

BAB II

TINJAUAN TEORI

2.1 Computed Tomography (CT) Scan

CT Scan pertama kali diperkenalkan pada tahun 1972 dan telah berkembang menjadi alat pencitraan diagnostik yang sangat penting untuk beberapa aplikasi medis. Menurut Hutami et al. (2011), CT Scan merupakan alat penunjang diagnostik yang menggunakan sinar-X melalui teknik tomografi dan komputerisasi modern untuk pemeriksaan organ tubuh manusia. CT Scan merupakan salah satu alat yang digunakan untuk mendiagnosa penyakit pada bagian dalam tubuh manusia dan bertujuan untuk mengetahui ada tidaknya suatu kelainan pada tubuh. CT Scan mampu menggambarkan bagian dalam tubuh manusia tanpa perlu melakukan operasi bedah (Sudarsana et al., 2019).

2.1.1 Prinsip Kerja CT Scan

Dengan menggunakan tabung sinar-X sebagai sumber radiasi yang berkas sinarnya dibatasi oleh kolimator, sinar-X tersebut menembus tubuh dan diarahkan ke detektor. Intensitas sinar-X yang diterima oleh detektor akan berubah sesuai dengan kepadatan tubuh sebagai objek, dan detektor akan merubah berkas sinar-X yang diterima menjadi arus listrik, dan kemudian diubah menjadi tegangan listrik analog. Tabung sinar-X tersebut diputar dan sinarnya di proyeksikan dalam berbagai posisi, besar tegangan listrik yang diterima diubah menjadi besaran digital oleh analog to digital Converter (ADC) yang kemudian dicatat oleh komputer. Selanjutnya diolah dengan menggunakan Image Processor dan akhirnya dibentuk gambar yang ditampilkan ke layar monitor TV. Gambar yang

dihasilkan dapat dibuat ke dalam film dengan Multi Imager atau Laser Imager (Seeram, 2001).

2.1.2 Komponen Dasar CT Scan

CT Scan terdiri dari 3 komponen utama yaitu; *gantry*, computer, dan konsol operator (Lampigano & Kendrick, 2018).

1) Gantry

Gantry terdiri dari tabung sinar-X, detektor, dan kolimator. *Gantry* biasanya dapat diputar hingga 300 ke segala arah sesuai kebutuhan untuk pemindaian kepala atau sumsum tulang belakang.

2) Komputer

Komputer CT menggunakan 2 *software* canggih yaitu sistem operasi dan sistem aplikasi. Sistem operasi meliputi perangkat keras sementara sistem aplikasi meliputi *pre-processing*, rekonstruksi gambar, dan *post-processing*.

3) Operator Konsul

Operator konsul adalah bagian dimana radiographer dapat mengontrol parameter-parameter kV, mA, waktu *scanning*, *pitch*, ketebalan irisan (*slice thickness*), tabel index, dan rekonstruksi algoritma serta *windowing*. Konsul operator juga dilengkapi dengan *keyboard* untuk menghasilkan data pasien dan pengontrolan fungsi tertentu dalam komputer.

2.1.3 Proses Pembentukan Gambar Pada CT Scan

Pembentukan gambar oleh CT-scan meliputi proses akuisisi data dan rekonstruksi citra. Setelah melalui tahap tersebut hasil gambar nantinya dapat disimpan untuk dapat dianalisis ulang (Seeram, 2001).

a. Akuisisi Data

Tahap pertama pada akuisisi data adalah kumpulan hasil penghitungan transmisi sinar-X setelah melalui tubuh pasien. Selama scanning tabung sinar-X dan detektor berputar mengelilingi pasien untuk mendapatkan data atenuasi pasien. Detektor menangkap radiasi yang diteruskan melalui pasien dari beberapa lokasi dan dari beberapa sudut (Seeram, 2001).

Tabung sinar-X digunakan sebagai sumber radiasi yang berkas sinarnya dibatasi oleh kolimator. Sinar-X tersebut menembus tubuh dan diarahkan ke detektor. Intensitas sinar-X yang diterima oleh detektor akan berubah sesuai dengan kepadatan tubuh sebagai objek, dan detektor akan merubah berkas sinar-X yang diterima menjadi arus listrik, dan kemudian diubah oleh integrator menjadi tegangan listrik analog. Tabung sinar-X tersebut diputar dan sinarnya diproyeksikan dalam berbagai posisi, besar tegangan listrik yang diterima diubah menjadi besaran digital oleh Analog to Digital Converter (A/DC) yang kemudian dicatat oleh komputer. Selanjutnya data digital tersebut diolah dengan menggunakan Image Processor dan akhirnya dibentuk gambar yang ditampilkan ke layar monitor TV. Gambar yang dihasilkan dapat dibuat ke dalam film dengan Multi Imager atau Laser Imager. Berkas radiasi yang melalui suatu materi akan mengalami pengurangan intensitas secara eksponensial terhadap tebal bahan yang dilaluinya. Pengurangan intensitas yang terjadi disebabkan oleh proses interaksi radiasi-radiasi dalam bentuk hamburan dan serapan yang probabilitas terjadinya ditentukan oleh jenis bahan dan energi radiasi yang dipancarkan. Dalam CT-scan, untuk menghasilkan citra objek, berkas radiasi yang dihasilkan sumber dilewatkan

melalui suatu bidang objek dari berbagai sudut. Radiasi terusan ini dideteksi oleh detektor untuk kemudian dicatat dan dikumpulkan sebagai data masukan yang kemudian diolah menggunakan komputer untuk menghasilkan citra dengan suatu metode yang disebut sebagai rekonstruksi (Bushberg et al., 2012).

Menurut Bushberg (2002), metode akuisisi data CT scan ada dua, yaitu:

a.) Metode konvensional slice by slice atau metode aksial. Prinsipnya, tabung sinar-X dan detektor bergerak mengelilingi pasien dan mengumpulkan data proyeksi pasien. Saat pengambilan data proyeksi, posisi meja berhenti. Kemudian meja pasien bergerak untuk menuju posisi kedua dan dilakukan proses scanning berikutnya begitu seterusnya.

b.) Metode spiral atau helical. pada metode ini tabung sinar-X bergerak mengelilingi pasien yang juga bergerak. Pada metode ini, berkas sinar-X membentuk pola spiral atau helical. Data untuk rekonstruksi citra pada setiap slice diperoleh dengan interpolasi. Teknik ini memiliki kelebihan dalam waktu yang relatif cepat.

b. Rekonstruksi Citra

Setelah detektor mendapatkan perhitungan transmisi yang cukup, data dikirim kekomputer untuk proses selanjutnya. Proses rekonstruksi citra pada CT scan adalah proses dimana melibatkan beberapa jenis algoritma yang mengolah data nilai koefisien attenuasi dari jaringan tubuh pasien (Objek) (Gonzales dan Rafael, 2008). Gambar CT-scan yaitu gambar yang berasal dari CRT (cathode ray tube) yang dibuat oleh ribuan piksel (picture element) kecil. Setiap gambar yang direkonstruksi Komputer akan memberi nilai bilangan CT (computed

tomography) spesifik untuk setiap piksel dari CRT (Cathode Ray Tube), operator dapat merubah sesuai keinginan untuk merubah skala yang ditampilkan. Bilangan CT yang ditampilkan oleh CRT mendeteksi gambar yang sebenarnya (Ballinger, 1995).

2.1.4 Parameter Rekonstruksi Citra

Menurut Ballinger (1995), beberapa parameter yang digunakan untuk merekonstruksi citra yaitu:

a. Piksel

Piksel yaitu Bilangan CT (computed tomography) di layar CRT yang disusun dari beberapa bagian terkecil, setiap bagian memiliki bagian volume dari objek/badan. Setiap piksel memberikan bilangan CT tujuannya menampilkan bayangan di layar. Piksel didasarkan pada nilai absorpsi linier.

b. Matrix

Matrix adalah susunan bilangan atau angka dua dimensi yang digunakan untuk menggambarkan bilangan piksel di dalam gambar layar CT.

c. Voxel (Volume objek)

Yaitu elemen dasar untuk menetapkan volume jaringan dimana setiap piksel memiliki bagian untuk merekonstruksi bayangan.

d. Bilangan CT (CT number)

Yaitu bilangan atau angka yang digunakan untuk menetapkan relative koefisien penyerapan untuk setiap piksel jaringan di dalam bayangan dibanding dengan koefisien penyerapan air.

Irisan dari suatu objek terbagi dalam elemen volume yang kecil disebut voxel. Masing-masing voxel memiliki suatu nilai tertentu yang menyatakan atenuasi rata-rata sinar-X oleh objek pada posisi tersebut. Sedangkan elemen gambar dalam bidang 2 dimensi disebut piksel. Satu bagian volume dari gambar yang direkonstruksi (vokel) diwakili oleh ukuran piksel di bidang (x,y) dan ketebalan irisan (s) dalam sumbu z. teknik rekonstruksi gambar CT kemudian dapat dilakukan dengan membagi-bagi irisan jaringan yang disinari menjadi beberapa piksel dimana masing-masing piksel mewakili CT number-nya masing-masing. Kumpulan CT number dari piksel-piksel tersebut dapat dinyatakan dalam bentuk matriks untuk keperluan rekonstruksi dan penampilan gambar (Ballinger, 1995).

2.1.5 Parameter CT Scan

Gambaran pada CT Scan dapat terjadi sebagai hasil dari berkas sinar-x yang mengalami perlemahan saat menembus objek, ditangkap detektor dan dilakukan pengolahan dalam komputer. Penampilan gambar yang baik tergantung kualitas gambar yang dihasilkan sehingga aspek klinis dari gambar tersebut dapat dimanfaatkan untuk menegakan diagnosa. Pada buku (Lampignano dan Kendrick, 2018) ada beberapa parameter yang mengontrol output gambar pada CT Scan, antara lain:

1) Increment

Rekonstruksi increment atau yang disebut sebagai interval rekonstruksi atau spasial rekonstruksi merupakan salah satu parameter yang ada pada spiral/helical CT, Rekonstruksi increment merupakan jarak antara citra yang telah di

rekonstruksi pada data volume. Menurut Brink et. al (1994) rekonstruksi increment mempunyai keuntungan dalam menghasilkan kualitas gambar yang lebih baik karena image noise yang lebih rendah serta lebih akurat untuk mendiagnosa struktur yang kecil. Jika nilai rekonstruksi increment semakin rendah, maka kualitas gambar meningkat, tetapi dengan konsekuensi meningkatkan waktu untuk processing gambar serta kebutuhan penyimpanan gambar (Seeram, 2001).

Rekonstruksi increment ada tiga cara yaitu increment overlapping, increment contiguous dan increment gap. Pengaturan increment overlapping dibuat lebih kecil dari ukuran slice thicknessnya. Untuk increment contiguous harus dibuat sama dengan ukuran slice thicknessnya. Sedangkan increment gap dibuat lebih besar dari ukuran slice thicknessnya. Penggunaan increment yang tepat akan bisa membuat gambar overlapping sampai 90%, namun untuk tujuan klinis gambar biasanya diatur untuk mendapatkan overlapping 30-50% dari slice thickness (Siemens Medical, 2003). Menurut Urban et al (1993) dan Seeram (2001) menemukan bahwa deteksi lesi kecil di hati, 50% overlapping mengakibatkan visualisasi yang lebih baik dari lesi ini sebesar 10%. Pada teknik gambar overlapping dapat diperoleh secara bebas tanpa meningkatkan dosis radiasi pada pasien (Siemens Medical, 2003). Nilai increment berkisar pada rentang 0,1-10 mm.

2) Slice Thickness

Slice thickness adalah tebalnya irisan atau potongan dari objek yang diperiksa. Nilainya dapat dipilih antara 0.5 mm 10 mm sesuai dengan keperluan

klinis. Ukuran yang tebal akan menghasilkan gambar detail yang rendah sebaliknya dengan ukuran yang tipis akan menghasilkan detail-detail yang tinggi. Bila ketebalan meninggi akan timbul gambaran- gambaran yang mengandung seperti garis dan bila terlalu tipis gambar akan terlihat tidak halus (Lampignano dan Kendrick, 2018). Dengan slice thickness meningkat maka kontras, resolusi meningkat sedangkan spasial resolusi akan menurun dan image noise akan berkurang. Sebaliknya slice thickness semakin tipis maka ukuran voxel akan tereduksi sehingga spatial resolusi dan image noise akan meningkat sedangkan kontras resolusi menurun.

3) Range

Range adalah perpaduan atau kombinasi dari beberapa slice thickness pemanfaatan range adalah untuk mendapatkan ketebalan irisan yang berbeda pada suatu lapangan pemeriksaan (Lampignano dan Kendrick, 2018).

4) Faktor Eksposi

Faktor eksposi adalah faktor-faktor yang berpengaruh terhadap eksposi, meliputi tegangan tabung (Kv), arus tabung (mA) dan waktu (s). besarnya tegangan tabung dapat dipilih secara otomatis pada setiap pemeriksaan.

5) Field Of View (FOV)

FOV adalah diameter maksimal dari gambaran yang akan direkonstruksi. Rentang besarnya antara 12 cm 50 cm. FOV yang kecil akan meningkatkan resolusi gambar karena dengan FOV yang kecil akan mereduksi matriks hasil gambarnya akan menjadi lebih teliti. Namun jika ukuran FOV terlalu kecil, maka area yang dibutuhkan untuk keperluan klinis menjadi sulit untuk dideteksi.

6) Gantry Tilt

Gantry tilt adalah sudut yang dibentuk antara bidang vertikal dengan bidang gantry (tabung sinar-x dengan detektor). Rentang penyudutan antara -30° sampai $+30^{\circ}$, Penyudutan gantry bertujuan untuk keperluan diagnosa dari masing-masing kasus yang dijumpai.

7) Rekonstruksi Matriks

Rekonstruksi matriks adalah deretan baris dan kolom dari picture element (pixel) dalam proses perekonstruksian gambar. Pada umumnya matriks yang digunakan berukuran 512×512 . Semakin tinggi matriks yang dipakai maka semakin tinggi detail gambar yang dihasilkan.

8) Rekonstruksi Algoritma

Rekonstruksi algoritma adalah rekonstruksi otomatis yang bertujuan agar gambar dapat ditampilkan pada monitor. Rekonstruksi algoritma digunakan dengan mengubah hasil konversi dari atenuasi sinar-x menjadi gambaran CT Scan. Teknik rekonstruksi tersebut meliputi back projection, metode iterative dan algoritma analitik rekonstruksi. Semakin tinggi resolusi algoritma yang dipilih maka akan semakin tinggi pula resolusi gambar yang akan dihasilkan (Seeram, 2016).

9) Window width

Window width adalah nilai computed tomography yang dikonversi menjadi grayscale untuk ditampilkan ke TV monitor. Setelah komputer menyelesaikan pengolahan gambar melalui rekonstruksi matriks dan algoritma maka hasilnya akan dikonversi menjadi skala numeric yang dikenal dengan nama

nilai computed tomography. Nilai ini mempunyai satuan HU (Hounsfield Unit) (Seeram, 2016). Hounsfield unit (HU) atau CT Number adalah perbandingan relatif antara nilai atenuasi sinar-x suatu voxel jaringan dengan atenuasi air. Suatu Hounsfield unit (HU) yang diambil dari nama penemu CT Scan yaitu Godfrey Hounsfield. HU adalah suatu densitas kuantitatif pada CT Scan untuk mendeteksi adanya cairan, tumor, ataupun darah abnormal dalam tubuh. Dasar pemberian nilai ini adalah air dengan nilai 0 HU. Untuk tulang mempunyai nilai +1000 HU kadang mencapai +3000 HU. Sedangkan untuk kondisi udara nilai yang dimiliki -1000 HU. Jaringan atau substansi lain dengan nilai yang berbeda tergantung dari nilai kelemahannya. Jadi penampakan tulang pada monitor menjadi putih dan udara menjadi hitam. Jaringan dan subtraksi lain akan dikonversi menjadi warna abu-abu bertingkat yang disebut grayscale. Khusus untuk darah yang semula dalam penampakkannya berwarna abu-abu dapat menjadi putih jika diberi media kontras.

10) Window Level

Window level adalah nilai tengah dari window yang digunakan untuk penampilan gambar. Nilainya dapat dipilih dan tergantung pada karakteristik pemeriksaan dari struktur objek yang diperiksa dan menentukan densitas gambar yang dihasilkan (Seeram, 2016).

11) Scan Time

Scan time dapat diartikan sebagai waktu yang dibutuhkan selama sinar-x keluar dalam durasi waktu tertentu. CT Scan mampu melakukan Scanning continue tanpa putus sampai dengan 100 detik. Sedangkan Scan time per rotation

merupakan waktu yang diperlukan untuk satu putaran tabung sinar-x. Scan time per rotation untuk masing-masing pesawat berbeda tetapi berkisar dari 0,3-3 detik (Lampignano dan Kendrick, 2018).

12) Pitch

Konsep pada spiral CT sangatlah berbeda dengan konvensional CT. salah satu konsepnya ialah seberapa cepat pergerakan tabel melewati gantry relative terhadap rotation time dan slice thickness yang digunakan. Aspek ini disebut dengan pitch yang dapat diartikan sebagai rasio antara pergerakan meja atau table movement per satu kali rotasi gantry sebesar 360° dengan beam width/beam collimation. Pitch merupakan komponen penting pada Scan protokol dan secara fundamental mempengaruhi dosis pasien, image quality dan Scan time (Bushberg, 2012). Karena pada single slice CT, slice thickness dan x-ray beam width adalah ekuivalen maka nilai pitch memegang peranan penting bagi informasi x-ray beam. Pitch lebih besar dari 1.0 merupakan implikasi adanya overlap antara satu x-ray beam dengan lainnya sehingga mengakibatkan double iradiasi pada jaringan.

2.1.6 Kualitas Citra CT Scan

Komponen yang mempengaruhi kualitas gambar CT Scan adalah resolusi spasial. Resolusi kontras, noise citra, dan artefak (Seeram, 2016).

a. Resolusi Spesial

Resolusi spesial adalah kemampuan untuk dapat membedakan obyek yang berukuran kecil dengan densitas yang berbeda pada latar belakang yang sama. Dipengaruhi oleh faktor geometri, rekonstruksi algoritma, ukuran matriks, magnifikasi, dan FOV.

b. Resolusi Kontras

Resolusi kontras adalah kemampuan untuk membedakan atau menampakkan obyek-obyek dengan perbedaan densitas yang sangat kecil dan dipengaruhi oleh faktor ekspose, slice thickness, FOV dan filter kernel (rekontruksi algoritma).

c. Noise Citra

Noise citra biasanya diukur pada uniform phantom. CT Scan menyediakan alat untuk menghitung standar deviasi pada ROI (region Of Interest) yang ditentukan oleh operator dan untuk memudahkan operator yang jarang melakukan perhitungan. Terdapat tiga sumber pada noise citra, yaitu:

- 1) Sumber pertama adalah quantum noise yang ditentukan oleh fluks sinar-X atau jumlah foton sinar-X yang terdeteksi. Hal tersebut dikarenakan teknik scanning (seperti tegangan tabung, kuat arus, slice thickness, scan speed, helical pitch), efisien scanning (seperti efisiensi quantum detector, efisiensi geometrical detector) dan pasien (seperti ukuran pasien, jumlah tulang dan jaringan lunak plane scanning). Teknik scanning menentukan jumlah foton sinar-X yang mencapai pasien dan efisiensi scanning menentukan presentase yang diubah menjadi sinyal yang berguna (Geise, 2015).
- 2) Sumber kedua yang mempengaruhi kinerja noise citra adalah keterbatasan fisik yang terdapat pada sistem. Gangguan ini termasuk gangguan elektronik pada fotodiode detektor, gangguan elektronik dalam sistem data akuisisi (DAS), radiasi yang tersebar dan banyak faktor lainnya (Seeram, 2016).

3) Sumber ketiga yang mempengaruhi noise citra adalah rekonstruksi parameter.

Secara umum, kernel rekonstruksi resolusi tinggi menghasilkan noise citra yang meningkat, karena kernel ini mempertahankan atau meningkatkan konten frekuensi tinggi pada proyeksi (Seeram, 2016).

d. Artefak

Secara umum artefak adalah suatu penyimpangan alat kesalahan pada gambar (suatu hal yang seharusnya tidak ada dalam gambar) yang tidak ada hubungannya dengan obyek yang diperiksa. Dalam CT artefak didefinisikan sebagai perbedaan antara rekontruksi CT number dalam gambar dengan koefisien atenuasi yang sesungguhnya dari obyek yang diperiksa (Seeram, 2016).

Menurut Seeram (2016) kualitas citra dan dosis berhubungan erat. Kualitas citra meliputi resolusi spasial, resolusi kontras, dan noise citra. Meskipun resolusi spasial tergantung pada faktor geometris (seperti focal spot size, slice thickness, dan pixel size), resolusi kontras dan noise citra bergantung pada kualitas therm cueror) dan kuantitas (jumlah foton sinar-X) dari sinar radiasi. Beberapa persamaan matematis telah diturunkan untuk menyatakan hubungan antara dosis dan kualitas gambar. Untuk operator CT, apresiasi matematis berikut ini penting:

Intensitas dan energi sinar bergantung pada mA dan kVp masing-masing, dan noise citra tergantung pada nomor foton yang terdeteksi. Ungkapan ini dibaca sebagai berikut: dosis berbanding lurus dengan produk mA dan kVp dan berbanding terbalik dengan produk dari noise kuadrat, ukuran pixel potong dadu, dan irisan ketebalan.

e. CNR (*Contras to Noise Ratio*)

CNR atau *contrast to noise ratio* adalah ukuran yang digunakan untuk menilai kualitas gambar dalam CT scan, khususnya dalam konteks kemampuan untuk membedakan antara struktur dengan kontras yang berbeda di tengah adanya noise. CNR menentukan seberapa baik detail kontras suatu struktur, seperti tumor atau lesi kecil, dapat terlihat dibandingkan jaringan di sekitarnya meskipun terdapat gangguan atau noise pada gambar. Seeram menekankan bahwa CNR yang tinggi penting dalam diagnostik, karena gambar dengan CNR yang lebih baik memudahkan identifikasi dan analisis detail klinis. Pemilihan parameter pemindaian, resolusi spasial, serta pengaturan dosis radiasi, semua berperan dalam memaksimalkan CNR untuk meningkatkan kualitas dan kejelasan gambar (Seeram, 2015). Increment yang lebih kecil akan memiliki lebih banyak noise karena setiap slice memiliki ketebalan yang lebih tipis, sehingga mengurangi jumlah foton yang diterima detektor. Akibatnya, CNR menurun karena noise meningkat. Sebaliknya, jika incrementnya lebih besar maka slice lebih tebal, sehingga noise berkurang karena lebih banyak foton yang terakumulasi. Hal ini dapat meningkatkan CNR, tetapi berpotensi mengurangi resolusi spasial. Sehingga Increment kecil meningkatkan resolusi spasial dengan detail halus lebih terlihat tetapi mengurangi CNR, increment besar meningkatkan CNR tetapi mengurangi detail sehingga lebih halus.

$$CNR = \frac{S_A - S_B}{\sigma_0}$$

Keterangan :

SA= mean ROI objek

SB = mean ROI background

σ_0 = standar deviasi background

2.2 Anatomi Kepala

Tulang tengkorak dibentuk oleh tulang-tulang yang saling berhubungan satu sama lain dengan perantara sutura. Tulang tengkorak terdiri dari dua bagian tulang wajah (viscerocranium) dan tulang yang membungkus otak (neurocranium) (Japardi, 2003).

1. Atap Tengkorak (Calvaria)

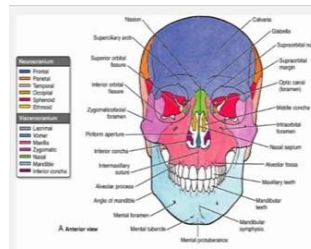
Kalvaria terbentuk dari bagian-bagian superior os frontal, parietal dan oksipital. Tulang-tulang kalvaria terdiri atas lempeng tulang kortika dan diploe. Lempeng-lempeng tulang kortika memberi kekuatan pada lengkung atap kranium, sementara diploe berperan untuk meringankan berat kranium dan memberi tempat untuk memproduksi sumsum darah (Basmajian & Slonecker, 1995).

2. Kranium

Kranium membungkus dan melindungi otak. Kranium terdiri dari os frontal yang membentuk dahi, langit-langit rongga nasal dan langit-langit rongga orbita; os parietal yang membentuk sisi dan langit-langit kranium; os temporal yang membentuk dasar dan bagian sisi dari kranium; os etmoid yang merupakan struktur penyangga penting dari rongga nasal dan berperan dalam pembentukan orbita mata dan os sfenoid yang membentuk dasar anterior kranium (Moore & Agur, 2002).

a. Aspek Anterior

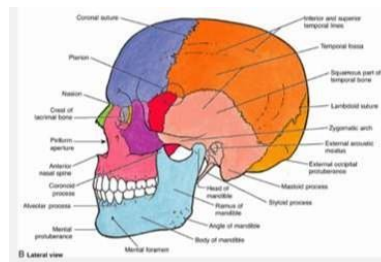
Pada aspek anterior tengkorak dapat dikenali os frontale, os zygomaticum, orbita, nasal, maxilla dan mandibula (Moore & Agur, 2002).



Gambar 2.1 Aspek anterior kranium
(Sumber : Moore & Agur, 2002)

b. Aspek Lateral

Aspek lateral tengkorak terdiri dari os kranium dan os wajah. Os kranium tersebut adalah fossa temporalis, linea temporalis superior, linea temporalis inferior os parietal, arcus zygomaticus, titik pterion, processus mastoideus ossis temporalis, meatus acusticus externus dan processus styloideus ossis temporalis. Os wajah yakni mandibula terletak dua bagian: bagian horisontal, yakni corpus mandibulae dan bagian vertikal, yakni ramus mandibulae (Moore & Agur, 2002).



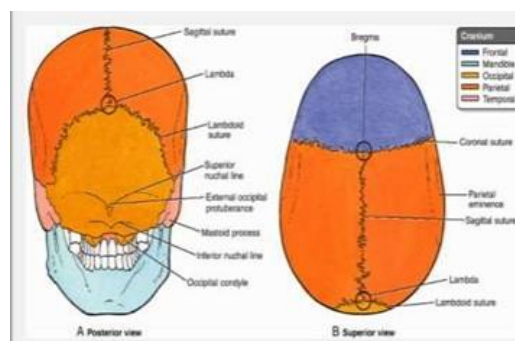
Gambar 2.2 Aspek Lateral kranium
(Sumber : Moore & Agur, 2002)

c. Aspek Posterior

Aspek posterior tengkorak (occiput) dibentuk oleh os occipitale, os parietale dan os temporale. Protuberentia occipitalis externa adalah benjolan yang mudah diraba di bidang median. Linea nuchalis superior yang merupakan batas atas tengkuk, meluas ke lateral dari protuberentia occipitalis externa tersebut; linea nuchalis inferior tidak begitu jelas (Moore & Agur, 2002).

d. Aspek Anterior

Aspek superior dibentuk oleh os frontale di sebelah anterior, kedua os parietale dextra dan sinistra dan os occipitale di sebelah posterior. Sutura coronalis memisahkan os frontale dari os parietale; sutura sagitalis memisahkan kedua tulang ubun-ubun satu dari yang lain; dan sutura lamboidea memisahkan os parietale dan os temporale dari os occipitale. Titik bregma adalah titik temu antara sutura sagitalis dan sutura coronalis. Titik vertex merupakan titik teratas pada tengkorak yang terletak pada sutura sagitalis di dekat titik tengahnya. Titik lambda merujuk kepada titik temu antara sutura lamboidea dan sutura sagitalis (Moore & Agur, 2002).



Gambar 2.3 (a) Aspek posterior kranium. (b) Aspek superior kranium
(Sumber : Moore & Agur, 2002)

e. Aspek Inferior dan Aspek Dalam Dasar Tengkorak

Aspek inferior tengkorak setelah mandibula diangkat memperlihatkan processus palatinus maxilla dan os palatinum, os sphenoidale, vomer, os temporale dan os occipitale. Permukaan dalam dasar tengkorak memperlihatkan tiga cekungan yakni fossa cranii anterior, fossa cranii media dan fossa cranii posterior yang membentuk dasar cavitas cranii. Fossa cranii anterior dibentuk oleh os frontale di sebelah anterior, os ethmoidale di tengah dan corpus ossis

sphenoidalis serta ala minor ossis sphenoidalis di sebelah posterior. Fossa cranii media dibentuk oleh kedua ala major ossis sphenoidalis, squama temporalis di sebelah lateral dan bagian-bagian pars petrosa kedua os temporale di sebelah posterior. Fossa cranii posterior dibentuk oleh os occipitale, os sphenoidale dan os temporale (Moore & Agur, 2002).



Gambar 2.4 Anatomi crosssectional potongan sagittal
(Sumber : Moller, 2007)



Gambar 2.5 Anatomi crosssectional potongan axial
(Sumber : Moller, 2007)

2.2.1 Klasifikasi Trauma Kepala

Jika dilihat dari ringan sampai berat, maka dapat kita lihat sebagai berikut:

- 1) Cedera kepala ringan (CKR) Jika GCS antara 13-15, dapat terjadi kehilangan kesadaran kurang dari 30 menit, tetapi ada yang menyebut kurang dari 2 jam, jika ada penyerta seperti fraktur tengkorak, kontusio atau temotom (sekitar 55%).

- 2) Cedera kepala kepala sedang (CKS) jika GCS antara 9-12, hilang kesadaran atau amnesia antara 30 menit-24 jam, dapat mengalami fraktur tengkorak, disorientasi ringan (bingung).
- 3) Cedera kepala berat (CKB) jika GCS 3-8, hilang kesadaran lebih dari 24 jam, juga meliputi contusio cerebral, laserasi atau adanya hematomina atau edema.

2.2.2 Jenis Kelainan pada Cedera Kepala

Menurut Arifin, dkk (2001) jenis kelainan pada cedera kepala yaitu:

1. Fraktur linier

Ketika tulang tengkorak terkena benturan (impact), kemungkinan akan terjadi trauma tulang tengkorak berupa serpihan tulang kedalam atau keluar. Jika impact melebihi kekuatan dan elastisitas tulang seperti pada tulang yang sudah kaku kemungkinan dapat menyebabkan terjadinya fraktur linear.

2. Fraktur depresi

Ketika impact mengenai tulang kepala dengan luas tertentu dan kekuatan impact melebihi kekuatan dan elastis tulang, maka impact tersebut dapat menyebabkan terpisahnya tulang pada daerah tersebut,

3. Cedera penetra

Impact dengan kekuatan tinggi dengan luas permukaan kecil atau tajam dapat menyebabkan terjadinya cedera penetrasi pada tulang kepala beserta struktur dibawahnya.

4. Pendarahan ekstradural

Tulang yang fraktur yang masuk atau keluar struktur tulang membentuk permukaan yang tajam sehingga dapat merobek bagian dibawahnya seperti pada

arteri meningeal media yang dapat menyebabkan terjadinya pendarahan ektradura.

5. Pendarahan subdural

Terjadi akibat adanya robekan pada bridging vein antara otak dan sinus venosus yang merupakan penggantung otak. Akibat adanya inertia yang menyebabkan akselerasi dan deselerasi dapat merobek bridging vein ini sehingga dapat terjadi perdarahan subdural.

6. Pendarahan intra serebri

Terjadi karena akselerasi dan deselerasi antara otak dan tulang kepala yang mengakibatkan benturan di otak.

2.3 Teknik Pemeriksaan CT-Scan Brain

Prinsip dasar posisi tengkorak di radiography juga digunakan di CT-Scan. Meskipun peletakan khusus kepala juga beragam, tergantung dari pilihan seorang dokter radiologi dan ketentuan departemen protokol. Barang-barang logam seperti anting, jepit rambut dan gigi palsu harus dilepaskan. Pasien tidur supine di atas meja CT. Sehingga tidak ada putaran atau kemiringan dari kepala yang bertujuan agar tepatnya penilaian, perhitungan dari patologi, yang memungkinkan kepala tidak bergerak. Scanogram mesti mendapatkan izin sebagai prosedur, untuk membolehkan ahli radiologi untuk menentukan jarak dari pemeriksaan CT secara rutin. Prosedurnya memasukkan area dari bagian kepala bawah sampai atas, di 5 sampai 10 mm bagian. Proses pembentukan sudut gantry juga ditentukan dari scanogram. Ciri dari CT Scan kepala cahaya dibariskan secara lurus dari nasion ke tengkorak.

Pencitraan gambar kepala dari CT dilihat dari 2 set jendela pengaturan. Satu set memperlihatkan gambaran dari otak secara optimal dengan kontras yang lemah. Set kedua atau gambaran yang lainnya memperlihatkan kerangka tulang tengkorak secara optimal dengan kontras yang lebih tinggi (Mashari, 2016).

1. Persiapan Pasien

Tidak ada persiapan khusus bagi penderita, hanya saja instruksi instruksi yang menyangkut posisi penderita dan prosedur pemeriksaan harus diberitahukan dengan jelas. Benda aksesoris seperti gigi palsu, rambut palsu, anting anting, penjepit rambut dan alat bantu pendengar harus dilepas terlebih dahulu sebelum dilakukan pemeriksaan karena akan menyebabkan artefak. (Seeram, 2001).

2. Teknik Pemeriksaan

Posisi pasien : Supine diatas meja pemeriksaan dengan posisi kepala dekat dengan gantry.

Posisi Objek : Kepala diletakkan pada head holder. Beri pengganjal pada samping kiri dan kanan kepala pasien untuk mengurangi pergerakan pada kepala. Agar mid sagital kepala sejajar dengan lampu indikator longitudinal dan interpupillary line sejajar dengan lampu indikator horizontal, dan lengan pasien diletakkan diatas tubuh atau samping tubuh pasien.

3. Parameter CT-Scan Brain

Tabel 1. Parameter CT Scan Brain

No	Teknikal Parameter	Parameter
1.	Range	Range I dari basis <i>cranii</i> sampai <i>pars petrosum</i> dan range II dari <i>pars petrosum</i> sampai <i>vertex</i> .
2.	Slice Thickness	3-5 mm (range I) dan 5-8 mm (range II)
3.	FOV	24 cm
4.	Sudut gantry	Tergantung pada besar kecilnya sudut orbito meatal line (OML)
5.	Tegangan	120
6.	Kuat arus	250
7.	Recon Algorithma	<i>Soft tissue</i>
8.	Window width	0-90 HU (otak supratentorial), 110-160 HU (otak fossasuperior), 2000-3000 HU (tulang)
9.	Window level	40-45 HU (otak supratentorial), 30-40 HU (otak fossasuperior), 2000-3000 HU (tulang)

Sumber: Bontrager, 2018

4. Pengolahan gambar

Print out film kasus trauma 2 lembar menggunakan window width dan window level kondisi brain dan kondisi tulang. Pada kasus trauma dimungkinkan tambahan gambar VRT untuk menambahkan ketepatan diagnosa.

5. Kriteria Gambar yang Baik

Mencakup seluruh organ otak mulai dari *basis cranii* sampai dengan *vertex*, tampak struktur *gyrus* dan *sulci* pada otak/*brain* dengan baik, objek tidak bergerak, dan tidak ada artefak gambar dan *noise* yang mengganggu gambaran (Misri, 2016).

6. Kriteria Gambaran Anatomi CT Scan *Brain*

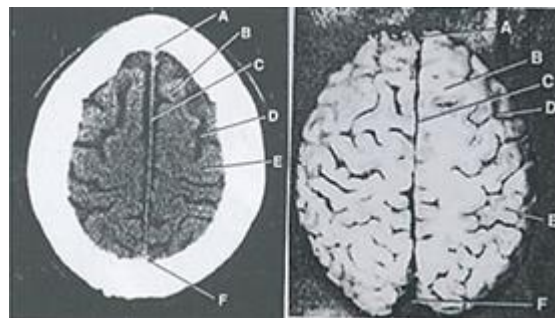
1. Potongan Axial I

Merupakan bagian paling superior dari otak yang disebut hemisphere.

Kriteria gambarnya adalah tampak :



Gambar 2.6 Posisi irisan I otak
(Sumber : Bontrager, 2001)



Gambar 2.7 Anatomi irisan I otak
(Sumber : Bontrager, 2001)

Keterangan gambar :

- a. Bagian anterior sinus superior sagital
- b. Centrum semi ovale (yang berisi materi cerebrum)
- c. Fissura longitudinal (bagian dari falks cerebri)
- d. Sulcus
- e. Gyrus
- f. Bagian posterior sinus superior sagittal

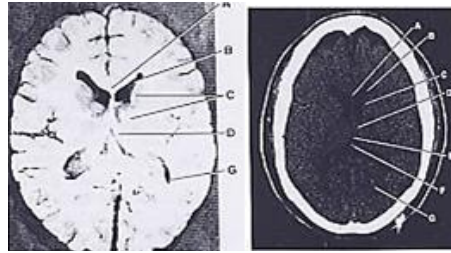
2. Potongan axial IV

Merupakan irisan *axial* yang ke empat yang disebut tingkat *medial ventrikel*.

Kriteria gambarnya tampak :



Gmabar 2.8 Posisi irisan IV otak
(Sumber : Bontrager, 2001)



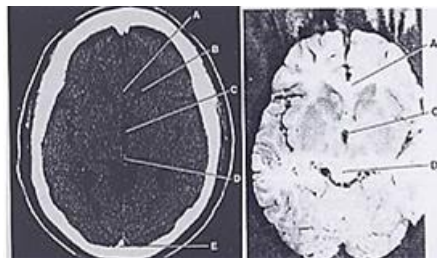
Gambar 2.9 Anatomi irisan IV otak
(Sumber : Bontrager, 2001)

Keterangan gambar :

- a. *Anterior corpus collosum*
- b. *Anterior horn dari ventrikel lateral kiri*
- c. *Nucleus caudate*
- d. *Thalamus*
- e. *Ventrikel tiga*
- f. *Kelenjar pineal (agak sedikit mengalami kalsifikasi)*
- g. *Posterior horn dari ventrikel lateral kiri*

3. Potongan axial V

Menggambarkan jaringan otak dalam *ventrikel medial* tiga. Kriteria gambar yang tampak :



Gambar 2.10 Anatomi irisan V otak
(Sumber : Bontrager, 2001)

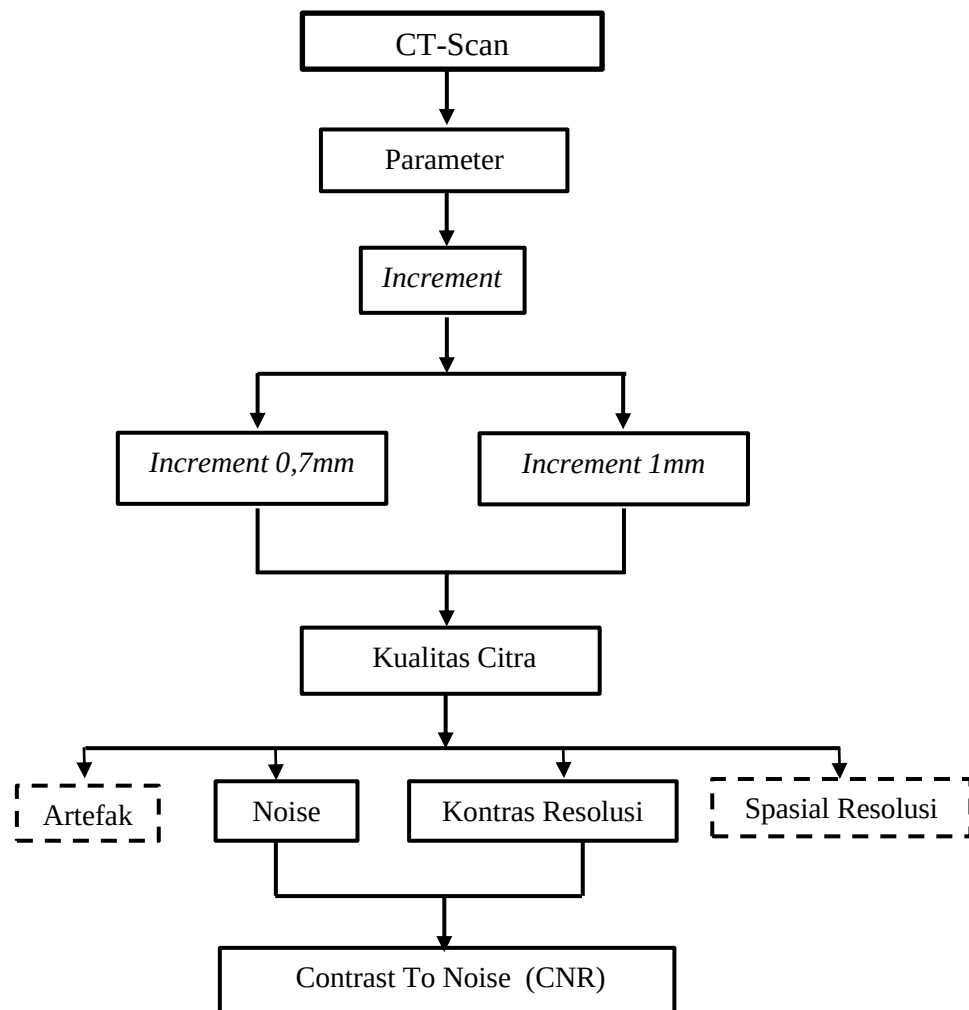
Keterangan gambar :

- a. *Anterior corpus collosum*
- b. *Anterior horn ventrikel lateral kiri*
- c. *Ventrikel tiga*
- d. *Kelenjar pineal*
- e. *Protuberantia occipital interna*

4. Potongan Bone atau 3D

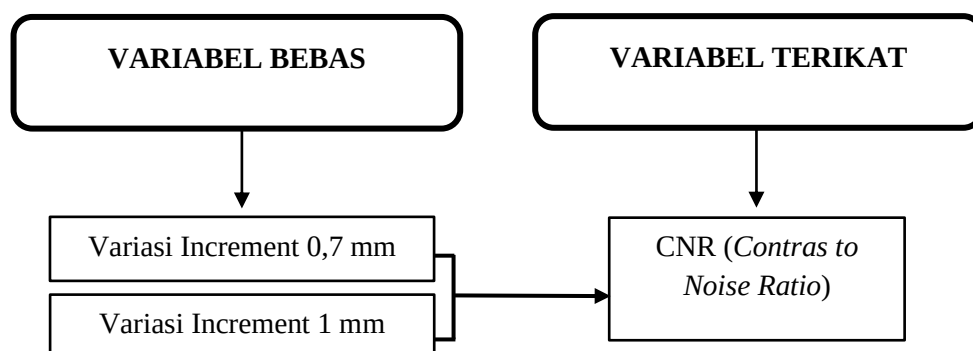
Merupakan irisan bone yang digunakan untuk menilai tengkorak kepala secara keseluruhan dengan tampilan 3D maupun window bone (Seeram, 2001).

2.4 Kerangka Teori



Gambar 2.11 Kerangka Teori

2.5 Kerangka Konsep



Gambar 2.12 Kerangka Konsep

2.6 Hipotesis

H_0 : Tidak ada pengaruh variasi rekonstruksi increment dengan CNR (*Contras to Noise Ratio*) pada CT Scan *Brain* dengan klinis trauma.

H_a : Terdapat pengaruh variasi rekonstruksi increment dengan CNR (*Contras to Noise Ratio*) pada CT Scan *Brain* dengan klinis trauma.

2.7 Definisi Operasional

Tabel 2. Definisi Operasional

Variabel	Definisi Operasional	Alat Ukur	Cara Ukur	Skala Ukur	Coding dan Hasil Ukur
Rekonstruksi Increment	Rekonstruksi increment adalah interval atau jarak antara irisan citra yang dihasilkan dalam proses pemindaian CT. (Knoll, F. & Hunt, A. 2016).	Setting alat CT Scan	Mengatur pilihan increment pada mesin CT Scan sebelum pemindaian	Rasio	Increment 0,7 mm = 1 Increment 1 mm = 0
CNR	Contras to noise ratio (CNR) sebagai ukuran kualitas citra dalam hal kemampuan membedakan objek atau jaringan dalam citra CT berdasarkan kontras dan noise (Seeram, 2015).	Radiant Viewers	Menghitung CNR dengan menggunakan nilai rata-rata intensitas (HU) dari area target, lalu dihitung menggunakan rumus CNR $CNR = \frac{S_A - S_B}{\sigma_0}$	Rasio	Nilai CNR Rendah: < 296 kualitas citra rendah Sedang: 296 – 305 Kualitas citra cukup baik Tinggi: ≥ 306 kualitas citra optimal.