

BAB II

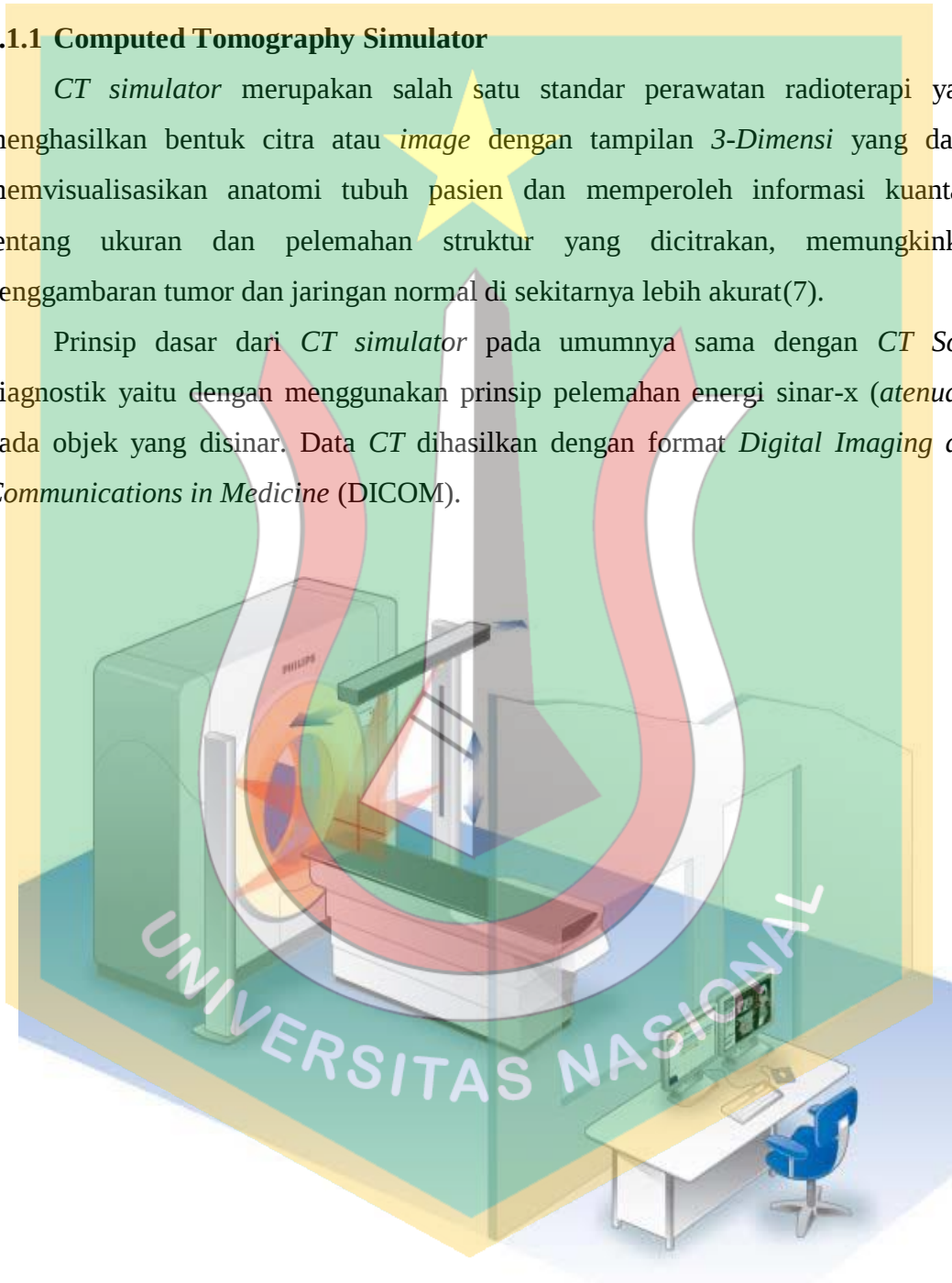
TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Landasan Teori

2.1.1 Computed Tomography Simulator

CT simulator merupakan salah satu standar perawatan radioterapi yang menghasilkan bentuk citra atau *image* dengan tampilan 3-Dimensi yang dapat memvisualisasikan anatomi tubuh pasien dan memperoleh informasi kuantitatif tentang ukuran dan pelemahan struktur yang dicitrakan, memungkinkan penggambaran tumor dan jaringan normal di sekitarnya lebih akurat(7).

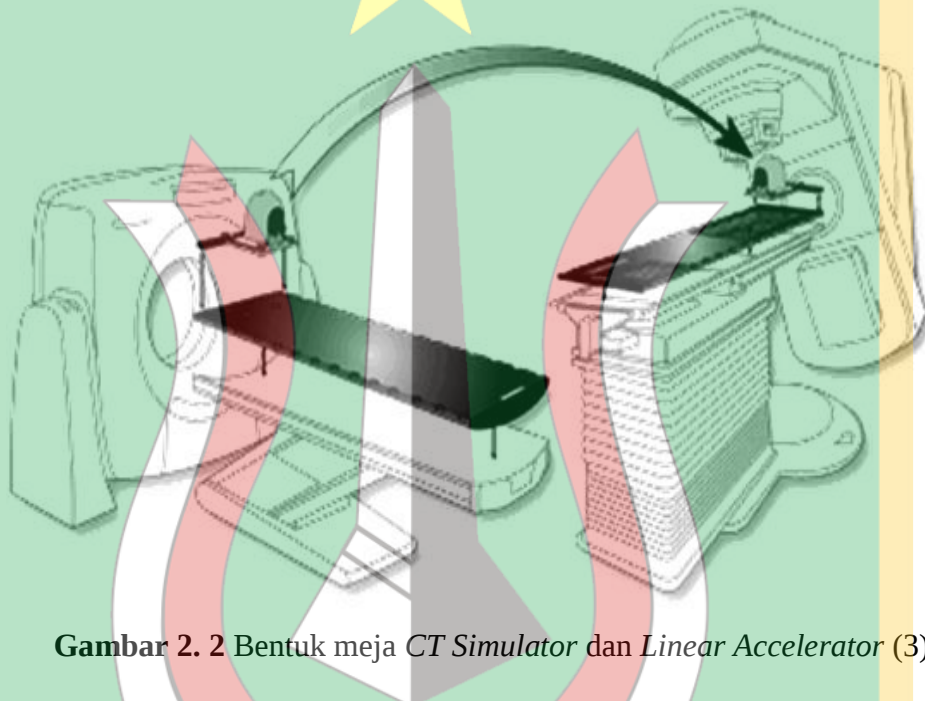
Prinsip dasar dari *CT simulator* pada umumnya sama dengan *CT Scan* diagnostik yaitu dengan menggunakan prinsip pelemahan energi sinar-x (*atenuasi*) pada objek yang disinari. Data *CT* dihasilkan dengan format *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*.



Gambar 2. 1 Pesawat *CT Simulator*(8)

Terdapat beberapa perbedaan antara *CT Scan* diagnostik dengan *CT Simulator* yaitu adanya penambahan fitur khusus yang berguna untuk tahapan tertentu dalam proses radioterapi(9):

1. Permukaan atas meja datar (*flat table*) yang terbuat dari bahan serat karbon, untuk memerikan posisi pasien selama simulasi menyerupai dengan posisi pengobatan pada mesin *linear accelerator* medis. Penempatan dan pergerakan bagian atas meja harus dikontrol dengan tepat pada beban konstan. Batas berat couch (400 lbs) dan lengkungan meja harus sebanding dengan pesawat LINAC.



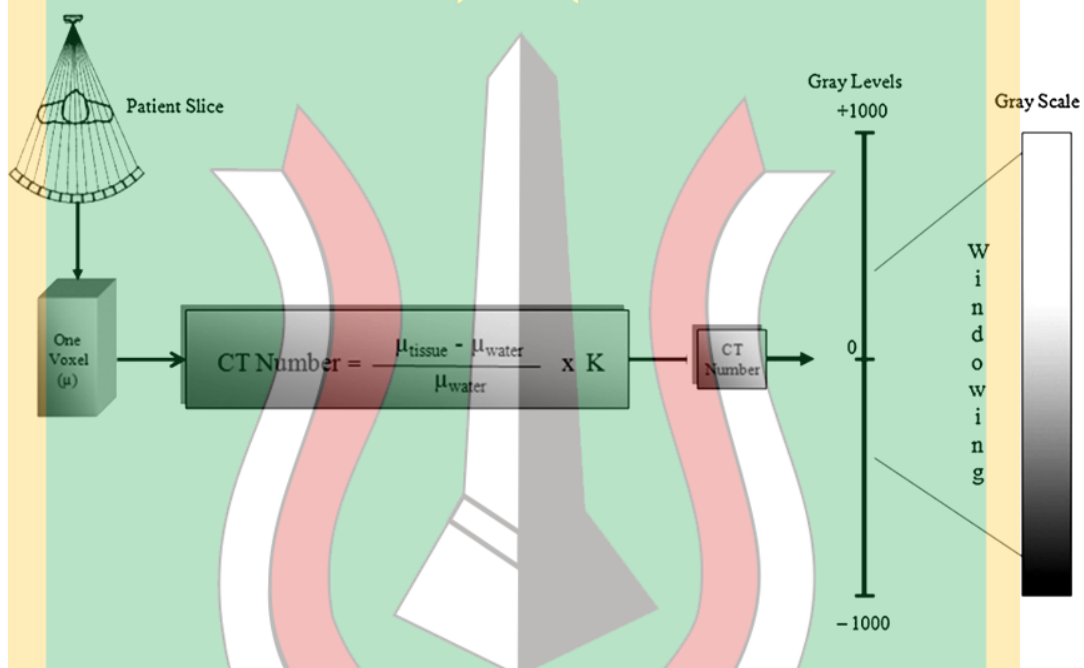
Gambar 2. 2 Bentuk meja *CT Simulator* dan *Linear Accelerator* (3)

2. Laser digunakan sebagai penanda atau pemosisian pasien. Terdapat dua jenis penandaan laser yaitu laser internal dan laser eksternal. Laser internal digunakan untuk mengidentifikasi bidang pemindaian sedangkan laser eksternal berjumlah empat yaitu dua laser di dinding dan dipasang dilangit-langit (*plafon*) Gambar 2.1 menunjukkan satu set laser tersebut. Laser ini tersedia dalam konfigurasi tetap atau bergerak. Jika semua laser dalam pengaturan nol, maka berpotongan pada titik yang terletak tepat di tengah bidang pemindaian. Semua laser mampu memproyeksikan jarak 500 mm dari bidang pemindaian.
3. Terdiri atas perangkat lunak yang terhubung pada *CT simulator* dengan menggunakan sistem radiografi dapat direkonstruksi secara digital.

CT Simulator pada radioterapi selain digunakan untuk simulasi penyinaran dapat juga digunakan untuk mengoreksi ketidakhomogen jaringan dalam perencanaan pengobatan radioterapi. Kelebihan dari *CT Simulator* adalah memberikan gambar anatomi *slice by slice*, yang dapat dilihat dari semua bidang.

2.1.2 CT Number

Pada *CT Scanner* terjadi proses ketika komputer telah menyelesaikan rekontruksi citra, hasil dari rekontruksi citra tersebut dikonversi menjadi skala numerik yang disebut *CT number*.



Gambar 2. 3 Hubungan antara koefisien atenuasi (μ) voxel jaringan dan *CT number*(11)

Pada Gambar 2.3 menunjukkan bagaimana data atenuasi diubah menjadi bilangan bulat yang disebut *CT number* menggunakan algoritma rekontruksi. *CT number* juga dapat dinyatakan dengan rumus:

$$CT\ Number = K \left(\frac{\mu_j - \mu_a}{\mu_a} \right) \quad (1)$$

dengan:

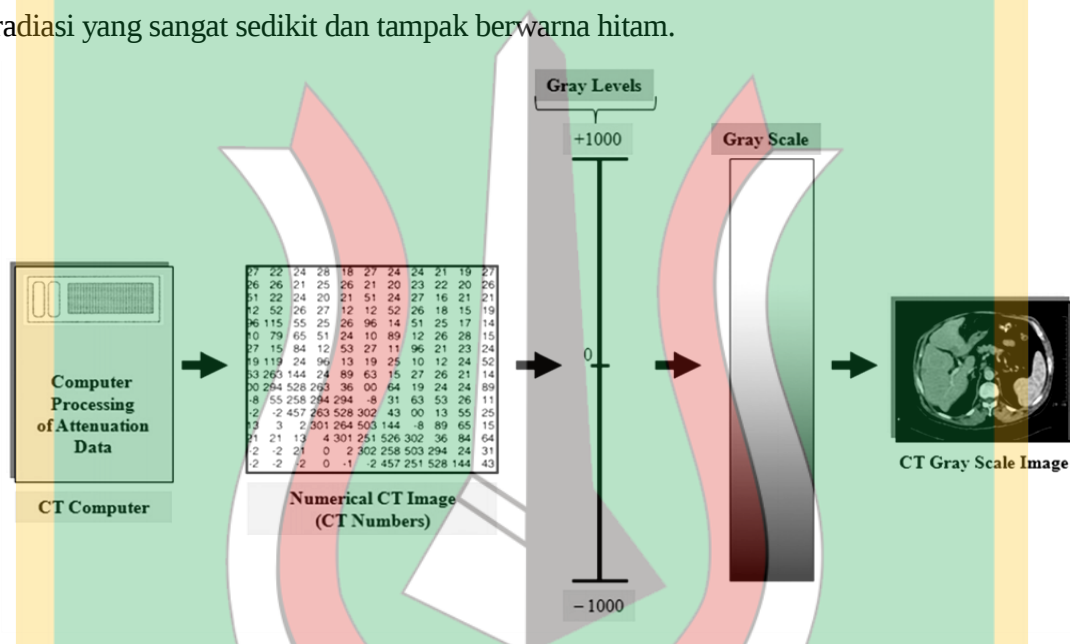
μ_j : nilai koefisien atenuasi jaringan

μ_a : nilai koefisien atenuasi air

K : faktor skala untuk rentang *CT number* (1000)

CT number merupakan nilai koefisien atenuasi sinar-x suatu jaringan yang diamati dan dibandingkan dengan atenuasi air dengan satuan HU (*Hounsfield Unit*) kemudian akan ditampilkan pada layar komputer dengan bentuk *grey scale* (keabu-abuan) (12).

Pada Gambar 2.4 menjelaskan bahwa citra digital adalah matriks *CT number* yang diubah menjadi warna abu-abu, dengan angka yang paling tinggi diberi warna putih, angka yang lebih rendah berwarna hitam, dan warna abu-abu berada diantara putih dan hitam. Hal ini terkait dengan karakteristik atenuasi jaringan. Tulang melemahkan lebih banyak radiasi sehingga berwarna putih sementara udara melemahkan radiasi yang sangat sedikit dan tampak berwarna hitam.



Gambar 2. 4 Konversi *CT number* menjadi gambar *grey scale* (11)

Air digunakan sebagai bahan referensi dikarenakan dalam tubuh kita jumlah air sangat melimpah dan memiliki densitas yang *homogen* (13). Diketahui bahwa nilai *CT number* linear dengan densitas jaringan tubuh. Untuk nilai *CT number* yang tertinggi yaitu pada jaringan tulang sebesar +1000 HU (*Hounsfield Unit*) dan nilai *CT number* terendah dimiliki udara yaitu -1000 HU (*Hounsfield Unit*), sedangkan untuk nilai *CT number* air yang menjadi standar referensi yaitu 0 HU (*Hounsfield Unit*). Karena nilai *CT number* air menjadi referensi maka untuk setiap nilai *CT number* jaringan yang mempunyai densitas lebih tinggi dari air akan memiliki nilai *CT number* positif, sedangkan yang nilai densitas jaringan lebih rendah dari air memiliki nilai *CT number* negatif (14).

Nilai *Hounsfield Unit* (HU) memiliki peran penting dalam penegakan diagnosa untuk menentukan kelainan pada jaringan normal dan pada radioterapi nilai *CT number* dapat dikorelasikan dengan densitas jaringan, *pixel by pixel* untuk mengevaluasi ketidakhomogen jaringan, serta dapat digunakan untuk uji kalkulasi dosis pada *Treatment Planning System* (TPS).

Kepadatan jaringan organ dinyatakan dalam *Relative Electron Density* (RED) maka hubungan antara *CT number* dan *Relative Electron Density* (RED) perlu diukur dan kemudian ditransfer ke TPS, sehingga nilai *CT number* untuk setiap jaringan yang berbeda tidak boleh berbeda secara signifikan dari nilai yang digunakan pada TPS. Jika terdapat ketidaksesuaian antara nilai *CT number* untuk jenis jaringan tertentu dengan nilai *CT number* yang digunakan pada TPS, maka akan terjadi kesalahan akurasi dari rencana perawatan yang dihasilkan (4).

Pengukuran nilai *CT number* dapat dilakukan dengan menggunakan media *Region of Interts (ROI)* yaitu marker penanda berbentuk bulat untuk memperoleh nilai HU pada tiap jaringan yang diamati. Umumnya, terdapat dua metode kalibrasi *CT Number* untuk terapi, yaitu *CT number-Relative Electron Density Calibration* (CT-RED Calibration) dan *CT number-Mass Density Calibration* (CT-MD calibration). Metode kalibrasi *CT number* berbeda berdasarkan masing-masing *Treatment Planning System* (TPS) atau algoritma perhitungan dosis yang digunakan pada rumah sakit(1).

2.1.3 Parameter Pencitraan Computed Tomography

Pada *Computed Tomography* ada beberapa parameter atau faktor yang dapat mempengaruhi kualitas citra yaitu(15):

1. Tebal potongan irisan (*slice thickness*), merupakan tebalnya *slice* atau potongan dari objek yang akan diperiksa, memiliki variasi ketebalan antara 0,5 mm – 10 mm dan dapat dipilih sesuai dengan kebutuhan. Ukuran *slice* yang tebal akan mengakibatkan kualitas citra dengan detail yang rendah dan akan meningkatkan volume artefak semakin besar dan citra yang dihasilkan dampak kabur, namun jika ukuran irisan tipis maka kualitas citra yang dihasilkan memiliki detail yang lebih baik tetapi jika terlalu tipis juga akan menghasilkan citra yang tidak halus. Ketika irisan semakin tipis maka jumlah irisan juga akan bertambah banyak akan mengakibatkan pasien menerima dosis dalam skala

besar oleh karena itu, dalam aplikasinya diperlukan optimasi sesuai dengan keperluan klinis yang dibutuhkan.

2. Faktor eksposi, merupakan faktor yang mempengaruhi penyinaran yang berdasarkan tegangan tabung (kV), arus tabung (mA), dan waktu penyinaran (s). Faktor eksposi ini dapat dipilih secara otomatis pada tiap-tiap pemeriksaan. Tegangan tabung (kV), merupakan beda potensial yang tinggi sehingga katoda dan anoda memberikan daya dorong elektron yang kuat untuk dapat menghasilkan sinar-x menembus objek. Arus tabung (mA), merupakan besar arus listrik antara katoda dan anoda yang menentukan kuantitas sinar-x, ketika arus tabung bernilai tinggi maka elektron yang dihasilkan juga akan semakin besar. Waktu penyinaran (s), merupakan lamanya waktu yang diperlukan sinar-x untuk menyinari suatu objek, sangat berpengaruh terhadap jumlah elektron.
3. *Field Of View* (FOV), merupakan diameter maksimum dari objek yang akan discan dan direpresentasikan dalam gambar yang direkonstruksi. Variasi ukuran dari FOV beragam dengan rentang nilai 12 cm – 50 cm. Pengaruh dari ukuran FOV ini akan mengakibatkan kualitas detail pada citra. Ketika ukuran FOV lebih kecil maka akan mengakibatkan area yang dibutuhkan untuk keperluan klinis akan sulit untuk dideteksi.
4. *Gantry Tilt*, merupakan sudut antara bidang vertikal dengan bidang yang berisi sinar-x dan susunan detektor. Gantry ini dapat dimiringkan hingga 30° ke depan atau ke belakang. Kegunaan *gantry tilt* untuk membantu diagnosa dari masing-masing kasus yang dihadapi, serta akan menentukan sudut *slice* dari objek yang akan diperiksa, serta dapat mereduksi dosis terhadap organ-organ yang sensitif termasuk mata.
5. *Window Width* (WW), merupakan kisaran *CT number* yang ditampilkan pada monitor gambar pemindai CT yang dikonversi menjadi *grey level* dengan satuan HU (*Hounsfield Unit*). Untuk memperjelas suatu struktur yang satu dengan struktur lain yang memiliki perbedaan nilai koefisien atenuasi kurang

dari 10% maka dapat menggunakan *Window Width* untuk memperoleh rentang yang lebih luas.

6. *Window Level (WL)*, merupakan pengaturan nilai *CT number* pada satuan HU dari titik tengah *Window Width* yang merupakan skala abu-abu dari citra. *Window Level* biasanya untuk paru-paru adalah -500 dan untuk abdomen adalah 0.

2.1.4 Filter Citra

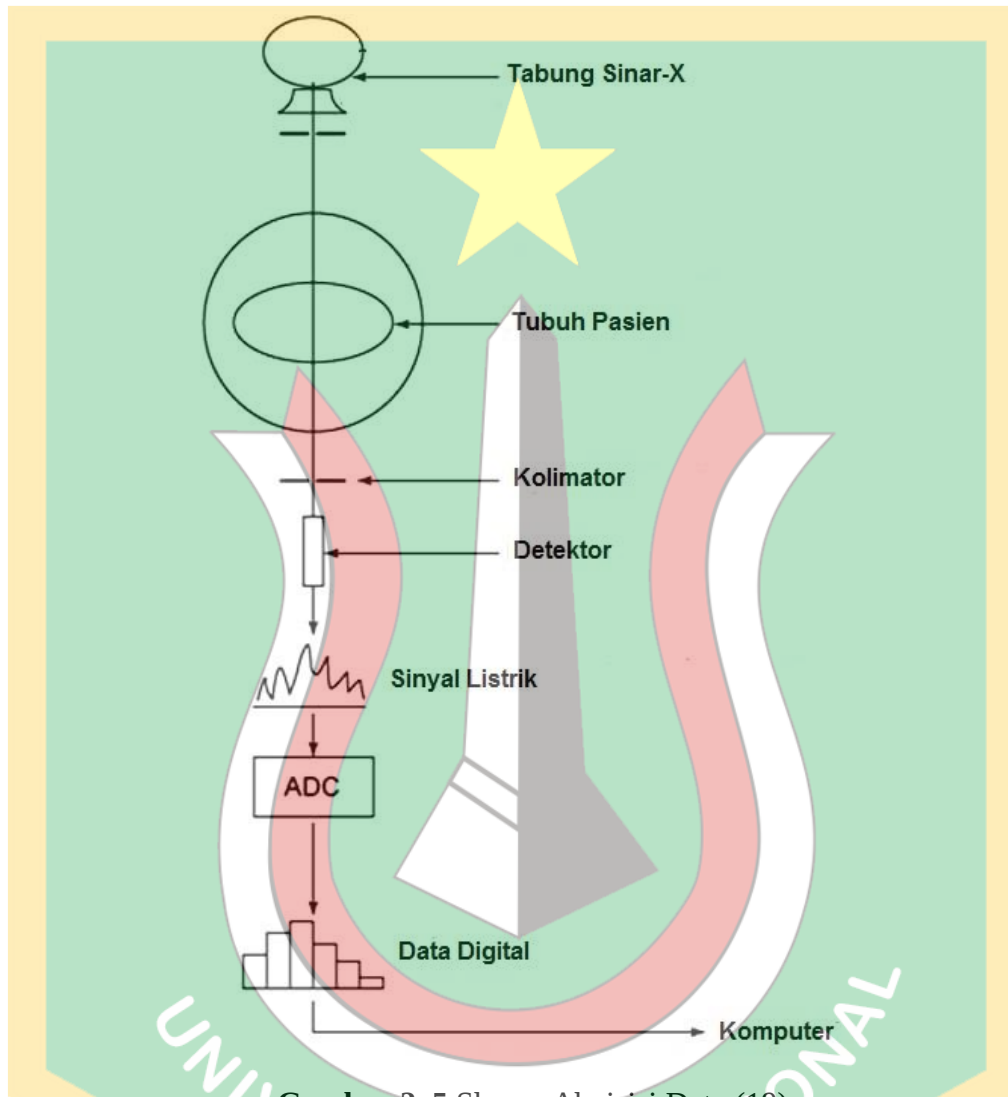
Filter citra merupakan salah satu parameter yang mempengaruhi kualitas citra. Filter ini terdapat pada *software* komputer dari alat *CT Simulator* yang akan digunakan. Pemilihan filter citra harus didasarkan pada aplikasi klinis tertentu.

Secara umum, terdapat hubungan antara resolusi spasial dan *noise* untuk setiap filter yang digunakan yaitu, filter citra yang lebih halus (*smooth*) menghasilkan citra dengan *noise* yang rendah tetapi dengan resolusi spasial yang lebih rendah. Sedangkan filter citra yang lebih tajam (*sharp*) akan menghasilkan citra dengan resolusi spasial yang lebih tinggi namun meningkatkan *noise* pada citra(17).

Terdapat berbagai macam variasi filter yang disediakan oleh pabrikan alat *Computed Tomography*, diantaranya filter *smooth*, filter *sharp*, dan filter *standard*. Filter *Smooth* biasa digunakan pada penilaian otak atau tumor untuk mengurangi *noise* dan meningkatkan deteksi kontas rendah, sedangkan Filter *Sharp* biasanya digunakan dalam tes untuk menilai struktur tulang karena kebutuhan klinis untuk resolusi spasial yang lebih baik. Penerapan filter ini dapat dilakukan pada saat sebelum memulai proses akuisisi citra dengan melakukan *setting* pada perangkat lunak komputer yang telah terhubung dengan pesawat *CT Simulator*.

2.1.5 Akuisisi Data

Akuisisi data merupakan proses pembentukan citra dengan metode pengumpulan informasi atau data dari pasien dan akan ditampilkan dalam bentuk gambar dengan melalui beberapa proses yaitu (18):



Gambar 2.5 Skema Akuisisi Data (19)

Pada Gambar 2.5 diatas dijelaskan proses akuisisi citra pada pesawat *Computed Tomography* (CT) sebagai berikut:

- Tabung menghasilkan sinar-x yang menembus tubuh manusia.
- Kolimator digunakan untuk membatasi penyebaran sinar-x sehingga menjadi terarah.
- Detektor menerima sinar-x yang melewati tubuh pasien, setiap berkas sinar-x dapat memiliki intensitas yang berbeda karena proses atenuasi (pelemahan

energi) yang menghasilkan sinyal yang berbeda untuk jenis jaringan yang berbeda.

- d. *Analog Digital Converter* (ADC) mengubah data *analog* menjadi data digital.
- e. Data digital akan direkonstruksi menjadi citra yang ditampilkan pada layar komputer.

Terdapat dua jenis metode akuisisi citra pada *Computed Tomography* (CT) yaitu (10)

1. Metode *Axial Scanning*

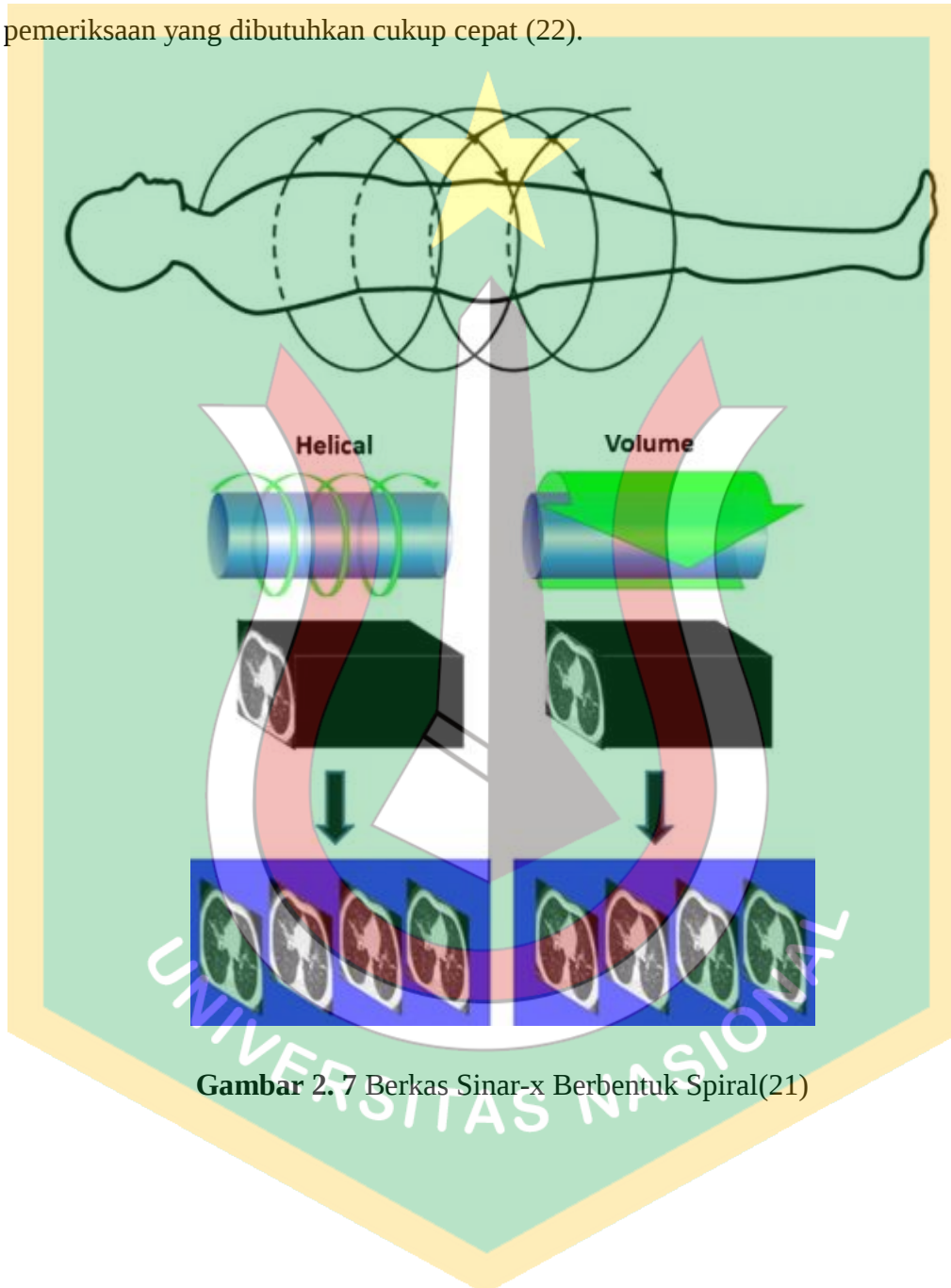
Prinsip pada metode ini adalah *slice by slice* atau biasa juga disebut teknik konvensional dimana pada saat proses akuisisi dimulai meja tidak akan bergerak, yang bergerak hanya tabung sinar-x dan detektor mengelilingi pasien dengan mengumpulkan proyeksi data setelah berputar 360° (20), proses ini akan terus terulang sampai seluruh proses scanning selesai seperti pada Gambar 2.6



Gambar 2. 6 Teknik *Slice by Slice Axial*(21)

2. Metode *Helical Scanning*

Pada metode ini tabung sinar-x akan bergerak mengelilingi pasien yang juga bergerak seperti pada Gambar 2.7, sehingga sinar-x membentuk pola spiral atau *helical* untuk menscan seluruh volume jaringan tubuh yang diamati sehingga waktu pemeriksaan yang dibutuhkan cukup cepat (22).

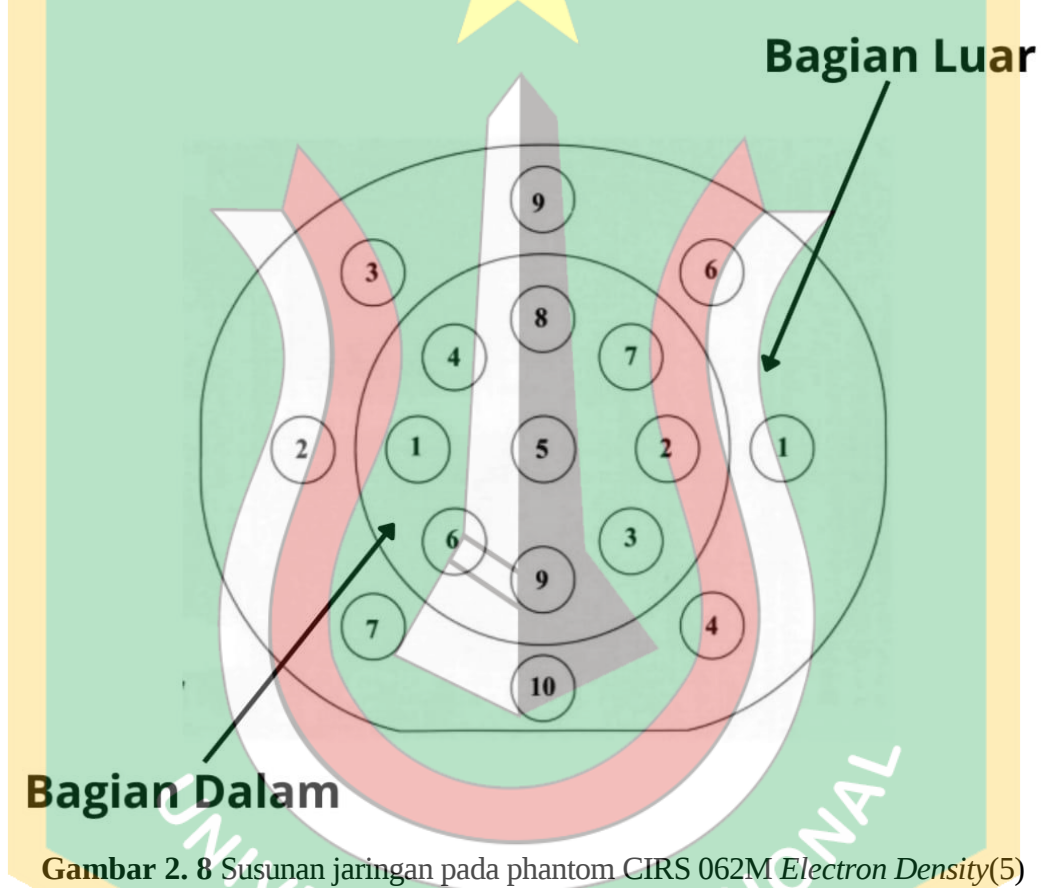


Gambar 2. 7 Berkas Sinar-x Berbentuk Spiral(21)

2.1.6 Phantom CIRS 062M *Electron Density*

Phantom merupakan suatu pemodelan dari tubuh manusia yang sifat dan penyusunannya dibuat mirip dengan jaringan tubuh manusia. Pada penelitian ini digunakan phantom CIRS 062M *Electron Density*.

Phantom ini dapat digunakan untuk evaluasi data *CT Scan*, pengecekan ketidakhomogen jaringan dan berguna untuk mencari hubungan antara *CT number* dan densitas elektron dari berbagai jaringan karena dibuat dari bahan yang setara dengan jaringan tubuh manusia.



Gambar 2. 8 Susunan jaringan pada phantom CIRS 062M *Electron Density*(5)

Phantom ini terdiri dari dua cincin yang berisi 17 lubang yang akan diisi oleh berbagai jenis jaringan terlihat pada Gambar 2.8. Lubang-lubang tersebut terdistribusi secara merata yaitu delapan lubang pada lingkaran dalam, delapan lubang pada lingkaran luar dan satu lubang terletak ditengah yang dapat dilepas dan dapat diisi dengan air *distilasi* (air murni).

Nilai *Relative Electron Density* (RED) dan nomor lokasi dari setiap jaringan pada phantom ditampilkan pada Tabel 2.1 dibawah ini:

Tabel 2. 1 Data Phantom CIRS Model 062M *Electron Density*(23)

No.	Jaringan	Relative Electron Density to Water
1	Lung (inhale)	0.200
2	Lung (Exhale)	0.496
3	Adipose	0.949
4	Breast	0.976
5	Water	1.000
6	Muscle	1.043
7	Liver	1.052
8	Trabecular Bone (200 mg/cc)	1.117
9	Dense Bone (800 mg/cc)	1.456
10	Dense Bone (1250 mg/cc)	1.695

2.2 Tinjauan Penelitian Terkini

1. Pada tahun 2018 Anne T. Davis dan kawan-kawannya melakukan penelitian yang bertujuan untuk menentukan metode dan mengetahui penggunaan variasi parameter pemindaian mempengaruhi kualitas dan nilai *CT number* pada pesawat *CT scan* yang digunakan untuk perencanaan perawatan radioterapi. Dengan menggunakan phantom *Catphan* untuk menilai kualitas citra dengan *CT Scan* tipe *Toshiba Aquilion LB* dan parameter pemindaian yang diubah-ubah antara lain metode akuisisi dan rekonstruksi *Field-Of-View* (FOV), kolimasi, *slice thickness*, mAs per-rotasi dan algoritma rekonstruksi yang bervariasi. Hasil yang didapat adalah semua parameter pemindaian yang dilakukan mempengaruhi kualitas gambar. Terutama untuk *Field Of View* (FOV) berpengaruh signifikan terhadap nilai *CT number*.
2. Pada tahun 2019 Mohamed Bahaaeldin Afifi dan kawan-kawannya melakukan penelitian yang bertujuan untuk menentukan hubungan antara nilai *Relative Electron Density* (RED) dengan *CT number* pada variasi tegangan tabung dan arus tabung. Menggunakan mesin *CT Siemens* tipe *Somatom* dengan parameter variasi tegangan tabung 70, 80, 100, 120, dan 140 kV dan arus tabung mulai dari 30 hingga 800 mA. Phantom yang digunakan adalah Phantom CIRS 062M yang memiliki 10 jaringan dan ketentuan nilai *Relative Electron Density* (RED). Pada hasil penelitian ini diperoleh bahwa variasi tegangan dan arus tabung memiliki

efek yang cukup besar pada hubungan antara nilai *Relative Electron Density* (RED) dan nilai *CT number*. Untuk nilai arus tabung yang berbeda, perbedaan antara kurva nilai *Relative Electron Density* (RED) dan *CT number* berkurang ketika tegangan tabung meningkat dari 70 menjadi 100 kV. Pada tegangan tabung 120 dan 140 kV, perbedaannya diabaikan berapapun nilai arus tabung CT(5).

3. Pada tahun 2020 Goran Kolarević dan kawan-kawannya melakukan penelitian yang bertujuan untuk mengetahui pengaruh parameter pemindaian dan dimensi phantom pada kurva konversi antara nilai *CT number* dan nilai *Relative Electron Density* (RED) serta mengetahui perbedaan yang signifikan antara nilai *CT number* dan nilai *Relative Electron Density* (RED) yang diperoleh phantom CIRS Thorax 002LFC phantom dan kurva yang diperoleh phantom CIRS 062M Pelvis pada parameter pemindaian yang sama. Kedua phantom tersebut dipindai pada CT simulator *LightSpeed GE* dan memperoleh nilai *CT number* dan nilai *Relative Electron Density* (RED). Hasil yang didapat adalah tegangan tabung yang tinggi pada CT berpengaruh signifikan terhadap nilai *CT number* ($r=10,72$, $p<0,001$) untuk nilai RED $>1,1$, sedangkan *Field-Of-View* (FOV) sebagai parameter tidak menunjukkan signifikansi statistik untuk phantom pelvis 062M.