

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Landasan Teori

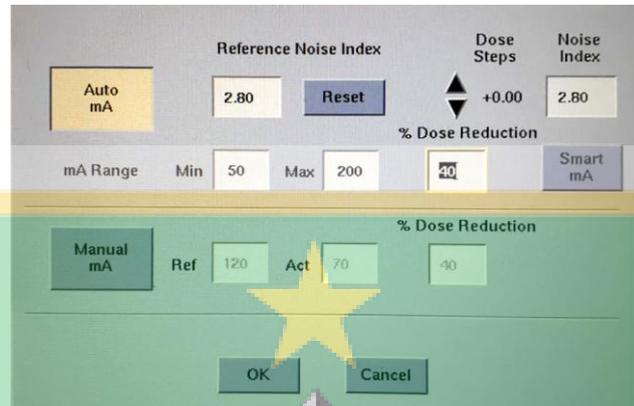
2.1.1. Dose Reduced CT Scan Otak

Computed Tomography (CT Scan) pertama kali digunakan publik pada tahun 1970(10). *CT Scan* merevolusi radiologi diagnostik dalam mendiagnosa penyakit pasien dan dapat digunakan di seluruh organ tubuh manusia(4,10,11). Beberapa literatur menyatakan bahwa *CT Scan* Otak lebih sering dilakukan dibandingkan pemeriksaan lainnya karena kemampuan diagnosa yang akurat, biaya yang terjangkau, dan proses pemeriksaan yang singkat untuk pasien gawat darurat(4,10,12–14). Secara klinis, ada banyak indikasi yang dapat dilihat pada pemeriksaan *CT Scan* Otak. *Trauma* kepala, *hemiparese*, *cephalgia*, evaluasi awal *Space Occupying Lesion (SOL)*, penurunan kesadaran yang tidak dapat dijelaskan, kejang, *suspect hydrocephalus*, *hematoma intracranial*, gangguan psikiatrik, penyakit vaskular oklusif, dan evaluasi *aneurisma*. Selain itu, *CT Scan* juga dapat digunakan untuk memandu/*guideing* pelaksanaan *biopsy* atau operasi Otak(4,12–14).

Peningkatan penggunaan *CT Scan* Otak menimbulkan kekhawatiran akan meningkatnya paparan radiasi terhadap pasien(6,9). Meskipun berdasarkan data di Amerika Serikat pemeriksaan *CT scan* hanya mewakili 11% dari prosedur radiologi, Dosis efektif yang dihasilkan pemeriksaan *CT Scan* menyumbang sekitar 70% dari total dosis efektif dari seluruh pemeriksaan radiologi diagnostik(15). Protokol *CT Scan* dirancang untuk menghasilkan citra berkualitas tinggi untuk mendiagnosis semua jenis penyakit otak. Oleh karena itu, pengembangan *CT Scan* dosis rendah perlu dilakukan untuk mengurangi paparan radiasi pasien(3).

Konsep *dose reduction* didasarkan pada prinsip *ALARA: As Low As Reasonably Achievable*. Pertimbangan harus selalu diberikan untuk meminimalkan dosis pada pasien dengan memastikan kualitas diagnostik yang diperlukan. Protokol *dose reduction* mengurangi *mA* dan *CTDIvol* namun juga meningkatkan *noise index* berdasarkan persentase *dose reduction* yang digunakan(16). Protokol *dose reduction*

menggunakan aplikasi *Dose Reduction Guidance (DRG)* untuk membantu dalam mengurangi *mA* yang dibutuhkan untuk pemindaian pasien. Penggunaan *DRG* memungkinkan pengguna untuk langsung memasukkan persentase pengurangan dosis (dan *mA*) secara otomatis(16).

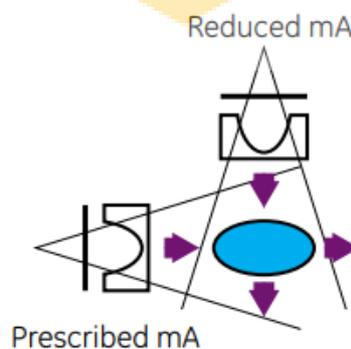


Gambar 2.1 *mA Table*

(Sumber: Dokumentasi Pribadi)

Selama pemindaian, sistem *DRG* akan secara otomatis mengurangi *mA* dengan persentase yang sesuai, *CTDIvol* yang ditampilkan pada *dose report* akan mencerminkan pengurangan yang sesuai dengan persentase *mA*(16).

Protokol *dose reduction* memanfaatkan sistem *SmartmA* yang dikembangkan oleh *GE Healthcare*. Penggunaan *SmartmA* memungkinkan *mA* bervariasi secara otomatis dari irisan ke irisan. *SmartmA* mengurangi dosis dengan penurunan *mA* di dimensi *antero-posterior (AP)* menjadi lebih kecil dan *mA* normal atau tidak tereduksi di dimensi *lateral*(16).



Gambar 2.2 Prinsip Kerja *SmartmA*(16).

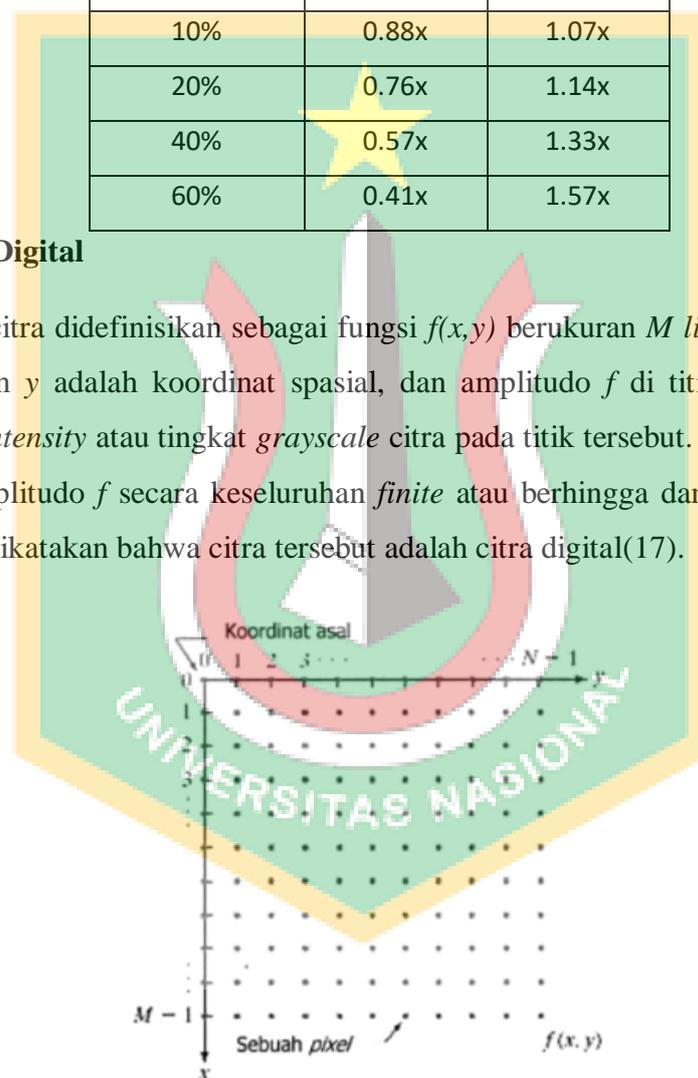
Pada penelitian ini, citra *CT scan* yang digunakan adalah citra dengan *dose reduction* 10%, 20%, 40%, dan 60%. Pengaruh persentase *dose reduction* terhadap dosis dan citra *CT scan* disajikan pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Pengaruh Persentase *Dose Reduction* Terhadap Dosis dan Citra CT Scan(16).

<i>Dose Reduction</i>	<i>mA</i> yang digunakan	Peningkatan <i>Noise</i>
10%	0.88x	1.07x
20%	0.76x	1.14x
40%	0.57x	1.33x
60%	0.41x	1.57x

2.1.2. Citra Digital

Suatu citra didefinisikan sebagai fungsi $f(x,y)$ berukuran M line dan N column, dengan x dan y adalah koordinat spasial, dan amplitudo f di titik koordinat (x,y) dinamakan *intensity* atau tingkat *grayscale* citra pada titik tersebut. Apabila nilai x , y , dan nilai amplitudo f secara keseluruhan *finite* atau berhingga dan bernilai *discrete* maka dapat dikatakan bahwa citra tersebut adalah citra digital(17).



Gambar 2.3 Koordinat Citra Digital(17)

Citra digital dapat ditulis dalam bentuk matriks berikut(17).

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1,N-1) \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \dots & f(M-1,N-1) \end{bmatrix} \dots \dots \dots (2.1)$$

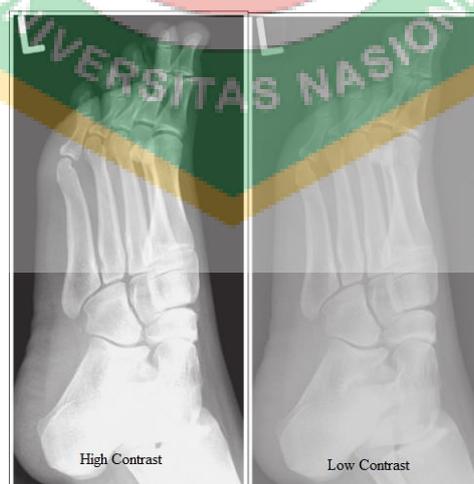
Fungsi $f(x,y)$ menyatakan elemen matriks pada baris x kolom y , $f(0,0)$ merupakan elemen matriks pada baris 0 kolom 0, $f(1,1)$ merupakan elemen matriks pada baris 1 kolom 1, M dan N adalah jumlah baris dan kolom pada citra(17). Nilai pada suatu irisan antara kolom dan baris (pada posisi x,y) disebut dengan *image elements*, *pels*, *picture elements*, atau *pixels*. Istilah terakhir (*pixels*) paling sering digunakan pada citra digital(17).

2.1.3. Kualitas Citra Digital Radiografi

Kualitas citra dapat didefinisikan sebagai atribut gambar yang mempengaruhi kepastian klinisi untuk merasakan fitur diagnostik yang sesuai dari citra secara visual dengan dosis radiasi yang diterima pasien sesuai dengan prinsip ALARA(18). Komponen penting kualitas citra digital radiografi meliputi kontras, rentang dinamis, resolusi spasial, *grayscale*, *noise*, dan artefak.

a. Kontras

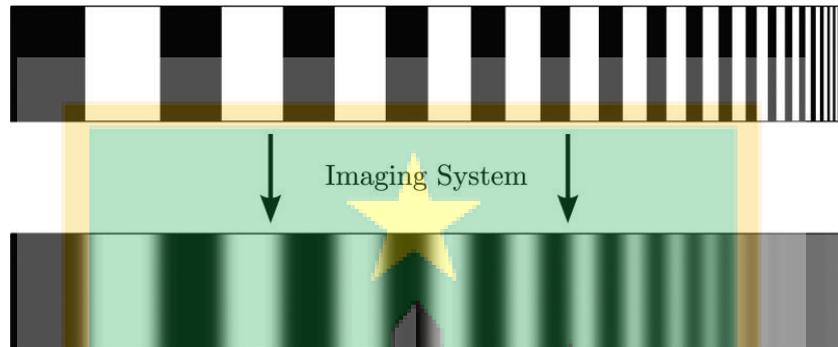
Kontras radiografi mengacu pada perbedaan tingkat kecerahan (*grayscale*) antara jaringan yang berdekatan pada citra yang ditampilkan. Semakin tinggi resolusi kontras, semakin besar perbedaan warna keabu-abuan dan semakin rendah resolusi kontras, semakin rendah perbedaan warna keabu-abuan(19).



Gambar 2.4 Citra *High Contrast* dan *Low Contrast*(19)

b. Resolusi Spasial

Resolusi spasial adalah kemampuan sistem pencitraan untuk membedakan struktur yang berdekatan yang terpisah satu dengan yang lain. Pola batang yang terdiri atas batang *radiodensity* dan batang *radiolucent* dengan lebar yang sama dapat dicitrakan untuk mendapatkan pengukuran objektif resolusi spasial dalam satuan pasangan garis per milimeter(20).



Gambar 2.5 Bar Pattern Spatial Resolution(21)

Modulation transfer function (MTF) adalah pengukuran objektif resolusi spasial yang diperoleh dengan mengukur transfer sinyal amplitudo dari berbagai frekuensi spasial dari objek ke citra. *MTF* adalah cara terbaik untuk menilai resolusi spasial. Faktor-faktor yang mempengaruhi resolusi spasial adalah ukuran titik fokus sinar-X, magnifikasi, gerakan pasien, resolusi detektor, dan *image processing*(20).

c. Noise

Noise dalam radiografi dapat didefinisikan sebagai ketidakpastian atau ketidaktepatan perekaman gambar, yaitu fluktuasi stokastik yang tidak diinginkan pada citra(22). Efek yang paling mengganggu pada kualitas citra adalah bahwa *noise* dapat menutupi atau mengurangi visibilitas struktur tertentu. Hilangnya visibilitas sangat signifikan untuk objek kontras rendah sehingga dapat mempengaruhi dokter Spesialis Radiografi dalam diagnosis. Berikut adalah beberapa macam *noise* pada citra digital:

1. *Impulse Noise (Salt & Pepper Noise)*

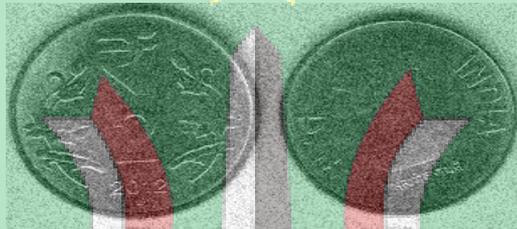
Titik-titik hitam dan putih muncul pada citra sebagai akibat dari *noise* ini. *Noise* ini muncul pada citra karena perubahan sinyal gambar yang tajam dan tiba-tiba(23).



Gambar 2.6 Citra Tanpa *Noise* (Kanan) Citra dengan 30% *Salt & Pepper Noise* (Kiri)(23).

2. *Noise Gaussian*

Gaussian noise merupakan model *noise* yang bersifat aditif dan mengikuti distribusi *Gaussian*. Artinya, setiap *pixel* pada citra yang memiliki *noise* ini adalah jumlah dari nilai *pixel* sebenarnya dan nilai *noise* terdistribusi *Gaussian* secara acak. *Noise* ini tidak tergantung pada intensitas nilai *pixel* pada setiap titik(23).



Gambar 2.7 Citra dengan *Noise Gaussian* (23).

3. *Speckle Noise*

Speckle noise adalah beberapa kumpulan *noise* yang merupakan artefak di suatu citra yang membatasi penafsiran optik suatu citra medis. *Noise* ini sangat umum dan merusak citra medis, *noise* ini terjadi akibat radiasi hambur yang mempengaruhi nilai *pixel*(24).



Gambar 2.8 Citra dengan *Speckle Noise*(24).

4. *Poisson Noise*

Poisson noise atau *shot noise* diakibatkan oleh *photon erosion* rendah dengan distribusi *photon* yang diterima sensor tidak merata(25). Kondisi ini mempengaruhi

detektor radiografi dalam mengonversi jumlah *photon* yang diterima menjadi sinyal elektrik. *Noise* ini menyebabkan gambar berbintik atau *grainy*(26).



Gambar 2.9 Citra dengan *Poisson Noise*(23).

d. *Grayscale*

Citra *grayscale* atau citra berderajat keabu-abuan menyatakan nilai intensitas setiap *pixel* dengan nilai tunggal dengan setiap *pixel* komponen *red*, *green*, *blue* (*RGB*) mempunyai intensitas yang sama. Pada citra *grayscale* nilai intensitas untuk setiap *pixel* adalah nilai tunggal, sedangkan citra berwarna perlu tiga nilai intensitas untuk setiap *pixel*(27). Intensitas citra *grayscale* disimpan sebagai *integer 8-bit* sehingga bernilai $2^8 = 256$ tingkat keabu-abuan dari warna hitam (0) sampai warna putih (256). Dengan menggunakan pola *8-bit* ini citra *grayscale* membutuhkan ruang penyimpanan dan waktu pengolahan yang lebih sedikit dibandingkan citra berwarna (*RGB*)(27).



Gambar 2.10 *Grayscale Level*(28).

e. *Peak Signal to Noise Ratio (PSNR)*

Peak Signal to Noise Ratio (PSNR) menampilkan perbandingan antara intensitas maksimum *noise* dengan *MSE*, dinyatakan dalam satuan desibel logaritmik sebagai berikut(6):

$$PSNR(x, y) = 10 \log_{10} \left(\frac{\max(x)^2}{MSE(x, y)} \right) \dots \dots \dots (2.2)$$

Fungsi logaritma pada *PSNR* digunakan untuk mencari rasio antara nilai intensitas maksimum sinyal dan kekuatan gangguan distorsi yang mempengaruhi kualitas representasinya. Besaran $\max(x)^2$ menyatakan nilai maksimum *pixel* citra asli yang belum diolah. Besaran $MSE(x, y)$ merupakan nilai *MSE* citra asli yang belum diolah dan citra yang sudah diolah(29). Semakin rendah nilai *MSE* maka akan semakin baik, dan semakin besar nilai *PSNR* maka semakin baik kualitas citra hasil pengolahan(6).

f. Mean Square Error (MSE)

Mean Square Error (MSE) adalah nilai error kuadrat rata-rata antara citra asli dengan citra yang sudah diolah, secara matematis dapat dirumuskan sebagai berikut(30):

$$MSE = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} [x(i, j) - y(i, j)]^2 \dots \dots \dots (2.3)$$

Dengan $\frac{1}{mn}$ merupakan nilai rata-rata dari dimensi *pixel*. Nilai *Pixel* $x(i, j)$, dan $y(i, j)$ berturut-turut menyatakan citra asli yang belum diolah dan citra yang sudah diolah(29).

g. Root Mean Square Error (RMSE)

Root Mean Square Error (RMSE) digunakan untuk membandingkan perbedaan nilai *CT* antara citra asli yang belum diolah dan citra yang sudah diolah (6).

$$RMSE = \sqrt{MSE} \dots \dots \dots (2.4)$$

Nilai *RMSE* dapat dengan mudah diinterpretasikan dibandingkan dengan nilai *MSE* karena nilai *RMSE* sebanding dengan nilai output. Nilai *RMSE* memberikan perkiraan seberapa besar standar deviasi residu (prediksi *error*) (31).

h. Structural Similarity Index Measure (SSIM)

Structural Similarity Index Measure (SSIM) digunakan untuk membandingkan kesamaan struktural keseluruhan antara citra asli yang belum diolah dan citra yang sudah diolah(6).

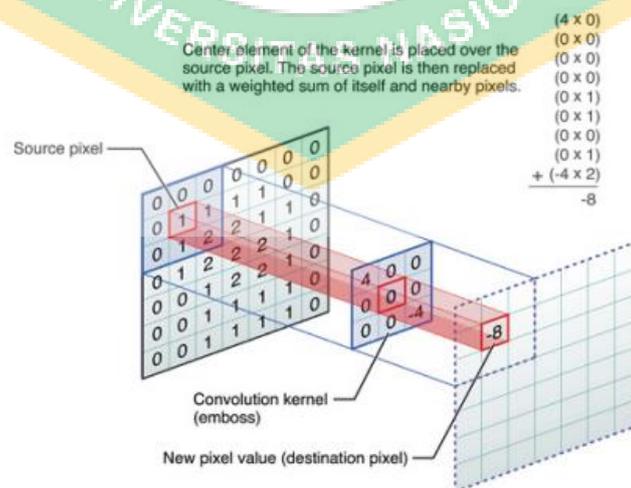
$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \dots \dots \dots (2.5)$$

Dengan x dan y masing-masing menyatakan citra asli yang belum diolah dan citra yang sudah diolah. Nilai *pixel* ($2\mu_x\mu_y + c_1$) merupakan nilai *average color*, sedangkan ($2\sigma_{xy} + c_2$) adalah nilai *average contrast*. Nilai *pixel* ($\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1$) menunjukkan varian *luminance*, sedangkan ($\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2$) sebagai varian *contrast*. Konstanta c_1, c_2 digunakan untuk menghindari pembagian 0 atau angka yang kecil(29).

2.1.4. Konvolusi

Konvolusi adalah cara matematis untuk menggabungkan dua sinyal untuk membentuk sinyal ketiga. Konvolusi adalah teknik yang paling penting dalam *Digital Image Processing*. Dengan menggunakan strategi dekomposisi impuls, sistem konvolusi dijelaskan oleh sinyal yang disebut respon impuls. Konvolusi penting karena menghubungkan tiga sinyal yang diinginkan: sinyal input, sinyal output, dan respon impuls(32).

Respon impuls memiliki nama yang berbeda-beda di beberapa aplikasi. Respon impuls disebut *kernel filter*, *convolution kernel*, atau hanya *kernel*(32). Dalam *image processing*, banyak operasi filter diterapkan pada gambar dengan melakukan operasi khusus yang disebut konvolusi dengan matriks yang disebut *kernel*. *Kernel* biasanya matriks persegi 3×3 , meskipun *kernel* berukuran 2×2 , 4×4 , dan 5×5 terkadang juga digunakan. Nilai yang disimpan dalam *kernel* secara langsung berhubungan dengan hasil penerapan *filter*, dan *filter* hanya dicirikan oleh matriks *kernel*-nya(33).



Gambar 2.11 Konvolusi pada *Image Processing*(33).

2.1.5. Pengolahan Citra

Citra *CT Scan* Otak dengan format *DICOM* diubah menjadi format *jpg*. Selanjutnya citra *CT scan* Otak dengan protokol *dose reduction* dikelompokkan berdasarkan persentase *dose reduction*, kemudian citra tersebut masing-masing akan dilakukan *denoising* dengan berbagai *filter*. Setelah dilakukan *denoising* maka nilai *PSNR*, *RMSE*, dan *SSIM* akan dievaluasi berdasarkan jenis filternya dengan persentase *dose reduction* yang beragam.

Noise pada citra *CT scan* dengan protokol *dose reduction* biasanya memiliki distribusi *noise Poisson*, distribusi *noise Gaussian*, atau kombinasi keduanya. Teknik *denoising* yang umum digunakan dalam pencitraan medis adalah *filter average*, *gaussian*, *median*, dan *bilateral* (6).

1. Filter Average

Average (atau *mean*) *filter* adalah metode 'memperhalus' gambar dengan mengurangi jumlah variasi intensitas antara *pixel* yang bersebelahan. *Filter average* bekerja dengan menelusuri setiap *pixel* gambar, mengganti nilai *pixel* dengan nilai rata-rata *pixel* yang bersebelahan, termasuk *pixel* itu sendiri(6). *Filter average* dapat dirumuskan dengan persamaan sebagai berikut:

$$F(x,y) = \frac{1}{mn} \sum_{(s,t) \in S_{xy}} g(s,t) \dots \dots \dots (2.6)$$

Dengan $\frac{1}{mn}$ menyatakan dimensi *pixel*. Besaran $\sum_{(s,t) \in S_{xy}} g(s,t)$ merupakan nilai *pixel* rata-rata dari $g(s,t)$ atau ukuran *kernel average filter*(6).

2. Filter Gaussian

Filter Gaussian menggunakan metode *linear interpolation*. *Linear interpolation* merupakan proses pembesaran skala citra dan penambahan resolusi pada citra input. Proses yang dilakukan di awal dalam *linear interpolation* adalah melakukan seleksi hasil citra. *Filter gaussian* menggantikan nilai setiap *pixel* dengan pembobotan rata-rata *pixel* di sekitarnya sehingga *noise* dapat ditekan. Pendekatan ini dapat menyebabkan hilangnya sinyal dan kekaburan pada citra *CT scan*(6). *Filter Gaussian* diformulasikan sebagai:

$$F(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \dots \dots \dots (2.7)$$

Dengan x dan y mendefinisikan jarak vertikal dan horizontal dari *pixel* target (dalam implementasi 2 dimensi), σ menyatakan standar deviasi untuk distribusi *Gaussian*. Nilai $\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}$ merupakan *covariance* antara dimensi citra dengan standar deviasi untuk distribusi *Gaussian*(6).

Kernel yang diperoleh dari persamaan ini digabungkan dengan citra *CT Scan* untuk mengurangi tingkat *noise*. Standar deviasi *kernel Gaussian* adalah parameter kunci yang menentukan tingkat kehalusan gambar yang dihasilkan(6).

3. Filter Median

Median sebagai *denoising filter non-linear*, biasanya digunakan untuk penekanan *noise* pada gambar alami maupun medis. *Filter median* secara fungsional mirip dengan *filter average*, tetapi yang dihitung adalah nilai *median pixel/voxel* dari nilai rata-rata. *Filter median* dapat menunjukkan kinerja yang lebih baik terhadap batasan-batasan anatomi dalam citra yang difilter dibandingkan *filter Gaussian*(6). *Filter median* diformulasikan sebagai:

$$F(x,y) = \text{median}(x,y) \dots \dots \dots (2.8)$$

Dengan $x \times y$ mendefinisikan ukuran *window filter (kernel)* untuk perhitungan nilai *median*. Ukuran *window filter* harus dioptimalkan secara independen untuk citra *CT scan* dengan protokol *dose reduction* yang variatif(6).

4. Filter Bilateral

Filter bilateral cenderung menekan *noise* sambil mempertahankan tepi/pola gambar yang menonjol. *Filter bilateral* merupakan perpaduan antara *smoothing filter* dan *gaussian filter*. Secara matematis diformulasikan sebagai:

$$w(i,j,k,l) = \exp\left(-\frac{(i-k)^2+(j-l)^2}{2\sigma_d^2} - \frac{|I(i,j)-I(k,l)|^2}{2\sigma_r^2}\right) \dots \dots \dots (2.9)$$

Dengan (i,j) dan (k,l) menunjukkan lokasi *voxel* target yang akan difilter serta *voxel* tetangga. Ketika rentang parameter σ_r meningkat, *bilateral filter* secara bertahap

mendekati konvolusi *gaussian* karena rentang *gaussian* melebar dan mendatar. Saat parameter spasial σ_d meningkat, *bilateral filter* secara bertahap memperhalus citra(34).

Nilai *pixel* $w(i,j,k,l)$ mengembalikan faktor pembobot untuk masing-masing *voxel* tetangga (k,l) berdasarkan kedekatan spasial (suku pertama dalam Persamaan 2.9) dan perbedaan intensitas (suku kedua dalam Persamaan 2.9) terhadap *voxel* target (i,j) . Nilai *pixel* $I(i,j)$ dan $I(k,l)$ masing-masing menyatakan intensitas (i,j) dan (k,l) *voxel*, d dan r adalah parameter penghalus. Bobot yang dihitung dari Persamaan 2.9 digunakan dalam Persamaan 2.10 untuk memperkirakan nilai *voxel* bebas *noise* (I_D) dalam citra yang difilter(6).

$$I_D(i,j) = \frac{\sum_{k,l} I(k,l)w(i,j,k,l)}{\sum_{k,l} w(i,j,k,l)} \dots \dots \dots (2.10)$$

2.2. Tinjauan Penelitian Terkini

Pemeriksaan *CT Scan* Otak dengan protokol *dose reduction* umumnya mengurangi intensitas sinar-X sehingga berdampak pada *image quality* pada citra tersebut. Banyak literatur menyebutkan bahwa citra *CT Scan* protokol *dose reduction* memiliki tingkat *noise* yang tinggi. Maka fokus kami adalah mereduksi *noise* menggunakan *denoising filter* sehingga mempermudah dokter Spesialis Radiologi menegakkan diagnosa.

Chithra *et al* pada tahun 2017 meneliti teknik *denoising* dengan menggabungkan *Modified Median Wiener filter (MMWF)* dan *Absolute Difference and Mean filter (ADMF)* untuk menekan *Gaussian noise* pada citra medis. Hasil dari eksperimen tersebut adalah bahwa nilai *PSNR* dan *MSE* lebih baik dibandingkan dengan *Filter* normal(35).

Kumar *et al* pada tahun 2017 bereksperimen tentang teknik *filter* yang terbaik untuk menghilangkan *Salt and Pepper*, *Speckle*, *Gaussian* dan *Poisson noise* pada citra MRI. Citra yang sudah dilakukan *processing* dievaluasi *image file size*, *histogram*, serta skala kejelasannya. *Filter median* bekerja lebih baik untuk menghilangkan *noise salt and pepper*, *Poisson Noise* untuk gambar dalam *grayscale*, *filter Wiener* bekerja lebih baik untuk menghilangkan *Speckle* dan *Gaussian Noise* dan *filter Gaussian* untuk *Blurred Noise* berdasarkan hasil eksperimen(36).

Ramani *et al* pada tahun 2013 bereksperimen tentang *filter* yang terbaik untuk mendeteksi kanker *mammae* pada citra *mammography*. *Filter* yang digunakan adalah *average filter*, *adaptive median filter*, *average* atau *mean filter*, dan *wiener filter*. *Adaptive median filter* dinilai lebih baik dibandingkan *filter* lainnya berdasarkan nilai *MSE* dan *PSNR*(37).

Guzinski *et al* pada tahun 2016 bereksperimen tentang persentase terbaik untuk protokol *dose reduction CT Scan* kepala. dianalisa nilainya dengan nilai *SNR* dan *CNR*. Sebagai hasil 19 % *dose reduction* lebih baik dibandingkan dengan yang lain berdasarkan analisa *SNR* dan *CNR*(38).

Han *et al* pada tahun 2020 menggunakan protokol *low dose* dengan rekonstruksi *ASIR-V* untuk pemeriksaan *CT Angiography*. Sebagai hasil *SSDE* pasien *CT Angiography* berkurang 58.2%, *SNR* dan *CNR* lebih tinggi dibandingkan protokol dosis normal(39).

Patrizio Barca *et al* pada tahun 2018 menganalisa nilai *NPS*, *CNR*, *MTF* pada citra *CT Scan* dengan protokol *dose reduction* persentase variatif dengan rekonstruksi *ASIR*. Rekonstruksi *ASIR* berhasil mengurangi *noise*, *CNR* meningkat 50% sampai 100%, dan mempengaruhi kurva *NPS*(40).

Kaur *et al* pada tahun 2021 bereksperimen menggunakan *denoising filter* untuk mencari filter yang terbaik untuk menghilangkan *noise* pada citra *CT Scan Otak non-kontras* menggunakan *filter gaussian*, *median*, *bilateral*, *NLM*, *TV*, *anisotropic diffusion*, dan *BM3D* dengan parameter penilainya adalah *PSNR* dan *SSIM*. *Denoising Filter BM3D* mendapatkan nilai *PSNR* tertinggi dan *TV* mendapatkan nilai *SSIM* terbaik(41).

Suberi *et al* pada tahun 2019 bereksperimen menggunakan *denoising filter* untuk mencari filter yang terbaik untuk menghilangkan *noise* pada citra *CT Scan Otak di daerah posterior fossa* menggunakan *filter anisotropic diffusion*, *bilateral*, *median*, dan *wiener* dengan parameter penilainya adalah *PSNR*, *RMSE*, dan *SSIM*. *Bilateral filter* menghasilkan nilai *PSNR* dan *SSIM* tertinggi. *Bilateral Filter* juga menghasilkan nilai *RMSE* terendah(42).