PERHITUNGAN DOSIS EFEKTIF DARI PEMERIKSAAN KEPALA DENGAN MULTI DETEKTOR COMPUTED TOMOGRAPHY (MDCT) SCANNER

SKRIPSI

BRAWIUNE Oleh: HENTY EKO PALUPI 0610930031-93



JURUSAN FISIKA FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM UNIVERSITAS BRAWIJAYA

MALANG

2011

PERHITUNGAN DOSIS EFEKTIF DARI PEMERIKSAAN KEPALA DENGAN MULTI DETEKTOR COMPUTED TOMOGRAPHY (MDCT) SCANNER

SKRIPSI

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

Oleh: HENTY EKO PALUPI 0610930031-93



JURUSAN FISIKA

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM UNIVERSITAS BRAWLJAYA

MALANG

2011

LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI

PERHITUNGAN DOSIS EFEKTIF DARI PEMERIKSAAN KEPALA DENGAN MULTI DETEKTOR COMPUTED TOMOGRAPHY (MDCT) SCANNER

oleh: HENTY EKO PALUPI 0610930031-93

Gr. ER Setelah dipertahankan di depan Majelis Penguji pada tanggal dan dinyatakan memenuhi syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Sains dalam bidang fisika

Pembimbing I

Pembimbing II

Dr. Johan A.E. Noor, M.Sc NIP.196503251990021004

Firdy Yuana, M.Si NIP. 132313396

Mengetahui, Ketua Jurusan Fisika Fakultas MIPA Universitas Brawijaya

Adi Susilo, Ph.D

NIP. 196312271991031002

LEMBAR PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Henty Eko Palupi NIM : 0610930031-93

Jurusan : Fisika

Penulis tugas Akhir berjudul :

Perhitungan Dosis Efektif Dari Pemeriksaan Kepala Dengan Multi Detektor Computed Tomography (MDCT) Scanner

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 hukum dari keadaan tersebut.

Demikian pernyataan ini dibuat dengan segala kesadaran.

Malang, 13 Desember 2010 Yang menyatakan,

> (Henty Eko Palupi) NIM. 0610930031

PERHITUNGAN DOSIS EFEKTIF DARI PEMERIKSAAN KEPALA DENGAN MULTI DETEKTOR COMPUTED TOMOGRAPHY (MDCT) SCANNER

ABSTRAK

Computed Tomography Scan (CT Scan) adalah salah satu alat yang digunakan dalam dunia medis untuk mendiagnosis penyakit atau kelainan pada organ tubuh. CT Scan memanfaatkan sinar-X sebagai sumber penyinaran. Saat ini CT Scan semakin banyak digunakan di rumah sakit-rumah sakit. Di Indonesia kebanyakan CT Scan digunakan untuk pendiagnosisan bagian kepala manusia. Karena CT Scan memanfaatkan sinar-X maka perlu untuk diketahui kelayakan dosis yang diberikan kepada pasien. Untuk mengetahui kelayakan tersebut maka pada penelitian ini dilakukan penganalisisan terhadap dosis yang digunakan. Pada penelitian ini digunakan software yang dikembangkan untuk perhitungan dosis yang sesuai dengan rekomendasi ICRP (International Commission On Radiological Protection) yaitu ImpaCT Scan. Standar yang dipakai dalam perhitungan ini adalah rekomendasi ICRP 103. Penganalisisan yang dilakukan meliputi Dose Length Product (DLP), dosis efektif dan Scan length untuk pasien lakilaki maupun perempuan. Hasil menunjukkan bahwa nilai DLP antara laki-laki dan perempuan ada perbedaan yang cukup signifikan. Nilai DLP dan dosis efektif pasien laki-laki lebih besar jika dibandingkan dengan pasien perempuan, tetapi nilai dosis yang dipakai untuk pendiagnosisan dengan CT scan di rumah sakit masih tergolong aman dosis tersebut bernilai kurang dari dosis yang telah direkomendasikan oleh strandar ICRP.

Kata Kunci : CT Scan, ImpaCT Scan, *Dose Length ProduCT* (DLP), Dosis efektif

CALCULATION OF EFFECTIVE DOSE OF EXAMINATION OF THE HEAD WITH MULTI DETECTOR COMPUTED TOMOGRAPY (MDCT) SCANNER

ABSTRACT

Computed Tomography Scan (CT Scan) is a tool used in the world medical to diagnose diseases or abnormalities in body organs. CT scans use X-rays as the source of radiation. Currently, CT scans are employed in many hospitals. In Indonesia, CT scans are mostly used to diagnose human head. Since CT scans utilize X-rays, it needs to know the feasibility of the doses delivered to the patients. To determine the feasibility, the dose will be analyzed in this research. A software ImpaCT Scan is used for dose calculation in accordance with the of ICRP (International Commission recommendations Radiological Protection). The standard used in this calculation is based on the recommendation of ICRP 103. The analysis was conducted on the Dose Length Product (DLP), the effective dose and the scan length for both male and female patient. The results show that the value of the DLP between men and women has significant differences. The values of DLP and effective dose of male patients are greater than those of female patients. The dose at our hospital is safe because it is below the ICRP recommendation. However, although the dose is low, yet it still have side effects to the body exposed with X-ray radiation from CT scans.

Keywords: CT Scan, Scan ImpaCT, Dose Length ProduCT (DLP), effective dose

KATA PENGANTAR

ريسم الله الرقحي الرقريم

Assalamualaikum Warohmatullahi Wabarokatuh...

Alhamdulillahirobbilalamin... Segala puja dan puji selalu dihaturkan kepada ALLAH SWT, tak ada Tuhan yang berhak disembah melainkan Dia. Dialah ALLAH yang atas kuasa-Nyalah penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir ini. Dengan ini pula, perkenankanlah penulis untuk menuangkan rasa terima kasih kepada berbagai pihak yang secara langsung ataupun tidak telah membantu jalannya pengerjaan Tugas Akhir ini, khususnya kepada:

- 1. Orang tua, suami tercinta, keluarga yang telah memberikan banyak pelajaran hidup.
- 2. Bapak Johan Noor selaku Dosen Pembimbing I, atas motivasi, inspirasi, dan bantuannya yang banyak selama ini.
- 3. Ibu Firdy Yuana selaku Dosen Pembimbing II dan Bapak Unggul Juswono, yang selalu menyempatkan waktunya untuk memberikan pelajaran pada penulis.
- 4. Bapak Prislan, selaku operator di bagian Radiologi RST Dr. Soepraoen.
- 5. Bapak Adi Susilo, selaku Ketua Jurusan Fisika, Universitas Brawijaya.
- 6. Seluruh Dosen dan karyawan Jurusan Fisika.
- 7. Seluruh teman Fisika, Universitas Brawijaya, khususnya teman seangkatan 2006 dengan kekompakannya.

Penulispun menyadari bahwa tentunya masih ada kekurangan dalam penulisan Tugas Akhir ini. Kritik dan saran sangat diharapkan untuk perbaikan selanjutnya. Semoga penelitian ini diberikan berkah hingga banyak memberikan manfaat kepada kita semua. Amin.

Wassalamualaikum Warohmatullahi Wabarokatuh...

Malang, 13 Desember 2010

Penulis

DAFTAR ISI

Hal	laman
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PENGESAHAN	ii
HALAMAN PERNYATAAN	iii
ABSTRAK/ABSTRACT	iv
KATA PENGANTAR	vi
DAFTAR ISIDAFTAR GAMBAR	vii
DAFTAR GAMBAR	X
DAFTAR TABEL	xiii
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah	2
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Radiasi	5
2.2 Sinar-X	7
2.2.1 Pembangkit Sinar-X	7
	9
2.2.3 Faktor- faktor yang Berpengaruh Pada	
Citra	10
2.2.4 Sifat- Sifat Sinar-X	10
2.3 Computed Tomography	12
2.3.1 Prinsip Kerja CT Scan	14
2.3.2 Komponen Pesawat CT Scan	15
2.4 Dosis Yang Diterima Pasien	19
2.4 1 Dosis Serapan (D)	19
2.4 2 Dosis Ekuivalen (H)	20
2.4 3 Dosis Efektif (E)	
2.4 4 CT Dose Calculation	
2.5 Proteksi Radiasi	24
2.6 Ketentuan Tentang Nilai Batas Dosis Berdasarkan	25
ICRP No.60 dan 103	25

BAB III METODOLOGI	
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	27
3.2 Alat dan Bahan	27
3.3 Prosedur CT Scan Di Rumah Sakit	27
3.4 Metode perhitungan yang digunakan	28
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Nilai DLP (Dose Length ProduCT) pada CT Scan	
Kepala	31
4.2 Nilai Dosis Efektif (mSv) Dari Perhitungan	34
4.3 Hubungan antara Dosis efektif dan Scan Length	38
BAB V PENUTUP	
5.1 Kesimpulan	39
5.2 Saran	39
DAFTAR PUSTAKA	41
LAMPIRAN I	43
LAMPIRAN 2	47
LAMPIRAN 3	51

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1: Spektrum sinar-X	8
Gambar 2.2 :Tumbukan Antara Elektron dengan Anoda	8
Gambar 2.3: Interaksi Elektron dengan Atom Anoda	9
Gambar 2.4 : Salah satu gambar hasil CT Scan kepala	13
Gambar 2.5 :Diagram alir prinsip kerja CT Scan	14
Gambar 2.6: Pengoperasian pada salah satu organ tubuh	
dengan CT Scan	18
Gambar 2.7 : Proses Pengurangan Intensitas Radiasi	
Elektromagnetik oleh jaringan	19
Gambar 2.8 : Perhitungan CTDI _{vol}	22
Gambar 2.9: Tampilan salah satu workstart di dalam	
software ImPACT Scan	23
Gambar 2.10: Tampilan simulasi phantom pada	
software ImPACT Scan	24
Gambar 3.1: Diagram alir penelitian	29
Gambar 4.1: Dose Length Product laki-laki dan	
Perempuan Perempuan	32
Gambar 4.2 : Perbandingan Dosis Efektif Laki-laki dan	Y 32
Perempuan	36
Gambar 4.8 : Grafik Hubungan antara Dosis Efektif dan	50
Scan Length pada pasien laki-laki dan	
perempuan pasien laki dan	38
Porompuun	20

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1: Dosis CT Scan Pada Bagian Tubuh	13
Tabel 2.2: Faktor Pembobot Radiasi (W_R)	20
Tabel 2.3: Faktor Sensitivitas Jaringan (W_T)	20
Tabel 2.4: Rekomendasi ICRP 103 untuk faktor bobot	
jaringan (W _T) (ICRP, 2007)	26
Tabel 4.1: Nilai rata-rata DLP (mGycm) dan Dosis	4 14
Efektif (mSv) pada penyinaan CT Scan Kepala	31
Tabel 4.2: Nilai rata-rata DLP laki-laki dan perempuan	
dalam variasi usia	31
Tabel 4.3: Nilai rata-rata Dosis Efektif (mSv) laki-laki dan	
perempuan dalam variasi usia	35
Tabel 4.4 : Dosis Efektif CT Scan kepala yang	
direkomendasikan software ImPact Scan untuk	
alat CT jenis Siemens Somatom Spirit	
CT 2006C2 H-SP-CR	37

ERSITAS BRAWN хi

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Dalam kehidupan sehari-hari tanpa sadar kita selalu menerima radiasi, baik yang berasal dari alam (sinar matahari dan sinar kosmis) maupun radiasi buatan yang berasal dari sumber zat radioaktif. Radiasi yang berasal dari alam berupa pancaran gelombang elektromagnetik yang berasal dari aktivitas termonuklir yang terjadi di matahari. Jenis radiasi ini sangat bermanfaat bagi makhluk hidup. Sedangkan radiasi yang berasal dari zat radioaktif sangat berbahaya bila jumlah dosis yang diterima melebihi ambang batas karena jenis radiasi ini dapat mengakibatkan ionisasi, eksitasi, atau pemutusan ikatan kimia.

Penggunaan zat-zat radioaktif merupakan bagian dari teknologi nuklir yang relatif cepat dirasakan manfaatnya oleh masyarakat. Hal ini disebabkan zat-zat radioaktif mempunyai sifat-sifat yang spesifik, yang tidak dimiliki oleh unsur-unsur lain. Dengan memanfaatkan sifat-sifat radioaktif tersebut, maka banyak persoalan rumit dapat disederhanakan sehingga penyelesaiannya menjadi lebih mudah. Salah satu sifat dari radiasi nuklir yaitu mampu menembus benda padat. Sifat ini banyak digunakan dalam teknik radiografi yaitu pemotretan bagian dalam suatu benda dengan menggunakan radiasi nuklir.

Zat radioaktif banyak digunakan dalam bidang industri dan kedokteran. Dalam bidang kedokteran, radiografi digunakan untuk mengetahui bagian dalam dari tubuh seperti tulang, paru-paru dan jantung. Dalam radiografi dengan menggunakan film sinar-X, maka obyek yang diamati sering tertutup oleh jaringan struktur lainnya, sehingga didapatkan pola gambar bayangan yang didominasi oleh struktur jaringan yang tidak diinginkan. Hal ini akan menyulitkan para dokter untuk mendiagnosis organ tubuh tersebut. Untuk mengatasi hal ini maka dikembangkan teknologi yang lebih canggih yaitu CT Scan (Computed Tomography Scanner) dengan menggunakan sinar-X.

Teknologi radiografi CT Scan saat ini semakin canggih. Dimana peningkatan teknologi CT Scan diharapkan dapat menurunkan dosis radiasi yang diberikan, menurunkan lamanya waktu dalam pelaksanaan pemindaian dan peningkatan kemampuan merekonstruksi gambar. Suatu alat dapat dikatakan aman apabila tidak menimbulkan efek samping atau meminimalkan efek samping saat dilakukan foto atau sesudahnya. Hal tersebut dapat dilihat dari besarnya paparan sinar-X yang diterima atau dikenal dengan dosis saat pemotretan berlangsung.

Peraturan pemerintah Republik Indonesia nomor 63 tahun 2000 tentang Keselamatan dan Kesehatan terhadap Pemanfaatan Radiasi Pengion, pasal 5 ayat 1 menyatakan: "Apabila dalam satu lokasi terdapat beberapa fasilitas pemanfaatan tenaga nuklir, pengusaha instalasi menetapkan tingkat dosis yang lebih rendah untuk masingmasing instalasi, agar dosis kumulatif tidak melampaui NBD (Nilai Batas Dosis)". Penjelasan dari ayat tersebut adalah untuk masingmasing fasilitas ditetapkan dosis yang lebih rendah dari NBD, yang disebut dosis pembatas yang digunakan dalam proses optimisasi fasilitas yang bersangkutan, dan untuk meyakinkan bahwa NBD tidak terlampaui sebagai akibat adanya beberapa fasilitas. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk meningkatkan keselamatan bagi pasien yang didiagnosis oleh CT Scan yang memanfaatkan sinar-X yang mengacu kepada rekomendasi *International Commission On Radiological Protection* 60 dan 103 (ICRP 60 dan ICRP 103).

1.2 Perumusan Masalah

- a. Bagaimana cara menentukan dosis radiasi pada pasien yang didiagnosis dengan CT Scan agar memenuhi standar ICRP?
- b. Berapa dosis radiasi yang diterima oleh pasien pada prosedur CT Scan di Rumah Sakit Soepraoen?
- c. Bagaimana hubungan antara DLP (Dose Length Product) dengan usia dan jenis kelamin (gender)?
- d. Bagaimana hubungan Scan Lenght terhadap *Total Effective Dose* (mSv)?

1.3 Batasan Masalah

 Penelitian hanya menganalisis dosis radiasi pada prosedur CT Kepala (Head).

- b. Perhitungan yang dilakukan dengan mengambil beberapa sampel data untuk mengetahui CTDI_{air} yang merupakan salah satu parameter dalam perhitungan dengan ImPact Scan.
- c. Jenis CT Scan yang dipakai adalah SIEMENS SOMATOM SPIRIT CT 2006C2 H-SP-CR.
- d. Data yang diambil hanya pada pasien dewasa.

1.4 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian ini antara lain:

- a. Mengetahui standar dosis radiasi pada CT Scan.
- b. Menentukan dosis efektif pada CT Scan dengan perhitungan menggunakan standar Internasional ICRP 60 dan 103.

1.5 Manfaat Penelitian

Dengan adanya penelitian ini diharapkan dapat menjadi awal pengetahuan baru bagi penulis tentang bagaimana dosis yang diberikan pada pasien dengan menggunakan CT Scan yang ada di rumah sakit, selain itu juga untuk pengetahuan pada khalayak ramai tentang bahaya radiasi sinar-X yang masuk ke dalam tubuh ketika melebihi dosis yang ditentukan. Secara umum dengan diketahui dosis radiasi sinar-X pada CT Scan maka akan diketahui apakah dosis tersebut masih dalam batas aman pada tubuh manusia.

JERSITAS BRAWIUTZ HALAMAN INI SENGAJA DIKOSONGKAN

BAB II TINIAUAN PUSTAKA

2.1 Radiasi

Radiasi mendeskripsikan setiap proses di mana energi bergerak melalui media atau melalui ruang, dan akhirnya diserap oleh benda lain. Dalam pengertian yang lain radiasi merupakan pancaran energi yang berdampak nyata, namun tidak dapat dilihat dan dirasakan (untuk intensitas rendah) dalam jangka waktu yang relativ lama. Salah satu karakteristik dari semua radiasi adalah mempunyai panjang gelombang. Radiasi elektromagnetik memiliki daya tembus yang paling kuat dibandingkan dengan radiasi partikel yang dipancarkan oleh inti radioaktif. Radiasi terdiri dari beberapa jenis, setiap jenis radiasi tersebut memiliki panjang gelombang tertentu. Ditinjau dari massanya, radiasi dapat dibagi menjadi radiasi elektromagnetik dan radiasi partikel. Radiasi elektromagnetik adalah radiasi yang tidak memiliki massa. Radiasi ini terdiri dari gelombang radio, gelombang mikro, inframerah, cahaya tampak, sinar-X, sinar gamma dan sinar kosmik. Radiasi partikel adalah radiasi berupa partikel yang memiliki massa, misalnya partikel beta, alfa dan neutron.

Jika ditinjau dari segi ionisasi, radiasi dapat dibagi menjadi radiasi pengion dan radiasi nonpengion. Radiasi pengion adalah radiasi yang apabila menumbuk atau menabrak sesuatu, akan muncul partikel bermuatan listrik yang disebut ion. Peristiwa terjadinya ion ini disebut ionisasi. Ion ini kemudian akan menimbulkan efek atau pengaruh pada bahan, termasuk benda hidup. Termasuk ke dalam radiasi pengion adalah sinar-X, sinar gamma, sinar kosmik, serta partikel beta, alfa dan neutron. Partikel beta, alfa dan neutron dapat menimbulkan ionisasi secara langsung. Meskipun tidak memiliki massa dan muatan listrik, sinar-X, sinar gamma dan sinar kosmik juga termasuk ke dalam radiasi pengion karena dapat menimbulkan ionisasi.

Radiasi nonpengion adalah radiasi yang tidak dapat menimbulkan ionisasi. Termasuk ke dalam radiasi non pengion adalah gelombang radio, infra merah, cahaya tampak dan ultraviolet.

Berdasarkan asal atau sumbernya, radiasi dikelompokkan menjadi 2 yaitu alamiah dan buatan. Radiasi alamiah dibagi dalam dua kategori, yaitu sumber radiasi luar yang berasal dari luar angkasa, misal sinar kosmik, dan yang berasal dari lapisan kerak bumi, yang dipancarkan oleh radionuklida yang ada dalam bumi sejak awal pembentukan bumi dan yang kedua adalah sumber radiasi dalam yang terdiri atas radionuklida yang dengan berbagai cara masuk dan mengendap dalam jaringan tubuh manusia (Wiryosimin, 1995).

Radioterapi dengan sinar-X, sinar gamma atau partikel isotop radioaktif pada hakekatnya tergantung dari pada energi yang diabsorbsi baik secara efek fotoelektrik maupun efek Compton yang menimbulkan ionisasi pada jaringan. Akibat dari radiasi pengion salah satunya dapat menimbulkan efek biologis.

Efek biologis dibagi atas 2 bagian yaitu (Akhadi, 2000):

1. Efek Stokastik

Efek stokastik merupakan efek yang kemunculannya pada individu tidak bisa dipastikan tetapi tingkat kebolehjadiaan munculnya efek tersebut dapat diperkirakan berdasarkan data statistik yang ada. Efek ini berkaitan dengan paparan dosis rendah (0,25 μSv sampai 1000 $\mu Sv)$ yang dapat muncul pada tubuh manusia dalam bentuk kanker (kerusakan somatik) atau cacat pada keturunan (kerusakan genetik). Sekecil apapun dosis radiasi yang diterima tubuh ada kemungkinannya akan menimbulkan kerusakan sel somatik maupun sel genetik. Efek stokastik mempunyai empat ciri khas, yaitu:

- a. Tidak mengenal dosis ambang,
- b. Efek timbul melalui masa tunda yang lama,
- c. Keparahan tidak bergantung dosis yang diterima dan
- d. Tidak ada penyembuhan spontan.

2. Efek Deterministik.

Efek deterministik ini merupakan efek yang pasti muncul apabila jaringan tubuh manusia terkena paparan radiasi pengion dengan dosis tertentu. Efek ini berkaitan dengan paparan dosis tinggi yang kemunculannya dapat langsung dilihat atau dirasakan oleh individu yang terkena radiasi. Efek deterministik mengenal adanya dosis ambang. Dosis ambang adalah dosis minuman yang menimbulkan gangguan (pada tubuh). Jadi hanya radiasi dengan dosis tertentu yang dapat menimbulkan

efek deterministik. Radiasi dengan dosis di bawah dosis ambang tidak akan menimbulkan efek deterministik tertentu. Adapun ciri dari efek deterministik adalah:

- a. Mempunyai dosis ambang,
- b. Umumnya timbul beberapa saat setelah penerimaan dosis radiasi,
- c. Dapat dilakukan penyembuhan spontan bergantung pada tingkat keparahannya dan
- d. Keparahannya bergantung pada dosis radiasi yang diterima.

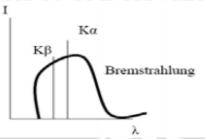
2.2 Sinar-X

2.2.1 Pembangkitan Sinar-X

Sinar-X merupakan bagian dari gelombang elektromagnetik. Sinar-X dihasilkan dengan penembakan suatu sasaran dengan elektron-elektron berenergi tinggi. Sinar-X mempunyai panjang gelombang yang pendek berukuran 10⁻⁷ hingga 10⁻⁹ m. Sinar-X mempunyai beberapa sifat, antara lain bersifat heterogen, panjang gelombangnya bervariasi dan tidak terlihat. Perbedaan antara sinar-X dengan sinar elektromagnetik lainnya juga terletak pada panjang gelombang, panjang gelombang sinar-X sangat pendek, yaitu hanya 1/10.000 panjang gelombang cahaya yang tampak. Sinar-X mempunyai energi tinggi dan dapat menembus benda-benda. Panjang gelombang sinar elektromagnetik dinyatakan dalam satuan Angstrom (1Å= 10⁻¹⁰ m) (Wikipedia, 2009).

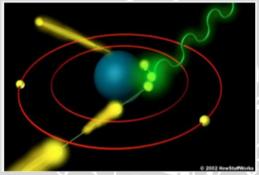
a. Produksi Bremstrahlung

Elektron-elektron yang ditembakkan dapat berinteraksi dengan atom-atom yang dimiliki sasaran melalui beberapa cara yang berbeda. Dalam salah satu tipe interaksinya, elektron-elektron yang ditembakkan akan menembus ke dalam inti atom target. Karena elektron bermuatan negatif dan inti atom bermuatan positif, maka keduanya beriteraksi yang menyebabkan laju elektron berubah (dibelokkan dan diperlambat). Sesuai dengan hukum kekekalan energi dan momentum, maka perlambatan elektron akan dibarengi dengan pembentukan foton. Berkas foton ini dinamakan sinar-X bremstrahlung. Spektrum sinar-X bremstrahlung seperti terlihat pada gambar 2.1.



Gambar 2.1 : Spektrum sinar-X.

Peristiwa yang terjadi antara elektron dengan atom anode dapat dilihat pada gambar 2.2.

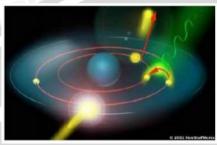


Gambar 2.2: Tumbukan Elektron dengan Anode.

b. Sinar-X Karakteristik

Tipe interaksi lain yang menghasilkan sinar-X adalah ketika elektron-elektron yang datang mengeksitasi elektron anode. Elektron yang medekati atom di dalam anode berinteraksi dengan elektron dalam atom tersebut, akibatnya elektron anode terlepas dari kulitnya. Atom tertinggal dalam keadaan tidak stabil. Maka terjadilah (dalam waktu 10 ⁻⁸detik) pengisian kekosongan itu oleh elektron-elektron yang lebih luar. Pada proses transisi elektron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi menuju ke tingkat energi yang lebih rendah disertai pancaran radiasi dengan panjang gelombang tertentu, maka radiasi ini bersifat diskrit yang merupakan sifat spektrum energi dari sinar-X karakteristik. Jika kekosongan pada kulit K diisi oleh elektron dari kulit L, maka akan dipancarkan sinar-X karakteristik Kα. Jika

kekosongan itu diisi oleh elektron dari kulit M, maka akan dipancarkan sinar-X karakteristik KB (Suyatno, 2008). Interaksi elektron dengan atom anode ditunjukkan pada gambar 2.3.



BAWINA Gambar 2.3: Interaksi Elektron dengan Atom Anode.

2.2.2 Berkas sinar-X

Berkas sinar-X dalam penyebarannya dari sumber melalui suatu garis yang menyebar ke segala arah kecuali dihentikan oleh bahan penyerap sinar-X. Oleh karena itu, tabung sinar-X ditutup dalam suatu rumah tabung logam yang mampu menghentikan sebagian besar radiasi sinar-X, hanya sinar-X yang berguna yang dibiarkan keluar melalui tabung jendela/window. Sinar-X adalah foton-foton yang mempunyai energi tinggi, karena elektron memancarkan energi maka energi kinetik elektron akan berkurang dan akhirnya akan kehilangan seluruh energi kinetiknya (Bambang, 1986).

Pada sistem pencitraan sinar-X diperlukan tegangan tinggi, dengan tujuan agar dapat dihasilkan berkas sinar-X. Untuk itu rangkaian listriknya dirancang sedemikian rupa sehingga tegangan tingginya dapat diatur dengan rentang yang besar yaitu antara 30 kV sampai 100 kV. Jika kVnya rendah maka sinar-X memiliki gelombang yang panjang sehingga akan mudah diserap oleh atom dari target (anode), kemudian disebut sebagai soft x-ray. Radiasi yang dihasilkan dengan pengaturan tegangan yang cukup tinggi maka akan dihasilkan sinar-X dengan daya tembus yang besar dan panjang gelombang yang pendek.

2.2.3 Faktor-Faktor yang Berpengaruh pada Citra

Faktor- faktor yang berpengaruh pada citra meliputi:

a. Arus (mA)

Arus berpengaruh pada intensitas sinar-X atau derajat terang/brightness. Dengan peningkatan mA akan menambah intensitas sinar-X dan sebaliknya. Oleh sebab itu derajat terang dapat diatur dengan mengatur mA.

b. Jarak dan waktu pencitraan

Disamping arus (mA), jarak dan waktu pencitraan juga berpengaruh pada intensitas. Waktu paparan yang lama juga akan meningkatkan intensitas dari sinar-X. Untuk itu dalam setiap pengoperasian pesawat sinar-X selalu dilakukan pengaturan waktu (s) dan arus (mA) atau bisa disebut dengan mAs yang bergantung pada obyek yang disinar. Jika tabung didekatkan pada obyek maka intensitas akan naik dan hasil gambar jelas dan terang. Sebaliknya jika tabung dijauhkan dari objek maka intensitas akan menurun. Dari sini dapat disimpulkan bahwa sinar-X merambat dalam pancaran garis lurus yang melebar.

c. Tegangan (kV)

Selain arus (mA), jarak dan tegangan juga berpengaruh. Tegangan tinggi merupakan daya dorong elektron di dalam tabung dari katode ke anode. Supaya dapat menghasilkan sinar-X daya dorong ini harus kuat sehingga mampu menembus obyek. Dengan demikian perubahan kV sangat berpengaruh terhadap daya tembus sinar-X.

2.2.4 Sifat-Sifat Sinar-X

Sinar-X mempunyai beberapa sifat fisik, yaitu:

a. Daya tembus

Sinar-X mempunyai daya tembus sangat besar, maka dapat digunakan dalam radiografi. Semakin tinggi tegangan tabung (besarnya kV) yang digunakan, makin besar daya tembusnya, dan semakin rendah berat atom atau kepadatan suatu benda, maka semakin besar daya tembus sinarnya.

b. Penyebaran

Berkas sinar-X yang melalui suatu bahan atau suatu zat akan bertebaran ke segala arah yang akan menimbulkan radiasi sekunder (radiasi hambur) pada bahan atau zat yang dilaluinya. Hal ini akan mengakibatkan terjadinya gambar radiografi dan pada film akan tampak pengaburan kelabu secara menyeluruh. Untuk mengurangi akibat radiasi hambur ini, di antara subjek dengan film rontgen diletakkan *grid. Grid* terdiri atas potongan-potongan timah tipis yang letaknya sejajar, masing-masing dipisahkan oleh bahan tembus sinar.

c. Penyerapan

Sinar-X dalam radiografi diserap oleh suatu bahan atau zat sesuai dengan berat atom atau kepadatan bahan atau zat tersebut. Semakin tinggi kepadatannya atau berat atomnya, makin besar penyerapannya, maka sinar tersebut juga akan mempunyai daya sinar yang sangat kuat.

d. Efek fotografik

Sinar-X dapat menghitamkan emulsi film (emulsi perakbromida) setelah diproses secara kimiawi (dibangkitkan) di kamar gelap, tetapi juga dapat menggunakan printer yang telah didesain secara khusus.

e. Pendar fluor (fluoresensi)

Sinar-X menyebabkan bahan-bahan tertentu seperti kalsium tungstat atau seng-sulfida memendarkan cahaya (luminisensi), bila bahan tersebut dikenai radiasi sinar-X. Luminisensi ada 2 jenis, yaitu: fluoresensi dan fosforisensi. Fluoresensi akan memendarkan cahaya sewaktu ada radiasi sinar-X saja. Dan fosforisensi merupakan saat dimana pemendaran cahaya akan berlangsung walaupun radiasi sinar-X sudah dimatikan (afterglow).

f. Ionisasi

Efek primer sinar-X apabila mengenai suatu bahan atau zat akan menimbulkan ionisasi partikel-partikel bahan atau zat tersebut.

g. Efek biologik

Sinar-X akan menimbulkan perubahan-perubahan biologik pada jaringan. Efek biologik ini dipergunakan dalam pengobatan radioterapi.

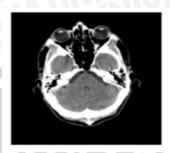
2.3 Computed Tomography (CT)

Computed Tomograpy (CT) adalah suatu alat yang mengkombinasikan banyak citra Röntgen dengan menggunakan komputer di setiap belahan tubuh dengan citra tiga dimensi baik untuk organ dalam ataupun struktur dari tubuh. CT dapat digunakan pada jaringan normal ataupun tidak di seluruh tubuh baik dengan bantuan larutan kontras ataupun tidak. Citra yang dihasilkan lalu diproses dengan komputer di mana tiap bagian akan terlihat bagian demi bagian.

CT, sebenarnya bernama EMI Scan, karena dikembangkan di laboratorium EMI, sebuah perusahaan yang sekarang lebih terkenal dengan industri rekaman musik. Sekarang namanya lebih dikenal dengan Computed Axial Tomography Scan (CAT Scan). Alat ini merupakan sebuah alat medical imaging yang menggunakan teknik tomografi dengan proses digital 3 dimensi dari suatu objek dan merupakan pengembangan dari citra 2 dimensi. CT Scan dapat menghasilkan data yang banyak dan dapat dioperasikan dengan komputer (Windowing).

CT scanner pertama kali diperkenalkan oleh Sir Godfrey Newbold Hounsfield dari Hayes, Inggris dari perusahaan EMI Center Research Laboratories. Ide ini muncul dan diperkenalkan pada tahun 1967 dan disebarkan sekitar tahun 1972. Prototipe pertama dibuat tahun 1971 dengan 160 pembaca paralel dengan sudut 180⁰ dan membaca setiap 1 perubahan, dimana tiap sesinya memakan waktu paling sedikit 5 menit. Untuk membuat citra seluruh tubuh diperlukan waktu selama 2,5 jam dengan pengolahan menggunakan komputer besar (Wahyudi, 2008)

Alat ini merupakan alat yang sangat penting dalam medical imaging. Meskipun harganya sangat mahal tetapi penggunaannya diagnosis tinggi. dalam menentukan sangat Diagnosis cerebrovavascular accidents intracranial hemorrhage dan merupakan alasan dilakukan head CT, tumor, melihat gangguan ventriculoperitoneal, citra fraktur pada kepala, leher dan daerah sekitar mulut. Salah satu contoh gambar CT scan kepala ditunjukkan pada gambar 2.4



Gambar 2.4 : Salah satu gambar hasil CT Scan kepala.

CT merupakan alat yang menggunakan teknik diagnosis dengan dosis radiasi yang tinggi. Meskipun sudah dilakukan efisiensi dosis tetap saja alat ini memiliki kemampuan detail yang lebih baik karena menggunakan teknik pengambilan gambar yang sangat kompleks. Sebenarnya penggunaan dosis pada alat ini tergantung dari banyak hal, di antaranya banyaknya jaringan yang discan, kondisi pasien dan tipe alat scan yang digunakan. Tetapi secara umum dari sejumlah produk yang paling sering digunakan dosis CT scan yang diperlukan pada bagian tubuh hampir serupa yaitu ditunjukkan pada tabel 2.1 (Wikipedia, 2007).

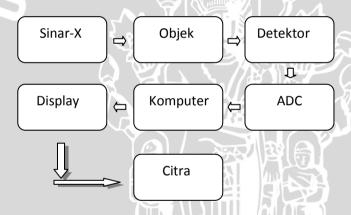
Tabel 2.1 Dosis CT Scan Pada Bagian Tubuh

Pengujian	Dosis efektif (mSv)
Sinar-X bagian dada	0.1
CT Kepala	1.5
CT Abdomen	5.3
CT Dada	5.8
Dada, Abdomen dan CT tulang panggul	9.9
CT Jantung	6.7-13
CT colonography (citra colonoscopy)	3.6-8.8

2.3.1 Prinsip Kerja CT Scan

Tujuan utama pada CT adalah untuk menghasilkan citra secara serial dengan menggunakan metode tomography dimana tiap-tiap citra berasal dari potongan-potongan pokok tomography, citra yang tajam dan bebas superposisi dari kedua struktur di atas dan di bawahnya.

Computed Tomography Scanner (CT-Scanner) juga dikenal dengan nama Komputerized Axial Tomography (CAT), Komputerized Aided Tomography (CAT) Komputerized Transvers Axial Tomography (CTAT), Recontructive Tomography (RT) dan Computed Transmission Tomography (CTT) merupakan teknik pengambilan citra dari suatu objek secara axial, coronal dan sagital dimana berkas sinar mengitari objek. Alur prinsip kerja CT Scan ditunjukkan pada gambar 2.5



Gambar 2.5: Diagram alir prinsip kerja CT Scan.

Adapun sinar-X yang mengalami atenuasi, setelah menembus objek diteruskan ke detektor yang mempunyai sifat sangat sensitife dalam menangkap perbedaan atenuasi dari sinar-X yang kemudian mengubah sinar-X tersebut menjadi sinyal-sinyal listrik. Kemudian signal-signal listrik tersebut diperkuat oleh Photomultiplier Tube sinar-X. Data dalam bentuk signal-signal listrik tersebut diubah ke dalam bentuk digital oleh Analog to Digital Converter (ADC), yang kemudian masuk ke dalam sistem komputer dan diolah oleh

komputer. Kemudian *Data Acquistion System* (DAS) melakukan pengolahan data dalam bentuk data-data digital atau numerik. Data-data hasil akuisisi inilah yang merupakan informasi komputer dengan rumus matematika atau algoritma yang kemudian direkonstruksi dan hasil rekonstruksi tersebut ditampilkan pada layar TV monitor berupa irisan tomografi dari objek yang dikehendaki yaitu dalam bentuk *gray scale image*.

CT Scan mempunyai koefisien atenuasi linear yang mutlak dari suatu jaringan yang diamati, yaitu *CT Number*. Tulang memiliki nilai besaran *CT Number* yang tertinggi yaitu sebesar 1000 HU (*Hounsfield Unit*), dan udara mempunyai nilai *CT Number* yang terendah yaitu -1000 HU, sedangkan sebagai standar digunakan air yang memiliki *CT Number* 0 HU (*Hounsfield Unit*). Nilai di atas merupakan nilai pada pesawat CT yang memiliki faktor pembesaran konstan 1000, untuk memperjelas suatu struktur yang satu dengan struktur yang lainnya yang mempunyai nilai perbedaan koefisien atenuasi kurang dari 10% maka dapat digunakan *window width* untuk memperoleh rentang yang lebih luas (Anonymous, 2008).

2.3.2 Komponen Pesawat CT-Scan

Komponen-komponen pesawat CT-Scan meliputi:

a. Gantry

Gantry merupakan komponen pesawat CT-Scan yang di dalamnya terdapat tabung sinar-x, filter, detektor, *DAS (Data Acquisition System)*. Serta lampu indikator untuk sentrasi. Pada gantry ini juga dilengkapi dengan indikator data digital yang memberi informasi tentang ketinggian meja pemeriksaan, posisi objek dan kemiringan gantry.

Pada pertengahan gantry diletakkan pasien. Tabung sinar-x dan detektor yang letaknya selalu berhadapan di dalam gantry akan berputar mengelilingi objek yang akan diperiksa.

Komponen-komponen dari gantry terdiri dari:

- 1) Tabung sinar-x yang berfungsi sebagai pembangkit Sinar-X dengan sifat:Bekerja pada tegangan tinggi diatas 100 kV, ukuran focal spot kecil 10 1 mm, tahan terhadap goncangan.
- 2) Kolimator, pada pesawat CT-Scan, umumnya terdapat dua buah kolimator, yaitu:

- Kolimator pada tabung sinar-x untuk mengurangi dosis radiasi, sebagai pembatas luas lapangan penyinaran dan mengurangi bayangan penumbra dengan adanya focal spot kecil.
- Kolimator pada detektor untuk pengarah radiasi menuju ke detektor, pengontrol radiasi hambur dan menentukan ketebalan lapisan (*slice thicknes*).
- 3) Detektor dan DAS (*Data Acqusition System*). Setelah sinar-x menembus objek, maka akan diterima oleh detektor yang selanjutnya dan dilakukan proses pengolahan data oleh DAS. Adapun fungsi detektor dan DAS secara garis besar adalah untuk menangkap sinar-x yang telah menembus objek, mengubah sinar-x dalam bentuk cahaya tampak, kemudian mengubah cahaya tampak tersebut menjadi sinyal-sinyal elektron, lalu mengubah sinyal-sinyal elektron ke dalam bentuk data digital.

b. Meja Pemeriksaan

Meja pemeriksaan merupakan tempat pasien diposisikan untuk dilakukannya pemeriksaan CT-Scan. Bentuknya kurva dan terbuat dari *Carbon Graphite Fiber*. Setiap pemindaian satu irisan selesai, maka meja pemeriksaan akan bergeser sesuai ketebalan irisan (*slice thickness*). Meja pemeriksaan terletak di pertengahan gantry dengan posisi horizontal dan dapat digerakkan maju, mundur, naik dan turun dengan cara menekan tombol yang melambangkan maju, mundur, naik, dan turun yang terdapat pada gantry.

c. Komputer

Komputer merupakan pengendali dari semua instrumen pada CT-Scan. Fungsinya adalah untuk melakukan proses scanning, rekonstruksi atau pengolahan data, menampilkan (*display*) citra serta untuk menganalisis citra. Oleh karena adanya perbedaan massa organ tubuh yang dilewati maka citra yang ditangkap juga berbeda-beda densitasnya. Pada tulang energi yang melalui penetrasi jaringan itu lebih sedikit maka akan muncul citra berwarna putih atau abu-abu yang terang. Sedangkan pada cairan serebrospinal dan udara akan menghasilkan citra lebih gelap. CT Scan dapat memberikan citra pada potongan 0,5 -11,3 cm dan memberikan citra akurat pada abnormalitas yang sangat kecil. Inilah yang akan direkonstruksi oleh sistem komputer yang canggih sehingga menghasilkan suatu

potongan citra organ tubuh. Jarak dan ketebalan pengambilan gambar dapat diatur sesuai dengan keinginan operator. Standar prosedur cara pengoperasian pesawat ini tergantung dari merk pesawat dan generasi keberapa mesin ini di produksi (berbeda antara satu mesin dengan mesin lainnya).

Adapun elemen-elemen pada komputer adalah sebagai berikut:

- 1) *Input Device* adalah unit yang menterjemahkan data-data dari luar kedalam bahasa komputer sehingga dapat menjalankan program atau instruksi.
- 2) *CPU* (*Central Procesing Unit*) merupakan pusat pengolahan dan pengelolaan dari keseluruhan sistem komputer yang sedang bekerja.
- 3) Output Device. Unit ini digunakan untuk menampilkan hasil program atau instruksi sehingga dapat dengan mudah dilihat oleh personil yang mengoperasikannya, misalnya CRT (Cathode Ray Tube).

d. Layar TV

Layar TV berfungsi sebagai alat untuk menampilkan citra dari objek yang diperiksa serta menampilkan instruksi-instruksi atau program yang diberikan.

e. Image Recorder

Image Recorder berfungsi untuk menyimpan program hasil kerja dari komputer ketika melakukan pemindaian, rekonstruksi dan display gambar digunakan Magnetic Disk. Magnetik Disk digunakan untuk penyimpanan sementara dari data atau citra, apabila citra akan ditampilkan dan diproses. Magnetic Disk dapat menyimpan dan mengirim data dengan cepat, bentuknya berupa piringan yang dilapisi bahan ferromagnetic.

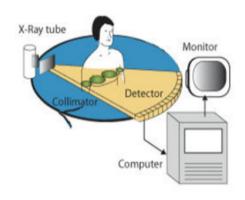
f. Operator Terminal

Operator Terminal merupakan pusat semua kegiatan scanning atau pengoperasian sistem secara umum serta berfungsi untuk merekonstruksi hasil rekontruksi sesuai dengan kebutuhan.

g. Kamera Multiformat

Kamera multiformat digunakan untuk memperoleh citra permanen pada film. Pada satu film dapat dihasilkan beberapa irisan gambar tergantung jenis pesawat CT dan film yang digunakan.

Untuk standar pelayanan pasien, ini juga berbeda-beda untuk masing-masing organ tubuh yang akan diperiksa. Salah satu pengoperasian dalam organ tubuh dengan peralatan CT scan ditunjukkan pada gambar 2.6.



Gambar 2.6: Pengoperasian pada salah satu organ tubuh dengan CT Scan.

Setiap organ tubuh berbeda di dalam persiapan pemeriksaan dan pelaksaannya. Dan ada faktor lain yaitu kasus penyakitnya apa dan SOP (Standar Operasional) dari institusi/rumah sakit tersebut. Secara prosedural yang benar, setiap pemeriksaan CT Scan harus ada surat permintaan pemeriksaan ke Bagian/Unit Radiologi (karena CT Scan merupakan bagian/tanggung jawab ilmu Radiologi (ilmu yang mempelajari sinar yang menggunakan gelombang elektromagnetik). Permintaan ini biasanya dilakukan oleh Dokter (umum/spesialis). Bagian Radiologi akan mempelajari kasusnya terlebih dahulu dan jenis pemeriksaan yang diminta. Setelah dimengerti apa yang diminta, barulah ditentukan teknik pemeriksaannya. Hal ini dilakukan radiografer dengan berkonsultasi ke Dokter Ahli Radiologi. Seluruh pemeriksaan harus dilakukan dibawah supervisi Dokter Ahli Radiologi, sehingga hasil pemeriksaan dapat

dipertanggungjawabkan dengan baik. Setelah proses selesai dan gambar dihasilkan, maka Dokter Ahli Radiologi akan membuat laporan hasil pemeriksaan, dan hasil ini akan dibawa kembali oleh pasien kepada dokter yang meminta.

2.4 Dosis Yang Diterima Pasien

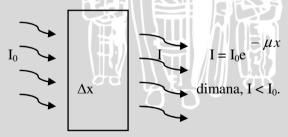
Dosis yang diterima pasien akan tergantung kepada jumlah intensitas foton yang terserap. Untuk melindungi jaringan permukaan kulit dari dosis yang terlalu besar, diperlukan filter yang ditempatkan di antara tubuh pasien dan tabung sinar-X. Filter berfungsi untuk menyerap foton berenergi rendah. Sedangkan foton yang berenergi tinggi diteruskan.

2.4.1 Dosis Serap (D)

Dosis serap adalah banyaknya energi yang diserap oleh suatu materi per satuan massa. Dosis serap merupakan besaran yang dibatasi oleh jumlah energi dari radiasi yang diserap oleh jaringan biologi. Dosis Serap (*D*) dapat dituliskan sebagai berikut:

$$D = \text{energi/ massa atau } D = d\varepsilon / dm$$
 (2.1)

Dimana, D adalah dosis serapan dengan satuan J/kg atau Gy, $d\varepsilon$ adalah energi yang diserap oleh medium bermassa dm. Satuan dari $d\varepsilon$ adalah joule (J) dan dm adalah kg sedangkan proses pelemahan radiasi sinar-X dalam suatu jaringan bersifat eksponensial mengikuti persamaan 2.2 pada gambar 2.7.



Gambar 2.7. Proses pengurangan intensitas radiasi elektromagnetik oleh jaringan.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \tag{2.2}$$

dengan: I = Intensitas radiasi setelah melalui jaringan

I₀= Intensitas radiasi sebelum melalui jaringan

μ= koefisien serapan linier jaringan

x = tebal jaringan

2.4.2 Dosis Ekuivalen (H)

Dosis ekuivalen adalah dosis serap yang mempertimbangkan faktor kualitas dari radiasi, semakin besar radiasi (semakin merusak), maka semakin tinggi faktor kualitasnya. Dosis ekuivalen dapat ditulis sebagai berikut:

$$H_T = W_R. D (2.3)$$

Dimana, H_T adalah dosis ekuivalen dengan satuan sievert (Sv), W_R adalah faktor kualitas (pembobot), dan 1 Sv = 100 rem, rem merupakan satuan CGS.

Faktor bobot radiasi (W_R) menurut jenis dan kelompok energi radiasi ditunjukkan tabel 2.2.

Tabel 2.2. Faktor pembobot radiasi (W_R) untuk beberapa sumber radiasi (Akhadi, 2000).

Jenis Radiasi	Faktor Pembobot Radiasi (W_R)
Sinar gamma dan sinar-X	
Elektron berenergi rendah	41-201
Proton	7 5
Neutron dengan energi 10- 100 keV	10
Neutron dengan energi> 100 keV	20

2.4.3 Dosis Efektif (E)

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

$$E = W_T \cdot H_T = W_T \cdot W_R \cdot D$$
 (2.4)

Dimana W_T adalah faktor sensitifitas/ faktor bobot jaringan. Besarnya faktor pembobot masing-masing jaringan ditunjukan tabel 2.3.

Tabel 2.3. Faktor sensitivitas jaringan (W_T) untuk beberapa organ tubuh manusia (Akhadi, 2000).

Jaringan	Faktor Sensitivitas
	$\mathbf{Jaringan} (W_T)$
Gonad	0,02
Colon	0,12
Lung (Paru-paru)	0,12
Tulang belakang	0,12
Skin (kulit)	0,05
Lens (lensa mata)	0,1
Sum-sum tulang	0,12
Lambung	0,12
Bladder	0,05
Payudara	0,05
Hati	0,05
Oesophagus	0,05
Thyroid	0,05
Permukaan tulang	0,01
Organ sisa	0,05

2.4.4 CT Dose Calculation

Dosis radiasi untuk pasien yang menjalani prosedur CT adalah sebuah isu yang harus dipertimbangkan. Faktor-faktor protokol harus disesuaikan untuk menghasilkan kualitas citra yang diperlukan tanpa memberikan radiasi yang tidak perlu untuk pasien.

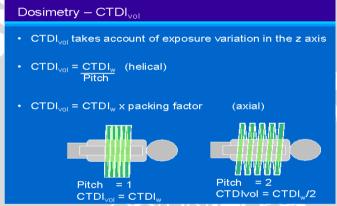
ImPACT Scan adalah software untuk perhitungan dosis. Adapun beberapa besaran yang dipakai dalam software tersebut adalah:

- CTDI vol = volume CT dose index CTDI vol = volume CT dosis indeks
- DLP = dose-length product DLP = Dosis-panjang Produk ()

• ED = effective dose ED = dosis efektif

Computed Tomography Dose Index (CTDI) adalah besaran khusus digunakan untuk menyatakan dosis radiasi di CT. Salah satu alasan ini digunakan adalah untuk mempermudah dalam mengukur dosis yang sebenarnya dikirim ke daerah tubuh internal.

CTDI dapat diukur dengan dosimeter yang dipasang ke phantom yang mewakili tubuh pasien. Dosis yang diukur dengan menscan satu potong/irisan (*slice*), tapi CTDI didefinisikan dan dihitung untuk memperhitungkan kontribusi dari radiasi yang tersebar yang terjadi ketika beberapa iris-scan. CTDI merupakan estimasi yang sesuai dari dosis yang sebenarnya kepada pasien. Perhitungan dosis untuk CTDI pada pasien ditunjukkan gambar 2.8.



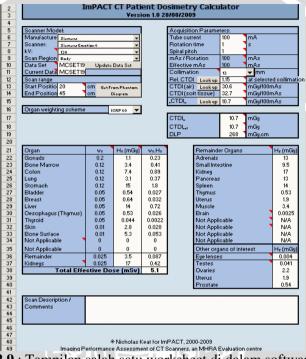
Gambar 2.8: Perhitungan CTDIvol.

Total energi radiasi di tubuh tergantung pada volume yang dipindai. Nilai CTDI mengekspresikan konsentrasi radiasi ke lokasi jaringan tertentu. Ini menggambarkan tentang energi radiasi total yang diberikan kepada pasien. Selain CTDI besaran yang dipakai adalah *Dose Length Produk* (DLP). DLP merupakan suatu jumlah yang sederhana untuk menggambarkan Energi Radiasi Total Deposit di Tubuh.

DLP adalah pengukuran dari total radiasi penyinaran untuk rangkaian utuh suatu gambar. Persamaan dari DLP adalah

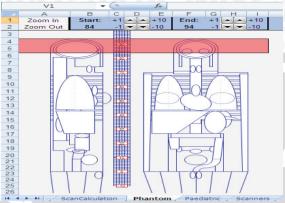
$$DLP = CTDI_{vol} x$$
 panjang penyinaran (*Scan length*) (2.5)

Selain CTDI_{vol} dan DLP parameter lain yang dibutuhkan untuk menghitung *total effective dose* pada software adalah tegangan (kV), arus (mA), waktu pencitraan (*exposure*), dan scan panjang (scan length).



Gambar 2.9: Tampilan salah satu worksheet di dalam software ImPACT Scan.

Pada proses perhitungan dengan software Impact Scan digunakan simulasi phantom yang berupa citra tubuh manusia yang akan disinari oleh Sinar-X agar diperoleh besaran *scan length*. Tampilan simulasi phantom pada software ImPACT Scan ditunjukkan gambar 2.10 (New Zealand National Radiation Laboratory, 2009).



Gambar 2.10: Tampilan simulasi phantom pada software ImPACT Scan.

2.5 Proteksi Radiasi

Resiko dalam pemeriksaan radiografi adalah terjadinya kanker. Meskipun angka yang menunjukkan resiko ini sangat kecil tetapi besarnya dosis paparan diduga menjadi penyebab yang paling mungkin di samping adanya faktor lain yang mungkin mendukungnya seperti kemungkinan pasien memang pembawa penyakit ini (Anonymous, 2007).

Kesalahan pada pemilihan dosis akan menyebabkan over dosis kepada pasien sehingga dapat menyebabkan efek buruk. Walaupun jarang terjadi, hal tersebut bukan berarti semua pemeriksaan diagnosis dapat dilakukan dengan tidak semestinya tetapi ada hal lain yang perlu diperhatikan bahwa pada kenyataannya setiap tubuh kita secara tidak langsung telah terpapar radiasi secara alami dan apabila ditambah dengan radiasi buatan maka radiasi mungkin dapat berlebih. Badan radiasi USA yaitu NCRP (National Council On Radiation Protection) menetapkan bahwa dosis efektif bagi tubuh manusia adalah sebesar 3,6 mSv. Dari angka ini ternyata kontribusi radiasi yang berasal secara alami sebesar 80% yaitu 3 mSv dan buatan sebesar 17% atau sekitar 0,6 mSv (Jalil, 2007).

Untuk mencapai tujuan proteksi radiasi yaitu terciptanya keselamatan dan kesehatan bagi pekerja, masyarakat dan lingkungan, maka diperkenalkan tiga asas proteksi radiasi: (Akhadi, 2000)

- 1. Asas jastifikasi atau pembenaran, paparan radiasi dilakukan jika manfaat dari kegiatan tersebut lebih besar dibandingkan dengan kerugian yang dapat ditimbulkannya.
- 2. Asas optimisasi atau ALARA (*As Low As Reasonably Achieveble*), paparan radiasi dari suatu kegiatan harus ditekan serendah mungkin dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial.
- 3. Asas pembatasan dosis perorangan, yaitu agar dosis radiasi yang diterima seseorang dalam menjalankan suatu kegiatan tidak boleh melebihi nilai batas yang telah ditetapkan oleh instansi yang berwenang.

2.6 Ketentuan Tentang Nilai Batas Dosis Berdasarkan ICRP No 60 dan 103

Nilai Batas Dosis (NBD) berdasarkan ICRP No. 60 tahun 1990 belum diacu di Indonesia. Penentuan NBD (Nilai Batas Dosis) berdasarkan ICRP No 60 ini tidak memperhitungkan dosis yang diperoleh dari kegiatan medik, yaitu:

- · Pekerja Radiasi:
- 1. 20 mSv/tahun secara rata-rata selama 5 tahun.
- 2. Penerimaan maksimum setahun 50 mSv dengan memperhitungkan penerimaan dosis di tahun berikutnya.
- 3. Untuk lensa mata 150 mSv/tahun.
- 4. Untuk tangan, kaki, kulit 500mSv/tahun.
- Masyarakat:
- 1. 1 mSv/tahun.
- 2. Kondisi khusus boleh 5 mSv/tahun asal rerata selama 5 tahun adalah 1 mSv/tahun.
- 3. 15 mSv/tahun untuk lensa mata.
- 4. 5 mSv/tahun untuk kaki, tangan, kulit.

Untuk bebearapa jenis jaringan, besarnya faktor sensitifitas (W_T) ditetapkan berdasarkan ICRP 103 sebagaimana ditunjukkan pada tabel 2.4.

Tabel 2.4 Rekomendasi ICRP 103 untuk faktor bobot jaringan (W_T) (ICRP, 2007).

Jenis jaringan/organ	$\mathbf{W}_{\mathbf{T}}$	$\sum \mathbf{W_T}$
Sumsum merah tulang, Usus, paru-paru, lambung, payudara, organ lainnya	0,12	0,72
Gonads	0,08	0,08
Bladder, Oesophagus, Hati, Thyroid	0,04	0,16
Permukaan tulang, otak, kelenjar ludah, kulit	0,01	0,04
	Total	1,00

BAB III METODOLOGI

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian yang berjudul "Perhitungan Dosis Efektif Dari Pemeriksaan Kepala Dengan Multi Detektor Computed Tomography (MDCT) Scanner" ini dilaksanakan di RST Dr. Soepraoen pada bulan Maret-April 2010.

3.2 Alat dan Bahan

Peralatan dan bahan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain: CT Scan jenis SIEMENS SPIRIT CT 2006C2 H-SP-CR dan seperangkat komputer.

Data yang diperoleh dari Rumah Sakit sebanyak 100 data. Data pasien tersebut adalah data pada penyinaran kepala pasien yang berusia antara 20-80 tahun. Pengambilan data dilakukan secara manual dengan pengawasan pihak Rumah Sakit.

Variabel data yang diambil antara lain adalah tanggal pemeriksaan pasien, usia pasien, jenis kelamin pasien, besar tegangan tabung (dalam kV), arus tabung (dalam mA), rotation time, collimation, DLP (Dose Length Product), CTDI_{vol} pasien, dan Scan Length.

3.3 Prosedur CT Scan di Rumah Sakit

Setiap diagnosis di Rumah Sakit (RS) harus melalui beberapa prosedur yang ada agar diperoleh informasi yang valid.

Beberapa prosedur yang dilakukan di RS antara lain adalah memasukkan protokol dari alat CT Scan yang digunakan karena pada setiap Rumah Sakit protokol yang digunakan akan berbeda disesuaikan dengan jenis alat yang dipakai. Setelah protokol yang dipakai siap untuk dioperasikan maka protokol tersebut siap dipakai untuk pedoman dilakukannya pemeriksaan pada tiap-tiap pasien.

Setiap pasien akan diperlakukan sama ketika penyinaran berlangsung. Sebelumnya operator akan memasukkan data pasien antara lain biodata pasien secukupnya, waktu penyinaran dan nomor urut pasien, serta menggolongkan pasien untuk diberikan prosedur penyinaran yang sesuai dengan kondisi pasien yang akan diperiksa.

Dalam penentuan penyinaran RS mempunyai beberapa prosedur yang berbeda untuk pemeriksaan pada bagian kepala. Pada penelitian kali ini dilakukan analisis pada penyinaran dengan prosedur *HeadSequence*. Pemeriksaan dengan prosedur ini dilakukan untuk pasien yang mengalami stroke, tumor otak, *cranial trauma* (gagar otak), berhentinya pertumbuhan cerebral, hydrocephalus, peradangan dan lain-lain.

3.4 Metode Perhitungan yang Digunakan

Setelah mendapatkan beberapa variasi data pasien, data-data tersebut diolah dengan bantuan software ImPACT Scan untuk mendapatkan dosis efektif yang akan dianalisis.(anonymous, 2010)

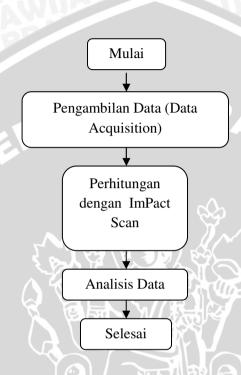
Parameter-parameter yang dimasukkan pada ImPACT Scan adalah jenis alat CT Scannya, besar tegangan (dalam kV), arus (dalam mA), rotation time, collimation, DLP (Dose Length Product), CTDI_{vol} pasien, dan Scan Length.

Dalam penentuan *scan length* digunakan gambar phantom yang ada pada software dengan memberikan nilai yang telah dihitung secara manual sesuai dengan data yang didapatkan. *Scan length* pasien untuk perhitungan didapatkan dari pembagian DLP dengan CTDI_{vol}. *Scan Length* merupakan panjang penyinaran kepala pasien. Diameter kepala pada masing-masing pasien berbeda sehingga didapatkan variasi data DLP. Sedangkan *Scan Length* standar dari Rumah Sakit untuk alat CT model SOMATOM SPIRIT adalah sebesar 11,9 mm.

Jenis radiasi yang dipakai adalah sinar-X, tegangan tabung yang diberikan 130 kV dan arus yang dipakai sebesar 240 mA. Pengaturan besar arus dan tegangan disesuaikan dengan protokol yang ada di Rumah Sakit.

Hasil perhitungan ImPACT Scan ditampilkan pada program tersebut dalam satuan mSv. Ada dua hasil perhitungan yang diberikan dalam program tersebut yaitu berdasarkan rekomendasi ICRP 60 dan ICRP 103 (ICRP, 1990 dan 2007).

Penentuan DLP dan total dosis efektif yang diberikan pada pasien dihitung menggunakan persamaan 2.4. Alur penelitian disajikan kedalam diagram alir seperti terlihat pada gambar 3.1:



Gambar 3.1 Diagram alir penelitian.

ERSITAS BRAWN HALAMAN INI SENGAJA DIKOSONGKAN

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Nilai DLP (Dose Length Product) pada CT Scan Kepala

Dari perhitungan didapatkan hasil nilai rata-rata *Dose Length Product* (DLP) yang ditunjukkan tabel 4.1.

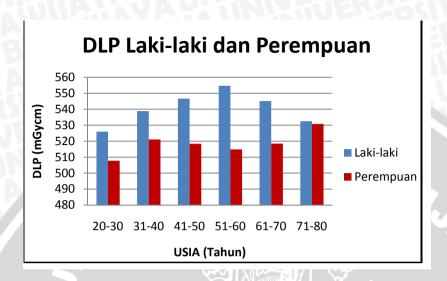
Tabel 4.1 Nilai rata-rata DLP (mGycm) dan Dosis Efektif (mSv) pada penyinaran CT Scan kepala.

Jenis Kelamin	DLP mGycm	Dosis efektif (mSv)
Laki-laki	553,7	1,38
Perempuan	530,9	1,32

Berdasarkan tabel 4.1 nilai DLP rata-rata untuk laki-laki sebesar 553,7 mGycm sedangkan nilai DLP rata-rata untuk perempuan sebesar 530,9 mGycm. Dari nilai tabel 4.1 dapat diketahui bahwa rata-rata DLP pada pasien laki-laki lebih besar jika dibandingkan dengan DLP pada pasien perempuan. Selain dari tabel 4.1 perbandingan jumlah DLP pada pasien laki-laki dan perempuan berdasarkan rentang usia ditunjukkan dalam tabel 4.2 dan grafik 4.1.

Tabel 4.2 Nilai rata-rata DLP laki-laki dan perempuan dalam variasi usia.

Usia (Tahun)	DLP (mGycm) Laki-laki	DLP (mGycm) Perempuan
20-30	526,0	507,8
31-40	538,8	521,1
41-50	546,7	518,4
51-60	554,7	514,9
61-70	545,2	518,5
71-80	532,5	530,8



Gambar 4.1 : Dose Length Product laki-laki dan perempuan.

Dari gambar 4.1 dapat diketahui bahwa nilai DLP tertinggi terdapat pada pasien laki-laki berusia antara 51- 60 tahun yaitu berkisar antara 550-560 mGycm, sedangkan DLP terendah terdapat pada pasien yang berusia 20-30 tahun yang berkisar antara 520-530 mGy cm. Grafik tersebut mengalami kenaikan dan penurunan secara kontinyu. Nilai DLP pada pasien laki-laki akan mengalami kenaikan dan berada pada titik maksimal ketika pasien berusia sekitar 51-60 tahun, dan akan kembali turun hingga usia lanjut.

Dari grafik DLP pasien perempuan dapat diketahui bahwa nilai DLP tertinggi ada pada pasien berusia 71-80 tahun. Nilai DLP terendah berada pada pasien berusia 20-30 tahun. Dose length Product naik pada usia 31-40 tahun, turun kembali hingga usia 51-60 tahun dan akan naik kembali pada usia 71-80 tahun. Ini merupakan nilai DLP tertinggi bagi perempuan. Hal ini menunjukkan bahwa dalam rentang usia muda hingga usia lanjut DLP mengalami kenaikan dan penurunan, dan akan mencapai nilai maksimum pada usia lanjut.

Pada perbandingan kedua grafik pada gambar 4.1 dapat diketahui perbedaan antara DLP perempuan dan laki-laki. DLP laki-laki ratarata lebih besar bila dibandingkan dengan DLP perempuan. Adanya

perbedaan antara DLP laki-laki dan perempuan tersebut karena dipengaruhi oleh beberapa hal yaitu *scan length* dan diameter kepala yang berbeda-beda. Sehingga intensitas sinar yang melewati kepala pada masing-masing individu berbeda.

Terdapat beberapa faktor yang berpengaruh pada citra meliputi arus (mA), jarak, waktu pencitraan, dan waktu tegangan (kV). (Arif, 2008). Sedangkan yang mempengaruhi dosis effektif yang didapatkan oleh tubuh saat penyinaran kepala tersebut adalah *scan length*, CTDI vol dan DLP pada pasien.

CTDI dipengaruhi oleh volume dan luas penampang kepala pasien. CTDI dihitung untuk mengetahui kontribusi dari radiasi yang tersebar yang terjadi ketika dilakukan beberapa irisan scan pada bagian tubuh. Ketika faktor-faktor yang diterapkan untuk mengukur phantom sudah tepat maka akan dikonversikan pada pasien yang sebenarnya.

Dose Length Product (DLP) merupakan jumlah yang sederhana untuk menampilkan total energi radiasi yang masuk ke dalam tubuh. Pada perhitungannya dapat diambil contoh apabila CTDI untuk sebuah prosedur khusus adalah 3 rad, dan di scan panjang 25 cm, maka total DLP adalah 75 mGycm. Hal ini sesuai dengan persamaan untuk menghitung DLP.

Nilai untuk CTDI $_{\rm vol}$ yang diteliti di Rumah Sakit rata-rata sebesar 47,5 mGy. Tetapi nilai $scan\ length$ pasien bervariasi yaitu berkisar 10-20 cm. Sehingga DLP yang didapatkan juga bervariasi yaitu berkisar antara 400-900 mGycm.

Pada saat pemeriksaan sinar-X dipancarkan oleh *gantry* dari CT Scan. Saat sinar keluar dari alat maka akan menembus dalam jaringan tubuh yang disinari. Dengan tegangan yang tersebut diatas sudah dihasilkan gambar yang cukup jelas untuk mengetahui kondisi dari kepala pasien yang didiagnosis.

Pada penyinaran CT Scan nilai *noise* yang diperoleh ditentukan oleh jumlah foton yang ditangkap atau diserap oleh setiap voxel jaringan. Ini secara langsung berkaitan dengan dosis untuk jaringan.

Sinar-X tidak diserap secara merata (sama) oleh semua materi di alam. Hal ini yang membuat sinar-X tersebut bermanfaat untuk kepentingan diagnosis. Elemen berat seperti kalsium lebih mudah menyerap sinar-X di bandingkan elemen ringan seperti oksigen, hydrogen dan karbon. Sehingga dalam kenyataannya, tulang akan

tampak lebih putih pada film roentgen dan CT Scan, jaringan ikat seperti lemak, otot, tumor (selain tumor tulang) tampak agak hitam dan paru-paru (sebagai organ yang mengandung udara) akan tampak lebih hitam.

Pada dasarnya penyerapan sinar-X yang terjadi pada suatu bahan tergantung pada tiga faktor yaitu panjang gelombang sinar-X, susunan obyek yang terdapat pada jalan atau alur yang dilalui berkas sinar-X, ketebalan dan kerapatan obyek. Jika kV rendah maka akan dihasilkan sinar-X dengan gelombang yang panjang dan sebaliknya dengan kV tinggi maka panjang gelombang sinar-X akan semakin pendek.

Penjelasan untuk penyerapan sinar-X oleh tubuh manusia pada proses CT Scan adalah sebagai berikut. Tubuh manusia yang terdiri dari unsur-unsur yang sangat komplek tidak sama dalam penyerapan sinar-X pada proses CT Scan, misalnya tulang akan lebih banyak menyerap dibanding dengan otot atau daging. Bagian tulang atau daging yang sakit akan lebih besar menyerap sinar-X dibanding kondisi normal. Usia juga akan menjadi penyebab perbedaan penyerapan sinar-X. Tulang orang tua yang telah kekurangan kalsium, maka penyerapan sinar-X nya akan berkurang dibandingkan dengan tulang anak muda.

4.2 Nilai Dosis Efektif (mSv) dari Perhitungan

Dari hasil penelitian dapat diketahui dosis efektif yang merupakan dosis serap yang mempertimbangkan kualitas radiasi dan sensitivitas dari pada jaringan. Apabila dosis tersebut melebihi ambang batas yang ditentukan maka akan terjadi efek samping yang ditimbulkan.

Adapun efek yang ditimbulkan oleh pancaran radiasi ini dibagi menjadi dua yaitu efek stokastik dan deterministik. Melihat efek yang sangat membahayakan manusia tersebut maka perlu dibatasi sekecil mungkin penggunaan energi dari radiasi. Atau dilakukan proteksi radiasi terutama bagi pekerja yang berhubungan secara langsung dengan pancaran radiasi. Proteksi ini ditujukan untuk mencegah terjadinya efek deterministik yang membahayakan dan mengurangi terjadinya efek stokastik serendah mungkin.

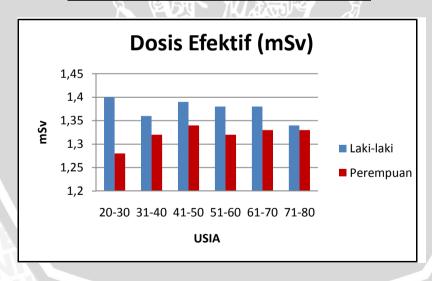
Salah satu upaya pengamanan atau proteksi radiasi ini adalah dengan menghitung dosis yang ditentukan pada pasien dengan

menggunakan software *ImPact Scan*. Hal ini dilakukan untuk mengetahui tingkat keamanan yaitu radiasi yang digunakan masih dalam batas ambang yang diperbolehkan dan untuk mengetahui tingkat kelayakan dari pesawat untuk digunakan.

Berdasarkan ICRP, untuk nilai batas dosis yang diberlakukan di Indonesia yaitu NBD untuk seluruh tubuh adalah 50 mSv pertahun untuk pekerja radiasi dan 5 mSv pertahun untuk masyarakat umum (ICRP, 1990 dan 2007). Nilai dosis efektif yang didapatkan dari perhitungan ditunjukkan pada tabel 4.3 dan grafik 4.2 yang merupakan hubungan antara usia dan dosis efektif yang diberikan.

Tabel 4.3 Nilai rata-rata Dosis Efektif (mSv) laki-laki dan perempuan dalam yariasi usia.

Usia	Laki-laki	Perempuan
20-30	1,4	1,28
31-40	1,36	1,32
41-50	1,39	1,34
51-60	1,38	1,32
61-70	1,38	1,33
71-80	1,34	1,33



Gambar 4.2: Perbandingan Dosis Efektif Laki-laki dan Perempuan.

Gambar 4.2 menunjukkan bahwa dosis efektif pada pasien lakilaki berbeda dengan pasien perempuan. Pada pasien lakilaki yang berusia 20-30 tahun dosis efektif mencapai 1.4 (mSv). Pada usia 31-40 tahun dosis efektif sebesar 1.36 (mSv), usia 41-50 dosis efektif sebesar 1.39 mSv, usia 51-60 tahun sebesar 1.38 mSv dan pada usia 61-70 dosis efektif sama yaitu sebesar 1.38 mSv. Pada pasien perempuan yang berusia 20-30 tahun dosis efektif sebesar 1,28 mSv, pada usia 31-40 dosis efektif sebesar 1,32 mSv, pada usia 41-50 tahun dosis efektif mencapai 1,34 mSv, usia 51-60 tahun sebesar 1,32 mSv, pada usia 61-80 tahun tetap konstan yaitu sebesar 1,32 mSv. Pasien perempuan memiliki grafik yang berkebalikan dengan laki-laki.

Pada perbandingan grafik diatas dapat diketahui bahwa nilai dosis laki-laki lebih besar jika dibandingkan dengan perempuan. Hal ini dapat diketahui dari perhitungan rata-rata dosis laki-laki adalah sebesar 1,38 (mSv) dan rata-rata dosis pasien perempuan sebesar 1,32 (mSv). Grafik diatas menunjukkan bahwa nilai dosis tertinggi untuk perempuan sama dengan nilai dosis terendah yang diberikan pada pasien laki-laki.

Dosis efektif dipengaruhi oleh beberapa faktor yaitu volume, luas penampang pasien, usia dan jenis kelamin pasien. Volume dan luas penampang pasien laki-laki lebih besar jika dibandingkan dengan pasien perempuan. Hal ini juga dapat diketahui dari perhitungan nilai scan length rata-rata pasien laki-laki dan perempuan. Nilai rata-rata scan length laki-laki adalah sebesar 11,66 cm dan perempuan sebesar 11,18 cm. Pada software Impact Scan terdapat standar dosis untuk CT kepala pada alat jenis Siemens Somatom Spirit CT 2006C2 H-SP-CR yang ditunjukkan pada tabel 4.4.

Tabel 4.4 Dosis Efektif CT Scan kepala yang direkomendasikan software ImPact Scan untuk alat CT jenis Siemens Somatom Spirit CT 2006C2 H-SP-CR.

Je	enis	ICRP 103	ICRP 60	DLP
Kel	amin	(mSv)	(mSv)	mGycm
Laki-	laki	1,86	1,7	734,3
Perer	npuan	1,81	1,6	704,6

Dari grafik 4.2 dapat diketahui bahwa dosis efektif yang diberikan masih dibawah standar dosis yang ditentukan untuk penyinaran pada kepala. Dosis efektif yang diterima pasien di Rumah Sakit rata-rata berkisar antara 1,3-1,4 mSv selama sekali penyinaran untuk laki-laki dan 1,2-1,4 mSv untuk perempuan. Dosis ini sudah dapat digunakan untuk mendiagnosis pasien pada bagian kepala. Dosis tersebut cukup aman untuk pasien yang didiagnosis karena tidak melebihi standar dosis yang direkomendasikan oleh ICRP.

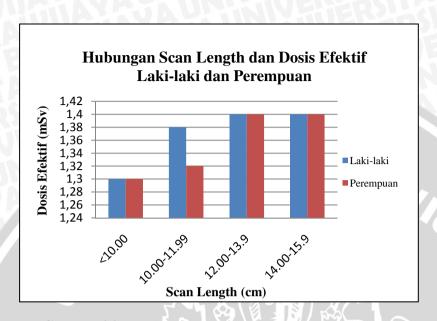
Akan tetapi dosis tersebut memiliki efek samping apabila diberikan secara berulang-ulang kepada pasien yang didiagnosis. Karena dosis yang diberikan akan melebihi standar yang ditentukan.

ICRP 60 merupakan standar dosis radiasi yang direkomendasikan pada tahun 1990. Dalam perhitungannya dosis yang direkomendasikan adalah 1,2 mSv saja, tetapi ICRP ini belum resmi dijadikan strandart khusus atau paten untuk dosis radiasi pada pasien. ICRP 60 tidak merekomendasikan faktor sensitifitas jaringan kepala sehingga diperbaharui dengan ketetapan ICRP 103 pada tahun 2007. Dalam perhitungan dengan menggunakan standar ICRP 103 didapatkan nilai dosis efektif rata-rata seperti table 4.1.

4.3 Hubungan antara Dosis efektif dan Scan Length

Selain faktor usia ternyata total dosis efektif juga dipengaruhi oleh nilai *scan length*. Adapun hubungan antara *Scan Length* dan dosis efektif tersebut dapat dilihat pada gambar 4.3.

Dari gambar 4.3 dapat diketahui bahwa nilai dosis efektif baik laki-laki maupun perempuan hampir sama ketika *scan length* kepala kurang dari 10 cm, dosis tersebut berjumlah 1,3 mSv. Dosis naik ketika *scan length* mencapai 12 cm dan stabil ketika *scan length* berkisar antara 12,00-19,99 cm. Pada laki-laki dan perempuan nilai maksimal *scan length* adalah 15,99 cm. Keduanya baik laki-laki maupun perempuan dosis maksimalnya sama yaitu 1,4 mSv. Jumlah dosis tersebut merupakan jumlah yang selama ini di terapkan di Rumah Sakit. Dosis tersebut tidak melebihi dosis yang ditentukan atau direkomendasikan oleh ICRP. Dosis yang diberikan diatas tergolong aman untuk pendiagnosisan dengan CT Scan kepala.



Gambar 4.3: Grafik Hubungan antara Dosis Efektif dan *Scan Length* pada pasien laki-laki dan perempuan .

BAB V PENUTUP

5.1 KESIMPULAN

Nilai Standar dosis radiasi pada CT scan yang direkomendasikan oleh ICRP 60 dan ICRP 103 tidak berubah dan nilai ini masih dipakai sebagai acuan untuk pemberian dosis radiasi pada setiap pasien baik untuk pendiagnosisan maupun untuk terapi dengan menggunakan sinar-X.

Nilai DLP laki-laki dan perempuan memiliki perbedaan yang cukup signifikan. Nilai DLP yang diberikan pada pasien laki-laki lebih besar jika dibandingkan dengan nilai DLP pada pasien perempuan. Nilai rata-rata DLP pada pasien laki-laki adalah sebesar 553,7 mGycm dan nilai rata-rata DLP pasien perempuan sebesar 530,9 mGycm. DLP tersebut dipengaruhi oleh *scan length* yang berbeda pada masing-masing pasien.

Dari perhitungan yang telah distandarkan dengan standar ICRP, nilai dosis radiasi yang telah diberikan pada pasien CT Scan bagian kepala tidak melebihi atau kurang dari dosis yang telah distandarkan. Hal ini menunjukkan bahwa pendiagnosisan di Rumah Sakit dengan menggunakan CT Scan jenis SIEMENS SPIRIT CT 2006C2 H-SP-CR tergolong aman. Nilai dosis yang diberikan pada pendiagnosisan pasien dengan CT Scan bagian kepala didapatkan sebesar 1,3 - 1,4 mSv, sedangkan dosis yang sesuai dengan standar untuk CT kepala adalah 1,81-1,86 mSv. Tetapi meskipun dalam kondisi yang relatif aman upaya proteksi radiasi herus tetap dilakukan, karena meskipun paparan radiasi yang diberikan kecil tetapi tetap menimbulkan efek yang merugikan bagi kesehatan manusia.

5.2 SARAN

Sebagai alat pendiagnosisan yang memanfaatkan sinar-X, CT Scan harus selalu diperhatikan tingkat keamanan dosis dan kelayakan alatnya. Sehingga tidak berbahaya baik bagi pasien atau masyarakat pada umumnya terutama bagi pekerja raiasi yang sering berinteraksi dengan alat tersebut. Untuk pekerja radiasi disarankan agar selalu menutup pintu rapat-rapat antara ruang pengoperasian komputer dan

alat pada saat alat tersebut bekerja, sehingga dapat meminimalkan kemungkinan-kemungkinan dari adanya efek samping yang ditimbulkan.



DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, Muklis. 2000. *Dasar Dasar Proteksi Radiasi*, Edisi ke-1. Jakarta:Penerbit Rineka Cipta.
- Arif, Jauhari. 2008. *Berkas Sinar-X dan Pembentukan Gambar Pada Pesawat Sinar-X*. Puskaradim: Jakarta.
- Anonymous, 2007. Gambaran Pengetahuan Mahasiswa Ko-ass Mengenai Proteksi Radiasi. http://www.akademik.unsri.ac.id./download/journal/files/padresources, tanggal akses 16 Februari 2010
- Anonymous, 2008. *Prinsip Kerja CT Scan*. http://mathub2003.wordpress.com/2. Tanggal akses 16 Februari 2010
- Bambang, S.W. 1986. Fisika Atom. Karunika: Jakarta.
- Darmawan. 1987. Fisika Zat Padat. Karunika: Jakarta.
- Wikipedia. 2007. *X-Ray Computed Tomography*. http://ms.wikipedia.org/X-Ray Computed Tomography. tanggal akses 11 Desember 2010
- Wikipedia. 2009. *Sinar-X*. http://ms.wikipedia.org/ wiki/Sinar_X. tanggal akses 11 Februari 2010
- Wiryosimin, Suwarno. 1995. *Mengenal Asas Proteksi Radiasi*. ITB: Bandung.
- ICRP, 1990. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP. Publication 60 Pergamon Prees, Okxford, UK.
- ICRP, 2007. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP. Publication 103 Pergamon Prees, Okxford, UK
- New Zealand National Radiation Laboratory, 2009. *Software ImPact Scan* http://www.impactscan.org, tanggal akses :4 Mei 2010
- Suyatno, Ferry. 2008. Aplikasi Radiasi Sinar-X Di Bidang Kedokteran Untuk Menunjang Kesehatan Masyarakat. Seminar Nasional IV SDM Teknologi Nuklir: Yogyakarta.

Wahyudi, Rido. 2008. *Prinsip Kerja CT Scan*, http://students-blog.undip.ac.id, tanggal akses 06 Januari 2010

Jalil, Abdul. 2007. *Bioakustik*. http://repository.usu.ac.id, tanggal akses 18 November 2010



LAMPIRAN 1

Manufacture : Siemens

Model name : Somatom Spirit

Study description : CT Head kV : 130 V Collimation : 5 mm **Tube Current** : 240 mA : 1.5 s Exposure time : 47.5 mGy CTDIvol rata-rata

CTDI air :26.3 mGy

Tabel Lampiran 1.1: Hasil Perhitungan Data Pasien Pemeriksaan CT Scan Bagian Kepala

BRAW

NO	Acquisition Date	Patient Sex	Patien Age	Scan Length from Images (cm)	DLP	Total Effektiv Dose (mSv) ICRP 103	Total effektiv Dose (mSv) ICRP 60
1	19032010	F	23	10.74	510	1.30	1.2
2	19032010	F	28	10.34	491	1.20	1.2
3	19032010	$\sim M$	42	11.45	544	1.40	1.2
4	22032010	M	45	11.94	567	1.40	1.2
5	22032010	F	38	10.84	515	1.30	1.2
6	22032010	M	72	11.14	529	1.30	1.2
7	22032010	M	68	11.64	553	1.30	1.2
8	22032010	M (48	11.64	553	1.30	1.2
9	22032010	M	44	11.45	544	1.40	1.2
10	22032010	M	- 59	12.72	604	1.40	1.2
11	23032010	F	79	10.84	515	1.30	1.2
12	23032010	F	61	10.84	515	1.30	1.2
13	23032010	M	71	11.64	553	1.40	1.2
14	23032010	M	67	11.64	553	1.40	1.2
15	23032010	F	57	10.84	515	1.30	1.2
16	23032010	M	69	11.64	553	1.40	1.2
17	23032010	M	54	11.64	553	1.40	1.2
18	23032010	M	51	11.75	558	1.40	1.2
20	24032010	F	42	11.14	529	1.40	1.2
21	26032010	F	73	11.14	529	1.40	1.2
22	26032010	M	71	10.95	520	1.30	1.2
23	26032010	M	38	11.75	558	1.40	1.2
24	26032010	F	81	11.33	538	1.40	1.2
25	26032010	F	71	9.73	462	1.30	1.2

26	27032010	F	71	15.01	713	1.40	1.2
27	29032010	F	47	10.53	500	1.30	1.2
28	29032010	M	69	11.64	553	1.40	1.2
29	30032010	M	68	11.33	538	1.40	1.2
30	30032010	M	70	11.14	529	1.40	1.2
31	30032010	M	53	9.43	448	1.30	1.2
32	31032010	M	68	10.53	500	1.30	1.2
33	1042010	F	35	13.03	619	1.40	1.2
34	1042010	M	67	11.45	544	1.40	1.2
35	1042010	F	59	10.84	515	1.30	1.2
36	1042010	M	65	11.14	529	1.40	1.2
37	5042010	M	40	11.64	553	1.40	1.2
38	5042010	F	78	10.53	500	1.30	1.2
39	5042010	F	71	11.14	529	1.40	1.2
40	6042010	M	67	10.84	515	1.30	1.2
41	6042010	M	23	11.64	553	1.40	1.2
42	6042010	F	40	21.01	998	1.40	1.2
43	7042010	M	91	11.64	553	1.40	1.2
44	7042010	F	54	10.53	500	1.30	1.2
45	7042010	M	59	10.84	515	- 1.30	1.2
46	7042010	F	36	10.53	500	1.30	1.2
47	8042010	M	55	10.84	515	1.30	1.2
48	8042010	M	77	11.45	544	1.40	1.2
49	8042010	F	29	10.84	515	1.30	1.2
50	9042010	M	70	11.94	567	1.40	/1.2
51	9042010	M	42	11.14	529	1.40	1.2
52	9042010	M	55	11.64	553	1.40	1.2
53	12042010	F	55	10.84	515	1.30	1.2
54	12042010	M	68	11.94	567	1.40	1.2
55	12042010	M	50	11.14	529	1.40	1.2
56	12042010	M	56	14.91	708	1.40	1.2
57	12042010	M	65	11.14	529	1.40	1.2
58	12042010	F	54	11.64	553	1.40	1.2
59	12042010	F	47	10.84	515	1.30	1.2
60	12042010	M	69	10.84	515	1.30	1.2
61	12042010	F	83	10.53	500	1.30	1.2
62	13042010	M	56	11.64	-553	1.40	1.2
63	13042010	F	33	11.14	529	1.40	1.2
64	13042010	M	39	11.64	553	1.40	1.2
65	13042010	F	47	10.84	515	1.30	1.2
66	14042010	M	67	12.42	590	1.40	1.2
67	14042010	M	44	11.64	553	1.40	1.2
68	14042010	M	39	10.84	515	1.30	1.2
69	14042010	F	50	11.14	529	1.40	1.2
70	14042010	M	67	11.94	567	1.40	1.2

Lanjutan Tabel Lampiran 1.1

Lanj	jutan Tabe	I Lampir	an I.I				1-1-6-2
71	14042010	M	53	11.14	529	1.40	1.2
72	15042010	F	40	10.65	506	1.30	1.2
73	15042010	M	28	11.64	553	1.40	1.2
74	15042010	F	73	10.53	500	1.30	1.2
75	15042010	M	49	11.14	529	1.40	1.2
76	16042010	M	40	10.84	515	1.30	1.2
77	19042010	M	61	11.94	567	1.40	1.2
78	19042010	M	53	11.94	567	1.40	1.2
79	19042010	F	47	10.84	515	1.30	1.2
80	19042010	M	80	10.84	515	1.30	1.2
81	19042010	F	75	10.84	515	1.30	1.2
82	19042010	M	24	19.58	930	1.40	1.2
83	19042010	F	53	11.14	529	1.40	1.2
84	19042010	M	51	11.64	553	1.40	1.2
85	19042010	M	44	12.11	575	1.40	1.2
86	20042010	F	50	10.04	477	1.30	1.2
87	20042010	F	64	11.14	529	1.40	1.2
88	20042010	M	49	11.45	544	1.40	1.2
89	21042010	F	65	10.84	515	1.30	1.2
90	21042010	F	34	10.34	491	1.20	1.2
91	23042010	F	70	10.84	515	1.30	1.2
92	23042010	F	59	10.84	515	1.30	1.2
93	23042010	F	50	11.94	567	1.40	1.2
94	23042010	M	21	11.64	553	1.40	1.2
95	23042010	M	20	11.94	567	1.40	1.2
96	26042010	F	34	10.84	515	1.30	1.2
97	26042010	F	34	10.84	515	1.30	1.2
98	26042010	F	51	10.04	477	1.30	1.2
99	26042010	F	59	10.84	515	1.30	1.2
100	26042010	FL	77	10.84	515	1.30	1.2

ERSITAS BRAWIUM 46

LAMPIRAN 2



Gambar Lampiran 2.1: CT Scan Jenis Siemens Somatom Spirit Ct 2006c2 H-Sp-Cr

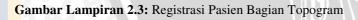
RSITAS BRAW,



Gambar Lampiran 2.2: Informasi Registrasi Pesien Bagian Protokol

ITAS BR







Gambar Lampiran 2.4: Registrasi Pasien Bagian Baseseq

CITAS BR





Gambar Lampiran 2.5: Registrasi Pasien Bagian Cerebrumseq

Gambar Lampiran 2.6: Bagian Operator Komputer

LAMPIRAN 3



Gambar Lampiran 3.1: Protokol Penyinaran Kepala Dengan Ct Scan Siemens Somatom Spirit

CITAS BDA.

ı	Ref mAs	CAREDose type	(Eff.) mAs	kV		Start Delay	Cycle Time	Table Feed	Pitch	Slice			direction	API	Recon	Recon	
٠	110	CD4D Off	110	130	23.46	illimine)				20-1	2×1.5mm		Head to feet	none	HOTELS WATER	- micrement	IAE
Н		CD4D Off			28.71	5						1.5s	Feet to head	none	3.00	3.000	162
н		CD4D Off	110		23.46	3			- 1	8.U COII.	2×2.5mm	1.58	Feet to head	none	8.00	8.000	100
н		CD4D Off	110		28.71	5					2×1.5mm		Feet to head	none	3.00		Ю
	110	CD4D On	110	130	20.71	5				8.U coll	2×2.5mm	1.5s	Feet to head	none	8.00	8.000	H
	-												Head to feet	none			***
н	60	CD4D Off	60	130		3	2s	3.0		3.0 coll	2×1.5mm	1s	Feet to head	none	3.00		H
u															3.00		H
ı	60	CD4D Off	60	130	1	3	2s	3.0		3.0 coll	2×1.5mm	1s	Feet to head	none	3.00		Ü
и															3.00		E
													Head to feet	none			
		CD4D Off	110		23.46	3					2×1.5mm		Feet to head	none	3.00	3 000	II F
	110	CD4D Off	110	130	28.71	5			1	8.0 coll.	2×2.5mm	1.5s	Feet to head	none	8.00	8.000	
													Head to feet	none			
	240	CD4D Off	240	130	1.5	3	3.75s	3.0		3.0 coll.	2×1.5mm	1.5s	Feet to head	none	3.00		3
	240	CD4D Off	240	130	1.5	5	3.75s	8.0		8.0 coll.	2×4.0mm	1.5s	Feet to head	none	8.00		3
													Head to feet	none			
	220	CD4D Off	220	130	1.5	3	3.75s	5.0		2.5 coll	2×2.5mm	1.5s	Feet to head	none	2.50		- 9
		CD4D Off	220		1.5	5	3.75s	8.0			2×4.0mm	1.5s	Feet to head	none	8.00		
		CD4D Off	220		15	3	3.75s	5.0			2×2.5mm		Feet to head		2.50		
		CD4D Off	220		1.5	5	3.75s	8.0			2×4.0mm				8 00		
	220	CD4D OII	220	130	1.3	9	3,735	0.0		0.0 0011	2.4.011111		Head to feet	none			
	70	CD4D Off	20	130	22.89	100			1	20 coll	2×1.0mm	159	Feet to head		2.00	2.00	
	70	CUAD Off	70	130	22.09	3				20 000	2-1,011111				1 25	0.80	0
													Head to feet	none			
			-			_		20		10000	2×1.0mm	150	Feet to head		1.00		
	140	CD4D Off	140	130	1.5	3	3s	2.0		I.U COII.	2×1.Umm	1.00	Head to feet	none			
										F 0	2.40	10	Feet to head		5.00	5.00	
	30	CD4D Off	30	130	44.31	3			and the	5.U coll.	2×1.0mm	18	Teel to nead		5.00	5.00	
															1.25	0.80	W.
													Head to feet	none			
												1.	Feet to head	none	3.00		
	60	CD4D Off	60	130	1	3	2s	3.0		3.0 coll	2×1.5mm		Total to nead		3.00		
													Head to feet	none	THE REAL PROPERTY.	5.00	w
										CO 11	2-1 0	10	Feet to head		5.00		
	60	CD4D Off	60	130	29.31	3			1	5.U coll	2×1 0mm				1.25	0.00	۳
													Head to feet	none	1.00	0.50	10
											2.10000	10	Head to feet		1.00		
	45	CD4D Off	45	130	27.38	3				1.U coll	2×1.0mm						

Gambar Lampiran 3.2 : Lanjutan Protokol