasi kualitas citra yang diperoleh digunakan phantom CT QA Philips. Citra diperoleh menggunakan filter tembaga dengan ketebalan yang bervariasi dari 1-5 mm dengan kenaikan 1 mm. Tembaga didesain sedemikian rupa sehingga ukurannya sesuai dengan kolimator yang menutup tabung sinar-x. Hasilnya kualitas citra yang baik diperoleh pada saat digunakan filter tembaga dengan ketebalan 3 mm. pada ketebalan ini diperoleh citra yang hampir tanpa *artifact* dan secara visual tampak lebih tajam. Pada ketebalan 4 dan 5 mm terdapat penurunan kualitas citra karena terdapat pengurangan fluk foton dari sinar x yang dihasilkan.Disimpulkan pada ketebalan tembaga 3 mm diperoleh citra dengan kualitas optimal dan tanpa mengurangi jumlah fluks foton yang dihasilkan tabung sinar-x.

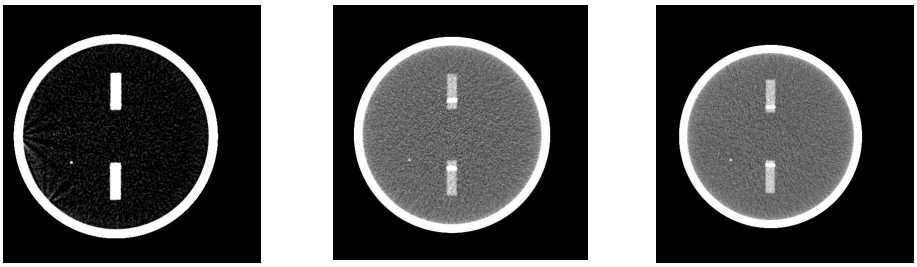
Sumber sinar-x yang digunakan pada mikro CT adalah sinar-x polikromatik sehingga *attenuasi* yang terjadi tidak lagi merupakan fungsi linear dari ketebalan jaringan.Jika efek *beam hardening* non linear ini tidak diatasi, citra hasil rekonstruksi akan mengalami *cupping artifact*. Dalam penelitian ini model energi bimodal digunakan untuk mendeteksi spektrum energi yang dapat digunakan untuk mengurangi *artifact* yang disebabkan oleh *beam hardening*. Berdasarkan kombinasi dari sumber spektrum dan efisiensi detector, asumsi dibuat sehingga terdapat dua energi yang dominan yang mendiskripsikan sistem.Validitas model yang dibangun diperiksa menggunakan model fitting terhadap data eksperimen pada citra mikro CT untuk material dan sumber tegangan yang berbeda [6].

Berbeda dnegan penelitian sebelumnya, penelitian ini menampilkan citra TK yang mengalami *beam hardening* dan menguraikan bagaimana proses terjadinya *beam hardening*.

Dari hasil analisis ini selanjutnya kemunculan *beam hardening* pada citra TK dapat diminimalisir sehingga diperoleh citra TK yang berkualitas demi keselamatan pasien.

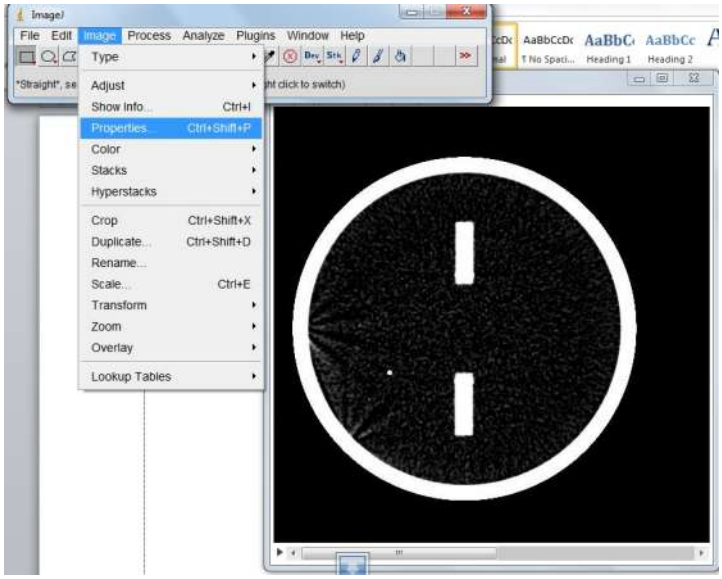
2. METODE PENELITIAN

Obyek penelitian ini berupa citra tomografi komputer yang diperoleh dari proses scan phantom menggunakan sistem TK 64 *multiclice*. Phantom yang digunakan berupa phantom standar yang di dalamnya terdapat bahan-bahan berupa air, *acrylic, lexan, Teflon, polyethylene*, kawat tembaga, dan strip aluminium.Pada hasil scan terdapat beberapa lapisan yaitu lapisan luar, lapisan air, lapisan multipin, dan lapisan badan *(body layer).*Pada penelitian ini akan dikhususkan pada lapisan luar di mana terdapat strip aluminium dan kawat tembaga. Nilai tegangan sumber sinar-x yang digunakan adalah 120 kV dan terdapat 3 variasi nilaimAs/slice yaitu400/259, 64/92, 67/105. Obyek penelitian ditunjukkan pada gambar 1.



Gambar 1. Citra TK lapisan luar dengan mAs/slice (a) 400/259, (b) 64/105, (c) 67/105

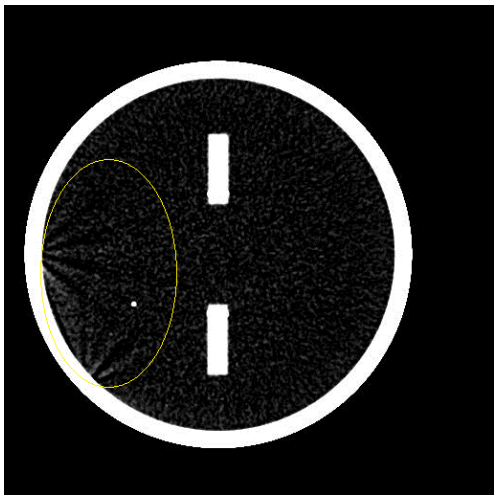
Analisis dilakukan secara visual. Secara visual dapat terlihat perbedaan citra yang mengalami *beam hardening* dan tidak. Pertama menggunakan software *ImageJ pertama citra dibuka dengan mengklik file, import, image sequence.* Selanjutnya dipilih lapisan pada irisan paling akhir yaitu lapisan luar.Kemudian dilakukan kalibrasi seperti ditunjukkan pada gambar 2 dengan cara mengklik *image, properties.* Kemudian citra dianalisis bagaimana proses *beam hardening* terjadi.



Gambar 2. Proses kalibrasi citra TK menggunakan *ImageJ*

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Dari citra hasil scan yang ditunjukkan gambar 1 terlihat bahwa pada citra (a) terjadi *beam hardening* yang ditunjukkan pada arah antara jam 7 sampai arah jam 9. Pada gambar (a) nilai mAs/slice paling besar jika dibandingkan dengan gambar (b) dan (c) yaitu sebesar 400/259.Secara visual tampak bahwa pada gambar (a) derajat keabuannya tidak merata dan cenderung gelap jika dibandingkan dengan citra (b) dan (c).Pada citra (b) dan (c) tidak terjadi *beam hardening* dan derajat keabuannya merata.Secara detail bagian citra TK yang mengalami *beam hardening* dilingkari dengan garis kuning pada gambar 3.



Gambar 3. Citra lapisan luar TK dengan *beam hardening* bernilai *mAs/slice* 400/259

Beam hardening pada citra TK terjadi pada nilai *mAs/slice* terbesar yaitu 400/259. Sinar-x berenergi rendah (*soft x-ray*) akan lebih banyak diserap oleh jaringan dibandingkan dengan sinar-x berenergi tinggi *(hard x-ray).* Proses ini dinamakan penguatan (*hardening*) spektrum sinar-x dan menimbulkan citra TK yang eror yang dinamakan *artifactbeam hardening*. *mAs/slice* atau hasil perkalian antara arus tabung sinar-x dengan waktu paparan radiasi merupakan dua parameter yang sangat penting yang harus dipilih dengan cermat oleh radiografer.

Sinar-x yang diproduksi dengan tumbukan antara elektron dengan material anoda beruparadiasi polikromatik dan terdiri dari beberapa spektrum energi. Sinar-x juga mempunyai kemampuan untuk menembus suatu material dan daya tembusnya tergantung dari energi dan jenis materialnya.Secara fisis attenuasi radiasi tidak hanya tergantung dari panjang lintasan tetapi juga tergantung pada panjang gelombang dan juga interaksi radiasi sinar-x dengan materi. Sesuai dengan hukum Lambert-Beer jika *I(s)* adalah intensitas sinar-x setelah melewati bahan dengan lintasan sepanjang *s* dan *I(0)* adalah intensitas sinar-x mula-mula maka [3]:

$$I(s) = I(0)e^{-\int_s^0 \mu(\eta)d\eta} \tag{1}$$

Dalam hal ini dapat diketahui bahwa koefisien atenuasi μ disederhanakan menjadi hanya tergantung pada koordinat spasial ηyang dijumlahkan sepanjang lintasan sinar-x.Apabila ketergantungan terhadap energi sinar-x ditambahkan maka persamaan (1) menjadi:

$$I(s) = \int_0^{Emaks} I_0(E)e^{-\int_s^0 \mu(\xi,\eta,E)d\eta} dE \tag{2}$$

$I_0(E)$ adalah spektrum sumber sinar-x. Proses rekonstruksi citra TK dalam hal ini mengalami non-linearitas. Jika intensitas mula-mula dideskripsikan sebagai:

$$I_0 = \int_0^{Emaks} I_0(E)dE, \tag{3}$$

Maka proyeksi integral dapat dirumuskan sebagai:

$$p(\xi) = -\ln\left(\frac{1}{I_0}\int_0^{Emaks} I_0(E)e^{-\int_s^0 \mu(\xi,\eta,E)d\eta} dE\right) \tag{4}$$

Citra TK mengalami*beam hardening* disebabkan adanya hubungan yang tidak linear antara nilai koefisien attenuasi μ dan nilai proyeksi p[3,6] yang terukur yang tidak bisa tersusun satu sama lain dengan tepat menggunakan metode proyeksi terbalik terfilter (filtered back projection). Jika sebuah pancaran sinar-x mempunyai spektrum energi yang luas mengenai suatu obyek, maka spektrum sinar-x akan mengalami perubahan di sepanjang lintasannya. Hal ini terjadi karena sinar-x dengan frekuensi yang berbeda akan mengalami perlemahan secara berbeda tergantung pada koefisien attenuasi bahan $\mu = \mu(\xi,\eta,E)$ yang dilaluinya.Setiap material mempunyai koefisien attenuasi yang berbeda sehingga mekanisme interaksi radiasi dengan materi juga berbeda misalnya untuk air interaksi yang dominan terjadi adalah efek Compton dan untuk logam adalah efek fotolistrik[3].

4. KESIMPULAN

Dari hasil penelitian dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

- *Beam hardening* terjadi pada citra TK dengan nilai mAs tertinggi yaitu 400/259.Sinar-x berenergi rendah (soft x-ray) akan lebih banyak diserap oleh jaringan dibandingkan dengan sinar-x berenergi tinggi (hard x-ray).
- *Beam hardening* terjadi karena adanya hubungan yang tidak linear antara koefisien *attenuasi*dan nilai proyeksi yang terukur.

5. SARAN

Untuk penelitian lebih lanjut dapat dilakukan analisis *beam hardening* yang terjadi pada pasien sehingga hasilnya kemudian dapat dijadikan rekomendasi bagi proses diagnosis yang ada di rumah sakit. Selanjutnya juga dapat dilakukan bagaimana meminimalisir *beam hardening* sehingga diperoleh citra yang mempunyai kualitas baik demi tercapainya ketepatan diagnosis oleh dokter.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih Bapak Haryomo dan Ibu Kusindriatiningsih atas bantuan dalam pengambilan data di RSUP Dr. Sardjito dan Group Riset Fisika Citra Universitas Gadjah Mada yang memfasilitasi pengolahan data.

DAFTAR PUSTAKA

[1] Saba, L., 2012. Computed Tomography-Clinical Application,.InTech, Rijeka.

[2] Lin, P.P., dan Beck,T.J., 1993, *AAPM report no. 39 Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners*,The American Institute of Physics, New York.

[3] Buzug, T.M., 2008, *Computed Tomography From Photon Statisticsto Modern Cone-Beam CT*, Springer-Verlag, Berlin.

[4] Boas, F.E., Fleischmann, D., 2012, CT *artifacts*: Causes and reduction techniques,*Imaging Med*, No. 4 Vol.2, 229-240,http://www.edboas.com/science/CT/0012.pdf

[5] Kheruka, S.C.,Naithani, U.C., Maurya, A.K., Painuly, N.K., Aggarwal, L.M., Gambhir,S., A study to improve the image quality in low-dose computed tomography (SPECT) using filtration, *Indian Journal of Nuclear Medicine, Vol. 26, No. 1, January-March, 2011, pp. 14-21*

[6] E Casteele, V.D., D Dyck., V., J. Sijbers, E. Raman. An energi-based *beam hardening* model in tomography, 2002, *Phys Med Biol.*No. 47 Vol. 23, 4181-90.