

Pengaruh *antiscatter grid* terhadap dosis dan kualitas citra pada prosedur radiologi intervensional

Eka Aulia Ardyanti^{*1}, M. Roslan Abdul Gani², Lukmanda Evan Lubis¹, Djarwani Soeharso Soejoko¹

¹ *Departemen Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Indonesia, Depok, Jawa Barat 16424*

² *Instalasi Radiodiagnostik, Rumah Sakit Kanker Dharmais, Jakarta Barat, DKI Jakarta 11420*

*E-mail: eka.aulia@sci.ui.ac.id

Naskah Masuk 11 Agustus 2017
Naskah Revisi 07 Februari 2018
Naskah Diterima 12 Desember 2018
Naskah Terbit 28 Februari 2019

Abstrak: Penelitian ini membahas batas ketebalan yang diperlukan dalam penggunaan *antiscatter grid* pada pesawat Siemens Artis Zee yang berada di RS Kanker “Dharmais” Jakarta. Pesawat Siemens Artis Zee memiliki fitur fluoroskopi dengan mode yang dapat diatur yaitu *low fluoroscopy*, *medium fluoroscopy* dan *high fluoroscopy*. Pasien direpresentasikan dengan menggunakan fantom *Polymethyl Methacrylate* (PMMA) dengan variasi ketebalan 7–22 cm interval 1 cm. Dosis radiasi diukur pada titik dosis entrans kulit dan dosis transmisi, sedangkan kualitas citra menggunakan parameter *signal to noise ratio* (SNR), sehingga didapatkan parameter FOM sebagai hubungan antara dosis radiasi dengan kualitas citra (SNR). FOM digunakan untuk menentukan batas ambang penggunaan *antiscatter grid* pada mode fluoroskopi berdasarkan ketebalan fantom. Hasil yang didapatkan untuk batas penggunaan *antiscatter grid* dimulai maksimum pada mode *low fluoroscopy* pada ketebalan 11 cm, mode *high fluoroscopy* pada ketebalan 16 cm dan pada mode *medium fluoroscopy* tidak disarankan penggunaannya karena hanya meningkatkan dosis tanpa meningkatkan kualitas kualitas citra.

Abstract: The study discusses the threshold of thickness required for *antiscatter grid* use on Siemens Artis Zee at “Dharmais” National Cancer Center, Jakarta. The device has adjustable modes of low, medium, and high fluoroscopy. Patients are represented by *Polymethyl Methacrylate* (PMMA) phantom with a thickness variation of 7-22 cm of 1 cm interval. The dose metrics was measured as the entrance skin dose (ESD) and the transmission dose, while the image quality metric employed being *signal to noise ratio* (SNR), leading the result to FOM as squared SNR per dose. The FOM bridged dose and image quality to determine threshold of *antiscatter grid* usage on fluoroscopy based on fantom thickness. As a result, *antiscatter grid* are recommended to be used for objects 11 cm and thicker on the use of low fluoroscopy mode, and 16 cm and thicker objects on high fluoroscopy mode. In medium fluoroscopy mode, no threshold was yielded due to tube current being higher than other modes, hence it is recommended to remove the *antiscatter grid* during the use of the medium fluoroscopy mode.

Kata kunci: *fluoroskopi, dosis entrans kulit, dosis transmisi, SNR, FOM*

Keywords: *fluoroscopy, entrance skin dose, transmitted dose, SNR, FOM*

1. Pendahuluan

Penggunaan fluoroskopi dengan sinar-x menjadi standar dalam prosedur intervensi. Pada sistem fluoroskopi, terdapat *antiscatter grid* yang digunakan untuk mengurangi radiasi hamburan yang dihasilkan dari interaksi sinar-x dengan tubuh pasien. Hamburan radiasi dari pasien dapat menyebabkan bertambahnya noise citra. Penggunaan *antiscatter grid* pada pasien dewasa akan berperan dalam mengurangi *noise* citra.¹ Namun, pada kasus pasien pediatrik, dengan tubuh yang berukuran kecil, diperlukan jumlah foton yang lebih banyak (termasuk foton hamburan) untuk mendapatkan citra yang tegas yaitu citra dengan kualitas tinggi. Penggunaan *antiscatter grid* pada pasien anak tidak

hanya mengurangi kontribusi radiasi hambur dalam pembentukan citra, namun juga akan meningkatkan dosis radiasi pasien akibat meningkatnya faktor eksposi (kontribusi AERC, *automatic exposure rate control*).²

Anti-scatter grid digunakan untuk mengurangi proporsi hamburan radiasi yang tersebar jatuh ke reseptor citra, yang ditempatkan antara objek dan detektor. Pola jaring *antiscatter grid* tersusun secara teratur sehingga dapat menyaring berkas radiasi sinar-x. Pemasangan *antiscatter grid* disejajarkan sehingga seluruh permukaan *antiscatter grid* tegak lurus terhadap jarak titik fokus ke tabung. Keselarasan ini menyebabkan hilangnya radiasi hamburan sehingga tidak terekam reseptor citra.³

Antiscatter grid sangat bervariasi dalam hal tingkat mengurangi hamburan, namun mengakibatkan peningkatan dosis pada pasien saat penggunaannya. Semua dirancang untuk memungkinkan sebagian besar foton utama mencapai reseptor citra.¹

Dosis radiasi atau dosis radiasi yang diterima oleh materi adalah suatu besaran deterministik yang diaplikasikan untuk radiasi pengion tidak langsung dan langsung.⁴ Dosis entrans kulit merupakan representasi nilai yang diterima oleh kulit pasien.⁵ Pemantauan dosis entrans kulit harus dilakukan untuk menghindari efek deterministik pada kulit.¹ Pengukuran nilai dosis entrans kulit ditempatkan di antara tabung sinar-x dengan kulit pasien atau fantom dan detektor bersentuhan dengan kulit pasien atau fantom. Dosis transmisi merupakan representasi dosis yang melewati medium. Dosis yang melewati medium akan berkurang dari dosis di permukaan akibat adanya interaksi antara foton dengan medium. Dosis detektor merupakan dosis radiasi yang telah mencapai reseptor citra (kepala fluoroskopi). Sistem AERC akan bekerja pada detektor fluoroskopi, dimana sistem akan mengatur batasan energi yang dipaparkan ketika berkas foton sudah mencapai nilai tertentu pada detektor fluoroskopi.

Hingga saat ini, belum terdapat ketetapan (aturan) perihal batas penggunaan *antiscatter grid*. Studi ini diajukan sebagai langkah investigasi yang bertujuan untuk memberikan rekomendasi berupa ketepatan penggunaan *antiscatter grid* di berbagai ketebalan pasien yang mencakup pasien pediatrik dan dewasa. Pasien akan direpresentasikan dengan fantom dan parameter yang dijadikan bahan pertimbangan dalam ketepatan penggunaan *antiscatter grid* adalah dosis radiasi di kulit pasien dan kualitas citra, yang keduanya digabung menjadi parameter FOM (*Figure of Merit*).

2. Bahan dan metode

Penelitian ini menggunakan media fantom yang terbuat dari *Polymethyl Methacrylate* (PMMA) berukuran 30 cm × 30 cm × 0.5 cm (atau 1 cm) yang akan divariasikan ketebalannya dari 7 cm hingga 22 cm. Peralatan yang digunakan adalah Siemens Artis Zee⁶, alat uji kualitas citra Pro-Alfa⁷, dan RTI *Piranha Solid State Detector*⁸ (sebagai dosis transmisi) milik RS Kanker “Dharmais”. Pengukuran dosis entrans kulit (dosis entrans kulit) digunakan *Ion Chamber Radcal Accupro* tipe 10X6-6.⁹ Pengambilan citra dilakukan dengan dan tanpa *antiscatter grid* menggunakan tiga mode fluoroskopi, yaitu *low* (4 fps), *medium* (7.5 fps), dan *high* (10 fps). Sistem fluoroskopi yang digunakan adalah *Siemens Artis Zee* yang dioperasikan di Instalasi Radiodiagnostik Rumah Sakit Kanker “Dharmais”.

Mode fluoroskopi yang digunakan untuk penelitian yaitu *DSA body*. *DSA body* memiliki tiga mode fluoroskopi berdasarkan frame yang didapatkan dalam satu detik, yaitu mode FL (-) angio 4 fps untuk *low fluoroscopy*, FL angio 7.5 fps untuk *medium fluoroscopy* dan FL (+) angio 10 fps untuk *high fluoroscopy*.

Fantom *pro-alpha* seperti Gambar 1 yang digunakan sebagai *image test tool* yang telah memiliki perangkat penentuan kualitas citra dalam satu bingkai. Perangkat yang digunakan untuk penelitian ini yaitu *7-copper step wedge* dengan tingkat pertama 0 mm dan setiap tingkat menambahkan kenaikan 0.1 mm Cu.⁷

Alat fluoroskopi dengan menggunakan detektor *ion chamber* dan *solid-state*. Keberadaan pasien diwakili oleh fantom yang terbuat dari *polymethyl methacrylate* (PMMA) yang memiliki kerapatan mendekati tubuh manusia. Variasi ketebalan PMMA yang digunakan sebanyak 16 variasi. Susunan peralatan diilustrasikan seperti Gambar 2.

Pengambilan data dosis radiasi menggunakan dektektor *Ion Chamber Radcal Accupro* tipe 10X6-6 sebagai posisi dosis entrans kulit dan *RTI Piranha Solid State Detector* sebagai posisi dosis transmisi. Kedua detektor tersebut telah dikalibrasi silang dengan *Unfors solid state* sebagai detektor acuan sehingga dapat digunakan untuk pengukuran dosis.

Pada penelitian ini digunakan data dosis per satuan *frame*. Tampilan pada dektektor *Ion Chamber* menunjukkan nilai dosis dan waktu paparan, sehingga untuk mendapatkan nilai dosis entrans kulit (ESD), maka menggunakan rumusan sebagai berikut:

$$ESD = \left(\frac{Dosis}{waktu} \right) / laju \ frame \quad (1)$$

Laju fluoroskopi akan berbeda pada setiap mode yang dipilih. Pada *low fluoroscopy* sebesar 4 *f/s*, *medium fluoroscopy* sebesar 7.5 *f/s* dan *high fluoroscopy* sebesar 10 *f/s* dengan asumsi bahwa pulsa sama dengan *frame*.

Hasil pada detektor *solid state* sudah memiliki nilai satuan $\mu\text{Gy/frame}$ yang ditampilkan dengan menggunakan aplikasi *ocean professional* disebut sebagai dosis transmisi. Hasil dosis transmisi yang diperoleh kemudian dikoreksi dengan *invers square law* seperti Persamaan 2 ke posisi detektor fluoroskopi dengan SRD andala jarak antara tabung sinar-x dengan detektor piranha dan SSD adalah jarak antara sumber tabung sinar-x dengan reseptor citra yaitu 110 cm. koreksi hasil dosis transmisi disebut sebagai dosis detektor pada fluoroskopi.

$$D_{detektor} = D_{transmisi} \times \left(\frac{SRD}{SSD} \right)^2 \quad (2)$$

Citra fluoroskopi yang didapatkan akan dikuantisasi menggunakan aplikasi *Image-J* untuk memperoleh nilai tingkat keabu-abuan pada daerah yang telah ditentukan. Seluruh citra hasil fluoroskopi memiliki ukuran nilai piksel yang sama pada citra yaitu 512×512 dan dalam satu ketebalan dengan pengambilan data di waktu yang sama memiliki posisi phantom yang sama, sehingga metode yang dilakukan membuat garis-garis batas untuk memperoleh daerah yang sama secara keseluruhan. Hasil yang didapatkan dihitung sesuai parameter, yaitu:

- *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* sebagai parameter untuk evaluasi sensitivitas kontras rendah.¹⁰ Gambar 3 menunjukkan latar belakang pada 0.0 mm Cu dan area ROI terpilih pada ketebalan 0.4 mmCu, dengan persamaan:

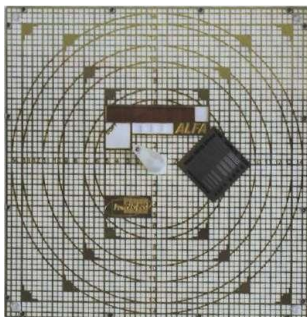
$$SNR = \frac{ROI_{bg} - ROI}{\sqrt{(STD^2 + STD_{bg}^2)}/2} \quad (3)$$

- ROI_{bg} adalah nilai background dari konten pixel pada citra yang terbentuk dari rectangular selection tool.
- ROI_{Cu} adalah nilai rata-rata dari konten pixel pada citra yang terbentuk dari rectangular selection tool.
- STD adalah nilai standar deviasi dari nilai ROI pada area tertentu.

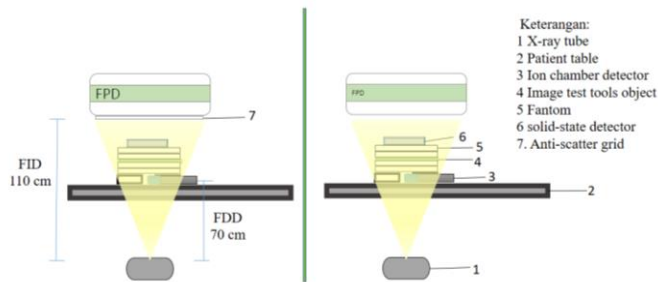
Parameter kuantitatif yang merepresentasikan dosis dengan kualitas citra adalah *Figure of Merit (FOM)*. Adapun ekspresi matematis dari *FOM* diberikan dalam persamaan berikut ini:¹⁰

$$FOM = \frac{SNR^2}{ESD} \quad (4)$$

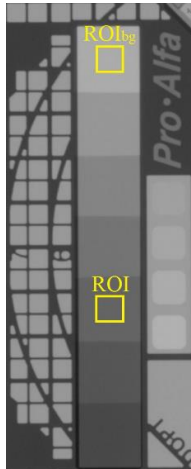
Nilai *FOM* didefinisikan sebagai kuadrat parameter kualitas citra yaitu *SNR* dibagi dengan nilai dosis fantom (*dosis entrans kulit, ESD*). Sehingga nilai *FOM* dapat dijadikan acuan optimalisasi prosedur dari berbagai variasi parameter penyinaran.



Gambar 1. Phantom Pro-Alpha [sumber: Pro-Project].



Gambar 2. Ilustrasi susunan peralatan: (a) dengan *antiscatter grid*; (b) tanpa *antiscatter grid*.



Gambar 3. Area terpilih untuk SNR.

3. Hasil dan pembahasan

3.1. Dosis entrans kulit

Dosis entrans kulit didefinisikan sebagai dosis yang diterima pada posisi permukaan fantom yang berada dekat sumber pemancar sinar-x. Gambar 4 menunjukkan secara umum dosis entrans kulit yang dihasilkan oleh fluoroskopi meningkat dengan bertambahnya tingkat ketebalan. Peningkatan dosis entrans kulit disebabkan karena sistem AERC *fluoroscopy* yang meningkatkan kuat arus (mA) tabung sinar-x sebanding dengan bertambahnya ketebalan yang diberikan untuk memperoleh foton yang diterima reseptor citra sesuai sistem AERC.

Seluruh mode fluoroskopi yang dipilih untuk penggunaan *antiscatter grid* menunjukkan peningkatan dosis dengan bertambahnya tingkat ketebalan fantom. Mode *medium (7.5 fps) fluoroscopy* merupakan mode fluoroskopi dengan dosis terbesar. Gambar 4 menunjukkan nilai dosis yang diterima fantom lebih besar pada mode *medium fluoroscopy* dibandingkan dengan *high fluoroscopy*, karena peningkatan kuat arus (mA) tabung sinar-x lebih tinggi sehingga sistem fluoroskopi AERC pada mode *medium fluoroscopy* lebih besar dibandingkan dengan *high fluoroscopy*. Mode fluoroskopi dari yang terendah berdasarkan dosis entrans kulit adalah mode *low fluoroscopy*, *high fluoroscopy*, dan *medium fluoroscopy*.

Seluruh mode fluoroskopi yang dipilih untuk tanpa penggunaan *antiscatter grid* menunjukkan peningkatan dosis dengan bertambahnya tingkat ketebalan fantom walaupun kenaikan dosis relatif rendah. Gambar 4 menunjukkan nilai dosis entrans kulit yang diterima memiliki urutan dari kenaikan dosis terendah yaitu mode *low fluoroscopy*, *medium fluoroscopy*, dan *high fluoroscopy*. Dosis entrans kulit dipengaruhi oleh energi (kV) dan kuat arus (mA) yang dikeluarkan tabung sinar-x. Filter juga mempengaruhi dosis entrans kulit yang diterima.

Penggunaan *antiscatter grid* meningkatkan dosis entrans kulit secara signifikan terhadap penambahan ketebalan fantom dibandingkan tanpa penggunaan *antiscatter grid*. Hal ini menunjukkan sistem AERC pada fluoroskopi sensitif

terhadap penggunaan *antiscatter grid*. Bahan sintilator pada FPD sebagai pengkonversi foton menjadi cahaya memiliki sensitifitas terhadap berkas untuk menghasilkan citra tegas, sehingga ketika dipasangkan *antiscatter grid* berkas foton yang diterima akan berkurang. Sistem AERC meningkatkan energi agar diperoleh citra yang sesuai dengan sistem fluoroskopi tersebut.

3.2. Dosis detektor

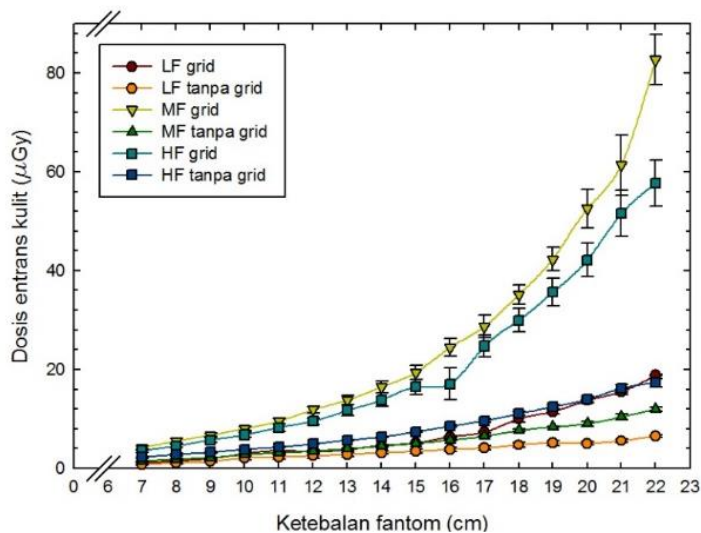
Dosis detektor merupakan dosis yang telah mencapai reseptor citra. Gambar 5 menunjukkan dosis detektor pada setiap kenaikan ketebalan cenderung konstan. Hal ini menunjukkan sistem AERC pada fluoroskopi bekerja baik, karena sistem AERC yang berada pada reseptor citra selalu menjaga konstan paparan yang diterima. Sistem AERC mengatur reseptor citra untuk menerima berkas foton dengan jumlah yang sama dalam satu mode walaupun ketebalan yang diberikan berbeda. Berdasarkan Gambar 5, dosis detektor yang diterima dari terendah yaitu mode *low* tanpa *antiscatter grid*, *medium* tanpa *antiscatter grid*, *high* tanpa *antiscatter grid*, *low antiscatter grid*, *medium antiscatter grid*, dan *high antiscatter grid*.

Dosis detektor pada *low fluoroscopy* dengan *antiscatter grid* berhimpit dengan mode *high fluoroscopy* tanpa *antiscatter grid*. Nilai dosis detektor pada *low fluoroscopy* menggunakan *antiscatter grid* hampir sama dengan nilai dosis detektor menggunakan mode *high fluoroscopy* tanpa *antiscatter grid*. Hal ini menunjukkan pada mode *low grid fluoroscopy* sama dengan mode *high nongrid fluoroscopy* memiliki batas berkas foton yang diterima sama dalam sistem AERC tersebut.

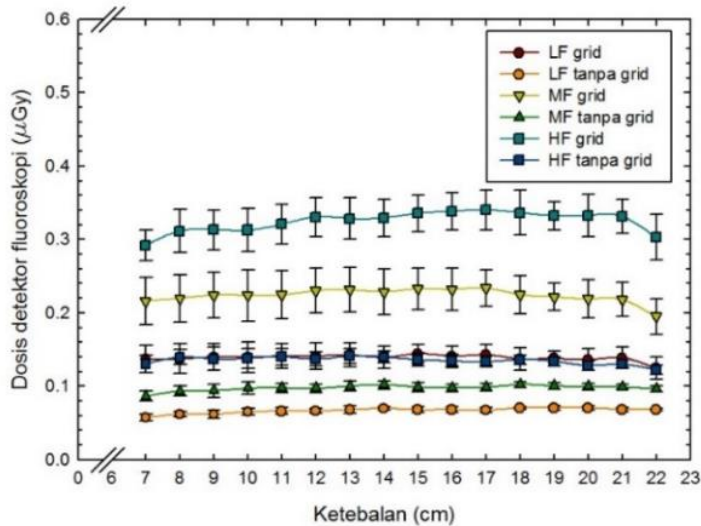
Gambar 6 menunjukkan komparasi citra ketebalan 7 cm dan 22 cm dengan penggunaan *antiscatter grid* dan tanpa *antiscatter grid*. Ketebalan 7 cm menampilkan citra yang tegas untuk penggunaan *antiscatter grid* maupun tanpa penggunaan *antiscatter grid*, sedangkan pada ketebalan 22 cm untuk penggunaan *antiscatter grid* lebih tegas dibandingkan tanpa penggunaan *antiscatter grid* yang menampilkan hasil citra yang buram/kabur akibat hamburan foton. Perbedaan ketebalan dari hasil citra yang didapatkan menunjukkan pada setiap pasangan garis di *lead bar pattern* untuk ketebalan tinggi sulit melihat jarak spasi tiap pasangan garis.

3.3. Signal to Noise Ratio (SNR)

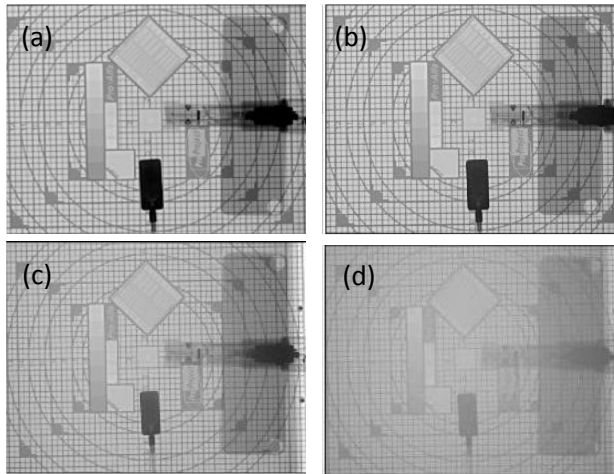
Hasil SNR yang ditunjukkan pada Gambar 7 menunjukkan setiap peningkatan ketebalan fantom akan menurunkan nilai SNR pada citra yang diperoleh. Hasil SNR yang didapatkan berdasarkan mode yang dipilih maka diurutkan dari terendah yaitu mode *low fluoroscopy*, *medium fluoroscopy*, dan *high fluoroscopy*. Hal ini menunjukkan peningkatan ketebalan fantom akan meningkatkan noise yang dihasilkan citra dan menurunkan kualitas citra yang dihasilkan (seperti yang terlihat pada Gambar 6).



Gambar 4. Pengaruh ketebalan fantom terhadap dosis entrans kulit berdasarkan mode fluoroskopi yang digunakan.



Gambar 5. Pengaruh ketebalan fantom terhadap dosis detektor berdasarkan mode fluoroskopi yang digunakan



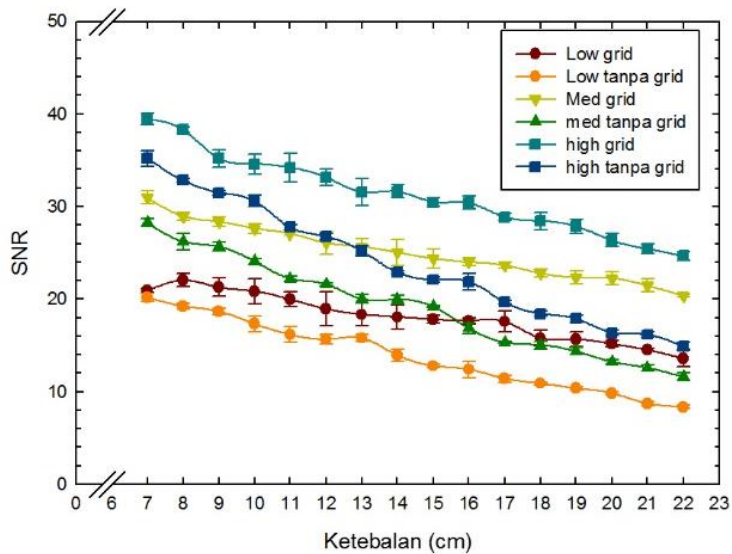
Gambar 6. Hasil citra mode *low fluoroscopy* pada ketebalan:

- (a) 7 cm dengan antiscatter grid; (b) 7 cm tanpa antiscatter grid;
- (c) 22 cm dengan antiscatter grid; (d) 22 cm tanpa antiscatter grid

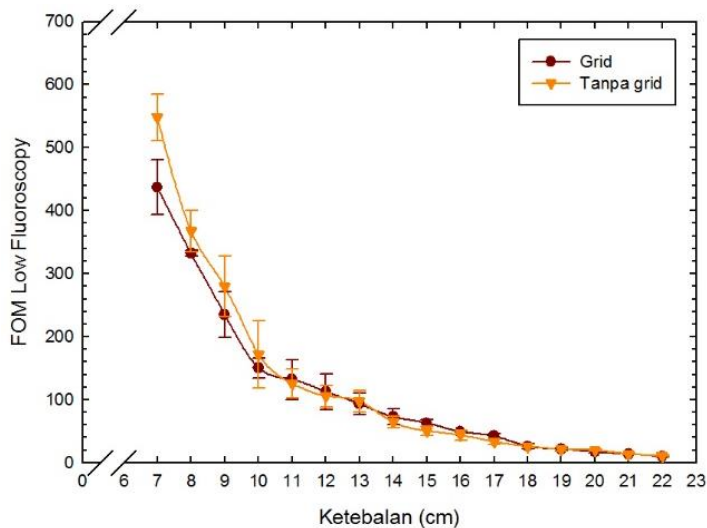
Grafik SNR yang dihasilkan untuk tingkat ketebalan rendah menunjukkan nilai SNR pada penggunaan *antiscatter grid* dan tanpa *antiscatter grid* relatif sama. Grafik SNR yang dihasilkan untuk tingkat ketebalan tinggi menunjukkan nilai SNR tanpa *antiscatter grid* lebih rendah dibandingkan dengan penggunaan *antiscatter grid*. Hal ini menunjukkan penggunaan *antiscatter grid* menjaga kualitas citra yang dihasilkan dengan bertambahnya ketebalan fantom. Nilai SNR yang berbeda menunjukkan bahwa sistem AERC bekerja dengan mempertahankan nilai foton yang masuk ke reseptor citra (Gambar 5).

3.4. Figure of Merit (FOM)

Mode *low (4 fps) fluoroscopy* untuk parameter FOM pada Gambar 8 menunjukkan batas ambang pada grafik FOM berada pada ketebalan 11 cm. Batas ambang yang dipilih yaitu perpotongan garis antara grafik penggunaan *antiscatter grid* dan tanpa penggunaan *antiscatter grid*. Perpotongan *garis* tersebut menunjukkan nilai FOM pada penggunaan *antiscatter grid* dan tanpa *antiscatter grid* relatif sama, sehingga kualitas yang dihasilkan berdasarkan parameter FOM tentunya relatif sama. Ketebalan kurang dari 11 cm menunjukkan nilai FOM untuk tanpa penggunaan *antiscatter grid*



Gambar 7. Pengaruh ketebalan fantom terhadap nilai SNR untuk penggunaan *antiscatter grid* dan tanpa *antiscatter grid*.



Gambar 8. Grafik FOM *low fluoroscopy* terhadap ketebalan.

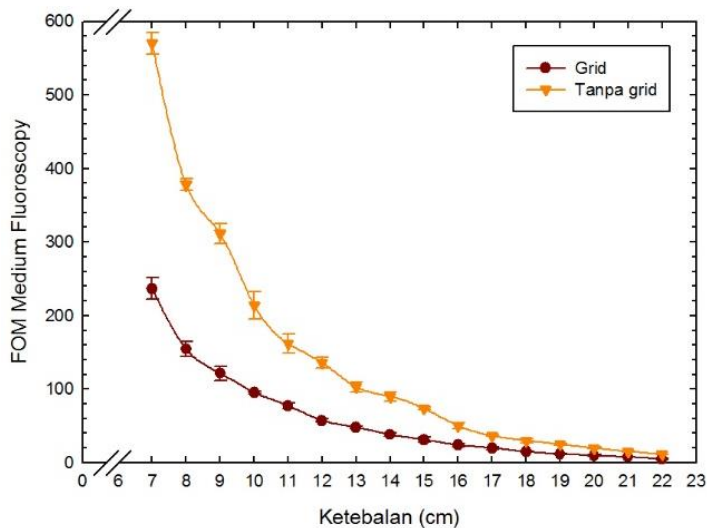
lebih besar dibandingkan dengan penggunaan *antiscatter grid*, sehingga tidak perlu menggunakan *antiscatter grid*. Ketebalan sama atau lebih besar dari 11 cm menunjukkan nilai FOM penggunaan dan tanpa *antiscatter grid* relatif sama sehingga pada ketebalan tersebut sudah dapat menggunakan grid.

Batas ambang untuk penggunaan *antiscatter grid* pada mode *low fluoroscopy* terendah daripada batas ambang mode lainnya, karena penggunaan *antiscatter grid* pada mode *low fluoroscopy* memiliki nilai dosis entrans kulit yang relatif lebih rendah seperti Gambar 4 dibandingkan kedua mode fluoroskopi lainnya. Perolehan nilai tersebut disebabkan nilai mA dan SNR pada mode *low fluoroscopy* lebih rendah dibandingkan dengan mode lainnya.

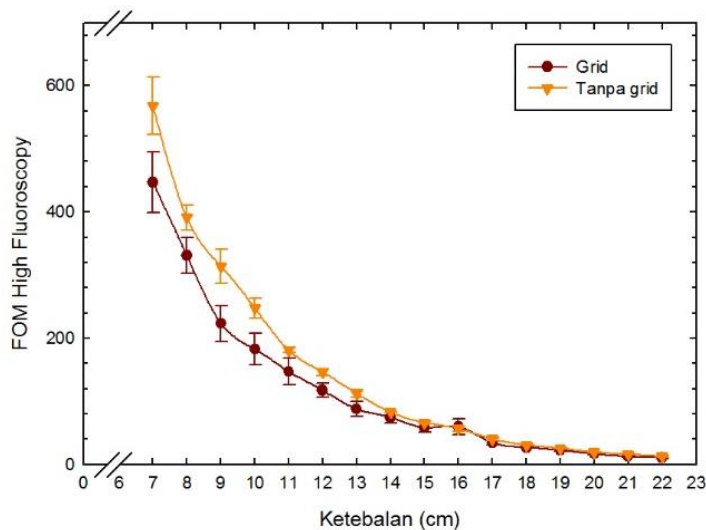
Mode *medium (7.5 fps) fluoroscopy* untuk parameter FOM pada Gambar 9 tidak menunjukkan batas ambang pada grafik FOM. Batas ambang yang dipilih yaitu perpotongan garis antara grafik penggunaan *antiscatter grid* dan tanpa penggunaan *antiscatter grid*. Perpotongan garis tidak terbentuk pada grafik FOM untuk penggunaan *antiscatter grid* dan tanpa *antiscatter grid*. Grafik FOM tanpa penggunaan *antiscatter grid* menunjukkan nilai FOM selalu lebih besar dibandingkan dengan penggunaan *antiscatter grid*, sehingga pada mode ini tanpa penggunaan *antiscatter grid* lebih baik berdasarkan parameter FOM.

Grafik FOM untuk mode *medium fluoroscopy* tidak menunjukkan perpotongan garis antara grafik penggunaan antiscatter grid dan tanpa *antiscatter grid*. Apabila ingin mengetahui batas ambang untuk mode medium, diperlukan penambahan ketebalan lebih dari 22 cm. Berdasarkan keseluruhan FOM maka pada mode *medium fluoroscopy* tidak perlu *antiscatter grid* berdasarkan parameter FOM.

Batas ambang untuk penggunaan *antiscatter grid* pada mode *medium fluoroscopy* lebih tinggi daripada batas ambang *high fluoroscopy*, karena penggunaan *antiscatter grid* pada mode *medium fluoroscopy* memiliki nilai dosis entrans kulit yang relatif lebih tinggi seperti Gambar 4 dibandingkan kedua mode fluoroskopi lainnya. Perolehan nilai tersebut disebabkan nilai mA lebih besar untuk mode *medium fluoroscopy*, namun untuk nilai SNR pada mode *medium fluoroscopy* lebih rendah dibandingkan dengan mode *high fluoroscopy*. Perolehan nilai dosis entrans kulit yang lebih tinggi dengan SNR yang lebih rendah pada *medium fluoroscopy* dipengaruhi oleh ketebalan filter. Peningkatan ketebalan filter memberikan peningkatan dosis dengan penurunan intensitas berkas foton sehingga mempengaruhi kuantitas berkas dan kualitas citra.



Gambar 9. Grafik FOM 3 *medium fluoroscopy* terhadap ketebalan



Gambar 10. Grafik FOM *high fluoroscopy* terhadap ketebalan

Mode *high* (10 fps) *fluoroscopy* untuk parameter FOM pada Gambar 10 menunjukkan batas ambang pada grafik FOM berada pada ketebalan 16 cm. Batas ambang yang dipilih yaitu perpotongan garis antara grafik penggunaan *antiscatter grid* dan tanpa penggunaan *antiscatter grid*. Perpotongan garis tersebut menunjukkan nilai FOM pada penggunaan *antiscatter grid* dan tanpa *antiscatter grid* relatif sama, sehingga kualitas yang dihasilkan berdasarkan parameter FOM tentunya relatif sama. Ketebalan kurang dari 16 cm menunjukkan nilai FOM untuk tanpa penggunaan *antiscatter grid* lebih besar dibandingkan dengan penggunaan *antiscatter grid*, sehingga tidak perlu menggunakan *antiscatter grid*. Ketebalan sama atau lebih besar dari 16 cm menunjukkan nilai FOM penggunaan dan tanpa *antiscatter grid* relatif sama sehingga pada ketebalan tersebut *grid* dapat digunakan.

Batas ambang untuk penggunaan *antiscatter grid* pada mode *high fluoroscopy* lebih rendah daripada batas ambang mode *medium fluoroscopy*, karena penggunaan *antiscatter grid* pada mode *high fluoroscopy* memiliki nilai dosis entrans kulit yang relatif lebih rendah dibandingkan *medium fluoroscopy*. Perolehan nilai tersebut disebabkan nilai mA lebih rendah untuk mode *high fluoroscopy*, namun untuk nilai SNR pada mode *high fluoroscopy* lebih tinggi dibandingkan dengan mode *medium fluoroscopy*. Perolehan nilai dosis entrans kulit yang lebih rendah dengan SNR yang lebih tinggi pada *high fluoroscopy* dipengaruhi oleh ketebalan filter. Pengurangan ketebalan filter memberikan penurunan dosis dengan kenaikan intensitas berkas foton sehingga mempengaruhi kuantitas berkas dan kualitas citra.

4. Kesimpulan

Berdasarkan parameter FOM, pada mode *low* (4 fps) *fluoroscopy* disarankan untuk menggunakan *antiscatter grid* saat obyek memiliki ketebalan ≥ 11 cm. Pada mode *medium* (7.5 fps) *fluoroscopy* disarankan untuk tidak menggunakan *antiscatter grid*. Pada mode *high* (10 fps) *fluoroscopy* disarankan menggunakan *antiscatter grid* ketika ketebalan obyek ≥ 16 cm. Pada mode *medium* (7.5 fps) *fluoroscopy* tidak disarankan penggunaannya karena meningkatkan dosis tanpa perbaikan kualitas citra yang tertangkap reseptor citra fluoroskopi.

Referensi

- ¹ D.R. Dance, S. Christofides, I.D. Mclean, K.H. Ng. *Diagnostic Radiology Physics*, Vienna: IAEA (2014).
- ² C. Ubeda, E. Vano, L. Gonzalez, P. Miranda, "Influence of the antiscatter grid on dose and image quality in pediatric interventional cardiology X-ray systems," *Cath. Card. Int.* **82**(1), 51–57 (2013).
- ³ J. Kammel, S. Koppl, M. Ordnung, B. Roas, P. Strattnner. (12) United States Patent. 2(12) (2010).
- ⁴ E.B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna: IAEA (2005).
- ⁵ J.T. Busberg, J.A. Seibert, M. Edvin, J. Ledholdt, J.M. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins (2002).
- ⁶ Siemens Healthineers Global. *Artis zee for interventional radiology*. http://www.ivermedi.com/attachments/pdf/112015/Artis_zee_brochure_28193940_1.pdf/. Diakses pada 14 Juli 2017.
- ⁷ Pro-Project. Pro-Alpha User Manual. [worldwide.pro-project.pl](http://www.worldwide.pro-project.pl/). (2011).
- ⁸ RTI - From Radiation to Information | X-ray Quality Assurance. <http://rtigroup.com/>. Diakses pada 14 Juli 2017.
- ⁹ Ion Chambers - Radcal | Radiation Measurement Devices. <https://radcal.com/ion-chambers/>. Diakses pada 14 Juli 2017.
- ¹⁰ C. Ubeda, E. Vano, P. Miranda, F. Leyton, L.C. Martinez, C. Oyarzun, "Radiation Dose and Image Quality for Paediatric Interventional Cardiology Systems. A National Survey in Chile," *Rad. Prot. Dos.* **147**(3), 429–38 (2011).