

**ESTIMASI DOSIS EFEKTIF PADA PEMERIKSAAN
MULTI SLICE CT-SCAN KEPALA DAN ABDOMEN
BERDASARKAN REKOMENDASI ICRP 103**

TUGAS AKHIR

Oleh:

**LIDYA SOFIANA
0810930045**



**BIOFISIKA – JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG
2013**

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



**ESTIMASI DOSIS EFEKTIF PADA PEMERIKSAAN
MULTI SLICE CT-SCAN KEPALA DAN ABDOMEN
BERDASARKAN REKOMENDASI ICRP 103**

TUGAS AKHIR

Sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar
Sarjana Sains dalam bidang fisika

Oleh:

LIDYA SOFIANA

0810930045



**BIOFISIKA – JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG
2013**

LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI

**ESTIMASI DOSIS EFEKTIF PADA PEMERIKSAAN *MULTI SLICE*
CT-SCAN KEPALA DAN ABDOMEN BERDASARKAN
REKOMENDASI ICRP 103**

Oleh :

**LIDYA SOFIANA
0810930045**

**Setelah dipertahankan di depan Majelis Penguji
Pada tanggal
Dan dinyatakan memenuhi syarat untuk memperoleh gelar
Sarjana Sains dalam bidang fisika**

Pembimbing I

Pembimbing II

**Drs.Johan A.E Noor,M.Sc,Ph.D
NIP.196503251990021004**

**dr.Indrastuti Normahayu,Sp.R
NIP.196302241989102001**

**Mengetahui,
Ketua Jurusan Fisika
Fakultas MIPA Universitas Brawijaya**

**Drs. Adi Susilo. M.Si.,PhD
NIP.196312271991031002**

LEMBAR PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Lidya Sofiana

NIM : 0810930045

Jurusan : Fisika

Penulis Tugas Akhir berjudul :

“Estimasi Dosis Efektif Pada Pemeriksaan *Multi Slice* CT-Scan Kepala Dan Abdomen Berdasarkan Rekomendasi ICRP 103”

Dengan ini menyatakan bahwa :

- 1. Tugas Akhir ini adalah benar-benar karya saya sendiri, dan bukan hasil plagiat dari karya orang lain. Karya-karya yang tercantum dalam Daftar Pustaka TA ini, semata-mata digunakan sebagai acuan/referensi.**
- 2. Apabila kemudian hari diketahui bahwa isi TA saya merupakan hasil plagiat, maka saya bersedia menanggung akibat hukuman dari keadaan tersebut.**

Demikian pernyataan ini dibuat dengan segala kesadaran.

**MALANG,.....
Yang menyatakan,**

**(Lidya Sofiana)
NIM.0810930045**

ESTIMASI DOSIS EFEKTIF PADA PEMERIKSAAN MULTI SLICE CT-SCAN KEPALA DAN ABDOMEN BERDASARKAN REKOMENDASI ICRP 103

ABSTRAK

Sinar-x adalah salah satu bentuk dari radiasi pengion dengan panjang gelombang berkisar antara 10 sampai 0,01 nm dan energinya berkisar antara 120 eV sampai 120 keV. Sinar-x umumnya digunakan dalam diagnosis gambar medis. CT-Scan (*Computed Tomography Scanning*) merupakan suatu alat penunjang diagnosis yang mempunyai aplikasi yang universal untuk pemeriksaan seluruh organ tubuh. Efek radiasi dapat menimbulkan efek somatik berupa kerusakan sel-sel jaringan tubuh dan kerusakan genetik berupa mutasi sel-sel reproduksi, efek stokastik serta efek deterministik.

Alat yang digunakan untuk penelitian ini adalah MSCT Scan Philips Brilliance 64-slice, dan metode yang digunakan yaitu kalibrasi alat yang bertujuan agar alat tidak mengalami kesalahan pada waktu digunakan untuk mendiagnosa pasien kemudian dilakukan pengambilan data dan pengolahan data.

Data yang digunakan pada MSCT Scan protokol kepala dan abdomen dengan usia pasien mulai dari usia 0-16 tahun (pediatri) dan usia 17-50 tahun (dewasa). Hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa nilai $CTDI_{vol}$ dan DLP yang diterima pasien anak-anak dan dewasa lebih tinggi pada laki-laki dibandingkan dengan perempuan. Hal ini dikarenakan bahwa pasien laki-laki memiliki ukuran diameter kepala dan perut yang lebih besar dibandingkan perempuan. Sehingga dosis efektif pasien anak-anak lebih rendah dibandingkan pasien dewasa.

Kata kunci : Sinar-x, MSCT, Usia, $CTDI_{vol}$, DLP

EFFECTIVE DOSE ESTIMATION OF MULTI SLICE CT- SCAN HEAD AND ABDOMEN ON RECOMMENDATION ICRP 103

ABSTRACT

X-ray is one form of ionization radiation that has wave length ranging from 10 to 0.01 nm and energy ranging from 120 eV to 120 eV. X-ray is commonly used in medical image diagnosis. CT-Scan (*Computed Tomography Scanning*) is the supporting media for diagnosis that has universal application for the complete examination of organs. Radiation effect can cause somatic effect in the form of tissue cell damage and genetic damage manifested in the reproductive cell mutation, stochastic effect and deterministic effect.

The devise used for the study is MSCT Scan Phillips Brilliance 64-sklice and the method used for the study is device calibration that functions to prevent the failures of device during its use to diagnose patient and then performed data acquisition and data processing.

Data used in the study is from protocol MSCT Scan for head and abdomen for 0-16 year old patients (pediatric) and 17-50 year old patients (adult). The obtained result showed that $CTDI_{VOL}$ and DLP obtained from young and adult patients are higher for male patients compared to female patients. The reason is that male patients have the bigger diameter of head and abdomen compared to female patients. As a result, the effective dose for young patients is smaller than adult patients.

Keywords: x-ray, MSCT, Age, $CTDI_{VOL}$, DLP

KATA PENGANTAR

Alhamdulillahirobbil ‘Allamin....

Puji syukur kehadirat Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan skripsi dengan judul **“Estimasi Dosis Efektif Pada Pemeriksaan *Multi Slice* CT-Scan Kepala Dan Abdomen Berdasarkan Rekomendasi ICRP 103”** sebagai salah satu persyaratan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains (S-1) dalam Bidang Minat Biofisika di Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Brawijaya, Malang.

Dalam pelaksanaan penelitian dan penyusunan skripsi ini, penulis tentunya tidak lepas mendapatkan banyak bimbingan, bantuan serta dukungan, baik dukungan moral maupun spiritual dari berbagi pihak yang turut membantu hingga terselesainya skripsi ini. Untuk itu dengan segala hormat dan rasa syukur serta ucapan terima kasih yang tak terhingga pada kesempatan ini, penulis ingin sampaikan kepada :

1. Keluargaku (Ayah, Ibu dan adikku tercinta) yang selalu memberikan dukungan, do'a serta kasih sayang yang tiada hentinya,
2. Mas Nurul yang juga memberikan bantuan dan dukungan.
3. Bapak Drs.Adi Susilo,Ph.D. selaku Ketua Jurusan Fisika Fakultas MIPA Universitas Brawijaya yang telah berkenan membimbing, mengarahkan, dan memberi petunjuk selama proses studi,
4. Bapak Drs.Johan A. E. Noor, M.Sc., Ph.D., selaku Dosen Pembimbing I yang telah memberikan bimbingan dan pengarahan untuk menyelesaikan skripsi ini,
5. Ibu dr.Indrastuti Normahayu,Sp.R., selaku dosen pembimbing II yang telah berkenan memberikan bimbingan dan pengarahan dalam penyelesaian skripsi ini,
6. Bapak DR.Sunaryo,S.Si.,M.Si., Bapak Drs. Unggul P. Juswono,M.Sc., Bapak Ahmad Nadhir, S.Si.,M.T. selaku dosen penguji,

7. Bapak DR.Sunaryo,S.Si.,M.Si, selaku dosen pembimbing akademik yang telah berkenan membimbing dan mengarahkan serta memberi petunjuk selama proses studi,
8. Bapak I Wayan Balek, Bapak Made Purwa, Ibu A.A.Manik, Bapak Putu Adi Susanta, dan semuanya yang berada di MSCT-Scan yang telah memberikan bimbingan dan pengarahan dalam pelaksanaan penelitian,
9. Kepala Bagian Instalasi Radiologi, Dokter Firman, dan seluruh Dokter Radiologi serta seluruh pekerja dan staf di Radiologi yang telah memberikan pengarahan dan dukungan dalam pelaksanaan penelitian,
10. Semua Dosen pengajar dan staf Jurusan Fisika Fakultas MIPA Universitas Brawijaya atas ilmu dan pelayanan akademis yang telah diberikan kepada penulis,
11. Aditya Pramadita yang telah memberikan kasih sayang, do'a serta dukungan serta Mbak Mita dan teman-teman yang lain di Bali, terima kasih atas dukungannya kepada penulis,
12. Teman seperjuangan di Jurusan Fisika angkatan 2008, Ladima, Eny, Elok, Shinta, Vika, David, Ike, dan Vero, serta teman-teman semua Fisika 2008 terima kasih atas saran, dukungan, kebaikan dan senyuman selama penulis menuntut ilmu dan selam penyelesaian skripsi,
13. Mbak Lis Darliati dan teman-teman kos 153A yang memberikan semangat dan dukungan kepada penulis,

Penulis menyadari bahwa penyusunan skripsi ini jauh dari kesempurnaan. Oleh karena itu kritik dan saran yang sifatnya membangun sangat penulis harapkan untuk perbaikan di kemudian hari. Semoga skripsi ini dapat memberikan sumbangsih terhadap perkembangan ilmu pengetahuan serta manfaat untuk semua pihak yang membacanya.

Malang, 3 Januari 2013

Penulis
(lidyasofiana @gmail.com)

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PENGESAHAN	ii
HALAMAN PERNYATAAN.....	iii
ABSTRAK	iv
ABSTRACT	v
KATA PENGANTAR	vi
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR LAMPIRAN	xii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan masalah	2
1.3 Batasan Masalah	2
1.4 Tujuan Masalah	3
1.5 Manfaat masalah	3
BABA II TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 Sinar-x	5
2.1.1 Proses pembentukan Sinar-x.....	8
2.1.2 Interaksi Sinar-x Dengan Materi.....	11
2.1.2.1 Efek Fotolistrik.....	12
2.1.2.2 Hamburan Compton	13
2.1.2.3 Produksi Pasangan	14
2.2 CT-Scan.....	15
2.2.1 Sistem CT-Scan	16
2.2.2 Prinsip Kerja MSCT-Scan	18
2.3 Dosimetri	20
2.3.1 Dosis Serap	20
2.3.2 Dosis Ekuivalen	21
2.3.3 Dosisi Efektif	22
2.4 Nilai Batas Dosis	23
2.4.1 Nilai Batas Dosis Yang Berlaku di Indonesia	25
2.4.2 Prinsip Proteksi Radiasi	26
a) Justifikasi.....	26
b) Optimasi	26
c) Pembatasan	27

2.5 Efek Biologi Dari Radiasi Pengion	27
A. Interaksi Biologi Dengan Materi Biologi	27
B. Efek Stokastik	28
C. Efek Deterministik	29
BAB III METODE PENELITIAN	31
3.1 Waktu Dan Tempat Penelitian	31
3.2 Peralatan Penelitian	31
3.3 Tahap Penelitian	31
3.3.1 Kalibrasi Alat	32
3.3.2 Pengaturan Posisi Pasien	32
3.3.3 Pengambilan Data	32
3.3.3.1 <i>Computed Tomography Dose Index</i>	
(CTDI _{vol}) (mGy)	33
3.3.3.2 <i>Dose Length Produk (DLP)</i> (mGy.cm).....	33
3.3.4 Pengolahan Data	34
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	37
4.1 Nilai CTDI _{vol} Dan Nilai DLP Pada Pasien MSCT-Scan	38
4.1.1 Nilai CTDI _{vol} Pada MSCT-Scan Kepala	38
4.1.2 Nilai CTDI _{vol} Pada MSCT-Scan Abdomen	39
4.1.3 Nilai DLP Pada MSCT-Scan Kepala	40
4.1.4 Nilai DLP Pada MSCT-Scan Abdomen	41
4.2 Perbandingan Nilai CTDI _{vol} Dan DLP Pada Usia Pasien ...	43
4.2.1 Nilai CTDI _{vol} Pada Protokol Kepala Dan Abdomen	43
4.2.2 Nilai DLP Pada Protokol Kepala Dan Abdomen	44
4.3 Perbandingan Nilai CTDI _{vol} Dan DLP Pada Protokol	
Kepala Dan Protokol Abdomen	45
4.4 Nilai Dosis Efektif	46
BAB V PENUTUP	51
5.1 Kesimpulan	51
5.2 Saran	51
DAFTAR PUSTAKA	53
LAMPIRAN	55

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Alat Fotolistrik	6
Gambar 2.2	Foto sinar-x dari ahli anatomi Kolliker	8
Gambar 2.3a	Proses terbentuknya sinar-x bremsstrahlung	9
Gambar 2.3b	Spektrum sinar-x	9
Gambar 2.4	Tumbukan antara elektron dengan anoda	10
Gambar 2.5	Proses terbentuknya sinar-x karakteristik	11
Gambar 2.6	Efek Fotolistrik	12
Gambar 2.7	Hamburan Compton	14
Gambar 2.8	Proses produksi pasangan	15
Gambar 2.9	Mesin MSCT Scanner Philips	18
Gambar 2.10	MSCT-Scan Abdomen dan Kepala	19
Gambar 3.1	MSCT-Scan Philips Brilliance 64-slice	31
Gambar 3.2	Diagram Alir Penelitian	35
Gambar 4.1	Diagram CTDI _{vol} Protokol Kepala	38
Gambar 4.2	Diagram CTDI _{vol} Protokol Abdomen	39
Gambar 4.3	Diagram DLP Protokol Kepala	40
Gambar 4.4	Diagram DLP Protokol Abdomen	42
Gambar 4.5	Diagram CTDI _{vol} Protokol Kepala dan Abdomen	43
Gambar 4.6	Diagram DLP Protokol Kepala dan Abdomen	44

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Faktor Bobot (W_R)	22
Tabel 2.2	Faktor bobot empiris untuk berbagai organ	23
Tabel 4.1	Nilai faktor bobot empiris (k)	47
Tabel 4.2	Nilai dosis efektif pada protokol kepala	48
Tabel 4.3	Nilai dosis efektif pada protokol abdomen	48

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1	Gambar alat MSCT Scan dan hasil MSCT-Scan	55
Lampiran 2	Data Hasil Penelitian Di Rumah Sakit Umum Pusat sanglah Denpasar Bali	57

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Saat ini di dunia kedokteran penggunaan alat-alat medis sangat berperan penting. Seiring dengan perkembangan teknologi, keperluan pencitraan dalam radiodiagnostik semakin tinggi. Hal ini terlihat dari semakin besar kecenderungan penggunaan alat medis oleh tenaga ahli yang disesuaikan dengan kebutuhan pasien. Kemajuan pemeriksaan secara radiologis sangat berkembang pesat bersamaan dengan kemajuan ilmu-ilmu pengetahuan lainnya yang dipengaruhi oleh perkembangan teknologi, fisika, kimia, biologi, elektronika, komputer dan sebagainya. Adapun beberapa pemeriksaan tersebut adalah dengan pemanfaatan sumber radiasi, yang salah satunya adalah dengan menggunakan CT-Scan. Hampir seluruh rumah sakit di dunia menggunakan alat CT-Scan untuk mendiagnosis pasien yang mengalami cedera pada organ tubuhnya dengan melakukan pemancaran sinar-x terhadap bagian tubuh pasien yang akan didiagnosis. Radiasi sinar-x menimbulkan adanya radiasi yang disebut radiasi ionisasi, yang dapat membentuk ion dengan cara mengeluarkan elektron orbit dari atom dan berinteraksi dengan atom tersebut.

Terkait masalah ionisasi radiasi dapat dibagi menjadi dua yaitu radiasi bukan pengion dan radiasi pengion. Radiasi bukan pengion adalah jenis radiasi yang tidak mampu mengionisasi materi yang dilaluinya seperti radiasi cahaya. Sedangkan radiasi pengion adalah jenis radiasi yang dapat mengionisasi atom-atom atau materi yang dilaluinya. Karena terjadi proses ionisasi ini maka pada materi yang dilalui radiasi akan terbentuk pasangan ion positif dan ion negatif. Partikel bermuatan listrik ini memiliki kemampuan untuk menimbulkan kerusakan biologi pada tubuh manusia.

Beberapa efek merugikan yang muncul pada tubuh manusia karena terpapar sinar-x yaitu efek somatik berupa kerusakan sel-sel jaringan tubuh dan kerusakan genetik berupa mutasi sel-sel reproduksi, efek stokastik serta efek deterministik.

Pada penelitian ini untuk mengetahui dan menganalisis dosis radiasi yang diterima pasien MSCT-Scan kepala dan abdomen baik itu pada laki-laki maupun perempuan dengan usia $<1 - 50$ tahun.

1.2 Rumusan masalah

1. Berapakah besar dosis radiasi yang diberikan pasien pada pemeriksaan MSCT-Scan kepala dan abdomen di Rumah Sakit Umum Pusat Sanglah Denpasar – Bali.
2. Perbandingan dosis *Computed Tomography Dose Index* ($CTDI_{vol}$) dan *Dose Length Product* (DLP) antara MSCT-Scan kepala dengan MSCT-Scan abdomen.
3. Perbandingan dosis $CTDI_{vol}$ (*Computed Tomography Dose Index*) dan DLP (*Dose Length Product*) antara usia pediatri dengan usia dewasa pada MSCT-Scan kepala dan MSCT-Scan abdomen.
4. Berapakah dosis efektif pada pemeriksaan MSCT-Scan kepala dan MSCT-Scan abdomen.

1.3 Batasan masalah

Dalam Tugas Akhir ini masalah yang dibahas hanya dibatasi pada:

1. Data diambil dari pasien yang menjalani pemeriksaan MSCT-Scan kepala dan MSCT-Scan abdomen dengan usia $<1 - 16$ tahun untuk protocol anak-anak (pediatri) dan usia $16+1 - 50$ tahun untuk protocol dewasa.
2. Besar tegangan tabung (kV) dan usia pasien yang digunakan sesuai dengan protocol *axial non-contrast* pada pemeriksaan MSCT yang dilakukan di Rumah Sakit Umum Pusat Sanglah.
3. Tidak membahas mengenai Efek Radiasi.

1.4 Tujuan penelitian

Tujuan penelitian Tugas Akhir ini adalah untuk mengetahui dan menganalisis besarnya dosis efektif radiasi yang diterima pasien MSCT-Scan apakah melebihi nilai batas dosis yang ditentukan oleh ICRP 103, serta untuk membandingkan dosis radiasi pada usia pediatri dengan usia dewasa di Rumah Sakit Umum Pusat Sanglah Denpasar – Bali.

1.5 Manfaat penelitian

Manfaat penelitian Tugas Akhir ini adalah untuk memberikan pengetahuan mengenai keselamatan dan proteksi radiasi terhadap pekerja radiasi, pasien maupun lingkungan sekitarnya dengan pemberian dosis radiasi yang tinggi maupun dosis rendah yang sesuai dengan rekomendasi ICRP 103.



UNIVERSITAS BRAWIJAYA

(halaman ini sengaja dikosongkan)



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Sinar-X

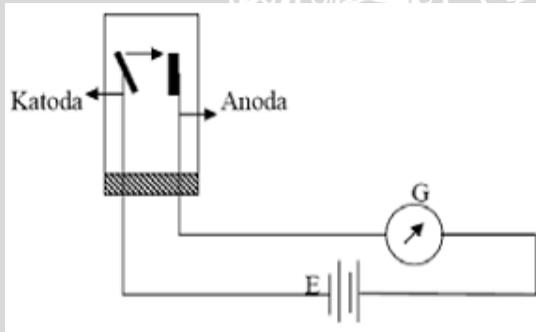
Sinar-x ditemukan oleh seorang Profesor Fisika berkebangsan Jerman yang bertugas di University Wurzburg, Bavaria, Wilhelm Conrad Röntgen pada tanggal 8 November 1895. Penemuannya diilhami dari hasil percobaan sebelumnya antara lain dari J.J Thomson mengenai tabung katoda dan Heinrich Hertz tentang foto listrik. Kedua percobaan tersebut mengamati gerak elektron yang keluar dari katoda menuju anoda yang berada dalam tabung kaca yang hampa udara (Suyatno, 2008).

Di dalam tabung sinar-x terdapat filamen yang bertindak sebagai katode, dan sasaran yang bertindak sebagai anode. Filamen yang dipanasi oleh arus listrik bertegangan rendah menjadi sumber elektron. Semakin besar arus filamen akan makin tinggi suhu filamen dan berakibat semakin banyak elektron yang dibebaskan per satuan waktu. Elektron yang dilepas dari filamen kemudian tertarik oleh anode akibat beda potensial yang tinggi antara anode dan katode yang dicatu oleh unit sumber tegangan tinggi. Elektron ini kemudian menabrak bahan sasaran yang umumnya bernomor atom dan bertitik cair tinggi dan terjadilah proses *bremsstrahlung*. Beda potensial antara kedua elektrode menentukan energi maksimum sinar-x yang terbentuk. Sedang fluks sinar-x bergantung pada jumlah elektron persatuan waktu yang sampai ke bidang anode yang disebut arus tabung sehingga sangat bergantung pada arus filamen (Carlton, 1992).

Dengan percepatan elektron tersebut maka akan terjadi tumbukan antara elektron dengan atom-atom di dalam anoda, akibatnya terjadi pancaran radiasi sinar-x. Peristiwa terjadinya sinar-x diawali dari percobaan Heinrich Hertz pada tahun 1887 dengan menggunakan tabung hampa yang berisi katoda dan anoda. Katoda dan anoda dihubungkan dengan sumber listrik V . Pada tegangan yang rendah tidak ada arus elektron dari katoda ke anoda yang dapat dilihat dari galvanometer. Pada saat katoda disinari gelombang pendek elektromagnetik ternyata dari katoda keluar elektron menuju

anoda yang diamati dari galvanometer. Arus yang terbaca di Galvanometer adalah arus yang sangat kecil dalam order mikro ampere. Peristiwa di atas disebut dengan efek fotolistrik. Kecuali disinari dengan gelombang pendek elektron dapat keluar dari katoda dengan cara dipanaskan sehingga terjadi emisi termis. Jadi dengan cara dipanaskan atau diberi gelombang pendek elektromagnetik katoda dapat memancarkan elektron lebih banyak (Suyatno, 2008).

Makin pendek gelombang elektromagnetik yang menumbuk katoda, maka makin besar arus yang mengalir dan sebaliknya makin panjang gelombangnya, makin kecil arus yang terbaca di galvanometer. Hal demikian dapat dipahami karena bila gelombang elektromagnetik panjang gelombangnya makin pendek berarti frekuensinya makin besar dan energinya juga makin besar. Gambar 2.1 menunjukkan alat foto listrik.



Gambar 2.1 : Alat foto listrik (Suyatno, 2008).

Karakteristik gelombang elektromagnetik ditentukan oleh panjang gelombang, frekuensi, dan kecepatan. Kecepatan rambat gelombang elektromagnetik di udara untuk semua panjang gelombang adalah sama yaitu sama dengan kecepatan dalam ruang hampa $c = 3 \times 10^8$ m/s (Suyatno, 2008).

$$C = \lambda \times \nu \quad (2.1)$$

Dengan c adalah kecepatan rambat dalam hampa (m/s), ν adalah frekuensi gelombang (Hz) dan λ adalah panjang gelombang (m).

Pemancaran energi radiasi elektromagnetik oleh sumbernya tidak berlangsung secara kontinyu melainkan secara terputus-putus (diskrit), sehingga berupa paket yang harganya tertentu yang disebut dengan kuantum/foton. Besar energi kuantum tergantung pada frekuensi gelombang (Suyatno, 2008).

$$E = h \times \nu \quad (2.2)$$

dengan E adalah energi foton (eV), h adalah tetapan Planck (J/s) dan ν adalah frekuensi gelombang (Hz).

Foto Röntgen pertama di bidang kedokteran ditemukan beberapa hari kemudian, yaitu pada tanggal 22 Desember 1895, dibuat oleh Röntgen sendiri. Foto tangan dari istrinya sendiri dikirimkan oleh Röntgen bersama penelitiannya kepada sejumlah dokter ahli sebagai “pemberitahuan sementara” tentang penelitiannya. Dokter-dokter dengan cepat segera bereaksi. Pada tanggal 6 Januari 1896 dilakukan pertemuan/rapat dari Persatuan Ahli Penyakit Dalam Berlin. Suatu tema ceramah berjudul “Penelitian Röntgen dengan sinar katoda serta nilai diagnostiknya.” Pada pertemuan tersebut antara lain diutarakan bahwa “untuk dunia/ilmu kedokteran tampaknya penemuan ini sangat penting.” Ilmu bedah dapat mengambil keuntungan dari foto tulang yang dapat dibuat pada manusia hidup. Fraktur, penonjolan dan benda asing dapat diketahui dengan jelas, memperhatikan juga celah-celah yang jelas pada fotogram, sendi-sendi jari tangan yang tampak putih/terang, sehingga pemeriksa dapat melihat dengan jelas keadaan di dalam tubuh, kedalam rongga-rongga badan bila sinar tersebut dapat menembus kulit (yang meliputinya), maka kebanyakan kelainan dapat diketahui, mungkin tumor-tumor yang padat, yang untuk sinar-x kurang (lebih sulit) ditembus, juga misalnya feses yang tertimbun pada sumbatan usus (ileus) dapat dikenali, sehingga tempat (lokasi) sumbatan dapat dilihat jelas dengan mata” (Lukito, 1986).

Sinar-x adalah salah satu bentuk dari radiasi elektromagnetik dengan panjang gelombang berkisar antara 10 sampai 0,01 nm dan energinya berkisar antara 120 eV sampai 120 keV. Sinar-x umumnya digunakan dalam diagnosis gambar medis dan kristalografi sinar-x (Anonymous, 2010^a).

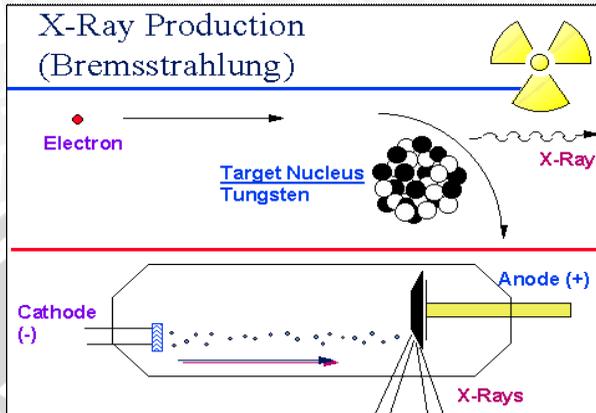


Gambar 2.2 : Foto sinar-x dari ahli anatomi Kolliker, yang dibuat oleh Röntgen pada tanggal 23 Januari 1896 (Anonymous, 2010^a).

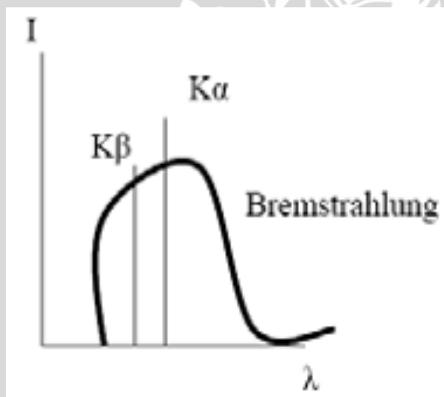
2.1.1 Proses Pembentukan Sinar-X

Pada peristiwa terjadinya tumbukan antara elektron dengan atom anoda (target) akan terjadi dua hal sebagai berikut:

1. Terjadi radiasi yang dikenal dengan “*bremstrahlung*” yaitu elektron yang mendekati atom target (anoda) akan berinteraksi dengan inti atom bahan anoda. Karena elektron yang datang bermuatan negatif, sedangkan inti atom bermuatan positif, maka elektron mengalami perlambatan akibat adanya gaya tarik elektrostatik antara elektron dengan inti atom sehingga mengeluarkan radiasi. Radiasi ini memiliki aneka ragam panjang gelombang. Laju yang diperlambat karena harus membelok menyebabkan energi kinetik elektron setelah berinteraksi dengan inti atom menjadi lebih kecil. Selisih energi sebelum dan sesudah interaksi inilah yang kemudian berubah menjadi sinar-x. Karena elektron yang datang berjumlah banyak dan dengan jarak ke inti atom yang bervariasi, maka spektrum radiasi ini bersifat kontinu. Spektrum sinar-x *bremstrahlung* seperti terlihat pada Gambar 2.3.

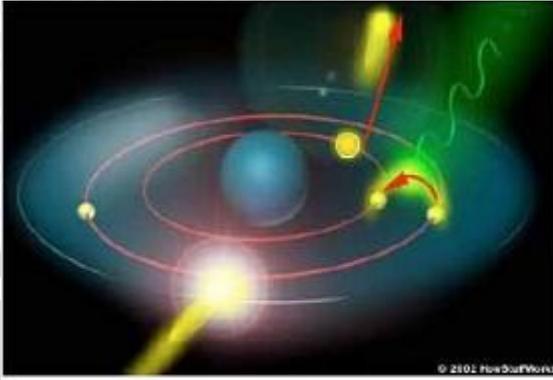


Gambar 2.3a: Proses terbentuknya sinar-x *bremsstrahlung* (Hasanah, 2006).



Gambar 2.3b: Spektrum sinar-x (Suyatno, 2008).

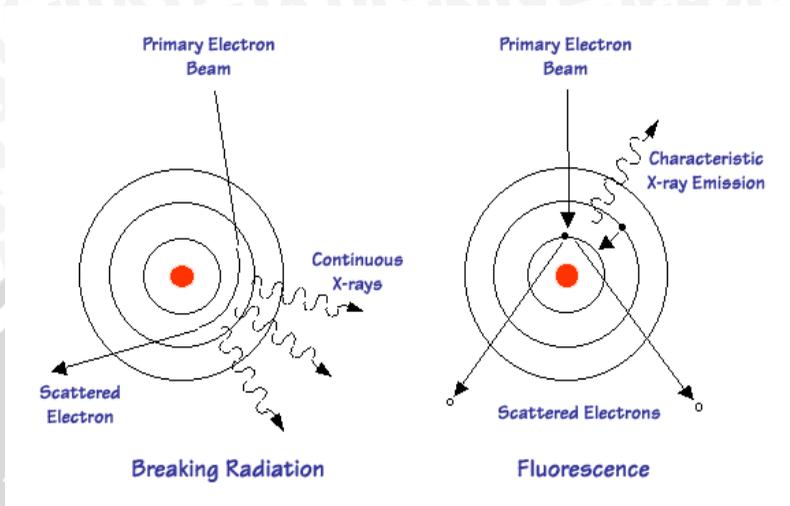
Sedangkan peristiwa tumbukan antara elektron dengan atom anoda dapat dilihat pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4: Tumbukan antara elektron dengan anoda (Suyatno, 2008).

- Elektron yang mendekati atom didalam anoda berinteraksi dengan elektron dalam atom tersebut, berupa tumbukan tak lenting sempurna, akibatnya elektron anoda terlepas dari kulitnya. Atom tertinggal dalam keadaan bereksitasi yang dalam keadaan tidak stabil. Maka terjadilah (dalam waktu 10^{-8} detik) pengisian kekosongan itu oleh elektron-elektron yang lebih luar. Perpindahan kulit yang luar ke kulit yang dalam disertai pancaran radiasi dengan panjang gelombang tertentu, maka radiasi ini bersifat diskrit.

Sinar-x karakteristik, sebagaimana sudah disebut di atas adalah sinar yang terbentuk dalam proses perpindahan elektron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi menuju ke tingkat energi yang lebih rendah. Disebut karakteristik karena energinya khas untuk setiap jenis atom yaitu sama dengan selisih energi antara kedua tingkat energi yang berkaitan (Hasanah, 2006)



Gambar 2.5: Proses terbentuknya sinar-x karakteristik (Anonymous, 2010^a).

Sinar-x yang digunakan dalam penyinaran medis adalah sinar-x *bremsstrahlung*. Sinar ini dapat dihasilkan melalui pesawat sinar-x yang terdiri dari tiga bagian utama, yaitu tabung sinar-x, sumber tegangan tinggi dan unit pengatur (Marpaung, 2006)

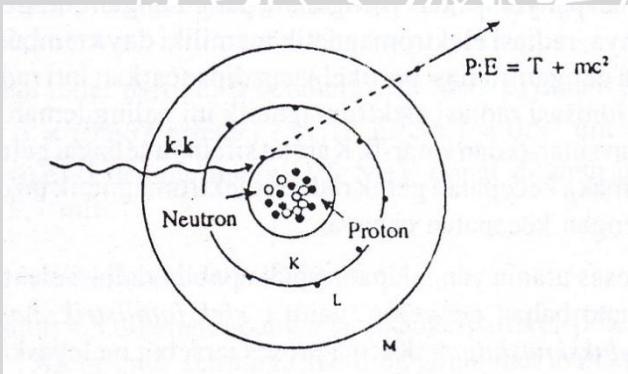
2.1.2 Interaksi Sinar-X dengan Materi

Ada tiga proses utama yang dapat terjadi apabila radiasi elektromagnetik melewati suatu bahan penyerap yaitu: efek fotolistrik, hamburan Compton, dan produksi pasangan. Ketiga proses tersebut melepaskan elektron yang selanjutnya dapat mengionisasi atom-atom lain dalam bahan. Peluang terjadinya interaksi antara radiasi elektromagnetik dengan bahan ditentukan oleh koefisien absorpsi linier (μ). Karena penyerapan intensitas elektromagnetik melalui tiga proses utama, maka nilai μ juga ditentukan oleh peluang terjadinya ketiga proses tersebut, yaitu: μ_n untuk efek fotolistrik, μ_c untuk hamburan Compton dan μ_{pp} untuk produksi pasangan. Koefisien absorpsi total (μ_t) merupakan jumlah dari ketiga koefisien absorpsi tersebut yaitu (Akhadi, 2000).

$$\mu_t = \mu_n + \mu_c + \mu_{pp} \quad (2.3)$$

2.1.2.1 Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik terjadi karena interaksi antara radiasi elektromagnetik dengan elektron-elektron dalam atom bahan. Pada peristiwa ini energi foton diserap seluruhnya oleh elektron yang terikat kuat oleh suatu atom sehingga elektron tersebut terlepas dari ikatan inti atom. Elektron yang terlepas itu disebut “fotoelektron.” Efek fotolistrik terutama terjadi pada foton berenergi rendah, yaitu berkisar antara 0,01 MeV hingga 0,5 MeV dan dominan pada energi foton dibawah 0,1 MeV. Radiasi elektromagnetik dengan energi fotonnya kecil akan berinteraksi dengan elektron-elektron yang berada di orbit luar atom. Semakin besar energi foton maka elektron-elektron yang berada pada orbit lebih dalam akan dilepaskan. Efek fotolistrik ini umumnya banyak terjadi pada materi dengan nomor massa (Z) yang besar, seperti pada tembaga ($Z=29$) atau timah hitam ($Z=82$).



Gambar 2.6 : Efek fotolistrik (Akhadi, 2000).

Elektron yang terlempar ke luar dari atom paling mungkin berasal dari elektron di kulit K. Energi foton datang ($h\nu$) sebagian besar berpindah ke elektron fotolistrik dalam bentuk energi kinetik elektron dan sebagian sangat kecil dipakai untuk melawan energi ikat elektron (B_e). Elektron terlempar selanjutnya dapat melakukan proses

ionisasi atom-atom lain didalam bahan. Besar energi kinetik fotoelektron (E_k) dalam peristiwa ini adalah (Akhadi, 2000).

$$E_k = h\nu - B_e \quad (2.4)$$

2.1.2.2 Hamburan Compton

Hamburan Compton terjadi apabila foton dengan energi $h\nu$ berinteraksi dengan elektron bebas atau elektron yang tidak terikat secara kuat oleh inti yaitu elektron yang berada pada kulit terluar dari atom (Gambar 2.7). Elektron itu dilepaskan dari ikatan inti atom dan bergerak dengan energi kinetik tertentu disertai foton lain dengan energi lebih rendah dibandingkan foton datang. Foton lain itu disebut foton hamburan dengan energi $h\nu'$ dan terhambur dengan sudut θ terhadap arah foton datang.

Dalam hamburan Compton, energi foton datang yang diserap atom diubah menjadi energi kinetik elektron dan foton hamburan yang berenergi lebih rendah. Elektron selanjutnya akan kehilangan energinya melalui proses ionisasi atom bahan. Perubahan panjang gelombang foton dari λ foton primer menjadi λ' foton hamburan adalah (Akhadi, 2000).

$$\Delta \lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad (2.5a)$$

Dimana: h = konstanta Planck ($6,63 \times 10^{-34}$ J.s)
 m_0 = massa diam elektron (0,000549 sma)
 c = kecepatan cahaya (3×10^8 m/s)
 θ = sudut hamburan

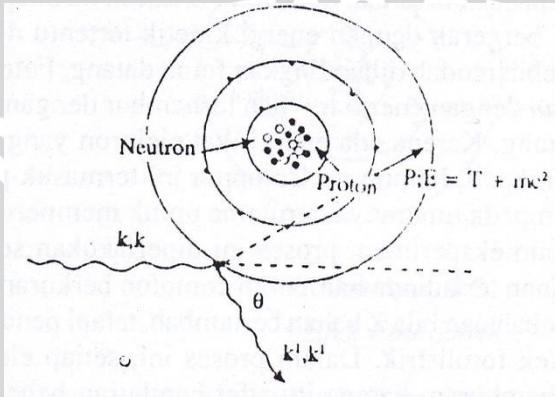
Dari persamaan (2.5a) dengan memasukkan harga h , m_0 dan c diperoleh:

$$\Delta \lambda (\text{dalam } \text{\AA}) = \lambda' - \lambda = 0,0242(1 - \cos \theta) \quad (2.5b)$$

Telihat bahwa pergeseran panjang gelombang Compton ($\lambda' - \lambda$) untuk setiap sudut hambur (θ) tidak bergantung pada energi foton datang ($h\nu$). Hamburan Compton penting untuk radiasi elektromagnetik dengan energi antara 200 keV hingga 5 MeV dalam sebagian besar unsur-unsur ringan. Jika energi foton mula-mula

adalah E (MeV), dan energi foton terhambur adalah E' (MeV), maka diperoleh hubungan antara keduanya sebagai berikut (Akhadi, 2000).

$$E' = \frac{E}{1 + 1,96E(1 - \cos \theta)} \quad (2.6)$$



Gambar 2.7 : Hamburan Compton (Akhadi, 2000).

2.1.2.3 Produksi Pasangan

Produksi pasangan terjadi karena interaksi antara foton dengan medan listrik dalam inti atom berat. Proses ini hanya terjadi dalam medan listrik disekitar partikel bermuatan, terutama dalam medan sekitar inti. Dalam proses produksi pasangan, dapat dianggap foton berinteraksi dengan atom secara keseluruhan. Jika interaksi itu terjadi, maka foton akan hilang/lenyap dan sebagai gantinya timbul sepasang elektron-positron. Karena masa diam elektron/positron ekuivalen dengan $0,51 \text{ MeV}$ (m_0c^2), maka produksi pasangan hanya dapat terjadi pada energi foton datang $\geq 1,02 \text{ MeV}$ ($2 m_0c^2$). Proses terjadinya produksi pasangan ditunjukkan pada Gambar 2.8.

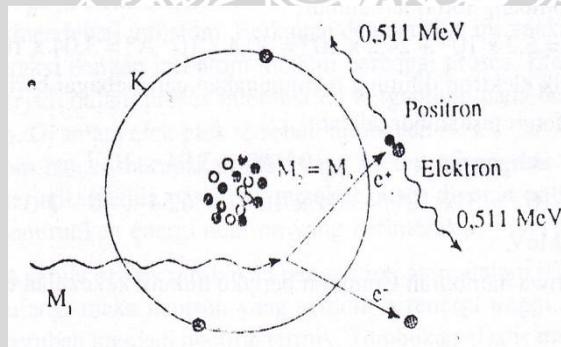
Energi kinetik total pasangan elektron-positron dapat dihitung melalui persamaan sebagai berikut (Akhadi, 2000).

$$hv = (E_e + m_0c^2) + (E_p + m_0c^2) \quad (2.7)$$

$$E_e + E_p = hv + 2 m_0c^2 \quad (2.8)$$

Dimana: E_e adalah energi kinetik elektron dan E_p adalah energi kinetik positron. Kedua partikel itu akan kehilangan energinya melalui proses ionisasi atom didalam bahan. Positron yang terbentuk juga dapat berinteraksi dengan elektron dalam bahan melalui suatu proses yang disebut “annihilasi.” Dalam proses ini, massa dari kedua partikel berubah menjadi dua buah foton dengan energi masing-masing 0,51 MeV, terpancar dengan arah yang saling berlawanan. Kedua foton tersebut selanjutnya dapat berinteraksi dengan bahan melalui proses fotolistrik maupun hamburan Compton.

Produksi pasangan meningkat dengan meningkatnya energi radiasi elektromagnetik yang datang. Proses ini juga dapat proposional dengan Z^2 bahan penyerap. Oleh sebab itu, produksi pasangan ini lebih sering terjadi pada bahan dengan nomor atom tinggi.



Gambar 2.8 : Proses produksi pasangan (Akhadi, 2000).

2.2 CT-Scan

CT-Scan (*Computer Tomography Scanning*) merupakan suatu alat penunjang diagnosis yang mempunyai aplikasi yang universal untuk pemeriksaan seluruh organ tubuh. Pada CT-Scan tersebut memiliki prosedur pencitraan diagnostik yang menggunakan

kombinasi dari sinar-x dan teknologi komputer untuk menghasilkan gambar penampang (yang sering disebut iris), baik horisontal maupun vertikal dari tubuh. CT-Scan menunjukkan gambaran rinci dari setiap bagian tubuh termasuk tulang, otot, lemak, organ dan pembuluh darah. CT-Scan Tomografi dapat menampilkan dan mengalokasikan suatu objek yang akan di diagnosis keadaannya dengan cara menggunakan teknik pemeriksaan tomografi untuk menghasilkan gambaran-gambaran objek yang berupa potongan-potongan tubuh secara axial dengan menggunakan prinsip kerja tomografi yang dilengkapi sistem komputer sebagai media pengolahan data-data software dan rekonstruksi dari obyek atau pasien. CT-scan mulai dipergunakan sejak tahun 1970 dalam alat bantu dalam proses diagnosis dan pengobatan pada pasien neurologis. Gambaran CT-scan adalah hasil rekonstruksi komputer terhadap gambar sinar-x. Gambaran dari berbagai lapisan secara multiple dilakukan dengan cara mengukur densitas dari substansi yang dilalui oleh sinar-x. Generasi terbaru dari CT-Scan yaitu MSCT-Scan 64 slice (*Multi Slice Computed Tomography Scanning 64 slice*) yang mampu menghasilkan gambar secara detail dari bagian tubuh manusia seperti kepala, pembuluh darah, jantung, otak, perut, usus besar dan sebagainya. *Multi Slice* CT-Scan dengan kecepatan 64 slice merupakan generasi CT-Scan paling canggih dengan peningkatan kecepatan yang sangat signifikan dari generasi terdahulu, sehingga penegakan diagnosa dapat lebih akurat. Selain itu MSCT Scan 64 slice dapat menunjukkan lokasi tumor dengan akurat. Hal ini sangat membantu dalam evaluasi pasien yang menjalani terapi operasi (Anonymous, 2010^b).

2.2.1 Sistem CT-Scan

Peralatan CT Scanner terdiri atas tiga bagian yaitu sistem pemroses citra, sistem komputer dan sistem kontrol serta algoritme rekonstruksi citra. Sistem pemrosesan citra merupakan bagian yang secara langsung berhadapan dengan obyek 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-data dari detektor dapat dimasukkan dalam komputer. Sistem akuisisi data terdiri atas sistem pengkondisi sinyal dan *interface* (antarmuka) analog ke komputer (Anonymous, 2010°).

Sistem Komputer dan Sistem Kontrol yaitu bagian computer bertanggung jawab atas keseluruhan sistem *CT Scanner*, yaitu mengontrol sumber sinar-x, simpan data, dan mengkonstruksi gambar tomografi. Komputer terdiri atas *processor*, *array processor*, *harddisk* dan sistem *input-output*. *Processor* atau *CPU* (unit pemroses pusat) mempunyai fungsi untuk membaca dan menginterpretasikan instruksi, melakukan eksekusi, dan menyimpan hasil-hasil dalam memory. *Harddisk* mempunyai fungsi untuk menyimpan data dan software. *CT Scanner* pada umumnya dilengkapi dengan dua buah *monitor* dan *keyboard*. Masing-masing sebagai *operator station* dan *viewer station* dan keduanya mempunyai tugas yang berbeda. *Operation Station* mempunyai fungsi sebagai operator kontrol untuk mengontrol beberapa parameter scan seperti tegangan anoda, waktu scan dan besarnya arus filamen. Sedangkan *viewer station* mempunyai fungsi untuk memanipulasi sistem pemroses citra. Bagian ini mempunyai sistem kontrol yang dihubungkan dengan sistem keluaran seperti *hard copy film*, *magnetic tape*, dan *paper print out*. Dari bagian ini dapat dilakukan pekerjaan untuk mendiagnosis hasil scanning (Wikipedia,

2012^a). Bagian terakhir dari CT Scanner adalah rekonstruksi. Banyak metode yang dapat digunakan untuk merekonstruksi gambar tomografi, mulai dari *back projection* sampai *konvolusi*. Metode ini banyak digunakan dalam bidang kedokteran. Metode ini menggunakan pembagian *pixel-pixel* yang kecil dari suatu irisan melintang. Untuk mendapatkan gambar rekonstruksi yang lebih baik, maka digunakan metode *konvolusi*, sehingga dihasilkan gambar yang lebih baik (Wikipedia, 2012).

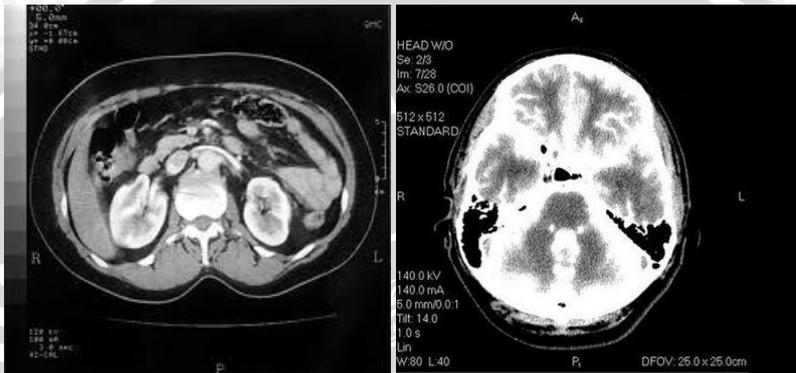


Gambar 2.9 : Mesin MSCT-Scanner dari Philips dengan tipe Brilliance 64-slice (Philips, 2005).

2.2.2 Prinsip Kerja MSCT-Scan

CT-Scan memiliki prinsip kerja yang sama dengan sinar-x yang lain. Pada MSCT, tabung sinar-x terus berputar secara stationer dan memancarkan sinar-x secara kontinyu sambil pasien bergerak maju oleh meja pesawat melewati bidang penyinaran sehingga dihasilkan banyak potongan (*multi slice*) dalam satu kali pergerakan pasien. Lintasan yang dibentuk dari rotasi tabung sinar-x terhadap pasien yang bergerak seolah-olah membentuk lintasan menyerupai spiral sehingga MSCT biasa juga dikenal dengan "spiral CT atau Helical CT". MSCT telah menghasilkan 64 *slice* dalam satu kali putaran gantri. Sinar-x akan diserap secara berbeda oleh bagian tubuh yang berbeda pula. Tulang menyerap lebih banyak sinar-x, sehingga tulang akan menunjukkan warna putih pada bayangan yang ditampilkan. Air (dalam ventrikel cerebral, cairan dalam ruang

tengah otak) menyerap sedikit dan menunjukkan warna hitam. Otak agak padat dan menunjukkan warna abu-abu. Pada stroke iskemik akan menunjukkan warna lebih gelap dibandingkan dengan otak normal sedangkan pada hemoragik lebih padat dan kelihatan berwarna putih pada CT scan Gambar 2.10.



(a)

(b)

Gambar 2.10 : MSCT-Scan (a).Abdomen dan (b).Otak manusia (Anonymous, 2010^c).

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. Proses pengumpulan data intensitas radiasi terusan pada bidang irisan obyek untuk berbagai sudut dinamakan scanning atau penyinaran (Anonymous, 2010^c).

2.3 Dosimetri

Dosimetri merupakan kegiatan pengukuran dosis radiasi dengan teknik pengukurannya didasarkan pada pengukuran ionisasi yang disebabkan oleh radiasi dalam gas, terutama udara. Dalam proteksi radiasi, metode pengukuran dosis radiasi ini dikenal dengan sebutan dosimetri radiasi. Radiasi mempunyai satuan karena radiasi itu membawa atau mentransfer energi dari sumber radiasi yang diteruskan kepada medium yang menerima radiasi. Sampai saat ini ICRP (Komisi Internasional untuk Perlindungan Radiologi) masing-masing tetap menggunakan besaran makroskopis yang disebut besaran dosimetri. Berikut ini akan dibahas besaran-besaran dan satuan-satuan dasar dalam dosimetri (Akhadi, 2000).

2.3.1 Dosis Serap

Dosis serap adalah banyaknya energi yang diserap oleh suatu materi per satuan massa. Massa sebagai hasil dari interaksi radiasi pengion dengan materi (BATAN, 2011). Dosis serap merupakan besaran yang dibatasi oleh jumlah energi yang diserap dari radiasi oleh jaringan biologi, atau energi yang diserap oleh radiasi pengion suatu bahan. Untuk mengukur besarnya energi radiasi yang diserap oleh medium perlu diperkenalkan suatu besaran yang tidak bergantung pada jenis radiasi, energi radiasi maupun sifat bahan penyerap, tetapi hanya bergantung pada jumlah energi radiasi yang diserap persatuan massa bahan yang menerima penyinaran radiasi tersebut. Untuk mengetahui jumlah energi yang diserap oleh medium ini digunakan besaran dosis serap. Secara matematis dosis serap (D) dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$D = \text{energi} / \text{massa} \text{ atau } D = dE / dm \quad (2.9)$$

dengan D adalah dosis serapan dengan satuan J/kg atau Gy (1 Gy = 1 J/kg) atau 1 gray (Gy) = 100 rad, dE adalah energi yang diserap oleh medium bermassa dm dengan satuan joule; dan dm adalah massa bahan dengan satuan kg (Akhadi, 2000).

2.3.2 Dosis Ekivalen

Pada sebelumnya orang menduga bahwa radiasi dapat menyebabkan perubahan dalam suatu sistem hanya berdasarkan pada besaran energi radiasi yang diserap oleh jaringan. Namun kenyataannya tidaklah demikian. Ditinjau dari efek biologi yang ditimbulkan, ternyata efek yang timbul pada suatu jaringan akibat penyinaran oleh bermacam-macam radiasi pengion tidak sama, meskipun dosis serap dari beberapa jenis radiasi yang diterima oleh jaringan itu sama besar (Akhadi, 2000).

Untuk menunjukkan kualitas radiasi dalam kaitannya dengan akibat biologi yang dapat ditimbulkan, diperkenalkan dengan faktor bobot radiasi (w_R). Dosis ekivalen pada prinsipnya dosis serap yang sudah dibobot dan dikalikan dengan faktor bobotnya. Faktor bobot radiasi ini dipilih berdasarkan efektivitas relative dalam menimbulkan akibat biologi yang bersifat stokostik pada dosis yang rendah. Contoh efek stokastik adalah induksi kanker yang kemungkinan timbulnya efek tersebut merupakan fungsi dosis yang diterima (BATAN, 2011). Dosis ekivalen dalam organ T yang menerima penyinaran radiasi R ($H_{T,R}$) ditentukan melalui persamaan: (ICRP, 2007)

$$D_R = w_R \cdot D \quad (2.10)$$

Dimana, D_R adalah dosis ekivalen dengan satuan sievert (Sv), w_R adalah faktor kualitas (pembobot) dari radiasi R , dan $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$, dengan rem merupakan satuan CGS, D adalah dosis serap yang dirata-ratakan untuk daerah organ yang menerima radiasi R . Tabel 2.1 menunjukkan faktor bobot radiasi (w_R) menurut jenis dan kelompok energi radiasi berdasarkan ICRP 103 (2007).

Tabel 2.1: Faktor Pembobot (W_R) (ICRP, 2007).

No	Jenis Radiasi	W_R
1.	Foton	1
2.	Elektron dan muon	1
3.	Proton dan pion bermuatan	2
4.	Partikel- α , fragmen fisi dan ion berat	20
5.	Neutron	
	En < 1 MeV	$2,5 + 18,2e^{-[\ln(E_n)]^2 / 6}$
	1 MeV \leq En \leq 50 MeV	$5,0 + 17,0e^{-[\ln(2E_n)]^2 / 6}$
	En > 50 MeV	$2,5 + 3,25e^{-[\ln(0,04E_n)]^2 / 6}$

2.3.3 Dosis Efektif

Dosis efektif adalah dosis serap yang mempertimbangkan kualitas radiasi dan sensitivitas dari pada jaringan. Setiap sel mempunyai faktor sensitivitas yang berbeda-beda, sel yang harus dilindungi yaitu sel reproduksi (gonad). Sehingga dosis efektif ini dapat dituliskan sebagai berikut:

$$D_{T,R} = w_T \cdot D_R \quad (2.11)$$

$$D_{T,R} \text{ total} = \sum_i w_{T,i} \cdot w_R \cdot D \quad (2.12)$$

Selain itu dosis efektif juga dapat diperoleh dengan menggunakan nilai faktor bobot empiris (k) yang sudah ditetapkan oleh ICRP dengan menggunakan persamaan : (ICRP, 2007)

$$DE = k \cdot DLP \quad (2.13)$$

dengan DE adalah dosis efektif, dan k adalah faktor bobot empiris ($mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$). Berikut ini merupakan tabel faktor bobot empiris:

Tabel 2.2 : Faktor bobot empiris untuk berbagai organ dan jaringan tubuh (ICRP, 2007)

Organ tubuh	k ($mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$)				
	Usia 0 tahun	Usia 1 tahun	Usia 5 tahun	Usia 10 tahun	dewasa
Kepala dan leher	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Kepala	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Leher	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Dada	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdomen dan pelvis	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Trunk	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Nilai dosis efektif ini dipengaruhi oleh *weighted computed Tomography Dose Index* ($CTDI_w$), *Volume Computed Tomography Dose Index* ($CTDI_{vol}$) dan *Dose Length Product* (DLP), yang diperoleh dari persamaan:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{nT} \int_{-T}^T D_a(z) dz \quad (2.14)$$

Dimana $D_a(z)$ adalah dosis serap di udara, n adalah jumlah irisan yang diperoleh dan T adalah ketebalan irisan. Sedangkan nilai $CTDI_w$ dapat ditentukan dari persamaan :

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100}^{central} + \frac{2}{3} CTDI_{100}^{perip\ heral} \quad (2.15)$$

2.4 Nilai Batas Dosis

Nilai Batas Dosis (NBD) adalah dosis terbesar yang diizinkan oleh BAPETEN (Badan Pengawas Tenaga Nuklir) yang dapat diterima oleh pekerja radiasi dan anggota masyarakat dalam jangka waktu tertentu tanpa menimbulkan efek genetik dan somatik

yang berarti akibat pemanfaatan tenaga nuklir (Akhadi, 2000) Nilai Batas Dosis antara ICRP 60 (*International Commission On Radiological Protection 60*) dan ICRP 103 (*International Commission On Radiological Protection 103*) sebenarnya tidak banyak perbedaannya. Perbedaan antara lain untuk dosis wanita hamil dari 2 mSv (awal kehamilan) diturunkan menjadi 1 mSv (janin). Macam-macam nilai batas dosis adalah (Suliyanto, 2010)

- Nilai Batas Dosis untuk personal:
 - a) Dosis efektif sebesar 20 mSv per tahun rata-rata selama 5 tahun;
 - b) Penerimaan maksimum setahun 50 mSv dengan memperhitungkan penerimaan dosis di tahun berikutnya;
 - c) Untuk lensa mata sebesar 150 mSv dalam 1 (satu) tahun; dan
 - d) Untuk tangan dan kaki, atau kulit sebesar 500 mSv dalam 1 (satu) tahun.
- Nilai Batas Dosis untuk Siswa dan Magang (Usia 16 – 18 tahun):
 - a) Dosis Efektif sebesar 6 mSv/tahun;
 - b) Untuk lensa mata sebesar 50 mSv/tahun; dan
 - c) Untuk tangan, kaki dan kulit sebesar 150 mSv/tahun.
- Nilai Batas Dosis untuk Keadaan Khusus:
 - a) Masa rata-rata dapat diperpanjang menjadi 10 (sepuluh) tahun;
 - b) Untuk sementara NBD dapat diubah bila dibawah 50 mSv/tahun dan tidak boleh selama 5 tahun.
- Nilai Batas Dosis untuk anggota masyarakat:
 - a) Dosis efektif sebesar 1 mSv dalam 1 (satu) tahun;
 - b) Kondisi khusus boleh 5 mSv/tahun bila rerata selama 5 tahun adalah 1 mSv/tahun;
 - c) Untuk lensa mata sebesar 15 mSv dalam 1 (satu) tahun; dan
 - d) Untuk kulit, kaki dan tangan sebesar 5 mSv dalam 1 (satu) tahun.

Dosis tertinggi yang diizinkan yang diterima oleh pekerja radiasi didasarkan atau rumus dosis akumulasi sebagai berikut (Akhadi, 2000)

$$D = 5 (N - 18) \quad (2.12)$$

Dimana D adalah dosis tertinggi yang diizinkan untuk diterima oleh seorang pekerja radiasi selama masa kerjanya, dinyatakan dalam rem, N adalah usia pekerja radiasi yang bersangkutan, dinyatakan dalam tahun, 18 adalah usia terendah dari seorang yang diizinkan untuk bekerja dalam medan radiasi, dinyatakan dalam tahun.

2.4.1 Nilai Batas Dosis yang berlaku di Indonesia

Nilai batas dosis (NBD) adalah suatu proteksi radiasi, yang unsur utamanya optimalisasi. Nilai batas dosis mungkin saja akan diturunkan hingga sama dengan dosis latar dari alam. Penentuan NBD yang agak tinggi di masa lalu semata-mata disebabkan oleh tingkat pemahaman efek biologi radiasi saat itu yang masih agak terbatas. Sifat dari rekomendasi ICRP ini juga tidak mengikat, dalam arti setiap negara diberikan kebebasan untuk memilih sistem proteksi radiasi yang paling sesuai dengan kondisi negara masing-masing (Prayitno, 2012)

Nilai batas dosis yang berlakukan di Indonesia dituangkan dalam surat Keputusan Direktur Jendral Badan Tenaga Atom Nasional Nomor: PN03/160/DJ/89 tentang Ketentuan Keselamatan Kerja terhadap Radiasi. Nilai batas dosis yang ditentukan dalam ketentuan tersebut bukan merupakan batas tertinggi yang apabila dilampaui seseorang akan mengalami akibat merugikan yang nyata. Meskipun demikian, karena setiap penyinaran mengandung resiko tertentu. Setiap penyinaran yang tidak perlu harus dihindari dan penerimaan dosis harus diusahakan serendah-rendahnya. Nilai batas yang ditetapkan dalam peraturan tersebut dimaksudkan sebagai dasar untuk merancang prosedur kerja, mendisain sistem proteksi yang diinginkan, untuk menentukan efesiensi tindakan proteksi dan cara kerja, serta untuk menentukan luas dan sifat tindakan kesehatan yang perlu diberikan kepada seseorang (Akhadi, 2000)

Untuk tujuan pemonitoran dan pembatasan penyinaran dibedakan dua kategori pekerja radiasi, yaitu:

- Kategori A untuk pekerja radiasi yang mungkin menerima dosis sama dengan atau lebih besar dari 15 mSv (1500 mrem) per tahun.

- Kategori B untuk pekerja radiasi yang mungkin menerima dosis lebih kecil dari 15 mSv (1500 mrem) per tahun.

Terdapat tiga NBD untuk seluruh tubuh bergantung pada pekerja radiasinya yaitu NBD untuk pekerja radiasi umumnya dan dua pengecualian NBD masing-masing untuk wanita dalam usia subur dan wanita dalam usia hamil. Adapun nilai NBD tersebut adalah:

- NBD untuk pekerja radiasi yang memperoleh penyinaran seluruh tubuh ditetapkan 50 mSv (5000 mrem) per tahun.
- Batas tertinggi penerimaan dosis pada abdomen pada pekerja radiasi wanita dalam usia subur ditetapkan tidak lebih dari 13 mSv (1300 mrem) dalam jangka waktu 13 minggu dan tidak melebihi NBD untuk pekerja radiasi.
- Segera setelah seorang pekerja wanita dinyatakan mengandung harus dilakukan pengaturan agar dalam melaksanakan tugasnya jumlahnya penerima dosis pada janin, terhitung sejak dinyatakan mengandung hingga saat melahirkan, diusahakan serendah-rendahnya yang sama sekali tidak boleh melebihi 10 mSv (1000 mrem). Setiap penguasa instalasi atom harus menjamin agar kontribusi penyinaran yang berasal dari instalasinya pada anggota masyarakat secara keseluruhan serendah mungkin.

2.4.2 Prinsip Proteksi Radiasi

Prinsip proteksi radiasi berdasarkan *Basic Safety Standard* (BSS) terdiri atas 3 unsur yaitu : (BATAN, 2011)

a. Justifikasi

Justifikasi adalah semua kegiatan yang melibatkan paparan radiasi hanya dilakukan jika menghasilkan nilai lebih atau memberikan manfaat yang nyata (azas manfaat).

b. Optimasi

Pada optimasi semua paparan harus diusahakan serendah yang layak dicapai (*As Low As Reasonably Achievable – ALARA*) dengan mempertimbangkan factor ekonomi dan sosial. Syarat ini menyatakan bahwa kerugian/kerusakan dari suatu kegiatan yang melibatkan radiasi harus ditekan serendah mungkin dengan menerapkan peraturan proteksi.

c. Pembatasan

Pada pembatasan semua dosis ekuivalen yang diterima oleh seseorang tidak boleh melampaui Nilai Batas Dosis (NBD) yang telah ditetapkan. Pembatasan dosis ini dimaksud untuk menjamin bahwa tidak ada seorang pun terkena resiko radiasi baik efek stokastik maupun efek deterministik akibat dari penggunaan radiasi maupun zat radioaktif dalam keadaan normal.

2.5 Efek Biologi dari Radiasi Pengan

Efek merugikan yang muncul pada tubuh manusia karena terpapar sinar-x dan Gamma yaitu berupa kerontokan rambut dan kerusakan kulit. Pada tahun 1897 di Amerika Serikat dilaporkan adanya 69 kasus kerusakan kulit yang disebabkan oleh sinar-x, sedangkan pada tahun 1902 angka yang dilaporkan meningkat menjadi 170 kasus. Pada tahun 1911 di Jerman juga dilaporkan adanya 94 kasus tumor yang disebabkan sinar-x dan gamma (Akhadi, 2000)

A. Interaksi Radiasi dengan Materi Biologi

Gangguan kesehatan dalam bentuk apa pun yang merupakan akibat dari paparan radiasi bermula dari interaksi antara radiasi pengan dengan sel maupun jaringan tubuh manusia. Karena interaksi itu maka sel-sel dapat mengalami perubahan struktur dari struktur normal semula. Terdapat dua jenis penyinaran terhadap jaringan tubuh yaitu :

1. Penyinaran dalam waktu singkat (akut) yang umumnya terjadi pada kecelakaan. Penyinaran akut yang melibatkan radiasi dosis tinggi dapat menimbulkan efek biologi seketika yaitu efek yang munculnya kurang dari satu tahun sejak terjadinya penyinaran. Namun penyinaran akut dapat menyebabkan efek biologi tertunda apabila dosis radiasinya tidak tinggi.
2. Penyinaran oleh radiasi dosis rendah namun berlangsung terus menerus (kronis). Penyinaran jenis ini biasanya tidak segera menampakkan efeknya, sehingga efek yang ditimbulkan disebut efek tertunda. Efek ini dapat muncul setelah beberapa tahun bahkan puluhan tahun dari saat terjadinya penyinaran.

Resiko kerusakan somatik dialami langsung oleh orang yang sel somatiknya terkena penyinaran. Sedangkan resiko dari kerusakan genetik tidak dialami oleh yang bersangkutan, melainkan keturunan dari yang bersangkutan tersebut yang mempunyai peluang untuk terkena resikonya. Terdapat empat tahapan interaksi antara radiasi dengan bahan biologi yang merupakan proses yang berlangsung secara bertahap:

1. Tahap fisik berupa absorpsi energi radiasi pengion yang menyebabkan terjadinya eksitasi dan ionisasi pada molekul atau atom penyusun bahan biologi. Proses ini berlangsung sangat singkat dalam orde 10^{-16} detik. Karena sel sebagian besar 70% tersusun atas air, maka ionisasi awal yang terjadi didalam sel adalah terurainya molekul air menjadi ion positif H_2O dan e^- sebagai ion negatif.
2. Tahap fisika kimia dimana atom atau molekul yang tereksitasi atau terionisasi mengalami reaksi-reaksi sehingga terbentuk radikal bebas yang tidak stabil. Tahap ini berlangsung dalam orde 10^{-6} detik. Karena sebagian besar tubuh manusia tersusun atas air, maka peranan air sangat besar dalam menentukan hasil. Akhir dalam tahap fisikakimia.
3. Tahap kimia dan biologi yang berlangsung dalam beberapa detik dan ditandai dengan terjadinya reaksi antara radikal bebas dan peroksida dengan molekul organik sel serta inti sel yang terdiri atas kromosom-kromosom. Reaksi ini akan menyebabkan terjadinya kerusakan-kerusakan terhadap molekul dalam sel.
4. Tahap biologis yang ditandai dengan terjadinya tanggapan biologis yang bervariasi tergantung pada molekul penting mana yang bereaksi dengan radikal bebas dan peroksida yang terjadi pada tahap ketiga. Proses ini berlangsung dalam orde beberapa puluh menit hingga beberapa puluh tahun, tergantung tingkat kerusakan sel yang terjadi (Akhadi, 2000).

B. Efek Stokastik

Efek stokastik berkaitan dengan paparan radiasi dosis rendah yang dapat muncul pada tubuh manusia dalam bentuk kanker (kerusakan somatik) atau cacat pada keturunan (kerusakan genetik). Dalam efek stokastik tidak dikenal adanya dosis ambang. Jika sekecil

apapun dosis radiasi yang diterima tubuh ada kemungkinannya akan menimbulkan kerusakan sel somatik maupun sel genetik. Yang dimaksud dosis rendah adalah dosis radiasi dari 0,25 sampai dengan 1.000 μSv (Akhadi, 2000).

C. Efek Deterministik

Efek deterministik berkaitan dengan paparan radiasi dosis tinggi yang munculnya dapat langsung dilihat atau dirasakan oleh individu yang terkena radiasi. Efek tersebut dapat muncul seketika hingga beberapa minggu setelah penyinaran. Efek ini mengenal adanya dosis ambang. Jadi hanya radiasi dengan dosis tertentu yang dapat menimbulkan efek deterministik, radiasi dengan dosis dibawah dosis ambang tidak akan menimbulkan efek deterministik tertentu contohnya seperti kulit memerah karena terkena paparan radiasi sebesar 3.000 – 6.000 mSv atau kerontokan rambut yang disebabkan oleh paparan radiasi sebesar 6.000 – 12.000 mSv (Akhadi, 2000)

Beberapa efek deterministik yang dapat muncul akibat paparan radiasi dosis tinggi pada tubuh manusia adalah:

1. Penerimaan dosis radiasi sebesar 100.000 mSv (100 Sv) atau lebih mengakibatkan kerusakan sistem syaraf pusat yang akan diikuti dengan kematian setelah beberapa jam atau hari. Akibat yang lebih fatal dapat terjadi apabila radiasi mengenai bagian kepala, maka mengakibatkan terjadinya kerusakan langsung pada sistem syaraf pusat.
2. Penyinaran radiasi dengan dosis 10-50 Sv pada tubuh mengakibatkan kerusakan saluran pencernaan dan dapat mengakibatkan kematian setelah 1-2 minggu kemudian.
3. Dosis radiasi 3-5 Sv dapat mengakibatkan terjadinya kerusakan sumsum tulang yang diikuti kematian setelah 1-2 bulan kemudian. Kerusakan utama yang terjadi pada organ pembentuk sel-sel darah dalam sumsum tulang.
4. Efek somatik pada organ reproduksi adalah terganggunya produksi sperma pada pria dan kerusakan ovum pada wanita, sehingga radiasi dapat menimbulkan kemandulan. Sterilitas (kemandulan) pada wanita dapat terjadi apabila mengalami pemaparan radiasi pada tubuh dengan dosis 3 Sv, sterilitas permanen pada pria terjadi pada dosis 2 Sv, sedangkan

penerimaan dosis 0,1 Sv (100 mSv) dapat mengakibatkan sterilitas sementara pada pria.

5. Lensa mata mempunyai radiosensitivitas lebih tinggi dibandingkan retina mata. Radiasi dapat menimbulkan kerusakan sel pada lensa mata sehingga sel-sel itu tidak mampu melakukan peremajaan. Penyinaran yang mengenai mata dengan dosis 2-5 Sv dapat mengakibatkan terjadinya katarak pada lensa mata.
6. Penyinaran ke seluruh tubuh dengan dosis 1-2 Sv menimbulkan gejala mual-mual yang diikuti muntah (Akhadi, 2000).



BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dimulai pada tanggal 06 Juni sampai 06 Juli 2012 dan dilaksanakan di Instalasi Radiologi, Rumah Sakit Umum Pusat Sanglah Denpasar Bali.

3.2 Peralatan Penelitian

Peralatan yang digunakan dalam penelitian ini yaitu MSCT Scan Philips Brilliance 64-slice.



Gambar 3.1 : MSCT-Scan Philips Brilliance 64 slice

3.3 Tahap Penelitian

Metode penelitian yang dilakukan terdapat beberapa tahapan penelitian antara lain yaitu studi literature, observasi lapang, wawancara, persiapan alat, kalibrasi alat, pengaturan posisi pasien, penyinaran sinar-x, pengambilan data, pengolahan data, dan analisis data.

3.3.1 Kalibrasi Alat

Setiap pagi sebelum alat MSCT-Scan digunakan untuk melakukan pemeriksaan pada pasien dilakukan kalibrasi alat terlebih dahulu dengan mengoperasikan alat MSCT-Scan tersebut dengan menggunakan protokol (benda) lain yang kemudian dilihat melalui monitor MSCT-Scan. Hal ini bertujuan agar alat MSCT-Scan pada saat digunakan memeriksa pasien tidak terjadi kesalahan. Dan setiap pasien yang akan melakukan MSCT-Scan harus disertai surat rujukan dari dokter. Kemudian pasien dapat dipersiapkan diri untuk dilakukan “scanning”.

3.3.2 Pengaturan Posisi Pasien

Pasien yang akan dilakukan “scanning” terutama untuk proses scanning abdomen pasien dianjurkan untuk melepas aksesoris yang dikenakan serta pasien harus untuk berganti pakaian yang sudah disediakan oleh pihak MSCT- Scan agar gambar yang diambil tidak terhalangi dengan aksesoris yang dikenakan pasien selama proses “scanning”.

Pasien ditidurkan pada meja CT-Scan dengan posisi telentang, meja CT-scan dinaikkan dengan ketinggian tepat ditepat di tengah-tengah gantry dan kedua tangan direntangkan ke atas. Kemudian dilakukan proses penyinaran sinar-x pada pasien.

3.3.3 Pengambilan Data

Data yang diambil dari pasien yang menjalani pemeriksaan CT-Scan Abdomen dan kepala usia 1 – 16 tahun untuk protokol anak-anak (pediatri) dan usia 17–50 tahun untuk protokol dewasa. Data yang digunakan ini merupakan data MSCT-Scan selama satu tahun.

Komputer CT-Scan berfungsi untuk mengontrol radiasi sinar-x yang dipancarkan, menyimpan data dan merekonstruksi gambar. Setelah pasien dilakukan scanning maka data-data tersebut akan muncul pada layar komputer CT-Scan, seperti gambar scanning, nama pasien, waktu rotasi, jenis kelamin pasien, umur pasien, besarnya kV, mA, waktu rotasi (s), tebal irisan, DLP, CTDI_{vol}, dan sebagainya. Parameter-parameter yang digunakan dalam pengambilan data yaitu tanggal pemeriksaan pasien, ID

pasien, umur pasien, jenis kelamin, keterangan tindakan, merk mesin, kV, mA, waktu rotasi (s), Kollimasi, tebal irisan, *scan length*, DLP dan $CTDI_{vol}$.

3.3.3.1 *Computed Tomography Dose Index (CTDI_{vol}) (mGy)*

CTDI merupakan dasar deskriptor CT. CTDI digunakan sebagai indikator dosis. CTDI dihitung untuk mengetahui kontribusi dari radiasi yang tersebar yang terjadi ketika dilakukan beberapa irisan scan pada bagian tubuh. $CTDI_{vol}$ digunakan untuk memberikan nilai bobot dosis pada arah x, y dan z atau total volume CT yang di *scan*. $CTDI_{vol}$ berguna sebagai nilai perkiraan dosis pasien. $CTDI_{vol}$ memberikan parameter tunggal yang menggambarkan radiasi yang diberikan pada volume scan. Satuan dalam *Standart International (SI)* miligray (mGy). $CTDI_{vol}$ berguna sebagai indikator keluaran radiasi tetapi bukan ukuran langsung dari dosis.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \times \frac{NT}{I} \quad (3.1)$$

Dimana N dan T adalah menggambarkan total lebar kolimasi berkas sinar-x dan I adalah jarak pergerakan dalam satu putaran untuk scan helical atau jarak antara akuisisi untuk aksial. Untuk scan helical, $NT/I = I/pitch$ dan karena itu :

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (3.2)$$

Pitch adalah jarak perpindahan meja dalam satu putaran penuh 360° dibagi total lebar berkas kolimasi berkas sinar-x (McNitt-Gray, 2002).

3.3.3.2 *Dose Length Product (DLP) (mGy.cm)*

Dose Length Produk (DLP) adalah indikator gabungan dosis radiasi pada keseluruhan pemeriksaan CT. $CTDI_{vol}$ sepanjang panjang scan bergabung untuk menghitung DLP dimana DLP (mGy.cm) sama dengan $CTDI_{vol}$ dikali panjang scan (cm). DLP menggambarkan gabungan keluaran radiasi berhubungan dengan

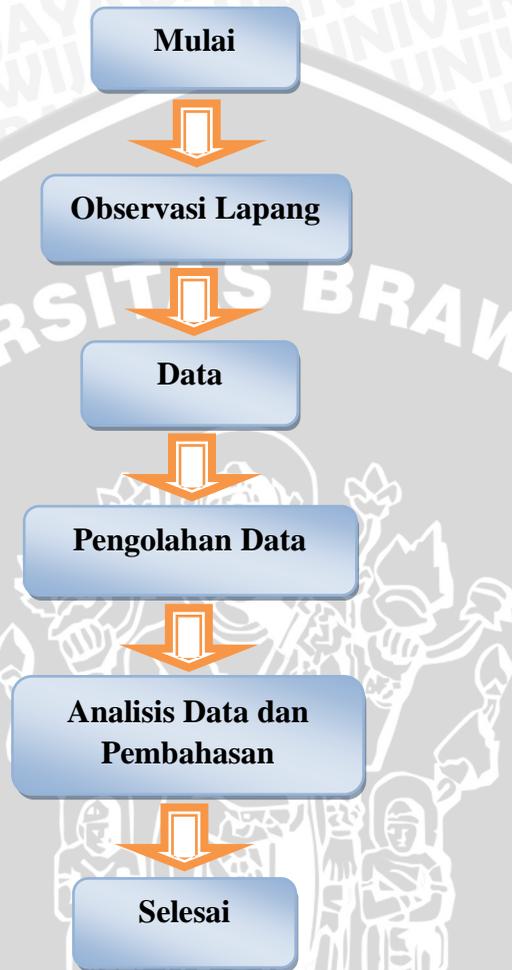
akuisisi scan lengkap (McCollough dkk., 2009). Nilai DLP diberikan dengan rumus : (McNitt-Gray, 2002)

$$DLP = CTDI_{vol} \times scan \ length \quad (3.3)$$

3.3.4 Pengolahan Data

Data yang telah diperoleh kemudian diolah dengan mengelompokkan menjadi beberapa kelompok. Usia pediatri dikelompokkan dalam usia 0-5 tahun, 6-10 tahun dan 11-16 tahun. Sedangkan untuk usia dewasa dikelompokkan dalam usia 17-30 tahun, 31-40 tahun dan 41-50 tahun. Setelah dikelompokkan nilai $CTDI_{vol}$ dan DLP dihitung nilai rata-ratanya, kemudian dimasukkan kedalam tabel dan dibuat Diagram perbandingan antara nilai rata-rata $CTDI_{vol}$ dengan usia pasien dan Diagram hubungan antara nilai rata-rata DLP dengan usia pasien. Hal ini dilakukan untuk mengetahui perbedaan nilai dosis rata-rata $CTDI_{vol}$ dan DLP pada setiap kelompok usia pasien.





Gambar 3.2: Diagram alir penelitian.

UNIVERSITAS BRAWIJAYA

(halaman ini sengaja dikosongkan)



BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan di Rumah Sakit Umum Pusat Sanglah Denpasar Bali dengan menggunakan pesawat sinar-x yaitu *Multi Slice computed Tomography Scanning* (MSCT-Scan) merk Philips Brilliance 64 slice.

MSCT-Scan ini dapat digunakan untuk mendiagnosa pasien mulai dari kepala sampai dengan kaki. Pasien banyak menderita penyakit pada kepala dan selain itu penyakit dan gangguan pada rongga perut merupakan salah satu penyakit yang sering diderita pasien dengan keluhan didaerah perut (abdomen).

Data yang diambil diperoleh langsung dari komputer MSCT-Scan tersebut dengan protokol kepala dan protokol abdomen dengan pemeriksaan MSCT-Scan kepala dan MSCT-Scan abdomen tanpa kontras selama satu tahun dengan jumlah populasi MSCT-Scan abdomen usia pediatri laki-laki dan perempuan masing-masing 11 pasien dan usia dewasa masing-masing 50 pasien baik laki-laki maupun perempuan. Sedangkan MSCT kepala sebanyak 50 pasien pediatri baik itu pada laki-laki maupun pada perempuan serta 50 pasien dewasa baik itu laki-laki maupun pasien perempuan. Usia yang digunakan mulai dari pasien pediatri yaitu usia $<1 - 16$ tahun dan pasien dewasa yaitu $17 - 50$ tahun.

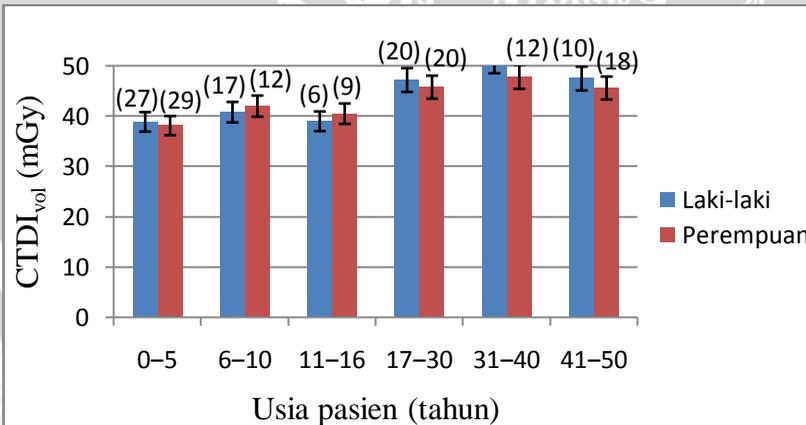
Pada alat MSCT-Scan ini parameter yang diperoleh yaitu besarnya tegangan tabung (kV), arus tabung (mA), waktu rotasi (detik), *scan length* (cm), usia pasien, jenis kelamin, $CTDI_{vol}$ (mGy), dan DLP (mGy.cm). Besar tegangan yang digunakan sebesar 120 kV untuk semua jenis pemeriksaan MSCT-Scan baik itu usia pediatri maupun pasien dewasa. Sedangkan untuk parameter lainnya seperti kuat arus (mA), waktu rotasi (detik), dan luas paparan radias (cm) berbeda-beda bergantung pada diagnosa yang diperlukan. Dari hasil data yang diperoleh didapatkan besarnya nilai rata-rata *Dose Length Product* (DLP), *Computed Tomography Dose Index* ($CTDI_{vol}$) dan dosis efektif pada setiap pasien.

4.1 Nilai $CTDI_{vol}$ dan Nilai DLP Pada Pasien MSCT-Scan

Nilai *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) dipengaruhi oleh volume organ tubuh pasien. CTDI dihitung untuk mengetahui kontribusi dari radiasi yang tersebar yang terjadi ketika dilakukan beberapa irisan scan pada bagian tubuh. Nilai *Dose length Product* (DLP) merupakan jumlah yang sederhana untuk menampilkan total energi radiasi yang masuk ke dalam tubuh. Nilai DLP dipengaruhi oleh tegangan kV, kuat arus, waktu rotasi, kolimasi, serta luas paparan radiasi. Bedanya dengan nilai $CTDI_{vol}$ adalah tidak dipengaruhi oleh luas paparan radiasi. Besar kecilnya luas paparan tersebut tergantung pada diagnosis yang diperlukan. Setiap orang luas paparan radiasinya berbeda meskipun obyek penyinarannya sama.

4.1.1 Nilai $CTDI_{vol}$ Pada MSCT-Scan Kepala

Dari data hasil penelitian didapatkan nilai rata-rata $CTDI_{vol}$ pada pasien usia pediatri dan usia dewasa baik laki-laki maupun perempuan yang ditunjukkan pada gambar 4.1.

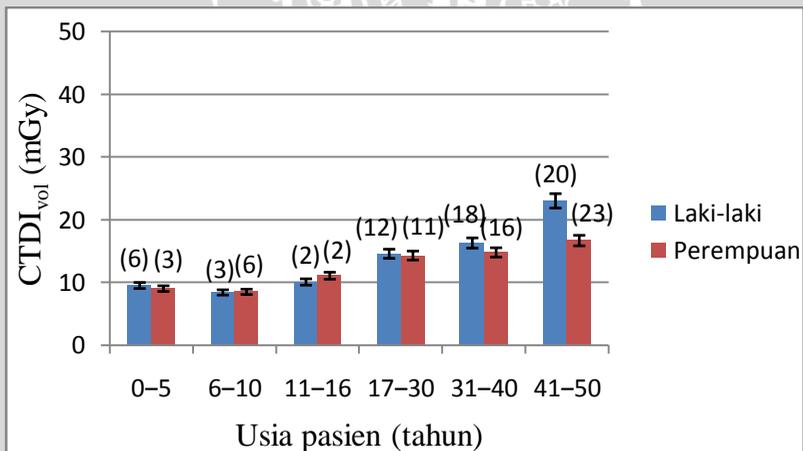


Gambar 4.1 : Perbandingan $CTDI_{vol}$ protokol kepala laki-laki dan perempuan, dimana angka dalam kurung menunjukkan jumlah populasi untuk masing-masing kelompok usia (populasi laki-laki dan populasi perempuan).

Dari gambar 4.1 menjelaskan bahwa kedua diagram tersebut seimbang (merata). Nilai $CTDI_{vol}$ laki-laki tertinggi terdapat pada usia 31-40 tahun sebesar 51,13 mGy dan nilai $CTDI_{vol}$ terendah pada usia antara 0-5 tahun sebesar 38,9 mGy. Sedangkan nilai $CTDI_{vol}$ pada perempuan tertinggi usia 31–40 tahun sebesar 47,87 mGy dan terendah pada usia antara 0-5 tahun sebesar 38,17 mGy. Hal ini menunjukkan bahwa dalam rentang usia anak-anak (pediatric) hingga usia dewasa nilai $CTDI_{vol}$ protokol kepala mengalami penurunan dan kenaikan, dan akan mencapai titik maksimum pada usia antara 31-40 tahun.

4.1.2 Nilai $CTDI_{vol}$ Pada MSCT-Scan Abdomen

Berikut ini merupakan diagram perbandingan nilai $CTDI_{vol}$ rata-rata protokol abdomen antara usia pasien pediatri dengan usia dewasa.

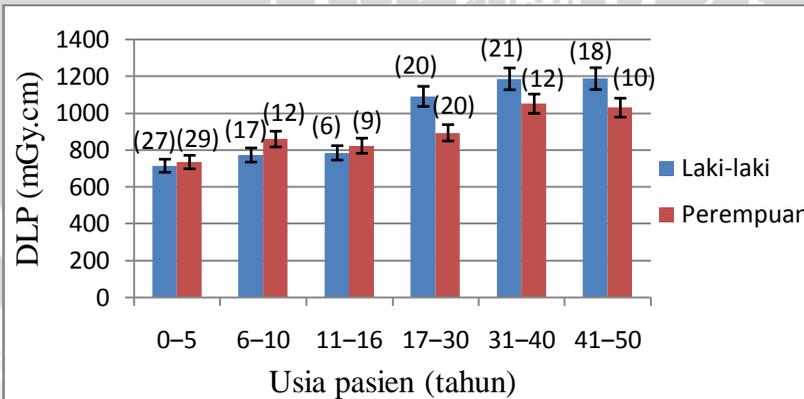


Gambar 4.2 : Perbandingan $CTDI_{vol}$ protokol abdomen laki-laki dan perempuan, dimana angka dalam kurung menunjukkan jumlah populasi untuk masing-masing kelompok usia (populasi laki-laki dan populasi perempuan).

Dari gambar 4.2 diperoleh diagram $CTDI_{vol}$ dengan usia pasien, dimana angka dalam kurung menunjukkan jumlah populasi (populasi laki-laki dan populasi perempuan) dalam setiap kelompok usia. Nilai $CTDI_{vol}$ tertinggi pada pasien laki-laki berusia antara 41–50 tahun sebesar 23,03 mGy dan nilai $CTDI_{vol}$ terendah terdapat pada pasien yang berusia antara 6–10 tahun sebesar 8,42 mGy. Sedangkan pada pasien perempuan nilai $CTDI_{vol}$ tertinggi pada usia antara 41-50 tahun sebesar 16,7 mGy dan nilai $CTDI_{vol}$ terendah terdapat pada usia antara 6-10 tahun sebesar 8,52 mGy. Grafik tersebut mengalami penurunan dan kenaikan. Nilai DLP pada pasien laki-laki dan perempuan mengalami penurunan kemudian mengalami kenaikan dan berada pada titik maksimum ketika pasien berusia sekitar 41-50 tahun. Hal ini menunjukkan bahwa dalam rentang usia anak-anak (pediatri) hingga usia dewasa $CTDI_{vol}$ protokol abdomen akan mencapai nilai maksimum pada usia 41 – 50 tahun.

4.1.3 Nilai DLP Pada MSCT-Scan Kepala

Berikut ini nilai rata-rata DLP pada MSCT-Scan protokol kepala dengan usia pediatri sampai dengan usia dewasa berdasarkan rentang usia..

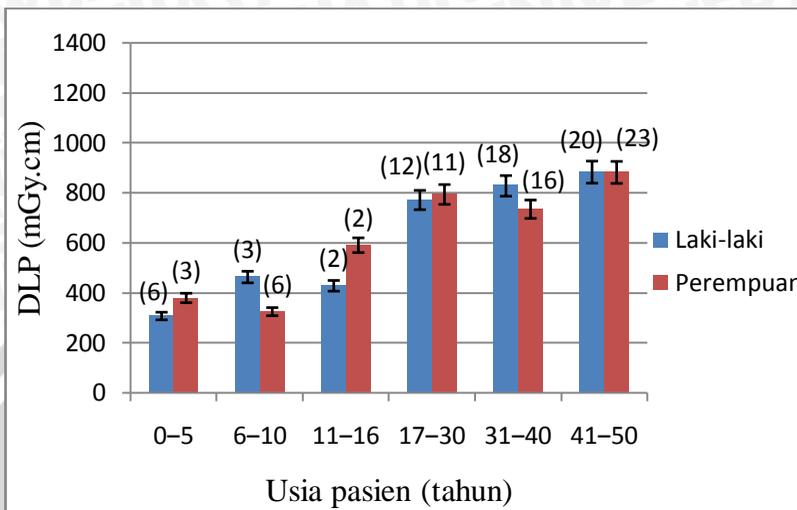


Gambar 4.3: Perbandingan DLP protokol kepala laki-laki dan perempuan, dimana angka dalam kurung menunjukkan jumlah populasi (populasi laki-laki dan populasi perempuan).

Dari gambar 4.3 dapat diketahui bahwa nilai DLP tertinggi terdapat pada pasien laki-laki berusia antara 41-50 tahun yaitu sebesar 1186,47 mGy.cm, sedangkan DLP terendah terdapat pada pasien yang berusia 0-5 tahun yang sebesar 712,77 mGy.cm. Grafik tersebut mengalami kenaikan secara kontinu. Nilai DLP pada pasien laki-laki akan mengalami kenaikan pada titik maksimum ketika pasien berusia antara 41-50 tahun. Sedangkan dari grafik DLP pasien perempuan dapat diketahui bahwa nilai DLP tertinggi ada pada pasien berusia antara 31-50 tahun sebesar 1050 mGy.cm dan nilai DLP terendah berada pada pasien usia antara 0-5 tahun sebesar 782,85 mGy.cm. DLP naik pada usia 6-10 tahun, turun kembali hingga 17-30 tahun, naik kembali pada usia 31-40 tahun dan turun kembali pada usia 41-50 tahun. Hal ini menunjukkan bahwa dalam rentang usia anak-anak (pediatri) hingga usia dewasa DLP mengalami kenaikan dan penurunan dan akan mencapai titik maksimum pada usia 31-40 tahun.

4.1.4 Nilai DLP Pada MSCT-Scan Abdomen

Berikut ini adalah nilai rata-rata DLP mulai dari usia pediatri sampai dengan usia dewasa pada protokol abdomen berdasarkan rentang usia.



Gambar 4.4 : Perbandingan DLP protokol abdomen laki-laki dan perempuan, dimana angka dalam kurung menunjukkan jumlah populasi (populasi laki-laki dan populasi perempuan).

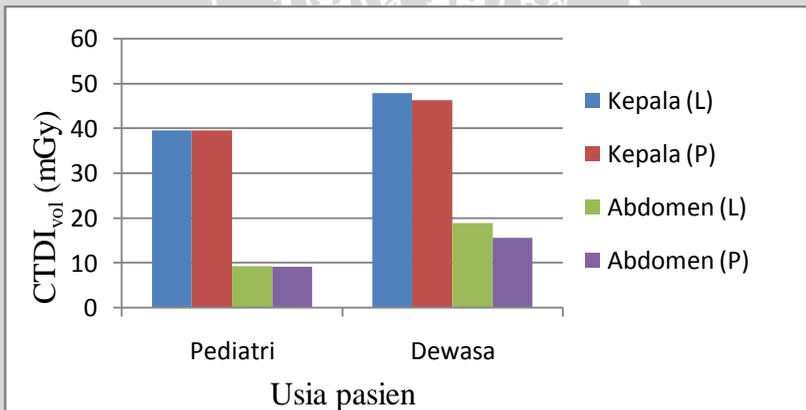
Gambar 4.4 pada protokol abdomen diperoleh nilai DLP tertinggi pada pasien laki-laki berusia antara 41–50 tahun sebesar 882,48 mGy.cm dan nilai DLP terendah terdapat pasien yang berusia antara 0–5 tahun sebesar 306,82 mGy.cm. Sedangkan pada pasien perempuan nilai DLP tertinggi pada usia antara 41-50 tahun sebesar 881,53 mGy.cm dan nilai DLP terendah terdapat pada usia antara 6-10 tahun sebesar 324,43 mGy.cm. Grafik tersebut mengalami penurunan dan kenaikan. Nilai DLP pada pasien laki-laki dan perempuan mengalami penurunan kemudian mengalami kenaikan dan berada pada titik maksimum ketika pasien berusia sekitar 41-50 tahun. Hal ini menunjukkan bahwa dalam rentang usia anak-anak (pediatri) hingga usia dewasa nilai DLP protokol abdomen akan mencapai nilai maksimum pada usia 41 – 50 tahun.

4.2 Perbandingan Nilai $CTDI_{vol}$ dan DLP Pada Usia Pasien

Nilai $CTDI_{vol}$ dan nilai DLP antara usia pediatri dan usia dewasa jelas berbeda. Usia pediatri diberikan dosis yang lebih kecil dibandingkan dengan usia dewasa, karena pasien pediatri volume organnya masih kecil dibandingkan volume organ pasien dewasa. Selain itu jumlah dosis yang diterima pasien laki-laki dan perempuan akan lebih besar dosis yang diterima pasien laki-laki, hal ini karena ukuran volume organ dan luas paparan radiasi pada laki-laki lebih besar dibandingkan dengan perempuan.

4.2.1 Nilai $CTDI_{vol}$ Pada Protokol Kepala dan Abdomen

Berikut ini merupakan diagram perbandingan nilai $CTDI_{vol}$ protokol kepala dan protokol abdomen antara usia pediatri dengan usia dewasa.



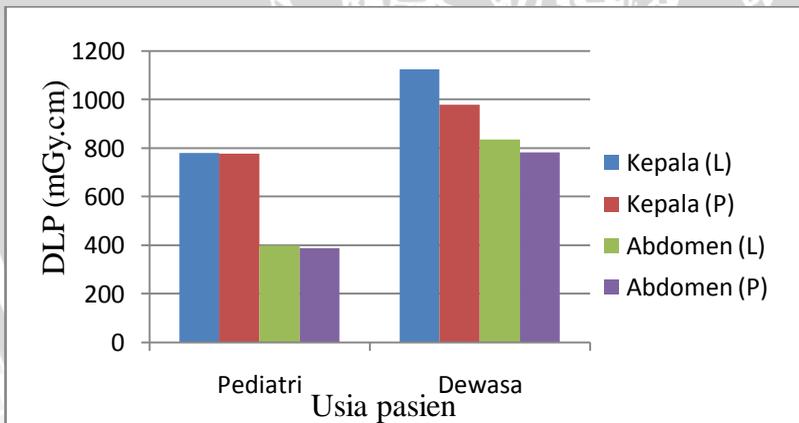
Gambar 4.5: Perbandingan $CTDI_{vol}$ kepala dan abdomen, dimana angka dalam kurung menunjukkan jumlah populasi untuk masing-masing kelompok usia (populasi laki-laki dan populasi perempuan).

Berdasarkan gambar 4.5 terdapat perbandingan antara nilai rata-rata $CTDI_{vol}$ kepala dan abdomen antara laki-laki dan perempuan pada usia pediatri dan usia dewasa. Nilai $CTDI_{vol}$ protokol kepala usia pediatri sebesar 39,57 mGy untuk laki-laki, dan

39,53 mGy untuk perempuan. Usia dewasa laki-laki memiliki $CTDI_{vol}$ sebesar 47,89 mGy dan perempuan 46,25 mGy. Nilai $CTDI_{vol}$ pada protokol abdomen usia pediatri sebesar 9,33 mGy untuk laki-laki sedangkan perempuan nilai $CTDI_{vol}$ sebesar 9,13 mGy. Untuk usia dewasa nilai $CTDI_{vol}$ laki-laki sebesar 18,93 mGy sedangkan perempuan nilai $CTDI_{vol}$ sebesar 15,57 mGy. Dari sini dapat diketahui bahwa nilai $CTDI_{vol}$ pada usia dewasa lebih besar dibandingkan dengan usia pediatri. Selain itu nilai $CTDI_{vol}$ untuk laki-laki lebih besar dibandingkan nilai $CTDI_{vol}$ perempuan. Hal ini terjadi karena pengaruh dari volume organ tubuh. Volume organ pada usia pediatri jelas lebih kecil dibandingkan dengan usia dewasa, volume laki-laki lebih besar dibandingkan dengan perempuan dan volume protokol kepala lebih besar dibandingkan dengan volume protokol abdomen.

4.2.2 Nilai DLP Pada Protokol Abdomen dan Kepala

Berikut ini merupakan perbandingan nilai DLP rata-rata protokol kepala antara pasien pediatri dengan pasien dewasa.



Gambar 4.6 :Perbandingan DLP protokol kepala dan protokol abdomen, dimana angka dalam kurung menunjukkan jumlah populasi untuk masing-masing kelompok usia (populasi laki-laki dan populasi perempuan).

Gambar 4.6 merupakan diagram perbandingan antara nilai rata-rata DLP laki-laki dan perempuan usia pediatri dan usia dewasa dengan protokol kepala dan protokol abdomen. Nilai DLP protokol kepala laki-laki usia pediatri sebesar 781,46 mGy.cm, dan perempuan sebesar 778,83 mGy.cm. Usia dewasa nilai DLP sebesar 1124,7 mGy.cm untuk laki-laki dan sebesar 978,99 mGy.cm untuk perempuan. Sedangkan nilai DLP protokol abdomen yaitu usia pediatri pasien laki-laki sebesar 398,65 mGy.cm sedangkan perempuan sebesar 387,68 mGy.cm. Untuk usia dewasa nilai DLP laki-laki sebesar 835,95 mGy.cm dan perempuan sebesar 782,74 mGy.cm. Dari data ini menunjukkan bahwa nilai DLP usia dewasa lebih besar dibandingkan dengan usia pediatri, pasien laki-laki menerima DLP lebih besar dibandingkan dengan pasien perempuan dan DLP protokol kepala lebih besar dibandingkan dengan protokol abdomen. Hal ini terjadi karena nilai DLP dipengaruhi oleh *scan length* kepala dan abdomen. Semakin besar *scan length* maka akan semakin besar pula dosis radiasi yang diterima.

4.3 Perbandingan Nilai CTDI_{vol} dan DLP Pada Protokol kepala dan Protokol Abdomen

Nilai CTDI_{vol} dan DLP pada setiap pemeriksaan MSCT-Scan protokol kepala dan abdomen tidak sama, karena pada nilai CTDI_{vol} tidak dipengaruhi oleh *scan length*, namun dipengaruhi oleh volume organ, sedangkan pada DLP dipengaruhi oleh *scan length* organ yang akan didiagnosa.

Berdasarkan hasil dari gambar diatas jelas menunjukkan bahwa nilai rata-rata dosis CTDI_{vol} pada pemeriksaan MSCT-Scan abdomen dan MSCT-Scan kepala jauh berbeda, dan nilai CTDI_{vol} pada pemeriksaan MSCT-Scan abdomen lebih kecil dibandingkan dengan nilai CTDI_{vol} pada pemeriksaan MSCT-Scan kepala. Begitu juga nilai rata-rata DLP pada pemeriksaan abdomen lebih kecil dibandingkan dengan nilai rata-rata DLP pada pemeriksaan kepala.

Terdapat beberapa faktor yang berpengaruh pada hasil kualitas citra melalui teknik rekonstruksi komputer tergantung dari beberapa faktor meliputi arus tabung (mA), tegangan (kV) dan waktu scan, ukuran kolimasi, kecepatan meja pasien dan *pitch*. Secara keseluruhan semua faktor tersebut akan menentukan besarnya dosis

yang diterima oleh pasien, selain itu yang mempengaruhi dosis efektif yang diterima oleh tubuh saat penyinaran adalah *scan length*, $CTDI_{vol}$ dan DLP.

$CTDI_{vol}$ dipengaruhi oleh volume dan luas penampang kepala dan abdomen pasien. CTDI dihitung untuk mengetahui kontribusi dari radiasi yang tersebar yang terjadi ketika dilakukan beberapa irisan scan pada bagian tubuh. *Dose Length Product* (DLP) merupakan jumlah yang sederhana untuk menampilkan total energi radiasi yang masuk ke dalam tubuh.

4.4 Nilai Dosis Efektif

Nilai dosis efektif merupakan dosis serap yang mempertimbangkan kualitas radiasi dan sensitifitas dari pada jaringan. Apabila nilai dosis tersebut melebihi batas ambang yang ditentukan oleh ICRP 103 maka akan menimbulkan efek radiasi pada tubuh seperti efek stokastik dan efek deterministik. Melihat efek yang ditimbulkan sangat berbahaya maka perlu menggunakan prinsip *As low As Reasonably Achievable* (ALARA). Prinsip ALARA ini harus tetap dipegang di dalam usaha optimasi ini dengan menjaga dosis serendah mungkin tetapi citra yang dihasilkan masih dapat dipergunakan secara layak di dalam tindakan diagnosis oleh dokter pemeriksaan (Noor dan Normahayu, 2011). Syarat ini menyatakan bahwa kerugian/kerusakan dari suatu kegiatan yang melibatkan radiasi harus ditekan serendah mungkin dengan menerapkan peraturan proteksi. Berdasarkan *International Commission On Radiological Protection* (ICRP) 103, untuk nilai batas dosis yang diberlakukan di Indonesia yaitu 20 mSv (2000 mrem) per tahun untuk pekerja radiasi, 6 mSv (600 mrem) pertahun untuk siswa magang dan 1 mSv (100 mrem) per tahun untuk masyarakat umum dan 20 mSv (2000 mrem) per tahun untuk pasien. Pembatasan dosis ini dimaksud untuk menjamin bahwa tidak ada seorang pun terkena resiko radiasi baik efek stokastik maupun efek deterministic akibat dari penggunaan radiasi maupun zat radioaktif dalam keadaan normal (Suliyanto, 2010).

Nilai dosis efektif pada MSCT-Scan abdomen dan MSCT-Scan kepala sebenarnya sudah terlihat pada nilai DLP yang diperoleh. Hanya saja nilai DLP tersebut dikalikan dengan faktor

bobot empiris. Berikut ini merupakan rumus dosis efektif :
(ICRP, 2007)

$$DE \sim DLP \quad (4.1)$$

$$DE = k \cdot DLP \quad (4.2)$$

Dimana DE merupakan dosis efektif, dan k merupakan faktor bobot empiris ($\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$) Sedangkan DLP dapat diperoleh dari data diatas. Nilai k (faktor bobot empiris) ini merupakan nilai yang sudah ditentukan, yang mana setiap organ memiliki nilai k yang berbeda-beda. Namun untuk usia pediatri nilai k bervariasi sesuai dengan variasi usia pediatri. Berikut ini merupakan tabel nilai k (faktor bobot empiris):

Tabel 4.1 : Nilai faktor bobot empiris (k) ($\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$) (ICRP, 2007).

Organ tubuh	k ($\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$)				
	Usia 0 tahun	Usia 1 tahun	Usia 5 tahun	Usia 10 tahun	dewasa
Kepala	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Abdomen	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015

Nilai faktor bobot empiris merupakan nilai standar ICRP 103. Nilai k ini bervariasi sesuai dengan variasi usia pasien anak-anak (pediatri) karena usia anak-anak (pediatri) diberikan dosis yang serendah mungkin dan sesuai dengan kelainan yang ditemukan.

Dalam teori nilai faktor bobot empiris ini dipengaruhi oleh faktor volume organ yang setiap organ memiliki volume yang berbeda-beda, sehingga energi radiasi yang diserap oleh massa juga berbeda. Besarnya dosis serap seperti pada persamaan 2.9. Dosis serap ini tidak berpengaruh pada jenis radiasi maupun materi/sifat bahan penyerap. Untuk mendapatkan dosis efektif maka dosis serap ini diaplikasikan ke dalam jaringan dengan menggunakan faktor bobot jaringan (w_R) sehingga memperoleh besarnya dosis ekuivalen (D_R) dengan menggunakan persamaan 2.10. Dari kedua persamaan

2.9 dan 2.10 tersebut dan kemudian dapat diperoleh dosis efektif sebesar (D_{TR}) pada persamaan 2.12.

Hasil perhitungan dosis efektif dengan menggunakan nilai k (faktor bobot empiris) diatas maka nilai dosis efektif pada protokol kepala dan protokol abdomen usia pediatri sampai usia dewasa ditunjukkan pada tabel berikut ini.

Tabel 4.2 : Nilai rata-rata dosis efektif pada protokol kepala.

Usia pasien (Tahun)	DLP (mGy.cm)		Dosis Efektif (mSv)	
	Laki-Laki	perempuan	Laki-Laki	perempuan
0 – 5	(730±50)	(730±50)	3,46	3,69
6 – 10	(850±60)	(860±80)	2,72	2,75
11 - 16	(800±110)	(820±60)	1,68	1,73
17 - 30	(1100±70)	(900±80)	2,29	1,87
31 - 40	(1200±70)	(1100±80)	2,49	2,21
41 - 50	(1200±120)	(1000±70)	2,49	2,16

Tabel 4.3 : Nilai dosis efektif pada protokol abdomen.

Usia pasien (Tahun)	DLP (mGy.cm)		Dosis Efektif (mSv)	
	Laki-Laki	perempuan	Laki-Laki	perempuan
0 – 5	(310±50)	(380±40)	6,95	11,92
6 – 10	(500±40)	(320±50)	6,94	4,87
11 - 16	(430±90)	(600±60)	6,42	8,85
17 - 30	(800±60)	(800±60)	11,57	11,90
31 - 40	(830±40)	(730±40)	12,41	11,01
41 - 50	(900±50)	(900±40)	13,24	13,22

Pada tabel 4.2 nilai dosis efektif protokol kepala menunjukkan bahwa dosis efektif pada pasien laki-laki berbeda dengan pasien perempuan. Nilai dosis efektif pasien laki-laki tertinggi pada kelompok usia antara 0-5 tahun sebesar 3,46 mSv dan

terendah pada usia antara 11-16 tahun sebesar 1,68 mSv. Pada pasien perempuan nilai dosis efektif tertinggi pada usia antara 0-5 tahun sebesar 3,69 mSv dan dosis efektif terendah pada usia 11-16 tahun sebesar 1,73 mSv. Sedangkan pada tabel 4.3 menunjukkan bahwa nilai dosis efektif protokol abdomen pada pasien laki-laki tertinggi usia antara 41-50 tahun sebesar 13,24 mSv dan terendah pada usia antara 11-16 tahun sebesar 6,42 mSv. Untuk pasien perempuan nilai dosis efektif tertinggi usia 41-50 tahun sebesar 13,22 mSv dan dosis terendah pada usia 6-10 tahun sebesar 4,87 mSv.

Nilai rata-rata dosis efektif usia pediatri sebesar 2,62 mSv untuk laki-laki dan sebesar 2,72 mSv untuk perempuan sedangkan pasien dewasa laki-laki sebesar 2,42 mSv dan perempuan sebesar 2,08 mSv. Pada protokol abdomen nilai dosis efektif rata-rata pasien pediatri laki-laki sebesar 6,77 mSv dan perempuan sebesar 8,55 mSv sedangkan nilai rata-rata dosis efektif pada pasien dewasa laki-laki sebesar 12,41 mSv dan perempuan sebesar 12,04 mSv. Dari data tersebut nilai dosis efektif pasien perempuan usia pediatri lebih besar dibandingkan dengan pasien laki-laki. Hal ini disebabkan karena dosis efektif dipengaruhi oleh beberapa faktor yaitu volume tubuh/organ, *scan length* dan jenis kelamin. Semakin besar *scan length* pada pasien maka semakin besar pula dosis efektifnya.

Berdasarkan nilai batas dosis yang ditetapkan oleh ICRP 103 bahwa dosis efektif yang dievaluasi adalah 20 mSv (2000 mrem) dalam setahun. Dosis rata-rata pada setiap organ atau bagian jaringan yang terkena harus tidak melebihi 500 mSv (50000 mrem) dalam setahun. Batas dosis untuk lensa mata adalah 150 mSv (1500 mrem) dalam setahun. Batas dosis untuk kulit adalah 500 mSv (50000 mrem) dalam setahun. Dan batas dosis untuk tangan, lengan kaki dan tungkai adalah 500 mSv (50000 mrem) dalam setahun. Hasil perhitungan dosis efektif diatas jika dibandingkan dengan nilai batas dosis yang telah ditentukan oleh ICRP 103 maka pasien menerima dosis radiasi dalam sekali penyinaran tidak melebihi nilai batas dosis yang telah ditetapkan. Apabila pasien menerima dosis melebihi batas yang ditetapkan maka resiko efek radiasi yang diterima semakin besar dan untuk memperlambat pertumbuhan efek radiasi pada tubuh yang diterima, pasien dapat melakukan terapi minum air susu murni dan telur setiap hari.

UNIVERSITAS BRAWIJAYA

(halaman ini sengaja dikosongkan)



BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Dalam pemeriksaan MSCT-Scan protokol kepala dan protokol abdomen usia pediatri berkisar 0-16 tahun dan usia dewasa berkisar 17-50 tahun antara pasien laki-laki dan perempuan memiliki perbedaan dosis. Nilai $CTDI_{vol}$ (*Computed Tomography Dose Index*) dan DLP (*Dose Length Product*) pada protokol kepala dan protokol abdomen lebih besar pada pasien laki-laki dibandingkan pasien perempuan, karena pasien laki-laki memiliki ukuran volume tubuh/organ yang lebih besar, sehingga menerima dosis yang lebih besar daripada pasien perempuan. Apabila nilai $CTDI_{vol}$ besar maka nilai DLP tidak selalu besar, karena nilai DLP dipengaruhi oleh *scan length* ke setiap pasien tidak sama. Sedangkan dosis yang diterima pasien usia pediatri jelas lebih kecil dibandingkan dosis yang diterima pasien usia dewasa karena pasien pediatri volume tubuh/organ masih kecil, sehingga dosis radiasi seminimal mungkin sesuai dengan ALARA.

Besarnya nilai dosis efektif bergantung pada nilai DLP dan faktor bobot empiris (k), sehingga semakin besar nilai DLP maka besar pula nilai dosis efektifnya untuk kelompok usia dan jenis kelamin pasien yang sama. Nilai dosis efektif rata-rata pada protokol kepala pasien pediatri untuk laki-laki sebesar 2,62 mSv dan perempuan sebesar 2,72 mSv sedangkan nilai rata-rata dosis efektif pasien dewasa pada laki-laki sebesar 2,42 mSv dan perempuan sebesar 2,08 mSv. Pada protokol abdomen nilai rata-rata dosis efektif pasien pediatri untuk laki-laki sebesar 6,77 mSv dan perempuan sebesar 8,55 mSv sedangkan untuk pasien dewasa nilai rata-rata dosis efektif laki-laki sebesar 12,41 mSv dan perempuan sebesar 12,04 mSv.

5.2 Saran

Pada penelitian selanjutnya disarankan agar jumlah responden lebih banyak sehingga dapat membedakan antara pasien

usia pediatri, usia dewasa dan usia lanjut. Selain itu, diharapkan dalam penelitian selanjutnya dibandingkan berdasarkan jenis alat yang berbeda. Dan karena dosis serap merupakan fungsi dari massa organ yang menyerap, maka sebaiknya berat badan pasien juga ikut diperhatikan di dalam perkiraan dosis efektif.

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, M. 2000. *Dasar-Dasar Proteksi Radiasi*. PT Rineka Cipta. Jakarta. 331: 30, 32, 83, 134, 163.
- Anonymous. (2010^a). *Hasil Sinar-x*. Akses tanggal 4 Maret, 2011. dari <http://Hasil.sinar-x.com/>.
- Anonymous. (2010^b). *x-ray computed tomography*. Akses tanggal 4 Maret, 2011. dari <http://X-raycomputedtomography.com/index.php>
- Anonymous. (2010^c). *x-ray computed tomografi system*. Akses tanggal 4 Maret, 2011. dari <http://x-raycomputedtomographysystem.com/>
- BATAN. 2011. *Pedoman Keselamatan dan Proteksi Radiasi Kawasan Nuklir Serpong*. PUSPIOTEK Serpong. Jakarta 28-30.
- Carlton, R. D. 1992. *Principles of Radiographic Imaging and Art and Science.*, Delmar Publisher Inc New York.
- Hasanah, N. 2006. *Tingkat Kelayakan Dan Keamanan X-Ray Mobile Unit Dari Segi Proteksi Radiasi Di Instalansi Radiologi Dr. Syaiful Anwar*. Malang, Jurusan Fisika-Fakultas MIPA-Universitas Brawijaya
- ICRP. 2007. *The 2007 recommendation of the International Commission on Radiological Protection : ICRP 103*. Annals of the ICRP. 68: 1-327.
- ICRP. 2007. *Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT): ICRP 102*. Annals of the ICRP. 77: 1-79.
- Lukito, E. 1986. *Atlas Radiologi*. EGC Penerbit Buku Kedokteran Jakarta.
- Marpaung, T. 2006. *Proteksi Radiasi Dalam Radiologi Intervensional*. Seminar Keselamatan Nuklir: 725-745.
- McCullough, C. H., A.N Primak, N.Braun, J. Kofler, L. Y. and dan C. J. 2009. *Strategies for Reducing Radiation Dose in CT*. *Radiol Clin North Am*. 47: 27-40.
- McNitt-Gray, M. F. 2002. *AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT Radiation Dose in CT*. the journal of continuing medical education in radiology.

- Noor, J. A. E. dan I. Normahayu. 2011. *Penentuan Dose Reference Level (DRL) pada Prosedur Diagnosis Kepala Menggunakan CT-Scan sebagai Upaya Proteksi Radiasi kepada Pasien secara Nasional*: 5-7.
- Philips. (2005). *Philips CT Scanners: Philips Brilliance 64-slice CT Scanner*. Akses tanggal 20 April, 2012.
- Prayitno, B. (2012). *BAB 2 Nilai Batas Dosis*. Akses tanggal 10 Juni, 2012.
- Suliyanto. 2010. *Prediksi Dosis Pembatas Untuk Pekerja Radiasi Di Instalasi Elemen Bakar Eksperimental*. 8: 42-43.
- Suyatno, F. 2008. *Aplikasi Radiasi Sinar-x Di Bidang Kedokteran Untuk Menunjang Kesehatan Masyarakat*. Seminar Nasional IV SDM Teknologi Nuklir. 8: 503-509.
- Wikipedia. (2012). *Sistem CT-Scan*. Akses tanggal 15 juni 2012. dari <http://id.wikipedia.org/wiki/sistemCT-Scan>.
- Wikipedia. (2012^a). *CT-Scanner*. Akses tanggal 10 Juni, 2012. dari <http://id.wikipedia.org/wiki/CT-Scanner>.



LAMPIRAN

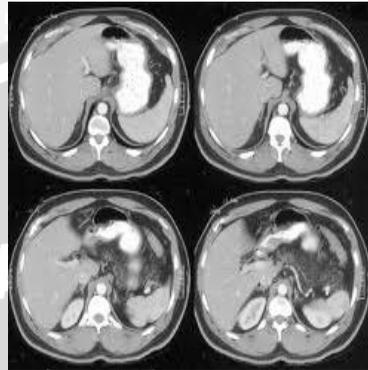
Lampiran 1 : Gambar alat dan hasil MSCT



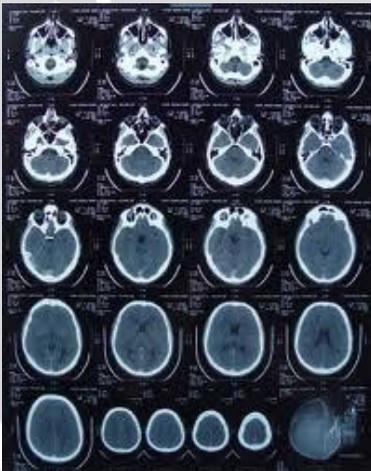
Gambar L.1.1 : MSCT Scan Philips Brilliance 64-slice RSUP Sanglah



Gambar L.1.2 : Ruang Operator MSCT Scan RSUP Sanglah



Gambar L.1.3: MSCT Abdomen



Gambar L.1.4 : MSCT Kepala

Lampiran 2 : Data Hasil Penelitian Di Rumah Sakit Umum Pusat Sanglah

- Data pasien MSCT-Scan Abdomen:

Nama/Model : MSCT Brilliance 64 slice
 Pabrik : Philips
 Keterangan Eksaminasi : CT-Abdomen
 Potensial Tegangan : 120 kV
 Jenis kelamin : Laki-laki / Perempuan
 Usia : Pediatri / Dewasa
 Kolimasi : 64 x 0,625 mm = 40 mm

Tabel L 2.1 : Data pasien MSCT-Scan Abdomen usia Pediatri Perempuan

No	Tgl Ambil Data	Jam Ambil Data	ID Pasien	Tanggal lahir	Umur Pasien (thn)
1	9/5/2012	10:23	CT2371	9052002	10
2	24/4/2012	11:24	CT2226	24042004	8
3	4/4/2012	9:08	CT2050	4042004	8
4	8/3/2012	12:36	CT1868	80102011	5 bulan
5	23/2/2012	15:00	CT1709	23022005	9
6	30/1/2012	18:24	CT1577	30012001	11
7	4/10/2011	15:16	CT702	4102001	6
8	3/8/2011	10:12	CT372	3082002	7
9	29/4/2011	12:21	CT122	23042011	6 hari
10	21/4/2011	13:06	CT107	21042007	4
11	21/4/2011	11:19	CT2780	21061998	14

Lanjutan Tabel L 2.1

Arus Tabung (mA)	Waktu Rotasi (s)	Csl (cm)	CTDI_{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
314	0.75	33.2	11.1	454
177	0.75	31.3	5.99	233.6

143	0.75	30.9	6.24	241.1
313	0.5	24.2	12.54	411.1
292	0.75	18	11.59	440.1
237	0.75	11.56	11.58	531.6
304	0.75	27.2	12.17	435.5
100	0.5	14.3	4.04	142.3
313	0.4	18.5	11.72	306.7
78	0.5	11.4	2.83	54.2
469	0.75	31.8	10.59	648.9

Tabel L 2.2 : Data pasien MSCT-Scan Abdomen usia Pediatri Laki-Laki

No	Tgl Ambil Data	Jam Ambil Data	ID Pasien	Tanggal lahir	Umur Pasien (thn)
1	9/5/2012	11:39	CT2373	9052004	8
2	10/4/2012	10:14	CT2090	10042001	11
3	31/3/2012	11:17	CT2031	31032007	5
4	21/3/2012	10:21	CT1973	21062011	9 bulan
5	23/2/2012	9:52	CT1705	23022006	6
6	17/2/2012	11:17	CT1668	17082011	7 bulan
7	30/1/2011	9:36	CT1576	30012000	12
8	14/1/2012	13:26	CT1468	14012009	3
9	13/1/2012	9:21	CT1460	13012006	6
10	13/1/2012	9:46	CT1455	13012009	3
11	12/8/2011	9:41	CT392	12082007	4

Lanjutan tabel L 2.2

Arus Tabung (mA)	Waktu Rotasi (s)	Scan Length dari citra (cm)	CTDI_{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
313	0.75	30.2	10.29	390.2

225	0.75	33.4	9.32	342.1
313	0.75	25.38	11.08	419.6
313	0.5	21.8	12.09	320.1
288	0.75	42.1	10.5	542.4
143	0.4	23.4	5.17	167.9
232	0.75	0.48	10.86	513.5
303	0.75	16.1	11.2	395
115	0.75	11	4.48	156
294	0.75	32.6	13.46	390,1
104	0.5	17.89	4.18	148.2

Tabel L 2.3 : Data Pasien MSCT-Scan Abdomen Usia Dewasa Perempuan

No	Tgl Ambil Data	Jam Ambil Data	ID Pasien	Tanggal lahir
1	26/6/2012	9:03	CT2816	26061980
2	26/6/2012	11:02	CT2820	26061970
3	25/6/2012	19:14	CT2815	25061993
4	25/6/2012	10:45	CT2811	25061986
5	22/6/2012	9:51	CT2785	22061963
6	21/6/2012	11:19	CT2780	21061998
7	19/6/2012	9:30	CT2743	19061973
8	13/6/2012	10:09	CT2700	13061976
9	12/6/2012	9:40	CT2693	12061981
10	9/6/2012	15:50	CT2679	9061963
11	9/6/2012	10:02	CT2674	9061970
12	9/6/2012	10:30	CT2673	9061970
13	5/6/2012	10:50	CT2634	5061963
14	4/6/2012	9:09	CT2610	4061985
15	2/6/2012	13:16	CT2604	2061969
16	2/6/2012	12:44	CT2603	2061969
17	1/6/2012	10:00	CT2588	1061980
18	31/5/2012	8:41	CT2578	31051962
19	30/5/2012	16:32	CT2577	30051976

20	30/5/2012	10:31	CT2572	30051962
21	29/5/2012	10:07	CT2561	29051990
22	26/5/2012	13:17	CT2541	26051965
23	26/5/2012	12:22	CT2540	26051973
24	25/5/2012	10:18	CT2515	25051981
25	25/5/2012	9:10	CT2512	25051975
26	23/5/2012	13:39	CT2497	23051969
27	23/5/2012	11:26	CT2492	23051969
28	16/5/2012	8:50	CT2430	16051968
29	11/5/2012	9:34	CT2385	11051980
30	11/5/2012	8:53	CT2384	11051964
31	8/5/2012	8:58	CT2356	8051987
32	7/5/2012	16:51	CT2353	7051986
33	3/5/2012	14:50	CT2322	3051976
34	16/4/2012	9:16	CT2143	16041973
35	13/4/2012	11:10	CT2125	13041975
36	12/4/2012	8:57	CT2111	12041968
37	12/4/2012	11:44	CT2115	12041977
38	9/4/2012	15:01	CT2085	9041965
39	7/4/2012	17:06	CT2079	7041967
40	7/4/2012	16:00	CT2078	7041981
41	7/4/2012	10:13	CT2072	7041966
42	17/3/2012	13:10	CT1953	17031990
43	14/3/2012	11:44	CT1914	14031967
44	15/2/2012	15:44	CT1654	15021970
45	15/2/2012	9:01	CT1647	15021963
46	26/1/2012	9:00	CT1590	26011994
47	21/1/2012	12:44	CT1519	21011979
48	19/1/2012	11:20	CT1496	19011969
49	12/1/2012	10:32	CT1449	12011977
50	7/1/2012	10:00	CT1385	7011968

BRAWIJAYA



Lanjutan tabel L.2.3

Umur Pasien (thn)	Arus Tabung (mA)	Waktu Rotasi (s)	Csl (cm)	CTDI_{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
32	496	0.75	18.98	20.25	974.9
42	495	0.75	7.52	15.37	697.4
19	495	0.75	40.56	13.84	697.2
26	492	0.75	6.44	17.02	1010.7
49	495	0.75	4.82	15.59	778.7
24	469	0.75	31.8	10.59	648.9
39	492	0.75	38	14.58	666.2
36	492	0.75	36.4	17.39	767
31	492	0.75	40.8	17.74	718.9
46	492	0.75	42.4	19.169	837.9
42	492	0.75	29.9	19.229	788
42	492	0.75	39.4	19.29	788
46	492	0.75	35.52	18.26	899
27	492	0.75	44.5	12.75	954.5
43	492	0.75	41.5	11.33	564.1
43	469	0.75	36.2	15.97	778.9
32	492	0.75	38	11.268	567.2
50	492	0.75	41.6	16.77	718.9
36	451	0.75	47.5	12.15	954.3
50	492	0.75	44.2	20.14	997.1
22	492	0.75	38.3	8.8	609.6
47	496	0.75	52.5	19.62	1217.9
39	492	0.75	37.9	10.29	679.9
31	492	0.75	42.1	20.07	956.9
37	492	0.75	37.3	18.9	730.5
43	346	0.75	1.7	22.416	1091.2
43	480	0.75	42	18.65	879.1
44	492	0.75	45	19.21	1012.6
30	492	0.75	39.1	17.52	819.8

48	457	0.75	38.3	12.27	564
25	398	0.75	7	14.84	809.8
26	495	0.75	0.16	19.32	1005.9
35	495	0.75	44.2	16.86	874.2
39	423	0.75	40.9	14.66	713.5
37	481	0.75	44.9	11.83	779.8
44	313	0.75	39.8	12.61	597.5
35	470	0.75	40.08	17.86	874.1
47	426	0.75	35.1	16.04	843.1
45	271	0.75	40.6	13.74	662.1
29	484	0.75	46.4	19.7	1053.6
46	309	0.75	42.2	16.99	846.4
22	492	0.75	38.3	10.8	556.5
45	309	0.75	8.16	10.62	594.4
40	180	0.75	39.7	12.57	595.2
49	431	0.75	40.1	12.51	655.7
18	492	0.75	40	12.24	559
33	182	0.75	31.4	9.89	455
43	450	0.75	31.45	19.5	938.2
35	187	0.75	26.6	10.6	439.2
44	452	0.75	41.3	18.69	915

Tabel L 2.4 : Data pasien MSCT-Scan Abdomen usia Dewasa Laki-Laki

No	Tgl Ambil Data	Jam Ambil Data	ID Pasien	Tanggal lahir
1	25/6/2012	9:19	CT2806	25/6/1978
2	23/6/2012	15:48	CT2803	23/6/1985
3	19/6/2012	16:02	CT2759	19/6/1964
4	18/6/2012	12:04	CT2735	18/6/1964
5	18/6/2013	10:45	CT2732	18/6/1984
6	18/6/2014	10:27	CT2731	18/6/1968
7	15/6/2012	10:11	CT2716	15/6/1966
8	14/6/2012	10:07	CT2704	14/6/1968

9	7/6/2012	16:54	CT2659	7/6/1975
10	7/6/2012	12:06	CT2653	7/6/1981
11	4/6/2012	10:04	CT2611	4/6/1990
12	2/6/2012	12:19	CT2602	2/6/1977
13	31/5/2012	16:19	CT2585	31/5/1966
14	31/5/2012	10:34	CT2583	31/5/1982
15	29/5/2012	9:48	CT2571	29/5/1964
16	26/5/2012	9:34	CT2563	26/5/1983
17	23/5/2012	9:34	CT2535	23/5/1971
18	22/5/2012	8:45	CT2471	22/5/1962
19	19/5/2012	10:42	CT2455	19/5/1967
20	19/5/2012	9:45	CT2453	19/5/1975
21	15/5/2012	18:42	CT2429	15/5/1993
22	14/5/2012	9:36	CT2407	14/5/1973
23	11/5/2012	16:39	CT2393	11/5/1963
24	10/5/2012	10:18	CT2377	10/5/1962
25	10/5/2012	8:49	CT2375	10/5/1987
26	4/5/2012	16:57	CT2333	4/5/1962
27	4/5/2012	10:40	CT2329	4/5/1976
28	4/5/2012	9:02	CT2326	4/5/1980
29	2/5/2012	11:33	CT2303	2/5/1981
30	2/5/2012	10:16	CT2301	2/5/1970
31	1/5/2012	11:37	CT2295	1/5/1985
32	1/5/2012	9:40	CT2290	1/5/1971
33	18/4/2012	10:35	CT2171	18/4/1978
34	17/4/2012	11:13	CT2158	17/4/1964
35	14/4/2012	8:42	CT2132	14/4/1978
36	13/4/2012	15:50	CT2130	13/4/1967
37	13/4/2012	9:33	CT2121	13/4/1986
38	12/4/2012	12:19	CT2116	12/4/1982
39	12/4/2012	10:08	CT2112	12/4/1968
40	12/4/2012	10:33	CT2113	12/4/1965
41	9/4/2012	10:02	CT2080	9/4/1975
42	15/3/2012	13:55	CT1925	15/3/1981
43	15/3/2012	13:18	CT1942	15/3/1979
44	15/3/2012	12:10	CT1941	15/3/1975

45	15/2/2012	9:55	CT1649	15/2/1968
46	21/1/2012	14:35	CT1521	21/1/1984
47	18/1/2012	9:50	CT1486	18/1/1981
48	19/1/2012	18:12	CT1500	19/1/1982
49	19/1/2012	9:52	CT1493	19/1/1964
50	14/1/2012	9:30	CT1463	14/1/1973

Lanjutan tabel L.2.4:

Umur Pasien (thn)	Arus Tabung (mA)	Waktu Rotasi (s)	Csl (cm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
34	495	0.75	12.26	17.45	838.8
27	496	0.75	8.32	18.52	998.1
48	494	0.75	44.74	18.89	1025
48	492	0.75	40.8	16.48	804.3
28	469	0.75	40.9	14.89	724
44	492	0.75	42.8	18.76	947.2
46	492	0.75	39.6	16.65	787.4
44	492	0.75	36.08	17.43	889
37	355	0.75	45.5	14.204	718.5
31	492	0.75	43.8	20.14	900
22	228	0.75	36	4.76	324.1
35	457	0.75	37.1	9.18	675.6
46	494	0.75	52.2	22.5	1194.5
32	496	0.75	46.5	20.73	1159.9
48	495	0.75	45.3	18.48	964.8
29	492	0.75	51.2	17.68	1048.4
41	495	0.75	42.7	20.03	981.5
50	496	0.75	68.8	20.59	1400.7
45	492	0.75	41.9	18.39	912
37	352	0.75	40.2	11.74	562.4
19	414	0.75	45.6	17.035	864.4

39	434	0.75	17.46	13.18	587.7
49	492	0.75	43.3	13.7	662
50	244	0.75	38.1	8.48	388.2
25	495	0.75	38.94	15.59	727.1
50	406	0.75	43.1	144.41	732.2
36	492	0.75	0.15	17.86	844.2
32	492	0.75	44.4	18.55	966.3
31	456	0.75	38.1	14.37	658.2
42	496	0.75	46	21.48	1149.2
27	469	0.75	43.5	15.8	809.1
41	469	0.75	37.4	16.05	724
34	459	0.75	45.3	20.23	1059.7
48	357	0.75	33.9	19.74	816.7
34	470	0.75	46.2	20.27	1030.1
45	457	0.75	44.8	17.81	934.6
26	427	0.75	58.5	10.1	658
30	457	0.75	41.7	17.46	878.9
44	475	0.75	46.5	19.7	1057
47	445	0.75	42.3	15.99	737.8
37	481	0.75	43.9	19.62	1011.5
31	391	0.75	10.72	14.43	757.7
33	400	0.75	7.74	19.89	943.6
37	399	0.75	7.13	15	820
44	214	0.75	37.1	12.1	541.5
28	255	0.75	35.4	10.85	548
31	288	0.75	29.8	10.5	550.3
30	317	0.75	34.6	16.86	87.8
48	374	0.75	29.7	17.1	894.5
39	410	0.75	29.9	16.32	810.2

- Data pasien MSCT-Scan Kepala:

Nama/Model : MSCT Brilliance 64-slice
 Pabrik : Philips
 Keterangan Eksaminasi : CTKepala
 Potensial Tegangan : 120 kV
 Jenis kelamin : Laki-laki / Perempuan
 Usia : Pediatri / Dewasa
 Kolimasi : 40 x 0,625 mm = 25 mm

Tabel L 2.5 : Data pasien MSCT-Scan Kepala Usia Pediatri Perempuan

No	Tgl Ambil Data	Jam Ambil Data	ID Pasien	Tanggal lahir
1	29/6/2012	0:12	CT2845	290320011
2	29/6/2012	7:42	CT2849	29062009
3	28/6/2012	10:32	CT2836	28062009
4	26/6/2012	11:30	CT2821	28062003
5	22/6/2012	10:23	CT2788	22062006
6	22/6/2012	10:10	CT2787	22062010
7	21/6/2012	13:07	CT2782	20062005
8	12/6/2012	8:58	CT2692	12062001
9	11/6/2012	10:50	CT2685	11062008
10	9/6/2012	17:17	CT2680	70620012
11	8/6/2012	9:09	CT2661	8072011
12	8/6/2012	8:45	CT2660	8062003
13	6/6/2012	18:42	CT2648	6062009
14	4/6/2012	15:14	CT2629	4062007
15	25/5/2012	19:32	CT2531	25032012
16	25/5/2012	10:07	CT2514	25052001
17	18/5/2012	12:34	CT2445	18052000
18	15/5/2012	13:36	CT2425	15052006
19	3/5/2012	16:17	CT2324	3052001
20	28/4/2012	17:27	CT2281	27042012
21	16/3/2012	10:55	CT1838	16032002
22	10/3/2012	18:25	CT1886	10032010

23	9/3/2012	11:44	CT1875	9092011
24	17/2/2012	11:10	CT1667	17022010
25	13/2/2012	11:27	CT1635	13022008
26	13/2/2012	9:50	CT1631	13022003
27	7/2/2012	9:48	CT1609	7022008
28	30/1/2012	11:51	CT1572	30012000
29	25/1/2012	15:44	CT1540	25082011
30	17/1/2012	11:21	CT1480	25012008
31	7/1/2012	22:34	CT1404	7012001
32	7/1/2012	14:33	CT1392	7012010
33	7/1/2012	11:21	CT1388	7012007
34	12/12/2011	12:46	CT1180	12121999
35	23/9/2011	8:29	CT620	23092002
36	25/8/2011	1:01	CT455	25082001
37	22/6/2011	10:46	CT290	22062010
38	20/6/2011	11:44	CT280	20092010
39	5/5/2011	10:08	CT139	5052002
40	3/5/2011	10:23	CT130	3052006
41	28/4/2011	12:46	CT 122	28042011
42	30/3/2011	15:24	CT 101	30032001
43	28/3/2011	10:04	CT 90	28032009
44	26/3/2011	12:08	CT 79	26032010
45	16/3/2011	11:27	CT 52	16032000
46	5/3/2011	12:29	CT 31	532010
47	30/2/2011	10:34	CT 22	30022002
48	28/2/2011	8:44	CT 17	28022004
49	13/2/2011	17:55	CT 11	13022010
50	13/2/2011	15:37	CT 10	13022001

Lanjutan tabel L.2.5

Umur Pasien (thn)	Arus Tabung (mA)	Waktu Rotasi (s)	Csl (cm)	CTDI _v ^{ol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
1 tahun 3 bulan	162	0.5	15	35.47	657.6
3	162	0.5	19.95	35.47	833.1
3	164	0.5	15.9	31.92	688.1
9	162	0.5	17.325	35.47	740
6	418	0.5	19.4	43.87	1029.4
2	321	0.5	18.2	28.37	630
5	162	0.75	16.1	42.56	831.1
11	162	0.5	15.6	35.5	678.8
4	162	0.5	14.7	35.5	646.9
2 hari	150	0.5	12.7	28.37	462
11 bulan	495	0.4	15.4	39.6	862.4
9	173	0.75	16	56.7	1108.2
3	495	0.4	16.4	39.6	902
5	162	0.5	14.925	35.5	654.9
2 bulan	197	0.5	11.4	38.3	653.4
11	162	0.5	10.01	35.5	843.8
12	130	0.75	16.66	42.6	924.6
6	130	0.75	17.4	42.6	890.7
11	173	0.75	15.8	56.75	1097
1 hari	150	0.5	17.1	28.37	586.8
10	150	0.5	11.85	31.9	558.8
2	312	0.4	16.3	51.1	1121.4
5 bulan	262	0.5	15.2	51.1	1065.2
2	162	0.5	17.15	35.47	35.47
4	162	0.75	6.925	35.47	623
9	216	0.75	9.1	70.53	1534
4	173	0.75	15.3	56.7	1068.6
12	234	0.4	15.18	38.3	978.9

5 bulan	216	0.4	17.8	70.58	1512.9
4	130	0.75	14.6	42.56	936.9
11	259	0.75	14.4	56.76	1018
2	130	0.5	14.7	36.47	634.2
5	162	0.75	15.75	42.56	776
12	162	0.75	13.5	35.47	604.4
9	162	0.75	6.15	35.47	790.1
12	162	0.5	13.95	35.5	620.3
1	150	0.5	9.9	27.27	430.3
9 bulan	333	0.5	17.75	40.12	551.7
9	320	0.5	14.8	31.9	673.4
6	130	0.5	18.1	42.56	954.5
1	150	0.5	14.2	28.37	504.6
10	130	0.75	16.4	42.56	848.2
2	150	0.5	17.1	28.37	586.8
3	162	0.5	15.75	35.47	684.2
11	150	0.5	18.6	28.37	629.4
1	162	0.5	17.1	35.47	732
3	162	0.5	18	35.47	764
7	162	0.5	14.7	35.47	646.9
1	162	0.5	19.5	35.47	817.2
10	162	0.5	11.1	35.47	519.2

Tabel L 2.6 : Data pasien MSCT-Scan Kepala Usia Pediatri Laki-Laki

N o	Tgl Ambil Data	Jam Ambil Data	ID Pasien	Tanggal lahir	Umur Pasien (thn)
1	22/6/2012	10:00	CT2786	22062005	7
2	20/6/2012	2:47	CT2763	20062009	3
3	20/6/2012	12:52	CT2771	20062005	7
4	14/6/2012	11:30	CT2708	14062010	2
5	14/6/2012	11:20	CT2707	14052012	1 bulan

6	11/6/2011	12:48	CT2688	7062012	4 hari
7	26/5/2012	11:01	CT2538	26092011	8 bulan
8	26/5/2012	8:39	CT2532	26052008	4
9	25/5/2012	8:50	CT2529	25052005	7
10	24/5/2012	15:53	CT2509	14052010	2
11	23/5/2012	11:16	CT2491	23052006	6
12	15/5/2012	10:39	CT2420	15052008	4
13	14/5/2012	10:23	CT2409	14052006	6
14	7/5/2012	12:46	CT2350	7052011	1
15	4/5/2012	15:24	CT2331	4052002	10
16	28/4/2012	10:04	CT2270	28092011	7 bulan
17	26/4/2012	12:08	CT2254	26042009	3
18	26/4/2012	11:27	CT2252	26042001	11
19	25/4/2012	12:29	CT2239	25102010	1 tahun 8bulan
20	25/4/2012	10:34	CT2236	25042009	3
21	24/4/2012	8:44	CT2219	24042005	7
22	23/4/2012	17:55	CT2216	23032012	1 bulan
23	9/4/2012	15:37	CT2086	9042000	12
24	5/4/2012	8:40	CT2060	5042004	8
25	10/4/2012	9:41	CT2089	10042001	11
26	29/3/2012	10:56	CT2016	29032008	4
27	7/3/2012	10:22	CT1856	7032011	1
28	5/3/2012	12:05	CT1843	5032005	7
29	4/2/2012	9:21	CT1585	4022003	9
30	19/1/2012	10:31	CT1494	19012002	10
31	17/1/2012	13:23	CT1482	17012003	9
32	7/1/2012	20:32	CT1401	7012010	2
33	16/12/2011	11:06	CT1211	16122008	3
34	10/12/2011	11:49	CT1172	10122000	11
35	9/12/2011	10:41	CT1161	9122008	3
36	25/10/2011	9:01	CT703	25102000	11
37	11/10/2011	11:34	CT750	11102009	2
38	15/9/2011	10:03	CT 577	15092002	9
39	25/8/2011	0:11	CT453	25082000	11
40	25/8/2011	18:27	CT 465	25082009	2

41	24/8/2011	20:50	CT449	24082005	8
42	24/8/2011	18:40	CT 446	24082005	8
43	24/8/2011	18:27	CT443	24082009	2
44	6/8/2011	12:51	CT383	6082007	4
45	28/7/2011	17:20	CT362	28072009	2
46	21/6/2011	19:19	CT287	21062003	9
47	5/5/2011	10:41	CT141	5052010	1
48	4/5/2011	11:17	CT135	4052004	8
49	29/4/2011	19:05	CT126	29042007	4
50	7/4/2011	10:45	CT75	7042007	4

Lanjutan tabel L 2.6

Arus Tabung (mA)	Waktu Rotasi (s)	Csl (cm)	CTDI_{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
259	0.5	22.8	56.75	1477.4
173	0.75	16.8	56.75	1153.5
162	0.5	21.71	35.47	981.7
150	0.5	14.2	28.4	504.6
150	0.5	10.6	28.4	402.4
164	0.5	11.85	31.9	558.8
312	0.4	16.3	51.1	1121.4
262	0.5	15.2	51.1	1065.2
173	0.75	15.3	56.7	1068.6
234	0.4	15.18	38.3	978.9
162	0.5	13.95	35.5	620.3
320	0.5	14.8	31.9	673.4
130	0.5	18.1	42.56	954.5
150	0.5	14.2	28.37	504.6
130	0.75	16.4	42.56	848.2
150	0.5	17.1	28.37	586.8
162	0.5	15.75	35.47	684.2
150	0.5	18.6	28.37	629.4
162	0.5	17.1	35.47	732

162	0.5	18	35.47	764
162	0.5	14.7	35.47	646.9
162	0.5	19.5	35.47	817.2
162	0.5	11.1	35.47	519.2
162	0.5	14.93	35.47	564.9
162	0.5	9.63	35.47	646.3
162	0.5	16.65	35.47	716.1
162	0.5	15.825	35.47	625.8
162	0.5	16.2	35.47	700.1
162	0.75	7.875	35.47	637.5
162	0.75	17.85	35.47	758.6
162	0.75	10.95	35.47	742.7
216	0.75	14.8	70.58	1390.4
125	0.75	28.3	5.62	235.5
173	0.75	19.9	56.76	1329.4
162	0.75	20.1	35.47	898.4
194	0.75	82.45	42.56	840.1
162	0.5	12.515	35.47	631.5
130	0.75	7.98	42.56	827.2
162	0.75	17.1	35.47	732
150	0.4	17.2	28.37	529.7
162	0.75	17.4	35.47	742.7
130	0.5	14.6	42.56	771
150	0.5	10	28.97	470.5
173	0.5	10	54.53	738.4
130	0.5	7	40.5	431.1
216	0.5	6.4	58.17	13.52
162	0.4	13.65	34.08	535.9
162	0.5	18	34.08	734.2
467	0.5	14.75	56.16	842.4
130	0.5	20.4	27.27	652

Tabel L.2.7 : Data pasien MSCT-Scan Kepala Usia Dewasa Perempuan

N o	Tgl Ambil Data	Jam Ambil Data	ID Pasien	Tanggal lahir
1	26/6/2012	12:09	CT2812	26061969
2	25/6/2012	10:34	CT2810	25061964
3	23/6/2012	16:43	CT2805	23061970
4	22/6/2012	10:47	CT2790	22061969
5	22/6/2012	11:05	CT2791	22061986
6	22/6/2012	12:05	CT2794	22061969
7	12/6/2012	11:48	CT2697	12061964
8	11/6/2012	17:21	CT2690	11061985
9	11/6/2012	9:41	CT2683	11061969
10	9/6/2012	11:10	CT2678	9061977
11	9/6/2012	10:48	CT2676	9061987
12	9/6/2012	8:39	CT2671	9061970
13	8/6/2012	9:50	CT2663	8061971
14	8/6/2012	11:41	CT2668	8061968
15	7/6/2012	13:39	CT2665	7061996
16	7/6/2012	10:52	CT2650	7061966
17	6/6/2012	10:56	CT2642	6061972
18	4/6/2012	11:49	CT2624	4061970
19	3/6/2012	15:09	CT2308	3061991
20	2/6/2012	14:18	CT2605	2061986
21	1/6/2012	16:29	CT2595	1061980
22	1/6/2012	12:05	CT2592	1061992
23	31/5/2012	9:50	CT2581	31051972
24	30/5/2012	12:02	CT2576	30051986
25	30/5/2012	8:48	CT2569	30051982
26	29/5/2012	9:54	CT2560	29051991
27	28/5/2012	13:50	CT2554	28051994
28	26/5/2012	14:50	CT2542	26051978
29	26/5/2012	9:01	CT2533	26051973
30	25/5/2012	9:59	CT2513	25051996
31	24/5/2012	11:01	CT2506	24051973

32	23/5/2012	12:45	CT2495	23051974
33	23/5/2012	12:37	CT2494	23051970
34	23/5/2012	10:01	CT2489	23051983
35	22/5/2012	10:05	CT2476	22051998
36	18/5/2012	11:27	CT2444	18051992
37	18/5/2012	9:37	CT2440	18051996
38	15/5/2012	16:48	CT2427	15051964
39	15/5/2012	10:58	CT2421	15051973
40	16/5/2012	14:37	CT2437	16051984
41	7/5/2012	10:54	CT2346	7051972
42	2/5/2012	12:33	CT2305	2051969
43	18/4/2012	18:13	CT2179	18041986
44	10/4/2012	13:47	CT2095	10051969
45	29/3/2012	8:46	CT2013	29031988
46	7/1/2012	11:25	CT1389	7011997
47	7/1/2012	11:35	CT1390	7011972
48	7/1/2012	16:04	CT1396	7011995
49	6/1/2012	8:45	CT1393	6011981
50	6/1/2012	13:45	CT1389	6011973

Lanjutan tabel L 2.7:

Umur Pasien (thn)	Arus Tabung (mA)	Waktu Rotasi (s)	Csl (cm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
43	130	0.75	16.9	42.56	869.4
48	162	0.75	17.1	35.47	732
42	162	0.75	14.025	17.2	623
43	173	0.75	18.6	56.75	1244.2
26	173	0.75	17.4	56.75	1176.3
43	173	0.75	16.2	56.75	1119.6
48	162	0.5	20.325	35.5	846.4
27	173	0.75	15.6	56.7	1035.6
43	173	0.75	16.7	56.7	1148
35	173	0.75	21.7	56.7	1431.2
25	162	0.75	16.5	35.5	710.8

42	173	0.75	23.9	56.7	1555.6
41	173	0.75	16.7	56.7	1147.9
44	130	0.75	21.2	42.6	1052.2
26	130	0.75	18.5	42.6	937.5
46	130	0.75	20	42.56	1001.2
40	162	0.5	17.77	35.5	756
42	130	0.75	14	42.6	967.2
21	162	0.5	17.9	35.47	761.3
26	173	0.75	19.1	56.7	1283.8
32	130	0.75	13.13	42.6	839.6
20	173	0.75	16.7	56.7	1147.9
40	173	0.75	16.7	56.7	1148
26	130	0.75	17.5	42.6	894.9
30	173	0.75	13.9	56.75	989.3
21	173	0.75	20.3	56.7	1351.9
18	130	0.75	13.7	42.6	941.7
34	130	0.75	1.7	42.6	873.6
39	173	0.75	20.47	56.7	1096.9
26	162	0.5	17.62	35.5	35.47
39	162	0.75	11.6	56.7	1433.4
38	173	0.75	18.26	56.7	1340.6
42	173	0.75	10.14	56.7	1391.5
29	173	0.75	14.5	56.7	1023.2
24	173	0.5	16.7	51.1	1141.8
20	262	0.5	12.53	35.5	97.3
26	162	0.5	15.48	35.5	700.1
48	162	0.75	17.1	56.7	1170.7
39	173	0.75	17.42	56.7	1255.5
28	173	0.75	15.54	56.7	1431
40	194	0.5	16.725	42.56	862.5
43	316	0.75	3.41	17.2	517.2
26	173	0.75	16.1	56.75	1113.9
43	162	0.75	15.225	35.47	655.5
24	162	0.75	16.575	35.47	731.4

25	162	0.75	22.2	35.47	913.9
40	162	0.75	14.1	35.47	625.6
17	162	0.75	13.125	35.47	531.1
31	162	0.75	21.35	56.7	1431
39	173	0.75	14.5	35.47	937.3

Tabel L 2.8 : Data pasien MSCT-Scan Kepala Usia Dewasa Laki-Laki

No	Tgl Ambil Data	Jam Ambil Data	ID Pasien	Tanggal lahir
1	22/6/2012	11:33	CT2792	22061973
2	20/6/2012	11:33	CT2769	20061992
3	20/6/2012	1:57	CT2761	20061969
4	20/6/2012	2:21	CT2762	20061975
5	20/6/2012	3:32	CT2764	20061976
6	20/6/2012	5:15	CT2765	20061980
7	20/6/2012	8:27	CT2766	20061992
8	20/6/2012	11:18	CT2768	20061987
9	19/6/2012	12:46	CT2751	19061999
10	19/6/2012	12:31	CT2750	19061996
11	18/6/2012	12:31	CT2736	18061982
12	15/6/2012	9:17	CT2713	15061966
13	14/6/2012	14:56	CT2711	14061989
14	12/6/2012	11:12	CT2696	12/6/1993
15	8/6/2012	15:43	CT2670	8/6/1975
16	8/6/2012	11:41	CT2668	8/6/1968
17	7/6/2012	13:44	CT2656	7/6/1995
18	6/6/2012	17:46	CT2647	6/6/1995
19	6/6/2012	16:33	CT2645	6/6/1973
20	6/6/2012	14:30	CT2643	6/6/1995
21	6/6/2012	9:10	CT2629	6/6/1973
22	5/6/2012	11:35	CT2634	5/6/1974
23	5/6/2012	9:03	CT2630	5/6/1994
24	4/6/2012	13:52	CT2626	4/6/1981

25	30/5/2012	9:22	CT2571	30/5/1968
26	30/5/2012	8:48	CT2569	30/5/1982
27	29/5/2012	15:58	CT2566	29/5/1967
28	29/5/2012	9:10	CT2558	29/5/1986
29	28/5/2012	18:43	CT2556	28/5/1995
30	28/5/2012	16:31	CT2555	28/5/1965
31	28/5/2012	13:37	CT2553	28/5/1974
32	28/5/2012	11:50	CT2549	28/5/1998
33	25/5/2012	18:59	CT2530	25/5/1978
34	25/5/2012	18:36	CT2528	25/5/1983
35	23/5/2012	15:32	CT2498	23/5/1967
36	22/5/2012	14:45	CT2481	22/5/1978
37	22/5/2012	18:30	CT2486	22/5/1972
38	22/5/2012	9:57	CT2475	22/5/1981
39	19/5/2012	14:56	CT2459	19/5/1977
40	19/5/2012	12:59	CT2458	19/5/1982
41	19/5/2012	9:20	CT2452	19/5/1982
42	16/5/2012	11:21	CT2435	16/5/1967
43	15/5/2012	11:42	CT2423	15/5/1978
44	15/5/2012	9:38	CT2418	15/5/1973
45	14/5/2012	12:19	CT2414	14/5/1976
46	12/5/2012	16:38	CT2404	12/5/1992
47	10/5/2012	14:26	CT2381	10/5/1965
48	10/5/2012	13:31	CT2380	10/5/1981
49	5/5/2012	10:21	CT2340	5/5/1965
50	4/5/2012	9:36	CT2327	4/5/1977

Lanjutan tabel L 2.8:

Umur Pasien (thn)	Arus Tabung (mA)	Waktu Rotasi (s)	Csl (cm)	CTDI _v ^{ol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
39	173	0.75	20.7	56.7	1375.5
20	162	0.5	15.9	35.5	689.5
43	173	0.75	24.5	56.7	1589.5
37	173	0.75	21.6	56.7	1425.3

36	173	0.75	18.2	56.7	1232.8
32	173	0.75	22.1	56.7	1453.8
20	162	0.5	15.15	35.47	662.9
25	162	0.5	14.625	35.47	644.3
23	130	0.75	23	42.6	1128.6
26	130	0.75	17.7	42.56	903.4
30	130	0.75	22.7	42.56	1115.8
46	130	0.75	18.2	42.56	924.7
23	173	0.75	16.8	56.75	1153.6
19	173	0.75	24.96	56.7	1697.4
37	130	0.75	25	42.6	1213.3
44	173	0.75	27.3	56.75	1748.3
17	130	0.75	21.2	42.6	1052.2
17	358	0.75	14.82	50.93	1809.8
39	173	0.75	17.5	56.7	1283.8
17	173	0.75	17.7	56.7	1204.5
39	173	0.75	13.28	56.7	1504.6
38	173	0.75	18	56.7	1221.6
18	162	0.5	20.25	35.5	843.7
31	173	0.75	18.1	56.7	1227.1
44	194	0.5	45.3	42.6	767.8
30	173	0.75	13.9	56.75	989.3
45	173	0.75	13.12	56.75	1538.7
24	173	0.75	17.94	56.7	1442.5
17	173	0.75	16.6	56.7	1142.2
47	173	0.75	12.88	56.7	1510.3
38	173	0.75	13.84	56.7	1340.5
24	173	0.75	13.28	56.7	1187.7
34	173	0.75	15.6	56.7	1085.7
29	173	0.75	13.16	56.75	1113.9
45	173	0.75	14.8	56.7	1278.1
34	162	0.5	13.85	35.5	1151.6
40	262	0.5	16.7	51.1	1141.8
31	162	0.75	16.19	35.5	769.3

35	173	0.5	15.3	56.7	1068.6
30	162	0.5	15.725	35.5	697.5
30	162	0.5	10.385	35.5	839.6
45	162	0.75	12.815	35.5	990
34	130	0.75	17.7	42.56	903.4
39	173	0.5	16.9	56.75	1159.3
36	162	0.75	16.5	35.47	710.8
20	173	0.5	2.8	56.7	1476.4
47	162	0.75	22.5	35.5	726.7
31	130	0.75	12.41	42.6	984
47	173	0.75	18.75	35.47	790.6
35	173	0.75	22	56.75	1448.2



UNIVERSITAS BRAWIJAYA

