

TESIS

**Perbandingan *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE) pada Pemeriksaan CT Dada
Dihitung Berdasarkan *Computed Tomography Dose Index volumetrik* (CTDI_{vol})
Referensi Phantom dan *Dose Length Product* (DLP)**

Disusun dan diajukan oleh

Yenni Islamiati Binta

H 032 181 006



**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2020**

TESIS
**Perbandingan *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE) pada Pemeriksaan CT Dada Dihitung
Berdasarkan *Computed Tomography Dose Index volumetrik* (CTDIvol) Referensi Phantom
dan *Dose Length Product* (DLP)**

Disusun dan diajukan oleh

Yenni Islamiati Binta

H 032 181 006



**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2020**

HALAMAN PENGESAHAN TESIS

Perbandingan *Size-Specific Dose Estimate (SSDE)* pada Pemeriksaan CT Dada Dihitung Berdasarkan *Computed Tomography Dose Index volumetrik (CTDIvol)* Referensi Phantom dan *Dose Length Product (DLP)*

Disusun dan diajukan oleh

Yenni Islamiati Binta

Nomor Pokok: H032181006

Telah dipertahankan dihadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka penyelesaian studi Program Magister Program Studi Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Universitas Hasanuddin

pada tanggal 7 Desember 2020

dan dinyatakan memenuhi syarat

Menyetujui,

Pembimbing Utama



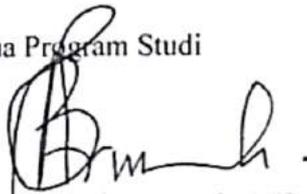
Prof. Dr. Sri Suriani, DEA
Nip. 195805081983122001

Pembimbing Pedamping



Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc
Nip. 195501051978021001

Ketua Program Studi



Dr. B. Dayatul Armynah, MT
Nip. 196308301989032001



Dr. Eng. Amiruddin, M.Si
Nip. 197205151997021002

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Yenni Islamiati Binta
Nomor mahasiswa : H032181006
Program Studi : Fisika
Jenjang : S2

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul ***Perbandingan Size-Specific Dose Estimate (SSDE) pada Pemeriksaan CT Dada Dihitung Berdasarkan Computed Tomography Dose Index volumetrik (CTDIvol) Referensi Phantom dan Dose Length Product (DLP)***

Adalah karya tulisan saya sendiri dan bukan merupakan pengambilan alihan tulisan orang lain bahwa Tesis yang saya tulis ini benar benar merupakan hasil karya saya sendiri.

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

Makassar 17 Desember 2020



Yenni Islamiati Binta

PRAKATA

Assalamualaikum warahmatullahi wabarakatuh.

Puji syukur saya panjatkan ke hadirat Allah SWT karena atas rahmat dan berkah-Nya, saya dapat menyelesaikan penulisan tesis program Magister ini dengan judul: “Perbandingan Size-Specific Dose Estimate (SSDE) pada Pemeriksaan CT Dada Dihitung Berdasarkan Computed Tomography Dose Index volumetrik ($CTDI_{vol}$) Referensi Phantom dan Dose Length Product (DLP)” dan shalawat serta salam atas baginda Nabi Muhammad shallallahu ‘alaihi wasallam.

Selama dalam perjalanan studi dan proses penyelesaian tesis ini, saya telah banyak dibantu oleh beberapa pihak, baik bantuan moril maupun material, pencerahan ilmu, penguatan hati dan mental, doa dan perhatian serta berbagai kemudahan fasilitas terkait dengan penyelesaian studi.

Rasa hormat dan terima kasih sedalam-dalamnya saya sampaikan kepada para komisi penasehat tesis Ibu Prof. Dr. Sri suriani, DEA. selaku ketua komisi penasehat, Bapak Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc selaku anggota komisi penasehat dengan dedikasi dan kesabarannya dalam mencurahkan segala pemikiran dan waktunya untuk membimbing dan mengarahkan bobot akademis dalam tesis ini.

Ucapan terimakasih dan penghargaan setinggi-tingginya saya sampaikan kepada tim penguji Prof. Dr. Dahlang Tahir, M.Sc., Prof. Dr.

Syamsir Dewang, M.Eng.Sc., dan Dr. Nurlaela Rauf, M.Sc. yang telah menyediakan waktu dan pikirannya untuk memberikan banyak masukan serta arahan dalam menyempurnakan tesis ini sehingga memiliki makna yang makin berarti.

Ucapan terimakasih sedalam-dalamnya juga saya sampaikan kepada Ibu Asmi M.si selaku kepala radiologi RSUD Dadi Makassar yang telah meluangkan waktu serta memberikan kesempatan untuk saya dalam melakukan penelitian di RS. Rasa hormat dan terima kasih yang tak terhingga saya dedikasikan kepada orang tua saya ayahanda Darmawanga dan ibunda Darmawati S.Pdi atas dorongan, didikan, dan doa yang senantiasa mengiringi perjalanan penulis. Ucapan terima kasih istimewa untuk teman dekat saya Wahyudi. atas segala dukungan serta pengorbanan yang luar biasa selama saya melaksanakan pendidikan di Unhas. Terima kasih juga diucapkan kepada teman seperjuangan saya Mutmainnah, Anisfaizurahma, Fifi angreni dan Nur Azmi Ridha, dan seluruh teman angkatan 2018 (ganjil) yang tak jenuh selalu memberikan semangat dan bantuan yang tidak ternilai harganya. Tak lupa pula penulis ucapkan terima kasih kepada semua pihak-pihak yang namanya tidak tercantum tetapi turut membantu penelitian ini secara langsung maupun tidak langsung. Semoga Allah SWT senantiasa membalas tiap kebaikan yang telah diberikan.

Penulis menyadari sepenuhnya bahwa dalam tulisan ini banyak terdapat kekurangan, olehnya itu kepada para pembaca kiranya dapat mengoreksi dan

memberikan masukan guna kesempurnaan dari penelitian ini dan penelitian-penelitian selanjutnya. Akhir kata, penulis berharap bahwa tesis saya ini bisa memberikan rangsangan akademik untuk melaksanakan penelitian lebih lanjut.

Makassar, 7 Desember 2020

Yenni Islamiati Binta

ABSTRAK.

Y I Binta. Perbandingan *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE) pada Pemeriksaan CT Dada Dihitung Berdasarkan *Computed Tomography Dose Index volumetrik* (CTDI_{vol}) Referensi Phantom dan *Dose Length Product* (DLP)

Dosis radiasi paparan radiasi sinar-X yang berasal dari CT scan tidak mudah ditentukan, karena CT scan menggunakan beberapa berkas radiasi sinar-X untuk satu pemindaian. Selain itu, dosis paparan sinar-X pada CT scan bukanlah jumlah dosis paparan radiasi sinar-X dari setiap berkas. Oleh karena itu, digunakan parameter *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE) yang berarti sebagai perkiraan dosis paparan radiasi yang diterima pasien. Nilai SSDE adalah fungsi CTDI_{vol} yang ditentukan dari bayangan referensi atau dari nilai *Dose Length Product* (DLP) turunan. Nilai CTDI_{vol} yang ditentukan dari phantom referensi memiliki nilai yang sama untuk interval berat badan pasien, sehingga pasien mendapatkan dosis paparan sinar-X yang sama meskipun ukuran tubuh berbeda. Nilai CTDI_{vol} ditentukan oleh *Dose Length Product* (DLP) tergantung pada panjang lateral tubuh pasien. Karena panjang tubuh lateral tiap pasien berbeda, nilai CTDI_{vol} akan berbeda, sehingga nilai SSDE akan lebih bervariasi. Hasil penelitian menunjukkan nilai SSDE yang berbeda untuk setiap pasien menurut indeks massa tubuh.

Kata Kunci : SSDE, DLP, Sinar-X

ABSTRACT

Y I Binta. The Comparison of Size-Specific Dose Estimate (SSDE) in Chest CT Examination Calculated Based on Volumetric CT Dose Index (CTDIvol) Reference Phantom and Dose Length Product (DLP)

The radiation dose of X-ray radiation exposure that comes from a CT scan is not easy to determine, because a CT scan uses several beams of X-ray radiation for one scan. In addition, the X-ray exposure dose on the CT scan is not the sum of the X-ray radiation exposure doses from each beam. Therefore, the Size-Specific Dose Estimate (SSDE) parameter is used, which means as the estimated radiation exposure dose received by the patient. The SSDE value is a function of the CTDIvol which is determined from the reference phantom or from the derived Dose Length Product (DLP) values. The CTDIvol value determined from the reference phantom has the same value for the weight interval of the patient, so that the patient gets the same dose of X-ray exposure even though the body size is different. The CTDIvol value determined by Dose Length Product (DLP) depends on the lateral length of the patient's body. Because the lateral body length of each patient is different, the CTDIvol value will be different, so the SSDE value will vary more. The results showed different SSDE values for each patient according to body mass index.

Keyword: SSDE,DLP, X-ray radiation

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN TESIS	ii
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS.....	iii
PRAKATA.....	iv
ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT.....	viii
DAFTAR ISI.....	xi
BAB I	1
PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Tujuan penelitian	2
BAB II.....	3
TINJAUAN PUSTAKA.....	3
2.1 Pesawat CT Scan.....	3
2.2 Sistem CT Scan.....	4
2.3 Prinsip kerja CT Scan.....	6
2.4 Kelebihan Dan aplikasi klinis pemeriksaan CT Scan	7
2.5 Resiko pemeriksaan CT Scan.....	9
2.6 Dosis pada CT Scan.....	10
BAB III.....	12
METODE PENELITIAN.....	12
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	12
3.2 Alat dan Bahan.....	12

3.3	Prosedur Penelitian.....	12
3.4	Analisis Data	13
3.5	Bagan alir.....	14
BAB IV	15
HASIL DAN PEMBAHASAN	15
4.1	Hasil eksperimen.....	15
4.1.1	<i>Karakteristik sampel</i>	15
4.1.2	<i>Perbandingan massa tubuh dan AP-Lateral</i>	16
4.2	Pembahasan	18
BAB V	20
PENUTUP	20
5.1	Kesimpulan	20
DAFTAR PUSTAKA	21

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

CT scan merupakan alat diagnostik yang umumnya digunakan untuk melihat gambaran yang lebih jelas tentang kelainan pada organ dalam. Biasanya pemeriksaan CT scan dilakukan setelah pemeriksaan sinar-X konvensional. Pemeriksaan diagnostik dengan CT scan akan menghasilkan gambar organ yang lebih jelas, karena CT scan menggunakan beberapa sumber sinar X secara bersamaan. Akibatnya, dosis radiasi yang diterima pasien menjadi lebih besar [1-3]. Oleh karena itu, penentuan nilai dosis radiasi pada pemeriksaan CT scan difokuskan pada probabilitas efek stokastik yang dapat terjadi, seperti kanker berkembang [4].

Menghitung dosis pada CT scan tidak sesederhana diagnostic sinar-X konvensional, karena banyak sumber sinar-X digunakan dalam satu kali pemindaian. Dosis CT scan bukanlah jumlah dari dosis setiap sinar-X yang digunakan. CT scan menggunakan beberapa jenis dosis, seperti dosis efektif yang dapat ditentukan dari *Dose Length Product (DLP)*, *Computed Tomography Dose Index (CTDI)* yang merupakan dosis radiasi total untuk satu kali scan, dan *Size-Specific Dose Estimate (SSDE)* yaitu perkiraan dosis paparan radiasi yang diterima pasien.

Pengaturan indikator nilai $CTDI_{vol}$ pada instrumen CT scan ditentukan melalui pengukuran dengan menggunakan phantom referensi [5]. Phantom referensi ini dapat diasumsikan memiliki ukuran yang mendekati ukuran pasien untuk memperkirakan dosis serapan. Jadi nilai $CTDI_{vol}$ disesuaikan dengan nilai $CTDI_{vol}$ dari phantom referensi, dengan asumsi ukuran pasien mendekati ukuran phantom. Akibatnya, dosis radiasi yang diperoleh pasien dengan ukuran tubuh yang kurang lebih mendekati bayangan, menerima dosis radiasi yang sama, meskipun tampaknya tidak tepat. Parameter lain yang terkait dengan dosis yang diterima

pasien yang lebih akurat adalah *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE). Nilai SSDE ini merupakan perkalian $CTDI_{vol}$ dengan konstanta yang bergantung pada panjang lateral dan *anterior-posterior* (AP) [5]. Untuk panjang lateral mudah ditentukan karena merupakan lebar dada, namun menentukan panjang AP tidaklah mudah. Salah satu cara yang dapat dilakukan adalah dengan mendapatkan nilai $CTDI_{vol}$ melalui nilai DLP. Berdasarkan uraian di atas, maka penelitian ini bertujuan untuk membandingkan nilai *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE) pada Pemeriksaan CT Dada Dihitung Berdasarkan *Computed Tomography Dose Index volumetrik* ($CTDI_{vol}$) Referensi Phantom dan *Dose Length Product* (DLP).

1.2 Rumusan Masalah

”Bagaimana Perbandingan *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE) pada Pemeriksaan CT Dada Dihitung Berdasarkan *Computed Tomography Dose Index volumetrik* ($CTDI_{vol}$) Referensi Phantom dan *Dose Length Product* (DLP)?”

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini untuk mengevaluasi Perbandingan *Size-Specific Dose Estimate* (SSDE) pada Pemeriksaan CT Dada Dihitung Berdasarkan *Computed Tomography Dose Index volumetrik* ($CTDI_{vol}$) Referensi Phantom dan *Dose Length Product* (DLP).

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Pesawat CT-scan

CT-scan termasuk teknik pencitraan khusus sinar-X yang menampilkan citra khusus objek lapis demi lapis berdasarkan perbedaan sifat densitas struktur materi penyusunan jaringan dengan bantuan teknik rekonstruksi secara matematis. CT-scan merubah tampilan analog menjadi digital, berupa Pixel (*picture element*). Pixel adalah titik-titik kecil gambaran, dengan hasil penggambarannya berupa rekonstruksi.

Pesawat CT scan ditemukan pada tahun 1970 oleh Allan Carmack dan Geoffrey Hounsfield. Berdasarkan perkembangan teknologi, CT scan mengalami beberapa perkembangan sesuai dengan kemajuan teknologi. Citra CT Scan dapat menampilkan informasi tampang lintang obyek yang diinspeksi. Oleh karena itu, CT Scan memiliki beberapa kelebihan dibanding X-ray konvensional. Citra yang diperoleh CT Scan beresolusi lebih tinggi, sinar rontgen dalam CT Scan dapat difokuskan pada satu organ atau objek saja, dan citra perolehan CT Scan menunjukkan posisi suatu objek relative terhadap objek-objek di sekitarnya sehingga dokter dapat mengetahui posisi objek itu secara tepat dan akurat. Kelebihan-kelebihan tersebut telah membuat CT Scan menjadi proses radiografis medis yang paling sering direkomendasikan oleh dokter, dan dalam

banyak kasus, telah menggantikan proses pesawat sinar-X biasa (konvensional) secara total. Kelebihan dari CT scan lebih dari konvensional radiografi termasuk eliminasi struktur yang saling superposisi, pencitraan pada kepadatan struktur anatomi dan kelainan, dan kualitas gambar yang lebih baik sebab reduksi scatter yang besar. Karena CT Scan memanfaatkan komputer, pengguna juga dapat memanipulasi dan mengukur data. Reformasi Coronal dan sagittal dan kemampuan untuk mengukur ketebalan struktur anatomi adalah contoh dari pilihan yang tersedia dari penggunaan prosesor komputer. [6]

2.2 Sistem CT Scan

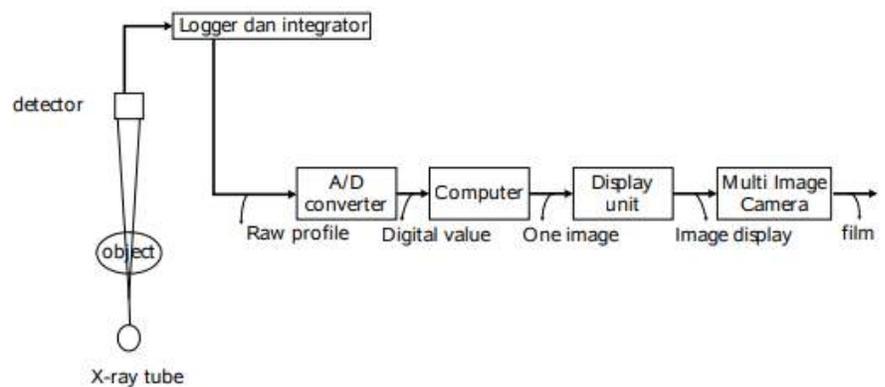
Peralatan CT Scanner terdiri atas tiga bagian yaitu sistem pemroses citra, sistem komputer dan stasiun operasi dan stasiun pengamat. Sistem pemroses citra merupakan bagian yang secara langsung berhadapan dengan objek yang diamati (pasien). Bagian ini terdiri atas sumber sinar-x, sistem kontrol, detektor dan akuisisi data. Sinar-x merupakan radiasi yang merambat lurus, tidak dipengaruhi oleh medan listrik dan medan magnet dan dapat mengakibatkan zat fosforesensi dapat berpendar. Sinar-x dapat menembus zat padat dengan daya tembus yang tinggi. Untuk mengetahui seberapa banyak sinar-x dipancarkan ke tubuh pasien, maka dalam peralatan ini juga dilengkapi sistem kontrol yang mendapat input dari komputer.

Bagian keluaran dari sistem pemroses citra, adalah sekumpulan detektor yang dilengkapi sistem akuisisi data. Detektor adalah alat untuk mengubah besaran fisik dalam hal ini radiasi menjadi besaran listrik. Detektor radiasi yang sering digunakan adalah detektor ionisasi gas. Jika tabung pada detektor ini ditembus oleh radiasi maka akan terjadi ionisasi. Hal ini akan menimbulkan arus listrik. Semakin besar interaksi radiasi, maka arus listrik yang timbul juga semakin besar. Detektor lain yang sering digunakan adalah detektor kristal zat padat. Susunan detektor yang dipasang tergantung pada tipe generasi CT Scanner, tetapi dalam hal fungsi semua detektor adalah sama yaitu mengidentifikasi intensitas sinar-x setelah melewati obyek. Dengan membandingkan intensitas pada sumbernya, maka atenuasi yang diakibatkan oleh propagasi pada obyek dapat ditentukan. Dengan menggunakan sistem akuisisi data maka data dari detektor dapat dimasukkan dalam komputer. Sistem akuisisi data terdiri atas sistem pengondisi sinyal dan interface (antar muka) analog ke komputer.

Metode back projection banyak digunakan dalam bidang kedokteran. Metode ini menggunakan pembagian pixel-pixel yang kecil dari suatu irisan melintang. Pixel didasarkan pada nilai absorpsi linier. Kemudian pixel-pixel ini disusun menjadi sebuah profil dan terbentuklah sebuah matrik. Rekonstruksi dilakukan dengan jalan saling menambah antar elemen matrik. Untuk mendapatkan gambar rekonstruksi yang lebih baik, maka

digunakan metode konvolusi. Proses rekonstruksi dari konvolusi dapat dinyatakan dalam bentuk matematik yaitu transformasi Fourier. Dengan menggunakan konvolusi dan transformasi Fourier, maka bayangan radiologi dapat dimanipulasi dan dikoreksi sehingga dihasilkan gambar yang lebih baik.

2.3 Prinsip Kerja CT Scan



Gambar 2.1 Prinsip kerja CT Scan^[6]

Dengan menggunakan tabung sinar-x sebagai sumber radiasi yang berkas sinarnya dibatasi oleh kollimator, 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 di proyeksikan dalam berbagai posisi, besar tegangan listrik yang diterima diubah menjadi besaran digital oleh analog to digital

Converter (A/D C) 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.

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 obyek, berkas radiasi yang dihasilkan sumber dilewatkan melalui suatu bidang obyek 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.^[7]

2.4 Kelebihan Dan Aplikasi Klinis Pemeriksaan Ct Scan

CT scan adalah mesin pemindai berbentuk lingkaran yang besar, cukup untuk dimasuki orang dewasa dengan posisi berbaring. Alat ini dapat digunakan untuk mendiagnosis dan memonitor beragam kondisi kesehatan. Dokter akan merekomendasikan pemeriksaan CT scan untuk kondisi tertentu, seperti:

- a. Memperoleh diagnosis kelainan otot dan tulang, seperti tumor atau keretakan pada tulang.
- b. Menentukan lokasi tumor, infeksi, atau bekuan darah.

- c. Memandu prosedur medis ketika melakukan operasi, biopsi, atau terapi radiasi.
- d. Mendeteksi dan memonitor kondisi dan penyakit tertentu, seperti kanker, sakit jantung, dan tumor di organ tertentu seperti paru-paru dan hati.
- e. Mencari tahu cedera atau pendarahan internal.

Penggunaan CT scan kini juga makin banyak dimanfaatkan sebagai alat pemindaian kondisi kesehatan tubuh atau penyakit serta sebagai langkah preventif. Misalnya CT scan pada usus besar bagi pasien yang memiliki risiko tinggi terkena kanker usus besar atau pemindaian jantung secara lengkap pada pasien dengan risiko tinggi penyakit jantung.

Ct Scan paling baik bila digunakan dalam mengevaluasi tulang, Khususnya tulang yang mempunyai elemen Posterior misalnya pada tulang belakang yang meliputi Lateral mass, faset, lamina, dan prosessus spinosus. Waktu yang digunakan untuk scanning jauh lebih cepat dari pada MRI sehingga sangat bermanfaat untuk mengevaluasi organ tubuh yang bergerak seperti paru. Selain itu, juga bermanfaat pada pasien trauma yang bersifat akut.^[6-7]

2.5 Resiko pemeriksaan CT Scan

Resiko pemeriksaan Ct Scan terdiri atas resiko terhadap paparan radiasi sinar-X dan resiko reaksi alergi terhadap pemakaian kontras. Ct Scan memberikan paparan sinar-X lebih besar dari pada foto rontgen biasa. Penggunaan Sinar-X dan Ct Scan secara berkali-kali dapat meningkatkan resiko terkena kanker. Akan tetapi, resiko dari sekali pemeriksaan Ct Scan cukup kecil. Seseorang yang memiliki riwayat alergi terhadap pemakaian kontras, sebelumnya harus berhati-hati bila akan menjalani pemeriksaan Ct Scan dengan kontras. Pada umumnya, kontras yang digunakan secara intravena mengandung iodin. [6]

Paparan radiasi pengion pada materi biologik umumnya mengionisasi pembentukan radikal bebas hidroksil sebagai hasil interaksi radiasi dengan molekul air. Radikal bebas ini akan berinteraksi dengan molekul DNA terdekat dan menyebabkan kerusakan pada ikatan dan struktur penyusun DNA yaitu berupa kerusakan pada basa nitrogen (seperti pirimidin dimer) dan kerusakan pada struktur molekul gula dan fosfat yang mengakibatkan putusnya Strand DNA (*single strand hreak dan douhle strand breaks*). Sinar-X dapat mengionisasi DNA baik secara langsung maupun tidak langsung melalui pembentukan radikal bebas. Sebagian besar kerusakan DNA dapat dengan cepat mengalami proses perbaikan dengan berbagai sistem perbaikan enzimatis DNA di dalam sel. Kerusakan DNA *double strand breaks* merupakan kerusakan paling sulit untuk diperbaiki dan

berpotensi menimbulkan kesalahan dalam proses perbaikan yang akhirnya dapat mengarah pada induksi mutasi titik dan aberasi kromosom yang semuanya sangat berpotensi dalam mengionisasi proses pembentukan kanker atau karsinogenesis radiasi. CT scan dan peralatan pencitraan diagnostik lainnya menggunakan sumber radiasi dengan dosis rendah yang didefinisikan sebagai sebuah dosis yang kurang dari sekitar 100 mSv. Pada paparan yang lebih tinggi, risiko kanker meningkat secara linier dengan meningkatnya dosis sampai menyebabkan kematian sel terjadi pada paparan sangat tinggi. [7]

2.6 Dosis Pada CT-scan

a. Computed Tomography Dose Index (CTDI)

CTDI merupakan konsep utama pengukuran dosis pada CT-Scan dengan persamaan :

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(Z) dz \dots\dots\dots (2.1)$$

Dengan :

N= jumlah gambaran tomografi pada satu gambaran Scan axial.

T= lebar dari Scan tomografi sepanjang gambaran sumbu z dengan satu data Channel

D(Z)= radiasi profil dosis sepanjang sumbu z

b. Weighted CTDI (CTDI_w)

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} CTDI_{100,edge} \dots\dots\dots(2.2)$$

Nilai dari 1/3 dan 2/3 adalah jumlah dari relative area yang diperlihatkan oleh nilai tengah dan tepi

c. Volume CTDI (CTDI_{vol})

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \times CTDI_w \dots\dots\dots(2.3)$$

Untuk nilai CTDI_{vol} ini sendiri sebenarnya dapat dilihat di layar komputer dan consol Ct scan.[8]

d. Nilai SSDE ditentukan menggunakan persamaan yang tercantum dalam Laporan AAPM 204:

$$SSDE (mGy) = f_{32} \times CTDI_{vol} \dots\dots\dots(2.4)$$

dimana f₃₂ adalah konstanta konversi yang digunakan pada phantom dengan ukuran diameter 32 cm pada phantom PMMA untuk CTDI_{vol} sebagai fungsi dari panjang lateral dan AP.[9]

e. CTDI_{vol} melalui nilai DLP

$$DLP (mGy-cm) = CTDI_{vol} \times L \dots\dots\dots(2.5)$$

Dengan :

L adalah panjang Lateral. (DLP) *Dose Length Produk* adalah besaran yang menggambarkan total energi yang ditransfer ke pasien.