

TESIS

**Analisis Pengaruh Protokol *Automatic Tube Current Modulation* (ATCM)
dan *Fixed Tube Current Modulation* (FTCM) Terhadap Parameter Dosis
Pasien pada Pemeriksaan CT Scan Abdomen**

Disusun dan diajukan oleh

NURUL JANNAH JAMAL

H032192004



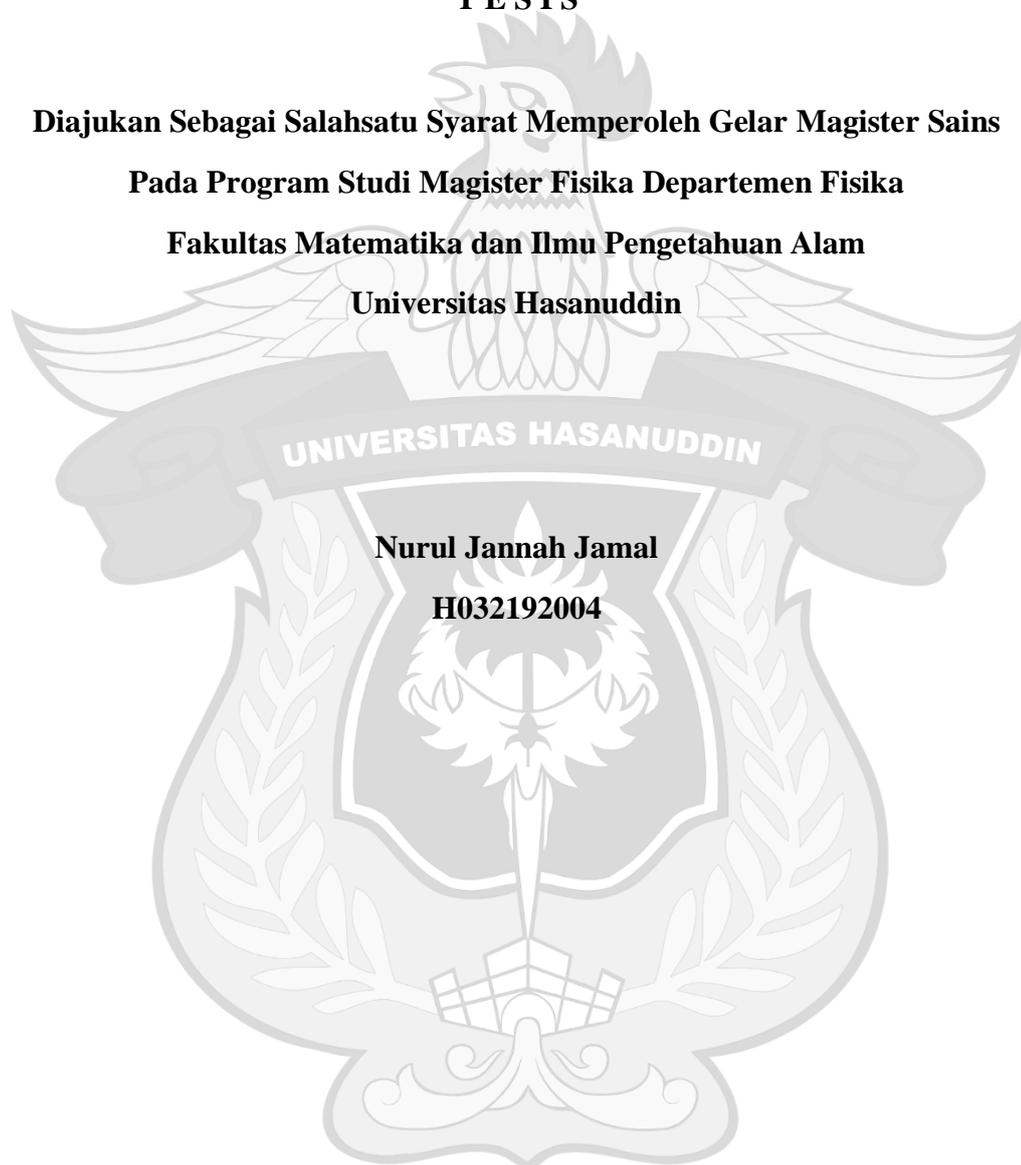
**PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA
DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR**

2022

**Analisis Pengaruh Protokol *Automatic Tube Current Modulation* (ATCM)
dan *Fixed Tube Current Modulation* (FTCM) Terhadap Parameter Dosis
Pasien pada Pemeriksaan CT Scan Abdomen**

T E S I S

**Diajukan Sebagai Salahsatu Syarat Memperoleh Gelar Magister Sains
Pada Program Studi Magister Fisika Departemen Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Hasanuddin**



**Nurul Jannah Jamal
H032192004**

**PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA
DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR**

2022

LEMBAR PENGESAHAN TESIS

**Analisis Pengaruh Protokol *Automatic Tube Current Modulation* (ATCM)
dan *Fixed Tube Current Modulation* (FTCM) Terhadap Parameter Dosis
Pasien pada Pemeriksaan CT Scan Abdomen**

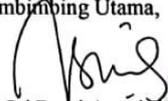
Disusun dan diajukan oleh

NURUL JANNAH JAMAL
H032192004

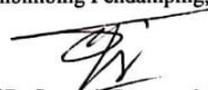
Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka penyelesaian studi
Program Magister Program Studi Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Hasanuddin
Pada Tanggal 25 Februari 2022
Dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

Menyetujui

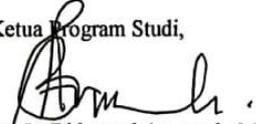
Pembimbing Utama,


Dr. Sri Dewi Astuti Ilyas, S.Si., M.Si
NIP.19750513 199903 2 001

Pembimbing Pendamping,


Prof. Dr. Syamsir Dewang, M.Eng., Sc
NIP. 19630111 199002 1 001

Ketua Program Studi,


Dr. Ir. Bidayatul Ardynah, MT
NIP. 19630830 198903 2 001

Dekan Fakultas,


Dr. Eng. Amriddin, M.Si
NIP. 19720515 199702 1 002

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertandatangan dibawah ini :

Nama : Nurul Jannah Jamal
NIM : H032192004
Program Studi : Fisika
Jenjang : S2

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya sendiri, bukan merupakan pengambil alihan tulisan orang lain dan bahwa tesis yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri.

Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa Sebagian atau keseluruhan isi Tesis ini hasil karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi perbuatan tersebut.

Makassar, 10 Mei 2022

Yang Menyatakan



Nurul Jannah Jamal

ABSTRAK

Sejak pandemi Covid-19, lebih banyak pasien diarahkan ke pemeriksaan CT-Scan daripada X-ray. Pada beberapa kasus, penyinaran disesuaikan dengan kondisi pasien, termasuk usia dan berat badan pasien. Pada area abdomen terdapat banyak organ yang sangat sensitif terhadap radiasi utamanya organ reproduksi. Selama ini dosis CT Scan dinyatakan dalam besaran $CTDI_{vol}$ padahal metrik tersebut hanya untuk menunjukkan *output* (keluaran) radiasi CT Scan bukan menunjukkan dosis yang sampai ke pasien. Size-Specific Dose Estimate (SSDE) merupakan ukuran untuk terimaan dosis yang sampai ke pasien. Dalam teknik *Automatic Tube Current Modulation* (ATCM) arus tabung diubah secara dinamis agar sesuai dengan atenuasi pasien dinyatakan dalam *Water-Equivalent Diameter* (D_w). Tujuan penelitian ini adalah untuk mengevaluasi nilai $CTDI_{vol}$, DLP, D_w dan SSDE dengan protokol ATCM dan FTCM. Sebanyak 40 data pemeriksaan CT Abdomen dengan penerapan protokol ATCM dan FTCM dianalisis berdasarkan nilai $CTDI_{vol}$, DLP, D_w , dan SSDE terhadap perbedaan berat badan. Nilai $CTDI_{vol}$ dan DLP dengan protokol ATCM adalah 2% lebih rendah daripada FTCM. Nilai SSDE berdasarkan D_w diperoleh nilai rata-rata 7,03 mGy dan sesuai untuk pasien dengan berat badan rendah (<50kg).

Kata kunci : CT Scan Abdomen, $CTDI_{vol}$, ATCM, SSDE

ABSTRACT

Since the Covid-19 pandemic, more patients have been directed to CT scans than X-rays. In some cases, radiation is adjusted according to the patient's condition, including the patient's age and weight. In the abdominal area there are many organs that are very sensitive to radiation, especially the reproductive organs. During this dose the CT scan is expressed in terms of $CTDI_{vol}$ although the metric is to show the radiation output of the CT scan not only the dose that reaches the patient. *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE) is a measure of the dose received by the patient. In the *Automatic Tube Current Modulation* (ATCM) technique the tube current is changed dynamically to match the patient's attenuation expressed in *Water-Equivalent Diameter* (D_w). The purpose of this study was to determine the value of $CTDI_{vol}$, DLP, D_w and SSDE with the ATCM and FTCM protocols. A total of 40 examinations of abdominal CT data using the ATCM and FTCM protocols were analyzed based on the $CTDI_{vol}$, DLP, D_w , and SSDE values for differences in body weight. $CTDI_{vol}$ and DLP values with ATCM protocol were 2% lower than FTCM. The SSDE value based on D_w obtained an average value of 7.03 mGy and is suitable for patients with low body weight (<50kg).

Keywords: Abdominal CT Scan, $CTDI_{vol}$, ATCM, SSDE

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT atas limpahan rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan penyusunan tesis dengan judul “**Analisis pengaruh protokol *Automatic Tube Current Modulation* (ATCM) dan *Fixed Tube Current Modulation* (FTCM) terhadap dosis pasien pada pemeriksaan CT Scan Abdomen**” yang merupakan syarat dalam menyelesaikan studi pada program pasca sarjana Departemen Fisika Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin.

Proses penyelesaian tesis penulis telah mengalami berbagai ujian dan hambatan sehingga menyadari bahwa penulisan tesis ini masih jauh dari kesempurnaan, hal ini terjadi karena keterbatasan pengetahuan yang dimiliki oleh penulis. Namun atas kehendak-Nya menghadirkan orang-orang baik selama melalui semuanya, ujian dan hambatan tersebut berhasil dilalui oleh penulis sehingga penyusunan tesis ini dapat diselesaikan. Dengan segala kerendahan hati, penulis mengucapkan banyak terima kasih yang setulus-tulusnya kepada:

1. Keluarga besar terutama kedua orang tua **H. Jamaluddin** dan **Hj. Hasniah**, serta suami **Saiful Akbar** untuk doa dan dukungan moral serta materil yang sangat berarti.
2. Keluarga besar Politeknik Kesehata Muhammadiyah Makassar, bapak **Dr. Effendy Rasiyanto M.Kes.** selaku Direktur, serta para wadir atas dukungan moral dan materil selama masa perkuliahan hingga penelitian.
3. Keluarga LPPM PoltekkesMu, bapak **Rifo Rianto,SKM.,S.Sos.,M.Si** dan ibu **Musfirah Anshar,M.Pd.** untuk dukungan moral yang sangat berarti bagi penulis.
4. Ibu **Sri Dewi Astuti Ilyas, S.Si., M.Si.** dan bapak **Prof. Dr. Syamsir Dewang, M. Eng. Sc.** selaku Pembimbing Utama dan selaku Pembimbing Pertama yang telah banyak membimbing dan meluangkan waktu, tenaga, serta pemikirannya untuk penulis sehingga tesis ini dapat terselesaikan.
5. Ibu **Dr. Ir. Bidayatul Armynah,M.T** selaku ketua prodi S2 sekaligus penguji atas arahannya selama masa kuliah serta masukannya saat ujian proposal maupun hasil.
6. Bapak **Prof. Dr. Tasrief Surungan,M.Sc**, dan Ibu **Prof. Dr. Sri Suryani,DEA** selaku Penguji atas seluruh masukannya saat ujian proposal dan hasil.
7. Teman-teman **Pejuang M.Si** untuk supportnya selama masa studi.

Akhir kata semoga tesis ini dapat menjadi tambahan acuan untuk penelitian-penelitian selanjutnya khususnya dalam bidang fisika medik.

Makassar, 13 Mei 2022

DAFTAR ISI

HALAMAN SAMBUNG	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PENGESAHAN	iii
PERNYATAAN KEASLIAN	iv
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vi
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI	viii
BAB I PENDAHULUAN	1
I.1 Latar Belakang	1
I.2 Rumusan Masalah	2
I.3 Tujuan Penelitian	3
I.4 Manfaat Penelitian	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	4
II.1 Sinar-X	4
II.2 <i>Computed Tomography Scan (CT-Scan)</i>	5
II.3 <i>CT Dosimetry</i> dan Referensi Dosis Radiasi	8
II.4 <i>Automatic Tube Current Modulation (ATCM)/Automatic Exposure Control(AEC)</i>	14
II.5 Anatomi Abdomen	15
II.6 Perangkat Lunak Indose CT	15
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	18
III.1 Rancangan Penelitian	18
III.2 Waktu dan Tempat Penelitian	18
III.3 Alat dan Bahan	18
III.4 Data dan Sumber data	19
III.5 Teknik Pengumpulan dan analisis data	19
III.6 Analisis Parameter CT Scan	19
III.7 Analisis Data	22
III.8 Bagan Alur Penelitian	23
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	24
IV.1 Hasil Penelitian	24
IV.2 Pembahasan	24
BAB V PENUTUP	32
V.1 Kesimpulan	32
V.2 Saran	32
DAFTAR PUSTAKA	
LAMPIRAN	

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Pandemi covid-19 telah dirasakan dalam kurun waktu 2 tahun ini di Indonesia. Sejak meningkatnya kasus klinik pandemi covid-19, upaya penegakan diagnosa bukan hanya diarahkan pada pemeriksaan foto rontgen, tetapi lebih disarankan untuk pemeriksaan CT Scan. Karena dinilai bahwa sensitifitas, spesifisitas dan akurasi CT Scan sangat tinggi dalam mengubah manajemen klinis pasien. Mutasi virus memungkinkan terjadinya infeksi bukan hanya di area thorax tetapi juga area abdomen pasien yang terpapar. Diketahui bahwa pada area abdomen terdapat banyak organ yang sangat sensitif terhadap radiasi utamanya organ reproduksi. Beberapa kasus klinik abdomen diagnosanya dapat ditegakkan dengan pemeriksaan CT Scan mengingat bahwa pemeriksaan CT Scan merupakan pemeriksaan yang sensitif dan spesifik namun efek samping radiasi membatasi penggunaannya terutama pada ibu hamil dan anak-anak.

Salah satu azas proteksi radiasi adalah azas Optimasi dimana azas ini menghendaki agar paparan radiasi yang berasal dari suatu kegiatan harus ditekan serendah mungkin dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial. Azas ini juga dikenal dengan sebutan ALARA atau *As Low As Reasonably Achievable*. Setiap kegiatan proteksi ditujukan untuk menekan serendah mungkin penerimaan dosis oleh pekerja sehingga tidak melampaui batasan dosis. Prosedur operasional dalam perawatan juga harus dikembangkan dan dilakukan dengan maksud menjaga agar dosis setiap individu berada dalam batas dosis yang sesuai. [1]

Komisi Internasional untuk Perlindungan Radiologis (ICRP) mendefinisikan optimasi sebagai proses menentukan tingkat perlindungan dan keamanan apapun yang dapat terpapar, dan kemungkinan serta besarnya potensi paparan, "*As Low As Reasonably Achievable*" (ALARA), faktor ekonomi dan faktor sosial yang juga dipertimbangkan. *European Society Radiology* (ESR) dan *European Federation Of Radiographer Societies* (EFRS) menyatakan untuk pemeriksaan CT Scan penggunaan panjang pemindaian (Scan Length) yang sesuai, jumlah seri pemindaian, modulasi dosis, dan rekonstruksi ulang adalah contoh upaya optimasi.[2]

CT Scan modern menggabungkan protokol modulasi arus tabung (ATCM) untuk mengurangi paparan radiasi untuk area tubuh dengan atenuasi yang lebih rendah melalui proses modulasi arus tabung.[3] Penerapan protokol ATCM dengan pertimbangan pada CT Scan

Abdomen dimensi DLP dan nilai *dose index computed tomografi* (CTDI) serta faktor ketebalan organ memberikan pengaruh radiasi yang lebih besar kepada pasien.

Selama ini, dosis CT Scan dinyatakan dalam besaran $CTDI_{vol}$ padahal metrik tersebut hanya untuk menunjukkan *output* (keluaran) radiasi CT Scan bukan menunjukkan dosis yang sampai ke pasien. Pada tahun 2011 *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) memperkenalkan *Size Specific Dose Estimate* (SSDE) yang dinilai lebih tepat untuk merujuk dosis yang diterima oleh pasien.

Penelitian yang dilakukan oleh Papadakis (2019) menyelidiki pengaruh Automatic Tube Current Modulation (ATCM) dan Automatic Tube Voltage Selection (ATVS) terhadap *phantom pediatrik* menunjukkan bahwa persentase pengurangan $CTDI_{vol}$ dengan ATCM berkisar antara 25% hingga 41% untuk abdomen/pelvis dengan kesimpulan bahwa pada CT pediatrik penggunaan ATCM secara signifikan mengurangi dosis. [21] Masih di tahun yang sama, Yurt (2019) meneliti mengenai efek penggunaan ATCM terhadap dosis pasien dan kualitas gambar. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa teknik ATCM mengurangi dosis pasien secara signifikan namun tetap mempertahankan kualitas gambar.[38]

Pada tahun 2015 Shuai Leng dalam penelitiannya mengenai SSDE mengemukakan bahwa menggunakan $CTDI_{vol}$ rata-rata dari seluruh rentang pemindaian (*scan range*) dan D_w dari gambar di tengah rentang pemindaian memberikan perkiraan SSDE yang mudah diperoleh.[39] Selanjutnya Choirul Anam (2018) meneliti tentang $CTDI_{vol}$ dan SSDE untuk *Tube Current Modulation* (TCM) dalam CT Scan, dimana sebagai kesimpulan Anam memaparkan bahwa kalkulator untuk memperkirakan $CTDI_{vol}$ dan SSDE khusus untuk TCM dalam CT Scan telaah berhasil dikembangkan. Perbedaan antara nilai $CTDI_{vol}$ yang dihitung menggunakan kalkulator ini dan yang nilai $CTDI_{vol}$ yang dilaporkan kurang dari 10%. [16]

Berdasarkan referensi penelitian tersebut penelitian ini membahas topik tentang Analisis pengaruh protokol *Automatic Tube Current Modulation* (ATCM) dan *Fixed Tube Current Modulation* (FTCM) terhadap parameter dosis pasien pada pemeriksaan CT Scan Abdomen. Selain itu dengan penggunaan program *IndoseCT* dapat diperoleh estimasi beberapa diameter organ/Slice dan dosis radiasi pasien secara pasti diantaranya nilai D_w dan SSDE

I.2 Rumusan Masalah

1. Bagaimana hasil pengukuran $CTDI_{vol}$ dan DLP pada CT Scan abdomen protokol ATCM dan FTCM berdasarkan variasi berat badan?

2. Bagaimana nilai *Size Specific Dose Estimate* (SSDE) berdasarkan *Diameter Water Equivalent* (D_w) penerapan ATCM dan FTCM dari hasil pengolahan citra dengan menggunakan program *indose CT* ?
3. Bagaimana pengaruh nilai SSDE yang tinggi terhadap berat badan pasien?

I.3 Tujuan Penelitian

1. Mengevaluasi hasil pengukuran $CTDI_{vol}$ dan DLP pada CT Scan abdomen protokol ATCM dan FTCM berdasarkan variasi berat badan.
2. Menganalisis nilai SSDE berdasarkan D_w dari hasil pengolahan citra *indose CT*.
3. Menganalisis penyebab nilai SSDE yang tinggi terhadap berat badan pasien.

I.4 Manfaat Penelitian

1. Manfaat Teoritis

Penyusunan Tesis ini diharapkan khususnya dapat menambah wawasan dan pengetahuan penulis serta pengembangan ilmu pengetahuan pada umumnya sehubungan dengan penggunaan protokol current modulation dalam pemeriksaan abdomen.

2. Manfaat Praktis

Untuk menambah referensi pustaka ilmiah dan menambah informasi untuk institusi pendidikan khususnya kepada mahasiswa jurusan Fisika Medik Universitas Hasanuddin Makassar dan sebagai masukan kepada Rumah Sakit khususnya pada praktisi *CT-Scan* agar menghasilkan citra yang memberikan informasi yang optimal dengan tetap mempertimbangkan azas ALARA dalam upaya proteksi terhadap pasien pada pemeriksaan Abdomen.

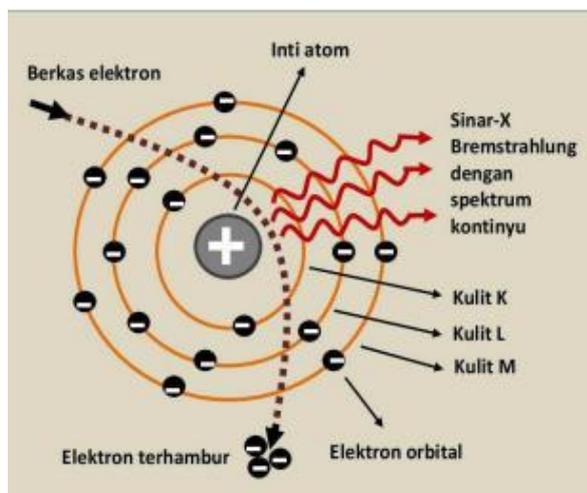
BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

II.1. Sinar-X

Sejak pengumuman penemuannya oleh Roentgen pada bulan Desember tahun 1895, sinar-X dan teknik radiologi yang terkait dengan pemanfaatannya meningkat dalam diagnosis dan manajemen medis.[2] Sinar-X adalah gelombang elektromagnetik yang memiliki energi antara 100eV sampai 100 keV dengan frekuensi antara 10^{16} sampai 10^{20} Hz. Sifat dari sinar-X adalah memiliki daya tembus yang sangat besar, panjang gelombang yang sangat pendek (1 Angstrom = 10^{-10} m) dan memiliki efek fotografik artinya dapat menghitamkan film. [41,42]

Sinar-X dapat diproduksi dengan jalan menembaki target logam dengan elektron cepat dalam suatu tabung vakum sinar katoda. Elektron sebagai proyektil dihasilkan dari pemanasan *filamen* yang juga berfungsi sebagai katoda. Elektron dari *filamen* dipercepat pergerakannya menggunakan tegangan listrik berorde $10^2 - 10^6$ Volt. Elektron yang bergerak sangat cepat itu akhirnya ditumbuk ke target logam bernomor atom tinggi dan suhu lelehnya juga tinggi. Target logam ini juga berfungsi sebagai anoda. Ketika elektron berenergi tinggi tersebut menabrak anoda target, maka sinar-X akan terpancar dari permukaan logam tersebut.[1] Sinar katoda yang terdiri atas berkas elektron bergerak dalam tabung dengan kecepatan sangat tinggi. Apabila berkas elektron yang bermuatan negatif (-) itu melintas mendekati inti atom yang bermuatan positif (+), maka gaya tarik elektrostatis yang kuat dari inti atom akan menyebabkan lintasan gerak elektron membelok dengan tajam seperti pada **Gambar 2.1** [42]



Gambar 2.1 Proses terbentuknya sinar-X Bremsstrahlung [42]

Sinar-X yang terbentuk melalui proses ini disebut *sinar-X Bremsstrahlung* dengan energi maksimal sama dengan energi kinetik elektron pada saat terjadinya perlambatan. Pada saat berkas elektron menabrak target, sebagian besar energinya hilang dalam bentuk panas,

sebagiannya lagi untuk memproduksi sinar-X. Besarnya energi elektron yang dipercepat dengan beda potensial V dirumuskan sebagai :[1]

$$E = V.e \quad (2.1)$$

dengan : E = energi elektron (eV)

V = beda potensial (V)

e = muatan elementer elektron ($1,6 \times 10^{-19}$ C)

Pembelokan arah gerak elektron akan menyebabkan perubahan momentum karena berkurangnya kecepatan elektron tersebut. Sedang perubahan momentum itu akan diikuti oleh hilangnya sebagian energi kinetik elektron. Sebagai konsekuensi hukum kekekalan energi, pengurangan kecepatan yang menyebabkan penurunan energi kinetik akan diimbangi oleh munculnya energi dalam bentuk lain sebagai hasil konversi dari sebagian energi kinetik elektron yang hilang. Dalam peristiwa ini sebagian energi kinetik yang hilang itu ternyata berubah menjadi energi lain dalam bentuk foton elektromagnetik. [42]

Efisiensi produksi sinar-X Bremstrahlung sangat bergantung pada nilai Z (nomor atom) bahan penyerap (target) dan E_k adalah energi kinetik berkas elektron (dalam Mega elektron-Volt, MeV). Saat ini, jenis bahan dengan nilai Z tertinggi yang ketahanan panasnya juga tinggi dan banyak dimanfaatkan sebagai bahan target dalam tabung sinar-X adalah logam W dengan $Z=74$ yang titik lelehnya 3360°C [42]

II.2. *Computed Tomography Scan (CT-Scan)*

Sejak ditemukan pada tahun 1972, penggunaan CT Scan semakin meningkat secara signifikan. CT Scan menjadi modalitas radiodiagnostik pionion yang paling mampu mendeteksi anatomi tubuh dalam waktu yang singkat.[5]

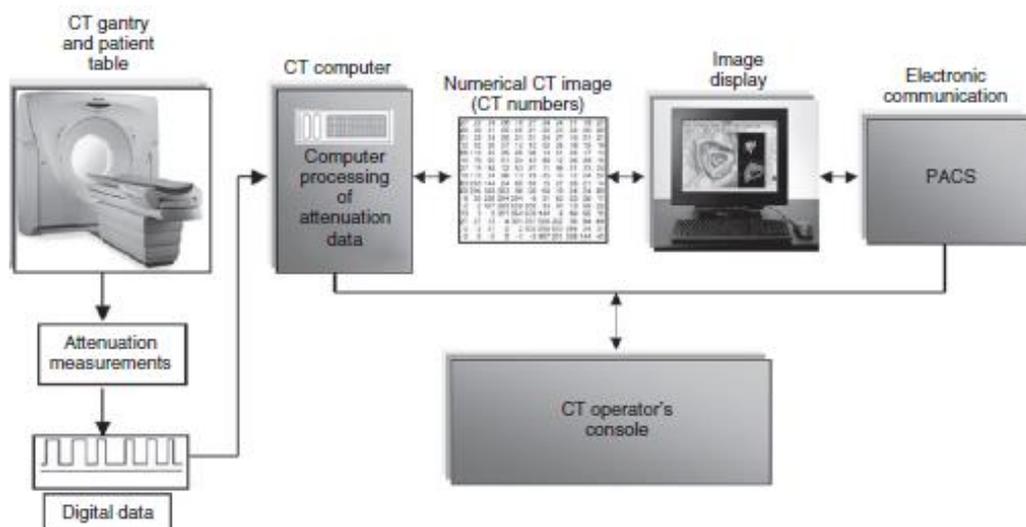
Computed Tomography (CT) menggunakan pancaran sinar-X terkolimasi pada pasien untuk mendapatkan citra potongan melintang yang tipis dari kepala dan tubuh pasien. Sebagai pengganti pancaran pada film sinar-X, digunakan sistem deteksi yang lebih sensitif dengan tabung fotomultiplier. Tabung sinar-X berputar mengelilingi pasien beberapa kali. Citra didapatkan melalui pembacaan digital dari tabung fotomultiplier yang diproses oleh komputer dan analisis pola penyerapan pada tiap jaringan. Nilai penyerapan dinyatakan pada skala +1000 untuk tulang yaitu penyerapan maksimum pancaran sinar-X hingga -1000 unit untuk udara, yang merupakan penyerap terendah.[4]

Pada tahun 1988 generasi terbaru dari CT Scan diperkenalkan pada pertemuan RSNA di Chicago yang kemudian dikenal dengan MSCT. Penamaan MSCT berdasarkan pada

penggunaan teknologi multi detektor untuk memindai empat atau lebih irisan tiap satu kali putaran tabung dan detektor sinar-X, sehingga meningkatkan kecepatan cakupan volume dari *single slice* dan *dual slice* CT Scan. [6]

Multi slice computed tomography (MSCT) adalah salah satu alat pemeriksaan radiologi diagnostik yang memanfaatkan komputer untuk melakukan rekonstruksi data yang diperoleh dari sejumlah baris detektor yang menerima berkas sinar-X yang mengalami penyerapan sejumlah energi (*atenuasi*) dari obyek atau organ yang dilewatinya. Detektor adalah alat yang bekerja menangkap berkas sinar-X yang menembus obyek untuk dijadikan data dan diteruskan ke komputer sebagai data numerik, kemudian komputer mengubah data menjadi data analog. [7]

Menurut Seeram (2016) terdapat empat komponen utama pada *Computed Tomography* yaitu gantry, komputer, operator konsol dan jaringan serta pengarsipan. Ketika Sinar-X melewati pasien, sinar-X mengalami perlemahan dan selanjutnya diukur oleh detektor. Detektor mengkonversi foton sinar-X menjadi sinyal elektrik atau sinyal analog yang harus menjadi data digital (numerik) untuk masuk kedalam komputer dapat dilihat pada **Gambar 2.1** [6]. Komputer kemudian menghitung nilai dari koefisien atenuasi linear obyek (μ) sebagai fungsi dari posisi di dalam penampang lintang obyek. Dengan cara tersebut, informasi penampang melintang obyek akan diperoleh dari banyak sudut proyeksi. Dari informasi tersebut, penampang melintang obyek dalam bentuk 3-D kemudian direkonstruksi. Obyek yang direkonstruksi terdiri atas 3 dimensi elemen volume (*three-dimensional volume elements*) atau disingkat voxels [37].



Gambar 2.1. Komponen utama CT Scan [6]

Cara kerja CT scan mirip dengan perangkat radiografi lainnya yaitu keduanya menggunakan intensitas radiasi terusan setelah melewati suatu obyek untuk membentuk citra atau gambar. Perbedaan mendasar dari kedua perangkat ini adalah pada teknik yang digunakan

untuk memperoleh citra dan pada citra yang dihasilkan. Konvensional X-ray menampilkan obyek hanya dari satu sisi saja dan gambar yang dihasilkan seperti sebuah bayangan yang terekam pada sebuah film. Pada teknik CT, tabung X-ray dan sistim deteksi berputar mengelilingi obyek yang di-scan. [37]

Sumber radiasi yang berputar mengelilingi obyek akan melepaskan sinar yang kemudian melewati/ menembus obyek. Detektor yang juga berputar mengelilingi obyek, mengukur intensitas dari sinar X yang telah melewati obyek.

Informasi citra yang dihasilkan dari CT scan terdiri atas kumpulan 2 dimensi angka (*two dimensional array of numbers*) yang sering disebut sebagai “CT Number”. “CT Number” ini dapat ditampilkan dalam bentuk print out angka di atas kertas, citra keabuan (*greyscale*) maupun berwarna. Sebuah citra CT terbentuk dari picture elements atau disingkat pixels; pada saat ini medical CT scanner (MCT) umumnya mempunyai pixels 512 x 512 dengan ketebalan “irisan” mencapai 0,5 mm. CT scanner yang lebih tinggi resolusinya atau disebut juga ultra-high resolution CT scanner (UHCT), ketebalan irisannya mencapai 0,097 mm. Dengan demikian citra yang dihasilkan oleh CT scanner dapat dilihat sebagai peta distribusi keruangan internal obyek dalam tiga dimensi yang memudahkan dalam menganalisa sebaran struktur internal obyek. Sinar X yang melewati suatu obyek akan mengalami atenuasi/perubahan arah (*attenuated*). Derajat atenuasi sangat tergantung pada densitas dan nomor atom dari obyek yang di-scan. [37]

Mesin CT harus mampu memperoleh sejumlah besar sampel data dari susunan detektornya dalam waktu yang sangat singkat untuk memberikan waktu pemindaian yang cepat dan mengurangi artefak gerak. Sinyal dari setiap detektor didigitalkan dan ditransfer ke prosesor array. Untuk setiap proyeksi pemindaian sejumlah operasi matematika dilakukan pada data mentah dari detektor. Sirkuit yang sangat cepat terpisah melakukan satu operasi pada data sinyal dan kemudian meneruskannya kesirkuit berikutnya menggunakan proses jalur pipa. Rekonstruksi gambar adalah contoh pemrosesan saluran pipa. Banyak proses yang berbeda terjadi secara bersamaan sehingga meningkatkan kecepatan rekonstruksi dan presentasi gambar. Hasilnya adalah matriks voxel yang berisi nomor CT atau *Hounsfield*. [41]

Definisi *Hounsfield Unit* (HU) adalah tingkat kepadatan dari berbagai jenis jaringan yang memiliki 4.096 warna abu-abu dan memiliki tingkat kepadatan yang berbeda-beda yang terdapat pada CT Scan. Klasifikasi *CT Number* berkaitan dengan skala warna yang ditampilkan pada monitor konsol dimana [40];

- a. Nilai -1000 HU merujuk pada udara
- b. Nilai 0 HU merujuk pada air
- c. Nilai -200 HU merujuk pada paru-paru

- d. Nilai -100 HU merujuk pada lemak
- e. Nilai +65 HU merujuk pada jaringan lunak
- f. Nilai +40 HU merujuk pada organ parenkim
- g. Nilai +1000 HU merujuk pada tulang

Salahsatu tujuan penentuan nilai HU pada pemeriksaan CT Scan adalah untuk membantu penegakan diagnosa dimana perbedaan nilai HU menjadi referensi bagi radiolog dalam upaya penegakan diagnosa.

II.3. *CT Dosimetry* dan Referensi Dosis Radiasi

Sama halnya dengan besaran-besaran fisika lainnya, radiasi juga mempunyai ukuran dan satuan untuk menunjukkan besarnya pancaran radiasi dari suatu sumber, atau menunjukkan banyaknya dosis radiasi yang diberikan atau diterima oleh suatu medium yang terkena radiasi. Radiasi mempunyai satuan karena radiasi itu membawa atau mentransfer energi dari sumber radiasi yang diteruskan kepada medium yang menerima.[1] Istilah yang paling umum digunakan untuk menjelaskan masalah dosis dalam CT Scan adalah *Computed Tomography Dose Index (CTDI)* dan antara lain $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ dan DLP dimana hitungan kasar dari dosis efektif biasanya diturunkan melalui DLP dan koefisien konversi spesifik anatomi [8]. Menurut Anam pada penelitiannya pada tahun 2016 tentang *SSDE*, $CTDI$ bukan sebagai indikator dosis pasien melainkan hanya sebagai indikator dosis output dari CT Scan. Hal tersebut dikarenakan dosis pasien tidak hanya bergantung pada dosis output tetapi juga bergantung pada ukuran pasien. $CTDI_{vol}$ bergantung pada parameter paparan seperti tegangan tabung, arus tabung, dan *pitch*. [5]

$CTDI$ didefinisikan sebagai dosis radiasi, untuk lebar berkas normal diukur dari 14 bagian (titik) yang berdekatan. [9]. Indeks dosis lain, yaitu $CTDI_{100}$. indeks ini melonggarkan batasan pada 14 bagian, dan memungkinkan penghitungan indeks untuk 100 mm sepanjang *pencil ionization chamber*. Untuk pengukuran, *pencil ionization chamber* dimasukkan ke lubang dalam fantom kepala (16cm) atau abdomen (32cm) [9][10]. $CTDI_{100}$ diukur dengan ruang ionisasi pensil sepanjang 100 mm yang kemudian digunakan untuk menentukan *Computed Tomography Index Weight (CTDI_w)*. Laporan AAPM No. 96 tahun 2008 mengemukakan bahwa $CTDI$ rata-rata di seluruh *Field of View (FOV)* bergantung pada pembobotan yang dikenal dengan $CTDI_w$. Secara defenisi, $CTDI_{vol}$ merupakan indeks dosis serap yang digunakan selama pemeriksaan dan dipengaruhi oleh pergerakan meja perputaran tabung (*pitch*) untuk menggambarkan dosis keluaran pesawat CT Scan yang dapat dituliskan secara matematis sebagai berikut : [9]

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot NT/I \quad (2.2)$$

Dimana N dan T mewakili lebar kolimasi total berkas sinar-X dan I adalah pergerakan meja untuk *helical* scan atau jarak antara akuisisi untuk pemindaian *axial*. untuk *scanning axial*, digunakan rumus berikut : [9]

$$NT/I = 1/pitch \quad (2.3)$$

dan

$$CTDI_{vol} = CTDI_w/pitch \quad (2.4)$$

Dimana *pitch* didefinisikan sebagai jarak yang ditempuh meja dalam satu putaran 360 derajat/ lebar kolimasi total berkas sinar-X. [9]

ICRP telah memperkenalkan *Diagnostic Reference Level* (DRL) sebagai satu metode optimasi untuk mengatur dosis dari prosedur pencitraan medis(ICRP,2010)[5]. DRL dinyatakan dalam $CTDI_{vol}$ yang mana $CTDI_{vol}$ adalah indikator dosis output dari CT Scan dan DLP merupakan dosis total selama pemeriksaan. DLP didefinisikan sebagai produk dari $CTDI_{vol}$ dan panjang pemindaian (*irradiated length*). [11]

$$DLP = CTDI_{vol} \times irradiated\ length \quad (2.5)$$

DLP dimanfaatkan untuk pendekatan perkiraan dosis efektif [9]

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No.204 merancang unit baru paparan CT Scan tentang *Size-Specific Dose Estimated* (SSDE) pada tubuh anak-anak dan dewasa yang mempertimbangkan faktor konversi sebagai fungsi geometrik ukuran pasien. [5][36]. *SSDE* adalah perkiraan dosis pasien mempertimbangkan koreksi berdasarkan ukuran pasien yang diwakili oleh diameter efektif (D_{eff}). [5]

II.3.1. Parameter *Multi Slice Computed Tomography*

Menurut Bontrager (2010) Penampilan citra yang baik pada *multi slice computed tomography* tergantung kualitas citra yang dihasilkan sehingga aspek klinis dari citra tersebut dapat dimanfaatkan untuk menegakkan diagnosa. Dalam *computed tomography* dikenal beberapa parameter untuk pengontrolan eksposian output citra yang optimal.[7]

Parameter *computed tomography* sebagai berikut : [12]

- a. *Range* adalah perpaduan/kombinasi dari beberapa *slice thickness*. Pemanfaatan *range* adalah untuk mendapatkan ketebalan irisan yang berbeda pada satu lapangan pemeriksaan.
- b. *Slice Thickness* adalah tebalnya irisan atau potongan dari obyek yang diperiksa. Ukuran yang tebal akan menghasilkan citra dengan detail yang rendah sebaliknya dengan ukuran yang tipis akan menghasilkan detail-detail yang tinggi. Nilai *slice thickness* dapat dipilih antara 1-10 mm sesuai dengan keperluan diagnosa, *scanning* dapat berlanjut dengan memakai *slice thickness* 5 mm, 2 mm atau 1 mm di daerah yang strukturnya kecil. Semakin tipis *slice thickness* maka akan semakin baik detail gambar yang diperoleh [23]. Matrix gambar terdiri dari *picture element* atau *pixel*. Sebuah *pixel* merupakan elemen dasar dari gambar digital dua dimensi. Setiap *pixel* pada gambar *CT* scan berhubungan dengan *voxel (volume element)* pasien. Setiap *pixel* pada gambar *CT* scan menampilkan rata-rata atenuasi sinar-X dari jaringan dalam suatu *voxel* [24]
- c. 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 tiap-tiap pemeriksaan.
- d. *Field of View (FOV)* adalah diameter maksimal dari gambar yang akan direkonstruksi. Besarnya bervariasi dan biasanya berada pada rentang 12-50 cm. *FOV* kecil akan meningkatkan detail gambar (resolusi) karena *FOV* yang kecil mampu mereduksi ukuran pixel, sehingga dalam rekonstruksi matriks hasilnya lebih teliti. Namun bila ukuran *FOV* lebih kecil maka area yang mungkin dibutuhkan untuk keperluan klinis menjadi sulit untuk dideteksi.
- e. *Gantry Tilt* adalah sudut yang dibentuk antara bidang vertikal dengan *gantry* (tabung sinar-X dengan sektor). Rentang penyudutan antara -30° sampai $+30^{\circ}$. penyudutan gantri bertujuan untuk keperluan diagnosa dari masing-masing kasus yang dihadapi.
- f. Rekonstruksi Matriks adalah deretan baris dan kolom dari *picture element (pixel)* dalam proses perekonstruksian gambar. Rekonstruksi matriks ini merupakan salah satu struktur element dalam memori komputer yang berfungsi untuk merekonstruksi citra. Pada umumnya matrix yang digunakan berukuran 512 X 512 yaitu 512 baris dan 512 kolom. Rekonstruksi matriks berpengaruh terhadap resolusi citra. Semakin tinggi matriks yang dipakai maka semakin tinggi detail citra yang dihasilkan.
- g. *Rekonstruksi Algorithma/ Filter Kernel* adalah prosedur matematis yang digunakan dalam merekonstruksi citra. Penampakan dan karakteristik dari citra tergantung dari kuatnya *Algorithma* yang dipilih. Semakin tinggi *rekonstruksi algorithma* yang

dipilih maka semakin tinggi resolusi citra yang dihasilkan. Dengan adanya metode ini maka citra seperti tulang, *soft tissue*, dan jaringan-jaringan lain dapat dibedakan dengan jelas pada layar monitor.

- h. *Window Width* mengacu pada rentang *CT number* yang ditampilkan sebagai skala keabuan. *Window* yang lebar mengindikasikan *CT number* yang lebih banyak pada sebuah kelompok (skala panjang atau *low contrast*), sehingga *Window width* mengontrol tampilan kontras citra.
- i. *Window Level* adalah nilai tengah dari *window* yang digunakan untuk penampilan citra. Nilainya dapat dipilih dan tergantung pada karakteristik pelemahan dari struktur obyek yang diperiksa. *Window Level* menentukan densitas (derajat kehitaman) citra yang dihasilkan.[12]

II.3.2 Water Equivalent Diameter (D_w)

Nilai atenuasi atau *CT number* pada gambaran CT axial dipaparkan menggunakan satuan khusus yang dikenal dengan *Hounsfield Unit* (HU) : [35]

$$CT(x, y) = \left(\frac{\mu(x,y) - \mu_{water}}{\mu_{water}} \right) \times 1000 \quad (2.6)$$

Dimana $\mu(x,y)$ adalah koefisien atenuasi linier untuk sebuah *voxel* didalam citra axial CT pada posisi (x,y). Karena $\mu(x,y)$ dinormalisasi ke redaman air berdasarkan defenisi CT Number, A_w dapat diartikan dalam bentuk *CT number* seperti pada persamaan : [35]

$$\begin{aligned} A_w &= \sum \left[\frac{\mu(x,y)}{\mu_{water}} \right]^\alpha \times A_{pixel} \\ &= \sum \left(\frac{CT(x,y)}{1000} + 1 \right)^\alpha \times A_{pixel} \end{aligned} \quad (2.7)$$

Dimana A_{pixel} adalah luas piksel dalam citra CT dan $CT(x,y)$ adalah *CT number* dari voksel. Parameter α menentukan bobot koefisien atenuasi linier relatif terhadap air (asumsi $\alpha=1$). [35]

A_w dapat dihitung menggunakan rata-rata *CT number* dalam area *Region Of Interest* (ROI).

Lebih lanjut D_w merupakan metrik ukuran atau diameter yang memperhitungkan luas penampang dan penyerapan radiasi dengan menggunakan informasi atenuasi sinar-X. D_w (cm) mempengaruhi nilai SSDE (mGy) berdasarkan nilai piksel melalui faktor konveri (f) dapat dilihat pada persamaan (2.9) . $\mu(x,y)$ melalui volume dalam bentuk *CT number*. Kemudian *CT number* digunakan untuk menghitung luas penampang (A_w) dari silinder air menggunakan persamaan: [35]

(2.8)

$$\begin{aligned}
A_w &= \sum \left(\frac{CT(x,y)}{1000} + 1 \right) \times A_{pixel} \\
&= \frac{\sum CT(x,y)}{1000} \times A_{pixel} + \sum A_{pixel} \\
&= \frac{1}{1000} \times \frac{\sum CT(x,y)}{N_{pixel}} \times (N_{pixel} \times A_{pixel}) + (N_{pixel} \times A_{pixel}) \\
&= \frac{1}{1000} \overline{CT(x,y)}_{ROI} A_{ROI} + A_{ROI}
\end{aligned}$$

Dimana :

μ_{water} : Koefisien atenuasi sinar-X pada air

$\mu(x,y)$: Koefisien atenuasi jaringan dalam piksel masing-masing dilambangkan dengan kordinat (x,y)

α : Parameter untuk menentukan bobot koefisien atenuasi inier relatif terhadap air, diasumsikan (a=1)

$\overline{CT(x,y)}$: Nomor CT piksel

A_{pixel} : Luas piksel dalam citra CT dan CT (x,y)

N_{pixel} : Jumlah piksel pada wilayah

A_{ROI} : Luas daerah = $\sum A_{pixel}$

$\sum A_{pixel}$: Total area ROI

$CT(x,y)_{ROI}$: *CT number* rata-rata pada ROI (HU)

Luas penampang (A_w) kemudian digunakan untuk menghitung nilai D_w (cm) dari setiap irisan citra [29], secara matematis D_w (cm) dapat dituliskan: [35]

$$\begin{aligned}
D_w &= 2\sqrt{A_w/\pi} \\
&= 2\sqrt{\left[\frac{1}{1000} \overline{CT(x,y)}_{ROI} + 1 \right] \frac{A_{ROI}}{\pi}}
\end{aligned} \tag{2.9}$$

Dalam teknik ATCM, arus tabung diubah secara dinamis agar sesuai dengan atenuasi pasien dinyatakan dalam *water-equivalent diameter* (D_w) [18]

Dijelaskan dalam laporan AAPM laporan AAPM No. 220 (2014) nilai D_w dari suatu objek dapat dihitung berdasarkan jumlah rata-rata *CT number* dalam ROI suatu objek. Jumlah rata-rata *CT number* dapat dievaluasi menggunakan *tool* yang tersedia dalam konsol operator CT atau *workstation*, walaupun ini memerlukan intervensi manual operator yang dianggap tidak praktis. Sebagai alternatif algoritma segmentasi otomatis

dapat digunakan.[29] *Region Of Interest* (ROI) adalah marker penanda untuk menandai piksel yang akan dihitung dalam menentukan nilai *CT number* [14]. *CT number* yaitu nilai koefisien atenuasi (pelemahan energi) sinar-X, besarnya pelemahan sinar-X yang telah melewati objek bergantung pada besarnya energi mula-mula dan nomor atom objek yang akan dibaca oleh detektor [30]. *CT number* mulai dari -1000 HU hingga +1000 HU untuk masing-masing piksel dengan tingkatan paling tinggi adalah gambar yang berwarna paling terang. *CT number* pada air adalah 0, jaringan lunak -300 hingga -100, udara -1000, sedangkan tulang padat +1000 HU [31].

Dalam penelitian yang dilakukan oleh Anam dkk tahun 2021 dijelaskan bahwa teknik TCM bertujuan untuk mengurangi dosis pada pasien kecil. Teknik tersebut mereduksi arus tabung pada daerah atenuasi rendah. Atenuasi tubuh diidentikkan dengan D_w yang mempertimbangkan ukuran dan komposisi. Dijelaskan pula bahwa terdapat korelasi linier antara D_w dan arus tabung. [16]

II.3.3 *Size Specific Dose Estimate* (SSDE)

Size Specific Dose Estimate (SSDE) merupakan koreksi dari dosis radiasi keluaran CT Scan yaitu *Computed Tomography Dose Index Volume* ($CTDI_{vol}$) dan bergantung pada ukuran atau f [32]. Faktor ukuran memperhitungkan atenuasi (komposisi objek yang di *scan*) yang bisa dihitung berdasarkan *Effective Diameter* (D_{eff}) atau *Water Equivalent Diameter* (D_w), tetapi untuk mendapatkan perkiraan dosis yang lebih akurat diperkenalkan D_w sebagai pengganti diameter efektif, karena diameter efektif adalah diameter sederhana yang hanya memperhitungkan *Anterior Posterior* (AP) dan *Lateral* (LAT) tubuh [14]. Sebelumnya D_w (cm) diperkenalkan oleh Wang, dkk. (2012) dan kemudian diadopsi oleh AAPM pada laporan No. 220 tahun 2014. Penggunaan D_w (cm) pada faktor konversi dapat dituliskan [34,35]:

$$f = ae^{-b.D_w} \quad (2.10)$$

Faktor konversi pada SSDE (mGy) sebagai langkah koreksi dosis radiasi dalam besaran $CTDI_{vol}$ (mGy) [33]. Nilai (a, b) adalah koefisien korelasi antara f dan D_w [25], a adalah dosis serap jaringan (mGy)/ $CTDI_{vol}$ (mGy) dan $b = (cm^{-1})$. AAPM No. 220 (2014) melaporkan bahwa faktor konversi diperoleh dengan metode Monte Carlo atau pengukuran eksperimental menggunakan fantom referensi yang dinormalisasi setara dengan ukuran pasien. Nilai (a, b) juga dapat diperoleh dari pedoman laporan AAPM No. 204 (2011) untuk tubuh dan laporan AAPM No. 293 (2011) untuk kepala. Estimasi dosis dengan parameter SSDE (mGy) berdasarkan faktor konversi secara matematis dapat dituliskan sebagai berikut [32,33]:

$$SSDE = CTDI_{vol} \times f \quad (2.11)$$

II.3.4 Dosis Radiasi

Dosis serap didefinisikan sebagai jumlah yang diserap oleh bahan per satuan bahan tersebut.

[1]

$$D = dE/dm \quad (2.12)$$

Dengan dE adalah energi yang diserap oleh medium bermassa dm . Besaran dosis serap diberi satuan *Gray* (Gy). [1]

Dosis Ekuivalen pada prinsipnya adalah dosis serap yang telah dikalikan dengan faktor bobotnya. Dosis radiasi dalam organ T yang menerima radiasi R ($H_{T,R}$) ditentukan melalui persamaan : [1]

$$H_{T,R} = W_R \cdot D_{T,R} \quad (2.13)$$

Dengan $D_{T,R}$ adalah dosis serap yang dirata-ratakan untuk daerah organ atau jaringan T yang menerima radiasi R, sedang W_R adalah faktor bobot radiasi. Satuan dosis ekuivalen adalah *sievert* (Sv). [1]

II.4 *Automatic Tube Current Modulation (ATCM)/Automatic Exposure Control (AEC)*

Penerapan sistem optimalisasi pada CT Scan dan *quality control* memastikan bahwa kualitas gambar diagnostik diperoleh dengan dosis minimum. Untuk tujuan ini setiap tindakan harus dilengkapi dengan dua langkah lanjutan yang menuntut kerja sama antara produsen dan pengguna yaitu pengembangan AEC untuk CT dan syarat objektif untuk kualitas gambar.

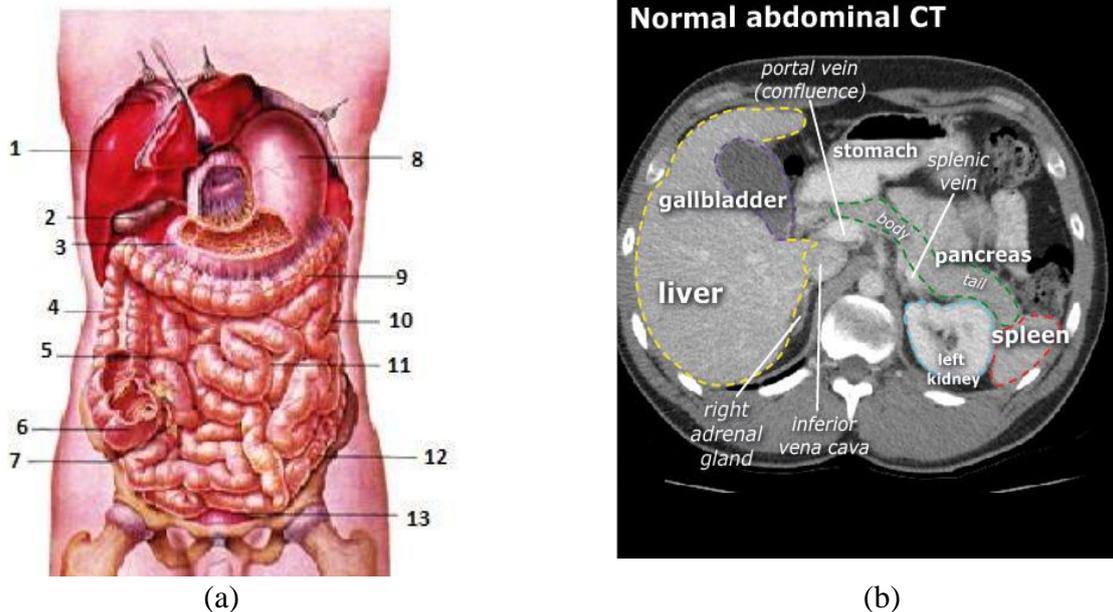
Perusahaan (vendor) telah mengembangkan mekanisme pengurangan dosis seperti sistem kontrol eksposur otomatis (AEC). Banyak upaya untuk mengurangi dosis radiasi, serta ketidaksempurnaan dalam pengukuran, dan penentuan posisi dapat menurunkan kualitas gambar. Kualitas gambar yang lebih baik memerlukan dosis radiasi yang lebih tinggi karena mencakup celah pengambilan sampel yang kecil. Ini menunjukkan hubungan multifaset antara kualitas gambar dan pengurangan dosis.[13]

Automatic Tube Current Modulation (ATCM) atau *Automatic Exposure Control (AEC)* telah menjadi perkembangan terbaru dalam CT –Scan modern. Arus tabung dapat dikurangi saat memindai daerah dengan redaman (*atenuasi*) yang lebih rendah dan meningkat dengan redaman yang lebih tinggi; tingkat redaman tergantung pada ukuran tubuh pasien, bentuk tubuh, dan lokasi anatomi. Hasil dari banyak penelitian telah menunjukkan bahwa penggunaan sistem ATCM mengurangi dosis pasien sekitar 35%-60% untuk tubuh dan 18% untuk leher, pada semua ukuran pasien, dibandingkan dengan teknik *Fixed Tube Current Modulation (FTCM)*.

Pengurangan dosis ini bervariasi antara studi yang berbeda dan tergantung pada arus tabung yang digunakan untuk teknik tetap dan ukuran pasien. [3,21,22,]

II.5 Anatomi Abdomen

Rongga Abdomen ialah rongga terbesar didalam tubuh. Bentuknya lonjong dan meluas dari atas diafragma sampai pelvis bawah. Rongga abdomen dilukiskan menjadi dua bagian abdomen yang sebenarnya, yaitu rongga sebelah atas dan yang lebih besar, dan pelvis, yaitu rongga sebelah bawah dan lebih kecil pelvis. [13]



Gambar 2.1. Anatomi Rongga Abdomen (a). Abdomen Potongan Axial (b) [26]

Keterangan gambar (a) :

1. Hati
2. Kandung Empedu
3. Usus 12 jari
4. Usus Ascending
5. Usus Ileum
6. Sekum
7. Appendix
8. Stomach/Lambung
9. Usus Besar Melintang
10. Usus Descending
11. Usus Kecil-Halus
12. Sigmoid
13. Kandung kemih

Keterangan gambar (b) :

1. Hati
2. Kandung empedu
3. Lambung
4. Pankreas
5. Limpa
6. Ginjal kanan

II.6 Perangkat Lunak IndoseCT

Selama ini, dosis CT Scan dinyatakan dalam besaran CTDIvol padahal metrik tersebut hanya untuk menunjukkan *output* (keluaran) radiasi CT Scan. CTDIvol dipengaruhi oleh hampir seluruh parameter *input*, namun nilai CTDIvol bukan untuk menunjukkan dosis radiasi pasien. Sebab dosis pada pasien selain dipengaruhi oleh keluaran radiasi pesawat CT juga

ditentukan oleh karakteristik pasien yang discan, misalnya ukuran pasien dan komposisi bagian tubuh yang menjalani pemeriksaan. Untuk menunjukkan dosis radiasi pasien, saat ini menggunakan besaran SSDE .[14]

IndoseCT merupakan perangkat lunak yang dapat digunakan untuk menghitung keluaran dosis radiasi pesawat CT Scan dalam besaran $CTDI_{vol}$ (mGy) dan dosis individual setiap pasien dalam besaran SSDE (mGy) baik berdasarkan diameter efektif (D_{eff}) atau berdasarkan *Water Equivalent Diameter* (D_w). Menghitung D_w (cm) dari citra CT Scan disediakan perintah secara manual dan *full* otomatis pada *IndoseCT* [8]. Perangkat lunak ini dikembangkan oleh Choirul Anam, dkk. (2017) dimana *IndoseCT* dalam pengolahannya terdapat tiga pilihan untuk menentukan SSDE (mGy) yaitu melalui *calculation*, manual, dan diambil dari *header* DICOM bentuk citra. Selain itu bisa dimanfaatkan untuk memonitor dosis radiasi dari semua pasien yang menjalani pemeriksaan dengan CT Scan, apabila ternyata dosis pasien di rumah sakit tersebut lebih tinggi dari yang seharusnya [8]. Penggunaan program *IndoseCT* dapat diperoleh berbagai informasi dari info citra seperti parameter *input* yang mempengaruhi dosis keluaran CT Scan yang disebut $CTDI_{vol}$ (mGy), parameter tersebut diantaranya:

1. Tegangan Tabung (kV)

Perubahan nilai kV dapat mengakibatkan perubahan dosis radiasi, dimana tegangan tabung menentukan daya tembus sinar-x yang diberikan kepada pasien. Semakin besar tegangan tabung akan menyebabkan dosis radiasi yang diterima semakin besar [17-25].

2. Arus Tabung (mAs) dan Penggunaan mA modulation

Parameter input arus tabung mempengaruhi *noise* pada citra serta arus tabung berubah secara dinamis tergantung dari besar area yang di *Scanning* [17] dan berdasarkan daerah atenuasi. Jika daerah atenuasi rendah akan menyebabkan arus tabung meningkat yang disebut teknik modulasi arus tabung (TCM) [16].

3. *Rotation Time* (s)

Dosis radiasi yang diterima pasien sebanding terhadap *rotation time* ketika semua parameter eksposi yang lain konstan [17], semakin lama *rotation time* artinya semakin banyak foton yang dihasilkan, hal tersebut menyebabkan dosis radiasi yang diterima pasien meningkat [25].

4. Kolimasi

Kolimasi bergantung pada ketebalan *slice* (mm), jumlah irisan dan detektor. Kolimasi yang lebih tebal dan arus tabung yang lebih rendah menghasilkan dosis radiasi yang rendah [18].

5. Pitch

Pitch merupakan parameter yang bergantung pada kolimasi dan *table speed*, meja satu kali rotasi sebesar 360^0 [17].

Standar citra medis yang umum digunakan dalam bentuk format *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) direpresentasikan sebagai ".dcm.". File DICOM terdiri dari *header* yang menyimpan dimensi gambar, ukuran matriks, informasi demografis tentang pasien, sejumlah parameter akuisisi untuk studi pencitraan, dan beberapa informasi tambahan [19].