

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

A. Anatomi *Thorax*

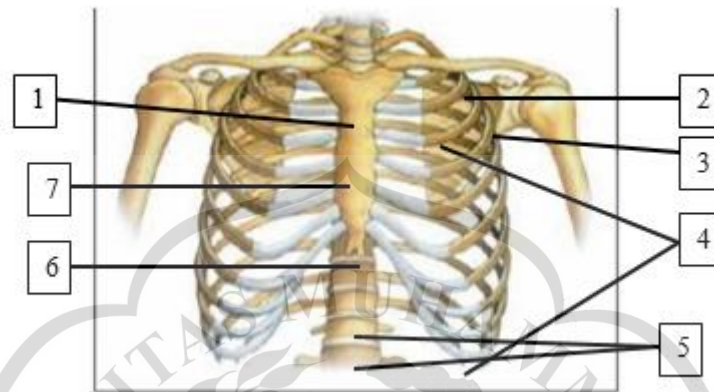
1. Anatomi dan Fisiologi *Thorax*

a. Rangka pada Dada

Thorax merupakan organ tubuh manusia yang berbentuk kerucut yang terusun dari tulang dan tulang rawan. *Thorax* terdiri dari beberapa bagian, bagian depan terbentuk oleh *sternum*, bagian belakang terbentuk oleh *vertebrae thoracalis* yang berjumlah 12, bagian bawah terbentuk oleh *diaphragma*, bagian atas terbentuk oleh *clavicula*, dan samping kanan dan kiri terbentuk oleh tulang iga yang berjumlah 12 pasang yang melingkar mulai dari tulang belakang hingga ke *sternum* pada bagian depan (Pearce, 2011).

Pada rangka dada ada lima penyusun sebagai terlihat pada gambar

2.1. berikut:



Gambar 2.1 Rangka dada (Bontrager, 2018)

Keterangan :

1. *Manubrium Sterni*
2. Klavikula
3. Scapula
4. Tulang rusuk
5. *Vertebrae Thoracalis*
6. *Prosesus Xipoides*
7. Korpus Sterni

b. Kerangka Dada (*Thorax*)

Thorax terdiri dari beberapa batas yang membentuk rongga didalamnya yaitu sternum serta tulang rawan iga yang ada dibagian depan, ruas tulang yang berjumlah 12 beserta cakram antar ruas tersebut (*Diskus Intervertebralis*) dari tulang rawan belakang, iga yang disertai dengan otot tiap tulang rusuk, diafragma pada bagian bawah, serta dasar leher pada bagian atas. Paru-paru beserta *pleura* yang membungkus setiap belah yang berada di samping kanan dan kiri. *Mediastrum* adalah ruang yang berada di dalam rongga dada antar kedua paru, yang berisi jantung serta pembuluh darah besar, *duktus torasika*, *esophagus*, *vena*

cavasuperior, *aorta descendens*, kelenjar limfe, *frenikus* dan *saraf vagus* (Pearce, 2015).

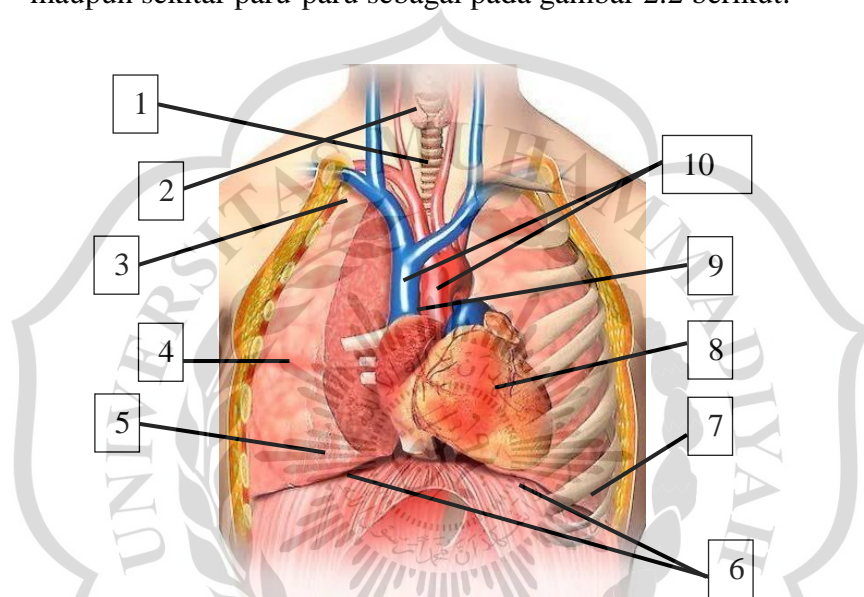
c. Paru-Paru

Paru-paru merupakan organ tubuh yang terdiri dari dua lobus, yaitu *lobus inferior* (bawah) dan *lobus superior* (atas). Paru-paru merupakan organ yang terletak pada tiap sisi rongga *thorax*, dimana paru-paru bagian kanan terdiri dari tiga lobus, pada bagian atas disebut *lobus superior*, lobus tengah dan lobus bawah yang disebut *inferior* yang terbagi oleh dua celah yang cukup dalam. *Lobus inferium* dan tengah dipisahkan oleh *fisura inferior* atau biasa disebut *fisura oblique*, sedangkan yang memisahkan antara *lobus superior* dengan tengah yaitu *fisura horizontal*.

Paru-paru merupakan organ tubuh yang tersusun oleh *sel parenkim*, yaitu sel yang ringan serta elastis dan mirip dengan spons yang memungkinkan terjadinya mekanisme pernafasan. Paru-paru mengandung membran atau biasa disebut dengan *pelura*, yang bisa divisualisasikan dalam gambar bagian depan ataupun melintang. *Parietal pleura* merupakan lapisan luar kantung yang melapisi bagian dalam diafragma dan dinding *thorax*, sedangkan *pleura visceral* merupakan lapisan dalam yang menutupi permukaan paru. Pleura terdiri beberapa rongga yang dilapisi oleh pelumas berbentuk cairan yang berguna untuk satu pergerakan atau lainnya selama bernapas, ketika udara ataupun cairan masuk dan terkumpul pada dua lapisan maka ruang

tersebut dapat divisualisasikan secara radiografi. Gas atau udara yang berada di rongga pleura dapat menyebabkan *pneumothoraks*, yaitu kondisi dimana terdapat akumulasi cairan pada rongga pelura yang dapat menyebabkan terjadinya *hemothorax* (Bentrager, 2018).

Pada organ paru-paru terdiri dari 10 organ yang ada di dalam maupun sekitar paru-paru sebagai pada gambar 2.2 berikut:



Gambar 2.2 paru-paru dan organ disekitar paru-paru (Bontrager, 2015)

Keterangan :

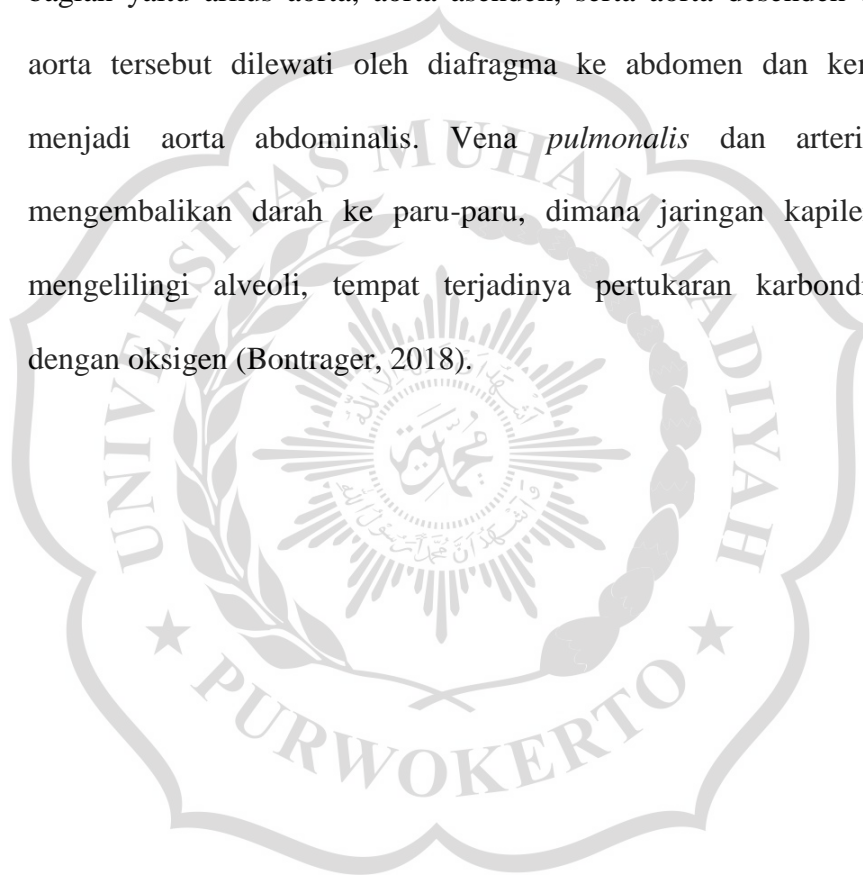
- | | |
|--------------------|--------------------------|
| 1. <i>Trachea</i> | 6. Diafragma |
| 2. Kelenjar Tiroid | 7. Sudut Kostoprenikus |
| 3. Apek Paru | 8. Jantung |
| 4. Fisura | 9. Kelnjar Sinus |
| 5. Dasar Paru | 10. Pembuluh darah besar |

d. Jantung dan Pembuluh Darah Besar

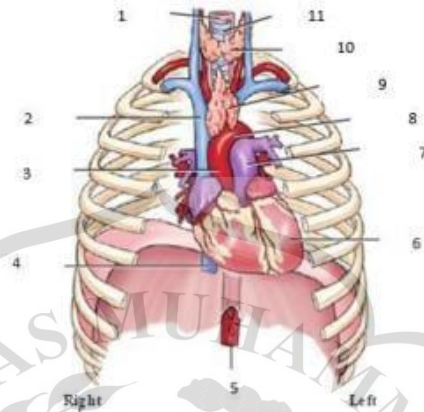
Jantung dan pembuluh darah besar merupakan organ yang tertutup dalam kantung parikardial atau biasa disebut kantung ber dinding ganda. Jantung merupakan organ yang terletak miring pada mediastinum dan sekitar dua pertiga jantung terletak di bidang median bagian kiri. Pembuluh darah besar yang terletak di mediastinum yaitu vena

cavasuperior yang berfungsi mengembalikan darah ke jantung dari atas dan vena *cavainferior* yang berfungsi mengembalikan darah dari bagian bawah tubuh, arteri pulmonalis serta aorta.

Aorta adalah arteri paling besar yang ada di dalam tubuh dengan diameter 2,5-5 cm pada orang dewasa. Aorta terbagi menjadi tiga bagian yaitu arkus aorta, aorta asenden, serta aorta desenden dimana aorta tersebut dilewati oleh diafragma ke abdomen dan kemudian menjadi aorta abdominalis. Vena *pulmonalis* dan arteri akan mengembalikan darah ke paru-paru, dimana jaringan kapiler akan mengelilingi alveoli, tempat terjadinya pertukaran karbondioksida dengan oksigen (Bontrager, 2018).



Pada dasarnya sebuah organ jantung dan pembuluh darah besar memiliki beberapa organ dan macam-macam pembuluh darah seperti pada gambar 2.3 berikut:



gambar 2.3 jantung dan pembuluh darah besar (Bontrager, 2015)

Keterangan:

- | | |
|------------------------------|-----------------------|
| 1. <i>Esophagus</i> | 7. Arteri Pulmonalis |
| 2. <i>Vena Cava-Superior</i> | 8. <i>Arkus Aorta</i> |
| 3. <i>Aorta Asenden</i> | 9. Kelenjar Timus |
| 4. <i>Vena Cava-Inverior</i> | 10. Kelenjar Tiorid |
| 5. <i>Aorta Abdominalis</i> | 11. <i>Trachea</i> |
| 6. Jantung | |

B. Patologi Pada Thorax

Pada organ paru-paru kebanyakan terkena penyakit, ada 2 penyakit yang cukup populer yaitu:

1. *Tuberculosis* (TBC)

Tuberculosis merupakan penyakit pada paru yang disebabkan oleh bakteri *Mycobacterium Tuberculosis* dan dapat menular melalui dahak ataupun ludah penderita yang mengandung bakteri tersebut. penderita TBC yang batuk lalu cairan tersebut terhirup orang sehat melalui udara memiliki resiko tertular (Purba, J., 2019).

2. Kanker Paru-paru

International Agency For Research On Cancer menyatakan bahwa pada tahun 2018 di Indonesia 26,095 jiwa meninggal yang disebabkan oleh kanker paru, dengan jumlah kasus baru sebanyak 30,023 yang merupakan negara tertinggi di wilayah asia tenggara. Studi yang dilakukan pada 100 rumah sakit di Jakarta didapatkan hasil bahwa kanker paru merupakan jenis penyakit dengan jumlah kasus tertinggi terjadi pada laki-laki, dan nomor 4 terjadi pada perempuan. Pemeriksaan yang dilakukan pada tahun 2014 di Laboratorium Patologi Anatomi RSUP didapatkan hasil bahwa lebih dari 50% pasien kanker terdiagnosis dengan kanker paru.

Kanker paru terdiri dari dua jenis, yaitu kanker paru dengan sel kecil (SCLC) dan kanker paru dengan tanpa-sel kecil (NSCLC), yang kemudian terbagi menjadi beberapa jenis yaitu *adenokarsinoma*, *karsinoma* sel besar, *karsinoma* sel skuamosa, dimana kanker dengan jenis *karsinoma* sel skuamosa dan *adenokarsinoma* memiliki resiko 60% lebih tinggi dibandingkan dengan jenis kanker paru. Robot menyatakan dalam penelitiannya bahwa negara barat dan Indonesia memiliki perubahan prevalensi kanker paru yang semula *karsinoma* sel skuamosa menjadi *adenokarsinoma* (Robot et al., 2021).

C. MSCT

Multi-Slice Computed Tomography (MSCT) adalah pemeriksaan radiologi diagnostik yang memanfaatkan komputer untuk memperoleh data dan merekonstruksi Citra dari sejumlah baris detektor. Hal yang harus diperhatikan dalam pemeriksaan *CT Scan* adalah kualitas citra dan dosis radiasi. Jumlah energi

radiasi yang diterima atau diserap oleh materi disebut dosis radiasi, atau biasa disebut jumlah radiasi yang terdapat pada medan radiasi (BAPATEN, 2013).

a. Definisi

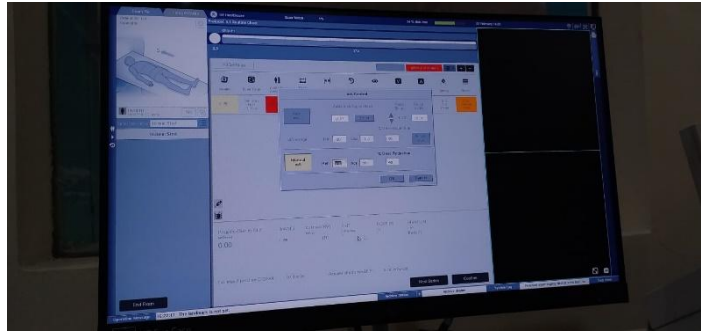
CT scan adalah modalitas diagnostik menggunakan kombinasi antara komputer dengan sinar X guna menghasilkan suatu citra berbentuk variasi irisan tubuh manusia (Bontrager, 2010). Seiring berkembangnya zaman, teknologi akan semakin canggih, salah satunya adalah terciptanya alat *CT Scan Multi-Slice Computer Tomography* (MCST) yang memiliki prinsip pergerakan yang terjadi pada tabung X dapat berputar secara stasioner dan memancarkan sinar X sementara pasien bergerak melalui medan radiasi pada meja kontrol, menciptakan banyak irisan atau *multi slice* pada satu kali pergerakan dari pasien (Khoirina et al., 2017).

b. Komponen CT scan

1) *CT-Scan*

scan unit dan operator konsol merupakan jenis komponen yang terdapat pada *CT Scan*. Untuk lokasi Scan unit memiliki ruangan pemeriksaan sendiri, sedangkan operator konsol lokasinya terpisah dengan ruang scan pemeriksaan. Pada alat *CT Scan* terdapat beberapa bagian ialah gantry dan meja pemeriksaan (Couch) (Bontrager, 2001).

Pada beberapa vendor alat *CT Scan* memiliki komponen utama yaitu sebuah layar komputer atau sering disebut juga dengan operator konsol, contohnya vendor GE (*General Eletrick*) dengan sebutan *MSCT 16 Slice Evo* pada gambar 2.4 berikut:



Gambar 2.4 Operator Konsol MSCT GE 16 Slice Evo (Ge, 2014)

2) Gantry

Pemeriksaan dengan gantry dilakukan dengan cara pasien diatas meja, lalu meja akan bergerak ke gantry. Gantry memiliki berbagai perangkat penting guna menghasilkan gambar, yaitu detektor, tabung sinar-X dan kolimator.

Pada beberapa vendor alat CT Scan memiliki komponen utama yaitu sebuah Gantry dan Meja CT Scan. Contohnya vendor GE (*General Eletrick*) dengan sebutan MSCT 16 Slice Evo pada gambar 2.5berikut:



Gambar 2.5 Gantry MSCT Scan GE 16 Slice (GE, 2014)

Bagian dari pesawat *CT-Scan* dengan tabung sinar-X, detektor, filter, *DAS (Data Acquisition System)* serta lampu indikator untuk pemusatan disebut dengan *Gantry*. Detektor selalu saling berhadapan dengan tabung sinar-X di dalam *Gantry* yang akan mengelilingi secara berputar pada objek yang di scan. Detektor terdiri dari 2 jenis yaitu detektor konvensional tidak langsung dan detektor langsung. Sinar-X yang mengenai detektor diubah menjadi cahaya tampak oleh lapisan kristal gemerlap, kemudian terdapat cahaya tampak. Matriks fotodiode mengubahnya menjadi sinyal elektronik, dibaca oleh bagian akuisisi data dari detektor dan diubah menjadi gambar.

Lapisan pertama detektor ini mengubah sinar-X menjadi muatan listrik dan biasanya terbuat dari kristal asli yang dikombinasikan dengan fotodiode. Lapisan kedua mengumpulkan muatan listrik yang dihasilkan oleh transistor film tipis (TFT) dan mengubahnya menjadi tegangan atau arus. Lapisan ini terdiri dari jutaan atau lebih komponen yang tersusun dalam sebuah matriks, dimana matriks tersebut berhubungan dengan piksel-piksel dari gambar yang dihasilkan.

D. Parameter *CT Scan*

Parameter yang terdapat pada *CT Scan* terdiri dari tiga parameter yang memiliki pengaruh pada dosis sinar-X yang akan dihasilkan, seperti arus rotasi waktu (mAs), tegangan tabung sinar-X dan ketebalan pada irisan dari objek (mm). Arus waktu pada rotasi sinar-X serta tegangan pada tabung menyebabkan munculnya perubahan pada dosis radiasi sinar-X, kontras citra serta *noise*.

Ketebalan pada irisan yang diperiksa disebut dengan *slice thickness*, pada umumnya objek yang memiliki ukuran yang tipis, maka citra yang dihasilkan memiliki resolusi yang rendah (Hutami et al., 2021).

Protokol untuk *CT Scan* diprogram untuk jenis pemeriksaan yang berbeda yaitu mengatur nilai tegangan, arus tabung, waktu rotasi, lebar irisan dan lainnya. Parameter diatur sesuai dengan ukuran rata-rata pada pasien dan radiografer memvariasikan parameter ini untuk setiap pasien. Pasien berpostur tubuh besar memerlukan kadar mAs tinggi agar level atenuasi meningkat dan noise pada citra, sedangkan pasien anak memerlukan kadar mAs yang rendah guna mendapatkan kualitas gambar optimal (Indrati et al., 2019).

Parameter dalam pemindai untuk mengontrol output gambar dan mengontrol eksposur (Bushberg, 2003) yaitu:

1) *Slice Thickness*

potongan atau irisan suatu objek yang akan diperiksa disebut dengan *slice thickness*, dengan nilai yang bisa dipilih yaitu 1 mm dan 10 mm sesuai dengan kebutuhan. Irisan yang tebal menyebabkan gambar yang dihasilkan tidak detail atau rendah, sedangkan irisan yang tipis gambar yang dihasilkan memiliki kualitas detail yang tinggi. Irisan yang terlalu tebal akan menyebabkan gambar yang berisik seperti garis, dan irisan yang terlalu tipis akan menghasilkan *noise*/derau yang tinggi. Semakin tipis *slice thickness*/ketebalan irisan, semakin baik kualitasnya. Namun, semakin tipis *slice thickness*/ketebalan irisannya, dapat menghasilkan semakin tinggi *noise*/derau. Selanjutnya dengan menipiskan irisan, jumlah irisan

diperbanyak, maka radiasi yang diterima pasien akan semakin banyak. sehingga dalam penerapan klinik, optimalisasi harus dilaksanakan sesuai persyaratan penggunaan(Bushberg, 2003).

Saat pemeriksaan organ yang kecil atau menemukan kelainan kecil maka *slice thicknes* dapat digunakan, sedangkan pada organ yang besar digunakan *slice thickness*/ketebalan irisan tebal. Rekontruksi citra pada irisan sagital atau *coronal* dibutuhkan untuk pemeriksaan, sehingga dibutuhkan ketebalan irisan/*slice thickness* yang tipis, karena apabila menggunakan irisan yang tebal maka gambar tampak besar, dan sebaliknya jika menggunakan irisan yang tipis maka gambar akan tampak halus.

Ukuran ketebalan irisan diatur oleh kolimator pre pasien. Kolimator di atur untuk menghasilkan *slice thickness*/ketebalan irisan yang diinginkan. Ukuran kecil dari ketebalan irisan yang diinginkan sering disebut nominal *beam width*. Pemilihan ketebalan irisan ini seringkali memiliki opsi yang sudah disajikan, sehingga dapat diatur sesuka hati dan diatuis sesuai dengan kebutuhan melalui menu opsi panel kontrol.

2) *Scan Range*

Kombinasi dari ketebalan irisan/*slice thickness* disebut dnegan *scan range*, dimana berfungsi guna memperoleh *slice thickness*/ketebalan irisan yang beerbeda pada area pemeriksaan yang dilakukan (Bushberg, 2003).

3) *Faktor Eksposi*

Faktor yang berpengaruh pada paparan seperti arus tabung (mA) dan (s) serta tegangan tabung (KV) disebut dengan faktor eksposi. KV adalah perbedaan potensial antar anoda dengan katoda. Awan elektron yang tinggi menyebabkan semakin sulit menembus anoda, sehingga semakin besar peluang penetrasi. Arus dalam tabung (mA) adalah kekuatan dan kelemahan arus yang dihasilkan oleh radiasi sinar-X. Ketika arus dalam tabung besar, elektron yang dihasilkan lebih besar.

Lamanya pemaparan, memiliki pengaruh yang signifikan pada banyaknya elektron. Kualitas sinar-X dan jumlah elektron dapat dipengaruhi oleh adanya mAs. Pengaliantara arus tabung dengan waktu pemaparan disebut dengan mAs, dimana mAs berfungsi untuk mengontrol banyaknya dosis radiasi serta sinar-X. Elektron yang mengalir dengan jumlah banyak ke tabung sinar-X berpengaruh pada banyaknya sinar-X yang dihasilkan (Bushong, 2001). Waktu (mAs) menurun, sinar-X yang dihasilkan semakin sedikit, yang mengakibatkan berkurangnya dosis radiasi yang diterima pasien (Irsal et al, 2020).

4) *Field of View (FOV)*

Diameter maksimal yang dihasilkan dari gambar yang telah direkonstruksi disebut dengan *Field of View (FOV)*. *Field of View (FOV)* merupakan diameter maksimal dari gambar yang direkonstruksi. *Field of view (FOV)* kecil akan meningkatkan detail gambar (*resolusi*) karena dapat mengurangi ukuran *pixel*, sehingga saat merekonstruksi *matrix* hasilnya

akan lebih akurat. Resolusi akan meningkat jika nilai FOV berkisar pada rentang 100 mm – 200 mm yang menyebabkan batas objek serta detail gambar semakin jelas., sedangkan nilai FOV pada rentang 350 mm – 400 mm dapat menghasilkan resolusi yang spesial, hal ini disebabkan oleh piksel mebesar yang disebabkan oleh pembesaran. FOV dengan nilai yang besar menghasilkan pengurangan *noise* dan peningkatan kontras resolusi dan munculnya garis-garis palsu dapat dihindari (Genant, 1982).

5) *Gantry Tilt*

Sudut yang membentuk antara *gantry* (detektor dan tabung sinar-x) dengan bidang vertikal disebut dengan *gantry tilt*. Nilai *gantry tilt* berkisar pada rentang -300 hingga +300, dimana *gantry tilt* berfungsi untuk mendiagnosa kebutuhan pada suatu kasus (Genant, 1982).

6) *Pitch*

Periode yang berhubungan dengan jarak dan kecepatan disebut dnegan *Pitch*. *Pitch* diartikan sebagai jarak (mm) pada pemeriksaan *CT Scan helical*, dimana *pitch* akan menempuh selama satu putaran tabung sinar-x. *Pitch* berfungsi dalam perhitungan *pitch* rasio, yaitu rasio *slice thicknes* dengan *pitch*.

Pergerakan meja ketika tabung sinar-x berputar sepenuhnya sama halnya dengan *pitch* dengan *slice thicknes* memiliki perbandingan 1:1 atau 1. Pemeriksaan *CT Scan helical*, *pitch* 1 memiliki kualitas gambar yang sangat baik. Nilai *pitch* yang meningkat akan menyebabkan kecepatan scanning dan volume *coverage* juga akan meningkat. Nilai *pitch* biasanya

berada pada rentang 0-10, dan nilai faktor *pitch* berada pada rentang 1 – 2 (Genant, 1982).

7) *Matriks*

Urutan kolom serta baris dari elemen citra (piksel) selama rekonstruksi citra disebut dengan rekonstruksi matriks. Rekonstruksi matriks adaan komponen pada struktur memori suatu komputer yang memiliki fungsi rekonstruksi citra. *Rekonstruksi matriks* memengaruhi resolusi citra. Nilai matriks yang diperoleh semakin tinggi maka citra yang diperoleh akan semakin detail (Bushberg, 2003).

8) *Rekonstruksi Algoritma*

prosedur yang sistematis pada proses rekonstruksi gambar disebut sebagai rekonstruksi algoritma. Rekonstruksi algoritma yang dipilih semakin tinggi maka resolusi gambar yang dihasilkan juga akan semakin tinggi. Metode ini biasanya digunakan untuk menggambarkan *soft tissue*, tulang, serta jaringan lain yang bisa dibedakan secara jelas pada monitor layar (Bushberg, 2003).

9) *Window Width*

Nilai pada *computed tomography* yang berubah menjadi gray scale pada layar monito disebut dengan *window width*. komputer yang telah selesai memproses suatu gambar melalui algoritma dan rekonstruksi matriks, maka hasilnya dapat diubah menjadi skala numerik atau biasa disebut *CT Scan* dengan satuan HU (*Hounsfield unit*). hal yang mendasari pada pemilihan nilai tersebut yaitu jaringan lunak memiliki nilai 140 HU – 400

HU, air memiliki nilai 0 HU, udara -1000 HU sedangkan tulang berkisar +1000 hingga +3000 HU. substansi atau jaringan mempunyai nilai berbeda, hal ini dipengaruhi oleh nilai pelemahnya, sehingga tampilan udara menjadi hitam sedangkan tulang menjadi putih pada layar monitor dan darah yang awalnya berwarna abu-abu akan menjadi putih ketika masuk pada media kontras (Rasad, 2011)

10) *Window Level*

Nilai tengah pada *Window* yang berfungsi menampilkan suatu gambar disebut dengan *window level*, dimana nilai tersebut dapat dipilih sesuai dengan karakteristik pelemahan pada struktur objek yang akan diperiksa. Derajat kehitaman atau densitas pada gambar ditentukan oleh *window level*, pada jaringan yang lunak *window level* yang digunakan berkisar 30 HU – 40 HU dan pada jaringan yang lunak *window level* yang digunakan berkisar 200 HU – 400 HU (Rasad, 2011).

E. Kualitas Citra

Hasil citra pada *CT* memiliki perbedaan dengan sinar-X, dimana hasil citra *CT* tidak dapat diukur dengan cara tertentu. Kualitas citra *CT scan* dapat dikenali dari parameter kontras, resolusi spasial, *noise* dan *artefak* dari hasil citra yang diperoleh. Keuntungan dari *CT scan* adalah dapat memvisualisasikan struktur kontras rendah pada organ yang berhubungan dengan dosis radiasi (energi). Semakin sedikit *noise*, semakin mudah untuk membedakan struktur kontras rendah. Oleh karena itu, kualitas citra diagnostik yang dihasilkan dengan dosis radiasi yang dapat diterima tubuh memerlukan protokol yang dikembangkan

secara klinis. *Trade-off* dalam hal kualitas gambar dan seringkali karakteristik kualitas gambar yang berbeda. Penggunaan gambar klinis yang berbeda menempatkan tuntutan yang berbeda pada kualitas gambar diagnostik yang diterima secara umum. Pengurangan dosis radiasi harus mempertimbangkan efek penggunaan dosis rendah pada kualitas citra fisik dan kemungkinan penggunaan dosis rendah untuk membuat citra dengan informasi klinis (Setia Budi dan Zaenal Arifin, 2015).

Kualitas gambar dapat digambarkan sebagai efektivitas dimana gambar dapat digunakan untuk tugas yang dimaksudkan (ICRU 1996). Faktor utama yang mempengaruhi visibilitas lesi pada gambar adalah noise dan keburaman (resolusi buruk). *Noise* (derau) dalam jumlah besar umumnya akan mengurangi kontras pada Gambar sehingga detail kontras rendah menjadi kurang terlihat, sedangkan pengaburan memengaruhi visibilitas detail anatomi dan objek kecil, sehingga mengurangi resolusi spasial.

1) *Noise*

disebabkan oleh variasi koefisien atenuasi antara voxel individu dan dapat dengan cara yang paling sederhana didefinisikan sebagai standar deviasi nilai HU dalam wilayah yang dipilih dalam bahan homogen, misalnya *phantom catpan*. Idealnya, dua voxel dari jaringan yang identik akan menghasilkan nilai koefisien atenuasi yang identik. Namun, situasi sebenarnya berbeda. Karena variasi stokastik, objek yang dicitrakan homogen akan terlihat terstruktur, atau bersalju.

Pada struktur variasi stokastik, objek homogen dari *phantom catpan* pada gambar 2.6 berikut:



Gambar 2.6 CT Scan bagian homogen dari *phantom catpan* (Dalehaug, 2013).

Karena derau disebabkan oleh variasi stokastik, cara yang baik untuk mengurangi variasi ini adalah dengan mengurangi keacakan data, yang dalam situasi ini berarti meningkatkan jumlah foton sinar- X yang diserap untuk setiap voxel. Selama proses pemindaian saat data mentah direkam, pengurangan kebisingan dapat dicapai dengan menyesuaikan dua parameter yang berbeda:

a) Pertama

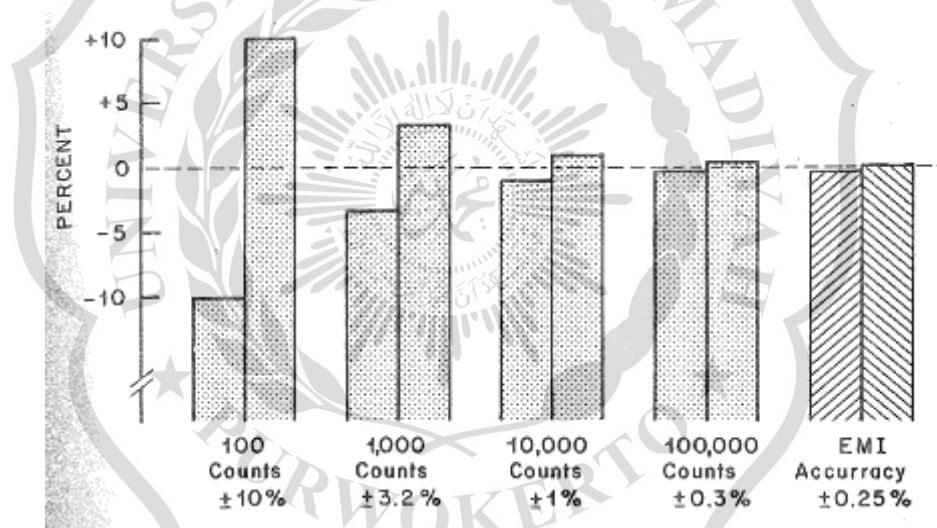
Dengan meningkatkan nilai mAs. Saat meningkatkan produk saat ini, *fluence* foton akan meningkat, menghasilkan lebih banyak foton per voxel. Kebisingan ketika didefinisikan sebagai standar deviasi dari nilai HU akan dikurangi menjadi $1/\sqrt{\text{mAs}}$ (Dalehaug, 2013). Namun,

meningkatkan *fluence* foton juga akan menghasilkan dosis yang lebih tinggi untuk pasien.

b) Kedua

Dengan meningkatkan ukuran voxel. Voxel yang lebih besar akan mencegat dan menyerap lebih banyak foton, mengurangi varians statistik. Namun demikian, voxel yang lebih besar akan mengurangi resolusi spasial.

Pada peningkatan vokal untuk lebih jelasnya bisa dilihat pada gambar tabel sebagai gambar 2.7 berikut:



Gambar 2.7 Ketika jumlah foton (hitungan) meningkat, fluktuasi statistik (*noise*) menurun(Dalehaug, 2013)

Selama proses rekonstruksi gambar, penerapan filter *smoothing* juga akan mengurangi *noise*. Namun, saat meningkatkan *noise* pada gambar, resolusi spasial akan berkurang (Dalehaug, 2013). Namun, menurut Falck et al, penggunaan teknik rekonstruksi *iteratif*

tampaknya tidak mempengaruhi resolusi spasial sekaligus mengurangi noise (Dalehaug, 2013).



2) *Signal Noise to Rasio (SNR)*

SNR dalam *CT* dapat didefinisikan sesuai dengan persamaan 2.1 berikut, (Dalehaug, 2013)

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma_{\mu}} \quad (2.1)$$

μ adalah nilai rata-rata dari objek, σ_{μ} Nilai Standart deviasi dari *background*.

Karena koefisien atenuasi diskalakan ulang dan diberikan dalam unit *Hounsfield* sebelum ditampilkan di monitor, implementasi pengukuran SNR yang lebih praktis digunakan persamaan 2.2 (Dalehaug, 2013):

$$SNR = \frac{HU \text{ average}}{\sigma_{HU}} \quad (2.2)$$

HU adalah nilai piksel rata-rata yang diberikan dalam unit *Hounsfield* di wilayah minat yang dipilih. adalah standar deviasi dari nilai piksel dalam wilayah yang sama

3) *Artefak*

Struktur atau bentuk pada citra *CT Scan* yang tidak ditemukan pada objek yang asli disebut sebagai *artefak*. *artefak* disebabkan oleh pasien ataupun faktor yang lain (Bertalya, 2005). *Artefak* logam merupakan salah satu bentuk artefak yang terdapat pasien. *Artefak* yang muncul diakibatkan oleh unsur logam biasanya adalah stein pada pembuluh darah, tambalan gigi pada pasien, atau alat yang sengaja terpasang dalam penyambungan tulang yang patah, sehingga dapat menyebabkan tidak bisa dihindari saat

pemeriksaan *CT Scan* pada bagian tubuh yang memiliki unsur logam (Misnia et al., 2017).

Artefak logam disebabkan karena hampir secara keseluruhan sinar-x akan diserap oleh logam dan akan menghasilkan suatu bayangan yang menyerupai berkas pancaran seperti sinar bintang pada hasil citra rekontruksi pemeriksaan *CT Scan*. Berkas *artefak* pada logam biasanya akan menutup pada bagian area sekitar yang menyebabkan terganggunya penilaian pada harga piksel (*CT Number*) yang terdapat pada jaringan sekitar logam, dimana nilai tersebut berguna dalam penentuan pada jaringan tersebut normal atau terdapat masalah atau kelainan, sehingga penggunaan *artefak* hendaknya dikurangi agar diagnosa dapat diberikan dengan tepat (Kurniawan, Andrey, N., dkk, 2013), sehingga *artefak* tersebut harus direduksi (Misnia et al., 2017).

F. Teori Prosedur Pemeriksaan *CT Scan Thorax*

Pemeriksaan yang paling banyak dijumpai di Rumah sakit adalah pemeriksaan *CT Scan thorax*, guna mengetahui adanya kelainan atau penyakit pada paru-paru atau *mediastinum*. Saputri menyatakan dalam jurnal penelitiannya bahwa pemeriksaan thorax berfungsi untuk mengetahui apakah ada kelainan pada mediastinum dengan melihat massa serta letak dari mediastinum (Saputri et al., 2019).

Citra pada *CT Scan* dapat diketahui baik atau tidaknya melalui cara atau parameter yang berbeda dengan radiografi pada umumnya. Kualitas citra pada *CT Scan* dapat dinilai dengan derau (*noise*), *artefak* yang diperoleh, resolusi spasial,

dan parameter kontras. *CT Scan* memiliki keunggulan yaitu dapat memvisualisasikan struktur pada suatu organ dengan kontras yang rendah, dimana dosis radiasi dan derau memiliki pengaruh yang tinggi. Dosis tinggi yang diberikan akan berpengaruh pada munculnya derau (*Noise*), dimana derau yang muncul akan lebih sedikit dibandingkan dengan dosis yang rendah sehingga akan semakin mudah untuk membedakan struktur. Protokol yang telah didesain sewajarnya dipengaruhi oleh kualitas citra diagnostik yang dihasilkan pada dosis radiasi akan diterima tubuh. Pada umumnya *tradeoff* banyak terdapat pada kualitas citra dan memiliki perbedaan karakteristik pada kualitas citra yang telah dihubungkan. perbedaan kebutuhan kualitas citra biasanya mampu diterima secara umum. Dalam penelitian bahwa upaya dalam pengurangan dosis radiasi serta efek pada penggunaan dosis yang rendah terhadap kualitas citra dan kemampuan dalam penggunaan dosis yang rendah pada pemberian citra yang menghasilkan informasi klinis hendaknya dipertimbangkan (Setia Budi dan Zaenal Arifin, 2015).

1) Persiapan Alat dan Bahan

Alat dan bahan yang harus disiapkan (Wijokongko., dkk 2016) yaitu sebagai berikut :

- a) Pesawat *CT-Scan*
- b) *Body strap*
- c) Selimut
- d) Baju Pasien
- e) Media kontras
- f) *Injector*

g) *Venocath* (IV line)

h) Spuit, kapas, alkohol, kassa, dan tabung oksigen.

2) Persiapan pasien

Persiapan pasien menurut Wijokongko., dkk (2016), (Kenneth L. Bontrager, 2014)

a) Pasien yang gelisah atau tidak kooperatif dapat diberikan sedativ agar tenang.

b) Pasien puasa 4-5 jam sebelum pemeriksaan

c) Baju dan aksesoris pasien yang dapat menimbulkan artefak pada gambar dilepas, seperti kalung, kancing baju logam.

d) *Inform consent* pasien dilakukan sebelum pemeriksaan dimulai berkaitan dengan pemasukan media kontras misalnya dapat mengetahui riwayat penyakit pasien dan memperoleh persetujuan medis sebelum dilakukan suatu tindakan.

3) Posisi Pasien

a) *Supine*

b) *Head first*

c) Kedua tangan diletakkan diatas kepala.

d) Berikan selimut agar pasien tetap nyaman

e) Anjurkan pasien untuk rileks dan tidak banyak gerak sehingga pemeriksaan berjalan normal.

4) Posisi Obyek

Posisi MSP pasien sejajar dengan lampu indikator longitudinal. MCP ptubuh sejajar dengan lampu indikator horizontal. Batas atas pemeriksaan pada diatas *apex* paru, sedangkan batas bawah pada dibawah *diagfragma* (Wijokongko dkk., 2016).

5) Parameter Scanning

- *Scannogram*

Gambaran pada organ secara menyeluruh yang digunakan untuk mengatur potongan serta menentukan lokasi disebut dengan *Scannogram*. *Scannogram thorax* terbuat dari pandangan *antero-posterior*.

Pada organ potongan untuk *scannogram* dapat dilihat pada gambar sebagai gambar 2.8 berikut:



Gambar 2.8 *Scannogram Thorax* (Bontrager, 2018)

Pada organ potongan untuk *Scannogram* memiliki *index standar thorax* yang dapat dilihat pada gambar sebagai gambar 2.9 berikut:



Gambar 2.9 Index Standar *Thorax* (Bontrager, 2018)

6) *Volume Of Investigation*

Volume of investigation adalah jumlah seluruh lapangan pada obyek yang akan dibuat irisan. Lapangan pada obyek ini akan diukur dari batas atas hingga batas bawah pada objek. Pemeriksaan *thorax* akan dimulai dari apex paru sampai sinus costophrenicus.

7) *Slice Thickness*

Ukuran *slice thickness* yang tebal berpengaruh pada gambar yang dihasilkan yaitu memiliki detail rendah, dan sebaliknya apabila ketebalan tinggi akan menimbulkan artefak, dan jika terlalu tipis akan menyebabkan *noise*. Neseth menyatakan bahwa pemeriksaan pada *CT Scan thorax* biasanya menggunakan *slice thickness* dengan ukuran 5 mm sampai 10 mm.

8) *Field of View (FoV)*

Diameter maksimal pada gambar yang dihasilkan disebut dengan FOV, semakin kecil nilai FOV maka resolusi yang dihasilkan akan

meningkat. *Castello* menyatakan bahwa penggunaan FOV pada *CT-Scan thorax* biasanya adalah 30-50 cm.

9) *Window*

Width Window adalah rentang nilai pada *CT* number yang dikonversi menjadi grey level. *Window width* pada pemeriksaan *thorax* biasanya berkisar 1000 HU sampai dengan 2000 HU. Nilai tengah yang digunakan dalam penampilan gambar hasil rekonstruksi disebut dengan window level. *Jaengri* menyatakan bahwa *window* level memiliki pengaruh dalam penentuan densitas gambar yang dihasilkan (*Jaengri*, 2004). Nilai *window* level yang digunakan dalam pemeriksaan *thorax* berkisar 600 – 700 HU.

G. Dosis Radiasi

Jumlah energi atau radiasi yang ada pada medan radiasi disebut dengan dosis radiasi, yang nantinya akan diterima atau diserap oleh materi yang dilewatinya (BAPETEN, 2013 Pasal 1 Ayat 17).

Dalam dosis radiasi ada beberapa macam yaitu sebagai berikut:

- 1) Batas dosis merupakan batas atas pada dosis untuk bekerja dan tidak dianjurkan untuk melebihi batas dosis untuk mengoptimalkan proteksi radiasi serta keamanan radiasi.
- 2) Besaran dosis yang digunakan secara khusus pada proteksi radiasi dalam penentuan besarnya kerusakan pada jaringan dalam tubuh yang disebabkan oleh penyerapan energi pada radiasi disebut dengan dosis ekuivalen.

- 3) Dosis yang dihasilkan dari perkalian pada dosis ekuivalen yang diserap oleh jaringan disebut dosis efektif atau biasa disebut dengan dosis yang secara khusus menggambarkan risiko yang terkait dengan dosis tersebut.
- 4) Area terkendali merupakan area yang membutuhkan perlindungan dan keselamatan secara khusus guna mengontrol paparan serta mencegah kontaminasi yang menyebar sehingga tingkat kemungkinan paparan dapat dibatasi.
- 5) Daerah supervisi atau biasa disebut dengan area yang berada di area yang tidak terkontrol sehingga tidak membutuhkan perlindungan yang ketat atau peraturan keselamatan yang bersifat khusus.
- 6) zat radioaktif yang berada didalam tubuh manusia disebut dengan kontaminasi, zat radioaktif tersebut dapat berupa cairan, gas, atau padat yang bisa mengkontaminasi tubuh manusia.

a. CTDI

CTDI merupakan dosis standar yang digunakan pada radiasi output dari beberapa pesawat *CT Scan* yang berbeda. pemberian dosis pada pemeriksaan *CT Scan* tetap akan memberikan efek samping meskipun dosis diberikan dengan kadar yang rendah, biasanya akan menyebabkan perubahan biologis pada organ yang sensitif dan bahkan dapat menyebabkan terkena kanker. Dosis radiasi perlu diestimasi dengan baik guna mengetahui persentase resiko terkena kanker yang

disebabkan oleh radiasi pengion yang diterima ketika melakukan pemeriksaan *CT Scan*. *CTDI* bermanfaat pada pesawat *CT Scan* sudah terdapat protokol untuk mengetahui perkiraan dosis yang diterima pasien. Penggunaan *Phantom* sebagai pengganti objek manusia dapat bermanfaat untuk mengetahui dosis yang diterima oleh pasien, penelitian *Thorax* untuk menghitung dosis radiasi dan mengetahui hasil kualitas citra dengan suatu sistem di komputer *CT Scan* yaitu *CTDI*.

Bauhs menyatakan dalam jurnal penelitiannya bahwa *CTDI* adalah integral profil pada sumbu *z* yang telah dinormalisasi pada slice thickness (Bauhs JA et al., 2008). Sari menyatakan bahwa *CTDI* mewakili dari dosis rata-rata yang terdapat pada *phantom* silinder yang bersifat homogen, tapi perhitungan dapat dianggap sebagai perkiraan yang mendekati dosis pasien yang sebenarnya (Sari et al., 2020).

Ada tiga macam *CTDI* yaitu:

1) *CTDI100*

CTDI100 digunakan sebagai standar pada pengukuran yang berdasar pada panjangnya obyek yang di scan, biasanya diukur berdasar integrasi dari profil dosis dengan panjang 100 mm atau nilai integrasi dari -50 sampai 50 mm.

2) *CTDI_w*

Nilai *CTDI* yang ada pada *phantom* belum tentu bersifat homogen, bahkan lebih rendah dibandingkan dengan bagian pada pinggir *phantom*, sehingga terdapat konsep *CTDI_w* yang diartikan sebagai penjumlahan $\frac{1}{3}$ *CTDI_w* yang kemudian diukur pada bagian tengah *phantom* dan duapertiga diukur bagian peripheral pada *phantom*. *CTDI_w* biasanya akan memperkirakan nilai rata-rata pada *phantom*.

3) *CTDI_{vol}*

Pitch atau biasa disebut dengan *CTD_{vol}* memberi perwakilan pada dosis rata-rata pada *scan volume* atau *scan* 3D pada mode *helical*. *Pitch* biasanya akan menampilkan hasil dari keluaran *CT-Scan* namun bukan sebagai estimasi dosis yang akan diterima oleh klien

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} = NT \frac{CTDI_w}{I} \quad (2.3 \text{ keterangan } CTDI_{vol})$$

H. Automatic Exposure Control (AEC)

AEC adalah singkatan dari *Automatic Exposure Control*, sistem *Automatic Exposure Control* (AEC) terdapat disemua vendor CT Scan dengan istilah yang berbeda-beda. Senagai contoh perusahaan GE (*General Electric*) menanamkan sebuah sistem *Automatic Exposure Control* (AEC) dengan nama *Smart mA* dengan tujuan agar dapat mereduksi dosis radiasi agar meminimalkan radiasi yang dikeluarkan dari alat *CT Scan* ke paparan pasien, untuk menciptakan hasil citra yang maksimal.

Arus tabung hendaknya dioptimalkan dengan parameter modulasi mA atau AEC. Kontrol *exposure* akan secara otomatis menyesuaikan aliran tabung yang ada di bidang x,y (modulasi sudut), sumbu z (modulasi longitudinal), atau modulasi gabungan antara keduanya. Perubahan pada aliran tabung akan disesuaikan dengan ukuran tubuh pasien serta kapasitas *atenuasi* pada tubuh pasien yang akan dipindai. Operator CT biasanya akan memilih kualitas citra yang dibutuhkan dengan sistem akan mengatur aliran pada tabung guna tercapainya kualitas citra yang telah ditentukan dengan efisiensi radiasi ditingkatkan (Kalra et al, 2015).

AEC merupakan sistem penting dalam pengoptimalan pada kualitas gambar serta dosis radiasi yang diberikan pada klien dalam menjalani pemindaian tomografi komputer. Teknik ini menggunakan radiografi lokalisasi guna menentukan ukuran pada pasien dan zona *atenuasi*, yang menyesuaikan kualitas gambar berdasarkan aliran tabung. Bagian *atenuasi* yang lebih tinggi di area scan dengan arus tabung yang lebih tinggi (*miliampere*) daripada area pelemahan tubuh yang lebih tinggi. atau kurang melemah (Indrati et., al., 2019).

CT Scan secara modern dilengkapi dengan berbagai fitur teknis yang mengurangi radiasi. Salah satu fitur terpenting adalah AEC yang dapat membuat dosis radiasi tabung disesuaikan berdasarkan diameter dan tingkat *atenuasi* objek yang dipindai (Becker et al. 2011).

1. *Smart mA*

Sistem yang berguna dalam pengoptimalan arus tabung adalah *Smart mA*. Optimalisasi pada arus tabung biasa dilakukan dengan menggunakan

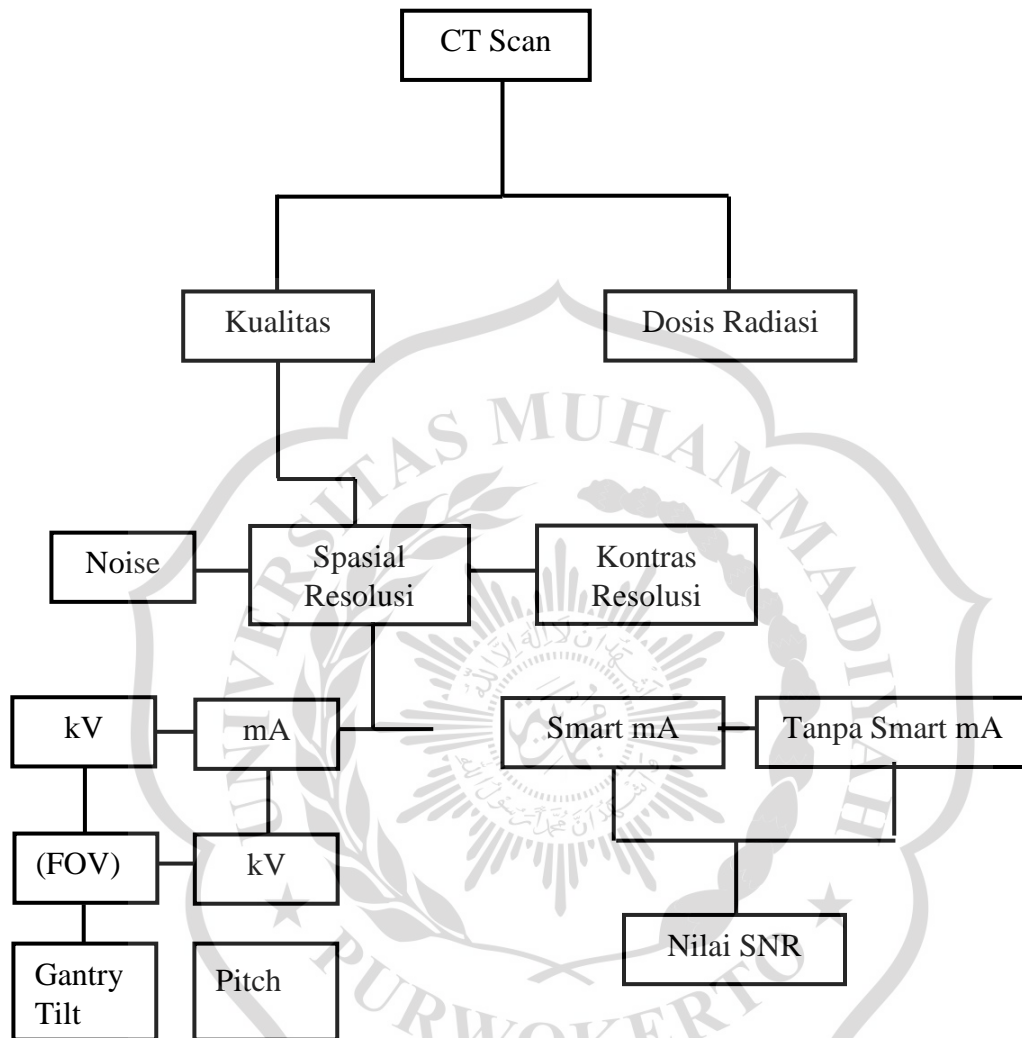
AEC atau mA modulasi. Kontrol *exposure* akan secara otomatis menyesuaikan aliran tabung yang ada di bidang x,y (modulasi sudut), sumbu z (modulasi longitudinal), atau modulasi gabungan antara keduanya. Arus tabung akan dirubah dan disesuaikan dengan ukuran pasien serta kemampuan atenuasi pada tubuh yang akan discan. Indrati menyatakan dalam jurnal penelitiannya bahwa Operator *Computed Tomography* mampu memilih tingkat kualitas pada gambar dengan cara meningkatkan efisiensi radiasi (Indrati et al., 2019).

Pasien yang menjalani pemeriksaan *Computed Tomography* sangat membutuhkan sistem AEC, karena mampu mengoptimasi dosis radiasi serta kualitas citra. Teknik ini menggunakan radiografi *localizer* dalam penentuan daerah redaman dan ukuran pasien sehingga sesuai dengan kualitas citra pada arus tabung. Indrati menjelaskan bahwa tubuh yang mempunyai tubuh yang memiliki tingkat atenuasi yang tinggi akan discan menggunakan tingkat arus tabung yang tinggi, dan sebaliknya tubuh dengan atenuasi lemah maka akan discan menggunakan arus tabung yang rendah (Indrati et al., 2019).

Seiring berkembangnya teknologi, maka pemeriksaan *computed tomography scanner* sudah semakin canggih, dimana sudah dilengkapi dengan beberapa fitur yang berfungsi mengurangi paparan radiasi. Fitur penting yang terdapat pada *computed tomography scanner* adalah AEC, dimana AEC akan bekerja dengan menyesuaikan dosis radiasi serta arus tabung berdasarkan tingkat *atenuasi* dan diameter pada objek yang discan (Indrati et al, 2019).



I. Kerangka Teori



Ho : Tidak ada perbedaan dosis radiasi dan kualitas citra antara penggunaan Smart mA dan tanpa Smart mA pada pemeriksaan CT Scan Thorax.

Ha : Adanya ada perbedaan dosis radiasi dan kualitas citra antara penggunaan Smart mA dan tanpa Smart mA pada pemeriksaan CT Scan Thorax.