

Pengukuran MTF (*Modulation Transfer Function*) berdasarkan LSF (*Line Spread Function*) dan PSF (*Point Spread Function*) pada pesawat PET/CT dan SPECT/CT

Sharah Nataz Shilfa¹, M. Roslan Abdul Gani², Intan Apriliansi Syaridatul Mu'minah¹, Fery Ardiansyah¹, Lukmanda Evan Lubis¹, dan Djarwani Soeharso Soejoko¹

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

² Instalasi Radiodiagnostik, Rumah Sakit Kanker "Dharmas", Jakarta Barat, DKI Jakarta 11420

*E-mail: sharah.nataz@sci.ui.ac.id

Naskah Masuk 11 Agustus 2017
Naskah Revisi 23 Februari 2018
Naskah Diterima 29 November 2018
Naskah Terbit 28 Februari 2019

Abstrak: Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui nilai MTF yang diperoleh dengan menggunakan dua jenis metode yaitu LSF (*Line Spread Function*) dan PSF (*Point Spread Function*) pada PET/CT dan SPECT/CT. Pengukuran dengan metode LSF dilakukan dengan *thin flood source* ^{18}F atau $^{99\text{m}}\text{Tc}$ dengan aktivitas 12 mCi, sedangkan PSF menggunakan sumber *thin line source* ^{18}F atau $^{99\text{m}}\text{Tc}$ berdiameter 0.5 mm dengan aktivitas 2 mCi. Kalkulasi MTF dilakukan berdasarkan profil citra sumber, untuk PET/CT dibantu dengan 3 jenis filter dan 4 algoritma rekonstruksi. Untuk SPECT/CT evaluasi berdasarkan penggunaan variasi kolimator. Perhitungan MTF dilakukan dengan metode Tsujioka et al. (2014) dengan mengkombinasikan perangkat ImageJ, MATLAB, dan Origin *spreadsheet*. Performa sistem ditentukan pada nilai 10% MTF. Hasil pengukuran pada PET/CT menunjukkan nilai MTF tertinggi didapatkan dengan filter Butterworth dan algoritma rekonstruksi Iterative, Iterative 3D, dan Backprojection dengan nilai MTF identik (0.155 *cycles/mm*) untuk metode LSF, sedangkan metode PSF dengan filter Butterworth dan algoritma rekonstruksi Backprojection diperoleh nilai 0.15 *cycles/mm*. Pada SPECT/CT, kedua detektor dengan kolimator LEHR memberikan nilai MTF dengan metode LSF dan metode PSF berturut-turut 0.104 *cycles/mm* dan 0.075 *cycles/mm*. Berdasarkan kelebihan dan kekurangan kedua metode, secara umum metode PSF direkomendasikan sebagai program QC resolusi spasial untuk modalitas kedokteran nuklir.

Abstract: This study aims to know the value of MTF obtained by using two methods: LSF (*Line Spread Function*) and PSF (*Point Spread Function*) on PET/CT and SPECT/CT. Measurement done with LSF method performed by *thin flood source* ^{18}F or $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 12 mCi, while PSF using *thin line source* ^{18}F atau $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 2 mCi with diameter 0.5 mm. The MTF calculations are performed based on image profile, for PET/CT assisted by 3 filter types and 4 reconstruction algorithms while SPECT/CT based on collimator variation. MTF calculation method have done based on Tsujioka et al. (2014) by combining the ImageJ, MATLAB, and Origin *spreadsheet*. System performance is determined at 10% MTF. The measurement results on PET/CT showed MTF highest value obtained by the Butterworth filter and reconstruction algorithm Iterative, Iterative 3D, and Backprojection with identical MTF value (0.155 *cycles/mm*) for LSF method, while PSF method by using Butterworth filter and Backprojection reconstruction algorithm obtained value 0.15 *cycles/mm*. In SPECT/CT, the second detector with LEHR collimator give MTF value to the LSF method and PSF method sequently 0.104 *cycles/mm* and 0.075 *cycles/mm*. Based on the advantages and disadvantages of both methods, generally the PSF method is recommended as a spatial resolution QC program for nuclear medicine modalities.

Kata kunci: kolimator, quality control (QC), rekonstruksi, *thin flood source*, *thin line source*

Keywords: collimator, quality control (QC), reconstruction, *thin flood source*, *thin line source*

1. Pendahuluan

Pencitraan radionuklida merupakan aplikasi paling penting dalam Kedokteran Nuklir. Seperti pada teknik pencitraan lainnya, citra pada prosedur kedokteran nuklir digunakan untuk kebutuhan klinis dalam hal memberikan diagnosis yang akurat pada pasien. Akurasi diagnosis ini tentunya membutuhkan perolehan citra dengan tingkat ketajaman tinggi yang dapat diperoleh dengan melakukan evaluasi kualitas citra.^{1,2}

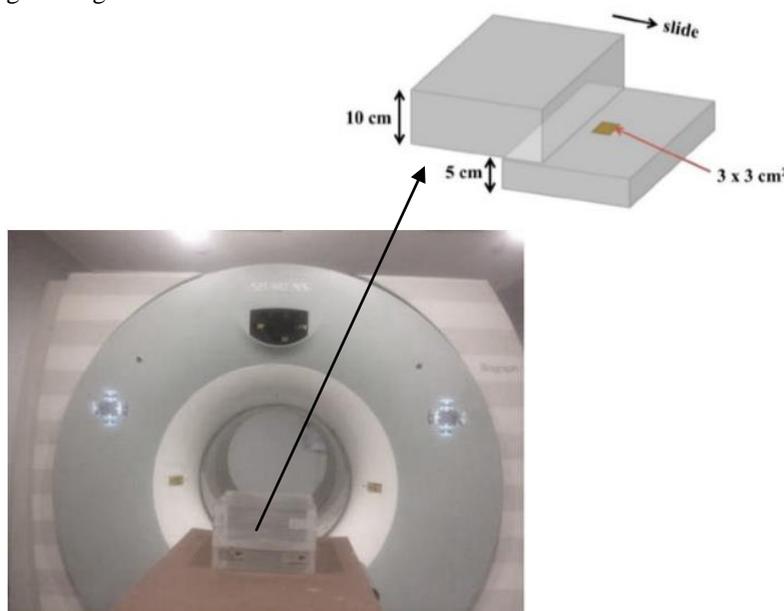
Resolusi spasial menjadi satu dari parameter karakteristik fisik dalam evaluasi kualitas citra.² Resolusi spasial mengacu pada ketajaman atau detail dari citra, atau kemampuan instrumen pencitraan untuk memberikan tampilan detail.¹

Resolusi spasial bergantung pada kerapatan kurva MTF bergantung pada lebarnya kurva PSF atau LSF. Semakin lebar kurva PSF atau LSF maka akan semakin rapat kurva MTF dan semakin buruk resolusi yang ditampilkan.^{1,2,5-7} Akan tetapi, penentuan MTF menggunakan metode PSF dan LSF dapat memberikan hasil yang berbeda. Boone (2001) membandingkan penggunaan metode LSF dan PSF pada sistem *computed tomography* (CT). Hasil penelitiannya menunjukkan jumlah sampel garis (*line profile*) pada metode LSF lebih banyak dibandingkan PSF, sehingga *noise* yang ikut dalam statistik pun berkurang.²⁻⁴

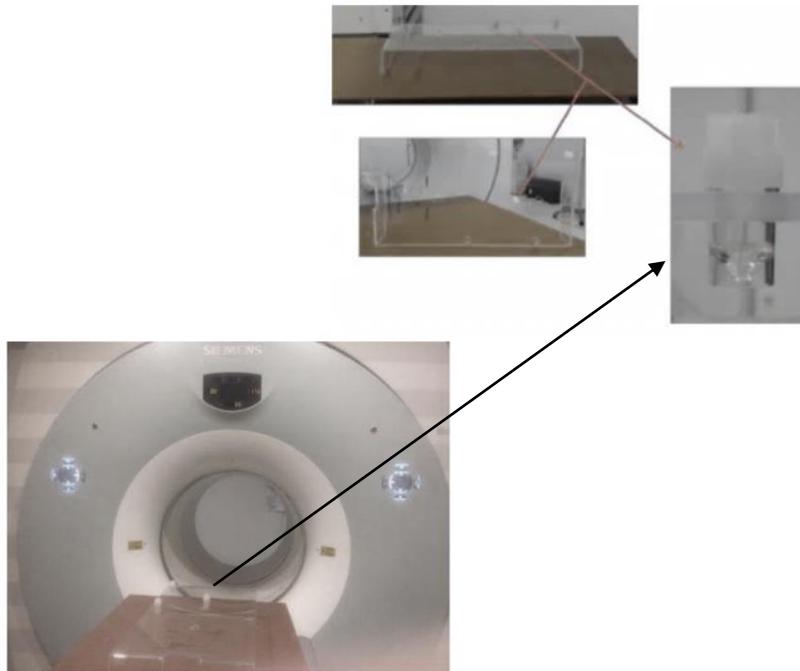
Penelitian ini bertujuan untuk mempelajari kedua metode yakni PSF dan LSF untuk mengetahui metode yang optimal dalam menampilkan nilai MTF. Fountos et al (2012) mengajukan sebuah metode baru penggunaan *novel phantom* dari *thin flood source* untuk pengukuran LSF.³ Penelitian ini akan menggunakan model fantom Fountos yaitu *thin flood source* untuk pengukuran MTF menggunakan metode LSF sedangkan penggunaan *thin line source* berupa sumber titik pada pengukuran dengan metode PSF.

2. Bahan dan metode

Pengukuran dilakukan menggunakan Siemens PET/CT dan PET/CT, fantom PMMA slab ukuran 25 cm × 25 cm untuk pengukuran LSF dan fantom Siemens MHR untuk pengukuran PSF. Pengukuran dengan metode LSF dilakukan dengan *thin flood source* ^{18}F atau $^{99\text{m}}\text{Tc}$ berukuran 3 cm × 3 cm dengan aktivitas masing-masing 12 mCi. Adapun pengukuran dengan metode PSF menggunakan sumber *thin line source* ^{18}F atau $^{99\text{m}}\text{Tc}$ berdiameter 0.5 mm dengan aktivitas masing-masing 2 mCi.



Gambar 1. Pemosisian sampel untuk pengukuran MTF berdasarkan metode LSF.



Gambar 2. Pemosisian sampel untuk pengukuran MTF berdasarkan metode PSF.

Kalkulasi MTF dilakukan berdasarkan profil citra sumber, untuk PET/CT dibantu dengan 3 jenis filter yaitu: Butterworth, Gaussian, dan Hammington, kemudian direkonstruksi dengan empat jenis algoritma yakni: Iterative, Iterative 3D, Backprojection, dan Truex. Untuk perangkat lunak MATLAB R2010a, dan perangkat pengolah data *spreadsheet* Origin Pro 9.1 32 Bit.

2.1. Preparasi sampel uji MTF

2.1.1. Preparasi sampel thin line source untuk pengukuran LSF

Pada penelitian ini, sampel *thin flood source* yang digunakan adalah *dryview film*, gafchromic QA XR-RV03, gafchromic QA diagnostik dan kertas TLC (*Thin Layer Chromatography*). Pembuatan sampel digunakan dengan cara merendam empat jenis sampel uji kedalam larutan radioisotop ^{18}F atau $^{99\text{m}}\text{Tc}$ dengan aktivitas 12 mCi selama ± 20 menit. Selanjutnya sampel diletakkan diantara 2 lapis PMMA slab, dengan ketebalan lapisan atas 10 cm dan lapisan bawah 5 cm sesuai dengan posisi kedalaman organ target umumnya pada pasien.^{5,6,8,9} Gambar 1 merepresentasikan pemosisian sampel pada metode LSF.

Secara kualitatif, hasil uji uniformitas bahan sampel menunjukkan bahwa hanya *Thin Layer Chromatography* (TLC) yang bersifat uniform seperti pada Gambar 3. Oleh karenanya, diputuskan bahwa bahan sampel yang akan digunakan untuk pengukuran *Modulation Transfer Function* (MTF) dengan metode LSF menggunakan sampel TLC yang dapat dipergunakan untuk bahan sampel menggunakan radioisotop ^{18}F maupun $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

2.1.2. Preparasi sampel thin line source untuk pengukuran PSF

Pengukuran MTF menggunakan metode PSF dilakukan dengan mencitrakan sumber titik dengan garis tengah 0.5 mm. ^{18}F dicitrakan dengan menggunakan wadah *syringe* yang dilapisi selongsong Pb, sedangkan $^{99\text{m}}\text{Tc}$ dicitrakan dengan wadah vial. Pemilihan wadah sampel didasarkan pada *practice ability* yang harus memenuhi prinsip ALARA (*As Long as Reasonably Achievable*) yang berhubungan dengan energi dari radioisotop yang digunakan.

Aktivitas radioisotop yang digunakan adalah 12mCi. Sampel *thin line source* dicitrakan menggunakan fantom MHR Siemens dengan pemosisian ditengah detektor dan tegak lurus terhadap bidang tomografi.

2.2. Pengukuran MTF

2.2.1. Berdasarkan metode LSF

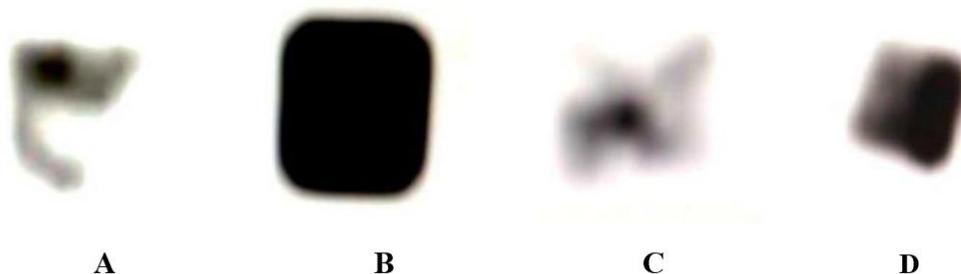
Pada pengukuran MTF berdasarkan metode LSF pada PET/CT, sampel *thin flood source* diposisikan ditengah luasan fantom dan dicitrakan menggunakan 1 *bed* dengan lama waktu pencitraan 120 detik. Selain itu posisi objek diatur dalam posisi *supine* dan ukuran matriks 256×256. Citra yang diperoleh berupa garis selanjutnya akan dievaluasi berdasarkan filter dan algoritma rekonstruksi yang telah ditentukan.

Sampel *thin flood source* yang telah direndam dalam larutan ^{99m}Tc 2 mCi akan digunakan sebagai objek yang akan dicitrakan untuk pengukuran MTF dengan metode LSF pada pesawat SPECT/CT. Seperti objek pada PET/CT, sampel *thin flood source* SPECT/CT diposisikan ditengah luasan fantom. Posisi detektor pada saat pencitraan objek adalah sejajar sampel, yakni 180° terhadap sampel agar diperoleh citra garis. Proses pencitraan dilakukan pada jumlah cacahan 1000 kCts, posisi *supine*, dengan ukuran matriks 1024×1024. Jarak objek terhadap detektor selama pencitraan harus dijaga tetap. Gambar 1 merepresentasikan pemosisian sampel pada metode LSF.

2.2.2. Berdasarkan metode PSF

Pada proses pengambilan citra untuk metode PSF pada PET/CT, sampel *thin line source* dengan aktivitas sumber ^{18}F sebanyak 2 mCi akan digunakan sebagai objek yang akan dicitrakan. Pencitraan dilakukan menggunakan 1 *bed*, dengan lama waktu pencitraan 120 detik. Objek diatur dalam posisi *supine* dan ukuran matriks 256×256. posisi objek diatur dalam posisi *supine* dan ukuran matriks 256×256. Citra yang diperoleh berupa titik selanjutnya akan dievaluasi berdasarkan filter dan algoritma rekonstruksi yang telah ditentukan.

Sampel *thin line source* diisi dengan ^{99m}Tc dengan aktivitas 2 mCi digunakan untuk pengambilan citra titik pada pesawat SPECT/CT. Posisi detektor pada saat pencitraan objek adalah tegak lurus bidang tomografi, yakni 90° terhadap sampel agar diperoleh citra titik. Proses pencitraan dilakukan pada jumlah cacahan 8000 kCts, posisi *supine*, dengan ukuran matriks 1024×1024. Jarak objek terhadap detektor selama pencitraan harus dijaga tetap.



Gambar 3. Hasil uji uniformitas sampel *thin flood source* dengan jenis bahan; (A) Gafchromic QA, (B) Thin Layer Chromatography (TLC), (C) Gafchromic XR-RV03, (D) Dryview Digital Radiography (DR) film.

Tabel 1. Nilai MTF 10% Berdasarkan Metode LSF pada PET/CT.

<i>Nilai MTF 10% (cycles/mm) Berdasarkan Metode LSF</i>				
<i>Filter</i>	<i>Rekonstruksi</i>			
	<i>Iterative</i>	<i>Iterative 3D</i>	<i>Backprojection</i>	<i>Truex</i>
Butterworth	0.155	0.155	0.155	0.16
Gaussian	0.115	0.115	0.135	0.15
Hammington	0.107	0.11	0.146	0.157

Keterangan: Pemberian warna menunjukkan tinggi rendahnya nilai MTF 10% yang diperoleh; merah paling tinggi namun tidak disertakan sebagai pembandingan, kuning paling tinggi, dan hijau paling rendah.

Tabel 2. Nilai MTF 10% Berdasarkan Metode PSF pada PET/CT.

<i>Nilai MTF 10% (cycles/mm) Berdasarkan Metode PSF</i>				
<i>Filter</i>	<i>Rekonstruksi</i>			
	<i>Iterative</i>	<i>Iterative 3D</i>	<i>Backprojection</i>	<i>Truex</i>
Butterworth	0.13	0.13	0.15	0.17
Gaussian	0.105	0.109	0.11	0.135
Hammington	0.085	0.105	0.11	0.15

Keterangan: Pemberian warna menunjukkan tinggi rendahnya nilai MTF 10% yang diperoleh; merah paling tinggi namun tidak disertakan sebagai pembanding, kuning paling tinggi, dan hijau paling rendah.

2.3. Evaluasi citra

Perolehan citra berupa garis maupun titik dari masing-masing pesawat dievaluasi untuk memperoleh kurva LSF dan PSF menggunakan perangkat lunak imageJ. Citra garis atau titik yang diperoleh diatur kontrasnya menggunakan menu *window level*. Setelah pengaturan kontras dilakukan, matriks citra mula-mula dikompres menjadi ukuran baru yaitu 128×128. Selanjutnya citra disimpan dalam format .tiff.

Transformasi Fourier diaplikasikan pada citra yang telah disimpan dalam format .tiff. Citra diproses menggunakan MATLAB R2010a menggunakan algoritma (*coding*) *Fast Fourier Transform* (FFT) untuk matriks citra 128×128. Setelah algoritma FFT dijalankan, maka akan diperoleh data LSF atau PSF yang telah diaplikasikan dengan transformasi fourier.

Aplikasi pengolah data *spreadsheet* Origin Pro 9.1 32 Bit berfungsi untuk menampilkan kurva MTF dengan sumbu-*x* berupa nilai MTF yang dinormalisasi dan sumbu-*y* berupa frekuensi spasial dalam *cycles/mm*. Nilai MTF untuk sumbu-*x* diperoleh dari data LSF atau PSF hasil transformasi fourier yang telah disalin dari MATLAB dan dinormalisasi dengan persamaan berikut:

$$N = \frac{X - X_{\min}}{X_{\max} - X_{\min}} \quad (1)$$

dengan *N* adalah normalisasi. Frekuensi spasial (*f*) diperoleh dengan menggunakan persamaan:

$$f = \frac{1}{n \times s} \quad (2)$$

dengan jumlah data (*n*) dan *sampling interval* (*s*). *Sampling interval* (*s*) diperoleh dari:

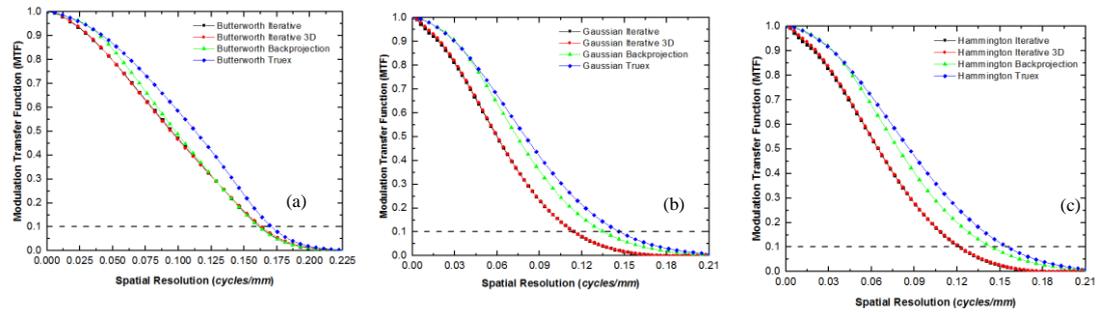
$$s = \frac{FOV}{m} \quad (3)$$

dengan *FOV* adalah *field of view* dan *m* adalah ukuran matriks citra.

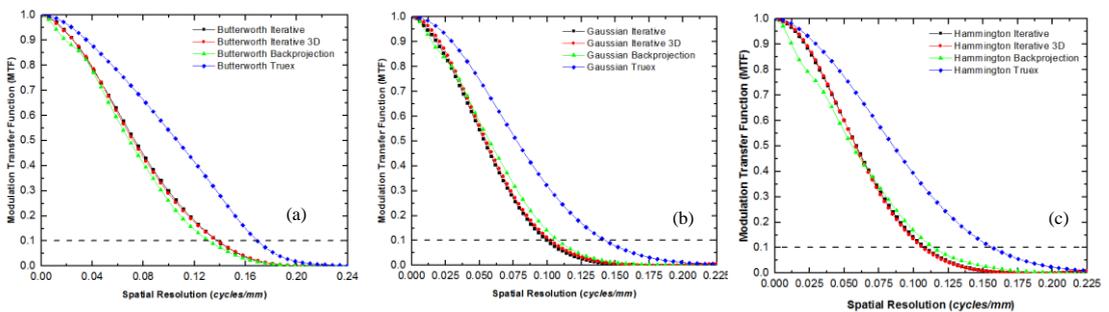
Setelah data untuk sumbu-*x* dan sumbu-*y* diperoleh, selanjutnya kurva MTF difilter menggunakan polinomial orde 6. Filter dilakukan pada data normalisasi MTF dari nilai maksimum normalisasi 1 hingga nilai minimum normalisasi 0. Frekuensi spasial dinyatakan dengan nilai MTF 10%, yang diperoleh dengan melakukan interpolasi pada titik data yang berada pada nilai MTF 0.1. Semakin tinggi nilai MTF 10% yang dinyatakan dengan banyaknya *cycles/mm*, maka nilai resolusi spasial pesawat kedokteran nuklir semakin tinggi.

Konsistensi grafik MTF dinyatakan dengan perhitungan standar deviasi dari tiga kali pengulangan pengambilan citra yang telah dilakukan. Pada pesawat PET/CT, kombinasi filter dan algoritma rekonstruksi yang menghasilkan

grafik MTF dengan nilai MTF 10% paling tinggi dan standar deviasi paling rendah akan diajukan untuk program *Quality Control* resolusi spasial. Karena pengaturan algoritma pada SPECT/CT tidak dapat diubah-ubah, maka jenis kolimator yang menampilkan nilai MTF 10% paling tinggi dengan standar deviasi paling rendah dapat diajukan untuk program *Quality Control* resolusi spasial.



Gambar 4. Perolehan MTF menggunakan metode LSF dengan filter: (a) Butterworth, (b) Gaussian, dan (c) Hammington, serta untuk setiap filter direkonstruksi dengan empat variasi metode rekonstruksi.



Gambar 5. Perolehan MTF menggunakan metode LSF dengan filter: (A) Butterworth, (B) Gaussian, dan (C) Hammington, serta untuk setiap filter direkonstruksi dengan empat variasi metode rekonstruksi.

Tabel 3. Nilai MTF 10% Berdasarkan Metode LSF pada SPECT/CT.

<i>Nilai MTF 10% (cycles/mm) Berdasarkan Metode ISF</i>			
<i>Nomor Detektor</i>	<i>Jenis Kolimator</i>		
	<i>LEHR</i>	<i>MELP</i>	<i>HE</i>
1	0.104	0.0208	0.0208
2	0.104	0.0208	0.0208

Keterangan: Pemberian warna menunjukkan tinggi rendahnya nilai MTF 10% yang diperoleh; kuning paling tinggi dan hijau paling rendah.

Tabel 4. Nilai MTF 10% Berdasarkan Metode LSF pada SPECT/CT.

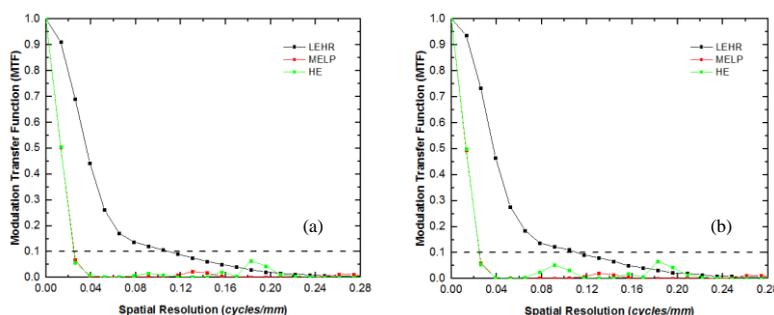
<i>Nilai MTF 10% (cycles/mm) Berdasarkan Metode LSF</i>			
<i>Nomor Detektor</i>	<i>Jenis Kolimator</i>		
	<i>LEHR</i>	<i>MELP</i>	<i>HE</i>
1	0.075	0.058	0.056
2	0.075	0.052	0.053

Keterangan: Pemberian warna menunjukkan tinggi rendahnya nilai MTF 10% yang diperoleh; kuning paling tinggi dan hijau paling rendah.

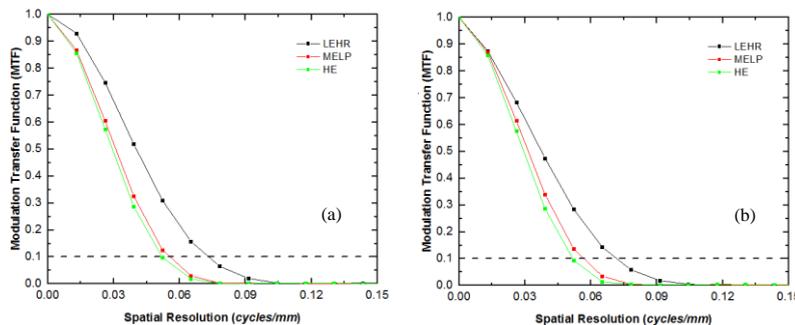
3. Hasil dan pembahasan

Hasil pengukuran pada MTF pada PET/CT untuk metode LSF ditunjukkan pada Gambar 4, sedangkan untuk metode PSF ditunjukkan pada Gambar 5. Perolehan nilai MTF untuk masing-masing metode dijabarkan pada Tabel 1 dan 2. Tabel 1 dan 2 menunjukkan perolehan nilai MTF tertinggi dan terendah. Secara umum, rekonstruksi Truex menghasilkan nilai MTF paling tinggi untuk kedua jenis metode untuk setiap filter yang digunakan, dengan filter yang menghasilkan MTF paling tinggi ialah Butterworth. Namun, karena nilainya yang menyimpang jauh dengan ketiga algoritma rekonstruksi lainnya, algoritma rekonstruksi Truex tidak disertakan dalam pengambilan nilai MTF tertinggi.

Perolehan nilai MTF tertinggi menggunakan metode LSF didapatkan dengan filter Butterworth dan algoritma rekonstruksi Iterative, Iterative 3D, dan Backprojection dengan nilai MTF identik (0.155 cycles/mm), sedangkan MTF terendah diperoleh dengan kombinasi Hammington terhadap algoritma rekonstruksi Iterative. Sementara itu, nilai MTF tertinggi menggunakan metode PSF diperoleh melalui kombinasi filter Butterworth dan algoritma rekonstruksi Backprojection yakni 0.15 cycles/mm , sedangkan kombinasi filter Butterworth dan algoritma rekonstruksi Backprojection menghasilkan nilai MTF terendah untuk metode ini. Berdasarkan hasil yang diujikan. Pada SPECT/CT, perolehan MTF berdasarkan metode LSF dan PSF berturut-turut dapat dilihat pada Gambar 6 dan 7. Pada pengukuran MTF dengan metode LSF, pengukuran menggunakan kolimator LEHR menghasilkan nilai MTF paling tinggi dengan selisih hingga 80% terhadap kolimator MELP dan HE. Perolehan selisih dengan rentang yang relatif jauh juga diperoleh pada pengukuran MTF berdasarkan metode PSF dengan selisih 32% didapatkan melalui perbandingan nilai MTF pada kolimator LEHR dengan kedua kolimator lainnya. Nilai MTF yang diperoleh pada kedua detektor saat menggunakan kolimator LEHR untuk metode LSF dan metode PSF berturut-turut adalah 0.104 cycles/mm dan 0.075 cycles/mm .



Gambar 6. Perolehan *Modulation Transfer Function (MTF)* menggunakan metode *Line Spread Function (LSF)* dengan kolimator LEHR, MELP, dan HE pada: (a) Detektor 1, dan (b) Detektor 2.



Gambar 7. Perolehan *Modulation Transfer Function (MTF)* menggunakan metode *Point Spread Function (PSF)* dengan kolimator LEHR, MELP, dan HE pada: (a) Detektor 1, dan (b) Detektor 2.

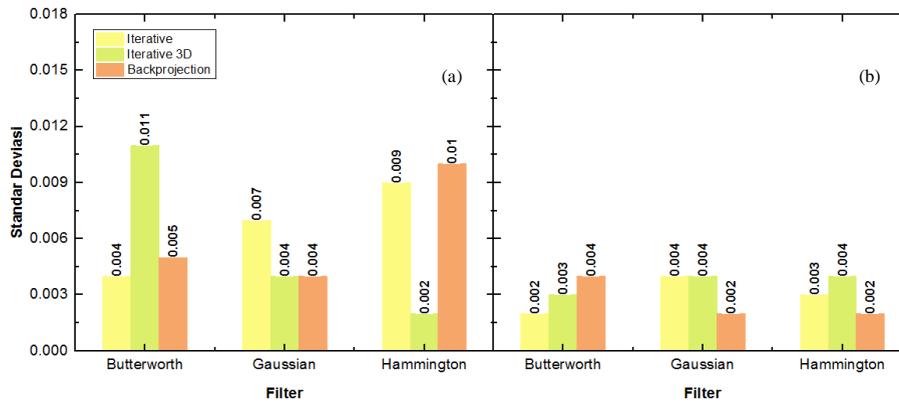
Pada Gambar 8 yang merepresentasikan standar deviasi pada PET/CT, filter dengan algoritma rekonstruksi yang memiliki nilai standar deviasi terendah adalah Hammington Iterative 3D yaitu $sd = 0.00212$, sedangkan untuk metode PSF adalah Gaussian Butterworth yaitu $sd = 0.00169$. Secara umum standar deviasi terendah untuk kedua metode pada PET/CT diperoleh melalui pengukuran MTF dengan metode PSF.

Pada standar deviasi SPECT/CT ditunjukkan pada Gambar 9, berdasarkan metode LSF, pencitraan dengan standar deviasi terendah diperoleh dengan penggunaan kolimator MELP dengan $sd = 0.0009$ pada detektor 1 dan HE dengan $sd = 0.0014$ pada detektor 2, sedangkan untuk metode PSF deviasi terendah diperoleh melalui pencitraan dengan kolimator LEHR dengan $sd = 0.0005$ pada kedua detektor. Standar deviasi terendah untuk kedua metode pada SPECT/CT, secara umum didapatkan melalui pengukuran MTF dengan metode PSF.

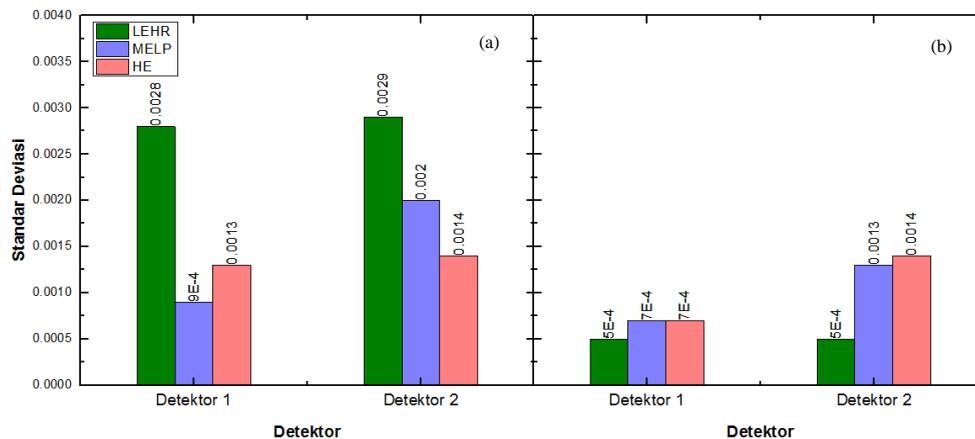
Pengukuran yang dilakukan berdasarkan metode LSF, menghasilkan nilai ukur MTF paling tinggi untuk PET/CT maupun SPECT/CT terhadap nilai ukur MTF berdasarkan metode PSF. Metode LSF mengambil lebih banyak sampel berupa titik data dalam satu garis, dengan kumulatif sampel garis, dibandingkan dengan metode PSF. Secara statistik, pengambilan lebih banyak sampel akan menampilkan hasil MTF hitung yang lebih akurat akibat pengurangan *noise* yang ikut dalam statistik. Penelitian yang dilakukan oleh Boone (2001) yang membandingkan penggunaan metode LSF dan PSF pada sistem computed tomography (CT) menunjukkan hasil yang sama dengan penelitian ini, bahwa jumlah sampel garis (*line profile*) pada metode LSF lebih banyak dibandingkan PSF, sehingga diperoleh nilai MTF yang lebih tinggi pada pengukuran berdasarkan metode LSF.^{3,4} Namun, metode LSF memiliki kelemahan dalam hal preparasi sampel *thin flood source*.

Preparasi sampel LSF harus diawali dengan uji uniformitas jenis bahan yang akan dijadikan sampel pengukuran. Diperlukan bahan sebanyak-banyaknya untuk diujikan agar dapat diketahui jenis bahan yang sesuai untuk pengukuran, karena pada dasarnya modalitas kedokteran nuklir memang belum menyediakan film atau kertas kromatografi untuk keperluan QC sistem. Pada penelitian ini, jenis bahan yang mampu menyerap dan menunjukkan citra distribusi radionuklid yang seragam ialah kertas *Thin Layer Chromatography*. TLC umumnya digunakan untuk menentukan kemurnian radiofarmaka di kedokteran nuklir.^{1,5,8,9} Harga yang tinggi dan ketersediaan yang terbatas hanya pada institusi kedokteran nuklir tertentu, umumnya hanya yang memiliki PET/CT karena TLC digunakan untuk QC kemurnian ^{18}F , metode LSF mudah dilakukan untuk QC PET namun tidak untuk SPECT. Jika metode LSF dipaksakan dilakukan pada SPECT, maka akan mempersulit program QC sedangkan QC harusnya dilakukan dengan sederhana dan tidak mempersulit pihak institusi.

PSF sebagai jenis metode lain yang digunakan dalam penelitian ini, menampilkan nilai ukur MTF yang relatif lebih rendah untuk PET maupun SPECT. Namun, PSF memiliki keunggulan dalam pengukuran ini karena preparasi *thin line source* yang sederhana dan tersedia untuk instalasi PET maupun SPECT. Selain itu, standar deviasi metode PSF lebih rendah dibandingkan dengan LSF. Standar deviasi yang rendah menunjukkan tingkat kekonsistenan paling tinggi selama pengukuran dilakukan. Perolehan nilai sd ini menyatakan bahwa PSF lebih konsisten dalam pengukuran MTF.



Gambar 8. Nilai standar deviasi untuk kekonsistenan pengukuran *Modulation Transfer Function* (MTF) pada tiap filter per masing-masing algoritma rekonstruksi untuk metode: (a) LSF, dan (b) PSF.



Gambar 9. Nilai standar deviasi untuk kekonsistenan pengukuran *Modulation Transfer Function* (MTF) pada SPECT/CT berdasarkan metode: (a) LSF, dan (b) PSF.

4. Kesimpulan

Berdasarkan kelebihan dan kekurangan kedua metode yakni LSF dan PSF, khususnya dalam hal preparasi sampel, secara umum program QC resolusi yang dianjurkan untuk pesawat kedokteran nuklir ialah melalui pengukuran MTF dengan menggunakan metode PSF. Secara terpisah, untuk instalasi PET, QC resolusi spasial dapat dilakukan dengan metode LSF untuk memperoleh hasil yang lebih optimal. Namun, untuk SPECT, metode PSF lebih diutamakan agar program QC tetap dijalankan dan tidak memberatkan.

Sampel *thin flood source* selain yang diujikan dalam penelitian juga turut diujikan untuk mengetahui jenis bahan lain sebagai substitusi kertas kromatografi TLC, sehingga dapat digunakan untuk instalasi kedokteran nuklir yang tidak menyediakan kertas TLC.

Pada PET/CT, penggunaan filter yang dilakukan baru berupa *low pass filter*.¹⁰ Jika terdapat filter lainnya yang dapat diujikan, sebaiknya dicoba, sehingga dapat dijadikan perbandingan apakah terdapat jenis filter lain yang menghasilkan standar deviasi lebih rendah daripada yang direkomendasikan. Pada SPECT/CT, variasi jenis kolimator lain untuk jenis kolimator dengan energi sama namun karakteristik berbeda dapat turut diujikan untuk mengetahui apakah terdapat karakteristik lain dari kolimator yang menghasilkan nilai MTF lebih tinggi dan standar deviasi lebih rendah sehingga mampu menunjang QC lebih baik.

Referensi

- ¹ M.M. Khalil, *Basic Sciences of Nuclear Medicine*, Springer Verlag Heidelberg Dordrecht London New York (2011).
- ² J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt, and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging* (2nd ed.), Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins (2002).
- ³ G. P. Fountos, et al, "A novel easy-to-use phantom for the determination of MTF in SPECT scanner," *Med. Phys.* **39** (3), 1561-1570 (2012).
- ⁴ J.M. Boone, "Determination of the Presampled MTF in Computed Tomography," *Med. Phys.* **28**, 356–360 (2001).
- ⁵ R.C. Simon, J.A. Sorenson, and M.E. Phelps, *Physics in Nuclear Medicine*, Philadelphia:Springer Inc (2012).
- ⁶ F. Kharfi, "Principles and Applications of Nuclear Medical Imaging: A Survey on Recent Developments," INTECH : ISBN 978-953-51-1033-0 (2013).
- ⁷ R.A. Powsner, E.R. Powsner, *Essentials Nuclear Medicine Physics*, Australia: Blackwell Publishing Ltd (2006).
- ⁸ F.S. Sharp, H.G. Gemmel, A.D. Murray, *Practical Nuclear Medicine: Third Edition*, Springer–Verlag London (2005).
- ⁹ B.W. Ronald, R.W. Coleman, *PET/CT: Essentials for Clinical Practice*, USA: Springer Science+Business Media, LLC (2006).
- ¹⁰ R.E. Schmitz, A.M. Alessio, P.E. Kinahan, *The Physics of PET/CT Scanners*, University of Washington:Imaging Research Laboratory Department of Radiology (2005).