

**STUDI PENGARUH PENGATURAN TEGANGAN (kV) DAN
KUAT ARUS (mA) TABUNG PESAWAT SINAR-X UNTUK
RADIOGRAFI MEDIS TERHADAP DOSIS SERAP YANG
DITERIMA PASIEN**

SKRIPSI

Oleh:
SURIP
0710932003



**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG
2009**

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI

**STUDI PENGARUH PENGATURAN TEGANGAN (kV) DAN KUAT
ARUS (mA) TABUNG PESAWAT SINAR-X UNTUK RADIOGRAFI
MEDIS TERHADAP DOSIS SERAP YANG DITERIMA PASIEN**

**Oleh:
SURIP
0710932003**

Setelah dipertahankan didepan Majelis Penguji
Pada tanggal 5 Agustus 2009
Dan dinyatakan memenuhi syarat untuk memperoleh gelar
sarjana dalam bidang fisika

Pembimbing I

Pembimbing II

Chomsin S Widodo ,SSi ,MSi
NIP. 132 135 218

Drs. Unggul Juswono ,MSc
NIP. 131 879 050

Mengetahui,
Ketua Jurusan Fisika
Fakultas MIPA Universitas Brawijaya

Adi Susilo . PhD
NIP :131 960 447

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



LEMBAR PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Surip
NIM : 0710932003
Jurusan : Fisika
Penulis tugas Akhir berjudul :

Studi Pengaruh Pengaturan Tegangan (kV) dan Kuat Arus (mA) Tabung Pesawat Sinar-x untuk Radiografi Medis terhadap Dosis Serap Yang diterima Pasien

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, Agustus 2009
Yang menyatakan

(SURIP)
NIM : 0710932003

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



STUDI PENGARUH PENGATURAN TEGANGAN (kV) DAN KUAT ARUS (mA) TABUNG PESAWAT SINAR-X UNTUK RADIOGRAFI MEDIS TERHADAP DOSIS SERAP YANG DITERIMA PASIEN

ABSTRAK

Pemanfaatan Sinar-x di bidang Medis semakin berkembang dengan pesat. Salah satu pemanfaatan sinar-x tersebut digunakan untuk mendiagnosa suatu kelainan anatomi dan fisiologi organ manusia dengan menggunakan tehnik Radiografi. Untuk mendapatkan kualitas radiografi tersebut perlu pengaturan tegangan (kV) dan kuat Arus (mA) tabung sinar-x yang tepat. Disamping bermanfaat penggunaan sinar-x juga dapat menimbulkan suatu kerusakan sel yang terkena Radiasi ini. Besarnya kerusakan pada sel-sel yang terkena radiasi sebanding dengan besarnya dosis serap yang diterima organ tersebut. Tujuan penelitian ini adalah untuk mengetahui besarnya dosis serap yang diterima organ yang disebabkan oleh pengaturan tegangan (kV) dan kuat arus (mA) tabung pesawat sinar-x yang digunakan untuk radiografi medis. Penelitian ini merupakan penelitian eksperimen kualitatif. Data-data hasil penelitian di tabelkan dan di grafik untuk mengetahui hubungan dosis serap terhadap masing-masing variabel. Hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa dosis serap yang diterima obyek akan semakin besar bila pengaturan tegangan (kV) dan mAs yang merupakan kombinasi perkalian kuat arus (mA) dan lamanya waktu *exposure* (s) ditingkatkan, kenaikan kuat arus (mA) tidak mempengaruhi besarnya dosis serap yang diterima obyek.

Kata Kunci : Tegangan (kV), Kuat Arus (mA), Dosis serap

STUDY THE INFLUENCE OF VOLTAGE (kV) AND CURRENT (mA) X-RAY TUBE'S REGULATION FOR MEDICAL RADIOGRAPHY TOWARD THE ABSORPTION DOSE THAT IS RECEIVED BY THE PATIENT

ABSTRACT

Nowadays, there are many things that can be done by x-ray for medical. One of them is to know whether any anatomical and physiological anomaly by using radiography technique. Voltage (kV) and current (mA) x-ray tube's regulation is needed in order to get appropriate radiography quality. But, x-ray can be damage for cell. The damage to the organ proportional to the absorption dose. The aim of this study is to know absorption dose that is received because of voltage and current (mA) x-ray tube's regulation for medical radiography. This is qualitative experiment study. The data is tabulated and graphically to know relationship between absorption dose for each variable. More absorption dose will be received if Voltage (kV) and mAs (combination multiply current (mA) and time of exposure (s)) is progressed: more current (mA) have no influence to the absorption dose.

Key word : voltage (kV), current (mA), absorption dose

KATA PENGANTAR

Syukur Alhamdulillah penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena hanya dengan rahmat dan karunia-Nya semata, penyusunan Tugas akhir ini dapat diselesaikan tepat pada waktunya.

Selama pelaksanaan penyusunan tugas akhir ini penulis mendapat tambahan pengetahuan dan wawasan serta pengalaman yang tak ternilai harganya. Untuk itu, penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada :

1. Drs. Adi Susilo, M.Si PhD selaku Ketua Jurusan Fisika Fakultas MIPA Universitas Brawijaya Malang.
2. Chomsin Sulistya W, S.Si, M.Si, selaku pembimbing I, atas saran dan arahnya serta waktu yang telah diberikan.
3. Drs. Unggul Juswono .M.Sc selaku dosen pembimbing II atas arahan, saran, bimbingan serta waktu yang telah diberikan kepada penulis.
4. Bapak dan ibu dosen jurusan Fisika yang telah banyak memberikan ilmu kepada penulis tanpa pamrih suatu apapun.
5. Bapak terkenang As'ad (Alm) yang telah memberikan bekal-bekal Anak-anaknya sehingga menjadi anak yang mandiri.
6. Emak tercinta Suntirah yang selalu mendoakan kepada Allah untuk anak-anaknya.
7. Ns.Nurindarti, Skep. Istri tercinta yang selalu memberikan suport dan doa sehingga terselesaikannya skripsi ini.
8. Anak – anakku Naufal Izzudin Nafis dan Nabil Wamuafi Nafis yang sering-sering mengganggu selama menyusun skripsi sehingga menjadikan ayahmu mendapatkan pengalaman-pengalaman yang tak ternilai hingga harus banyak belajar menjadi orang sabar.
9. Serta semua pihak yang telah membantu penulis dalam menyelesaikan kegiatan Tugas akhir ini.

Penulis juga mohon maaf yang sebesar-besarnya apabila dalam penulisan ini banyak melakukan kesalahan yang tidak disengaja.

Malang, 5 Agustus 2009

Penulis

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



DAFTAR ISI

Halaman

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PENGESAHAN	iii
HALAMAN PERNYATAAN	v
ABSTRAK/ABSTRACT	vii
KATA PENGANTAR	ix
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR TABEL	xv
DAFTAR LAMPIRAN	xvii
DAFTAR SINGKATAN / LAMBANG	xix
BAB I PENDAHULUAN	
1.1. Latar Belakang Masalah.....	1
1.2. Rumusan Masalah.....	2
1.3. Tujuan Penelitian	3
1.4. Pembatasan Masalah.....	3
1.5. Manfaat Penelitian	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Radiasi Elektromagnetik.....	5
2.2 Struktur Atom	6
2.3 Pesawat Sinar-x.....	7
2.4 Proses Terjadinya sinar-x.....	9
2.4.1 Pembentukan Sinar-x bramstrahlung.....	9
2.4.2 Pembentukan Sinar-x karakteristik	11
2.5 Interaksi Radiasi Sinar-x dengan Materi	12
2.5.1 efek fotolistrik	13
2.5.2 efek compton.....	14
2.5.3 produksi pasangan.....	15
2.6 Efek Biologi dari Radiasi Pengion.....	16
2.6.1 interaksi Radiasi dengan materi Biologi.....	16
2.6.2 Efek Stokastik	17
2.6.3 Efek Deterministik	18
2.7 Dosimetri.....	19
2.7.1 Penyinaran.....	19
2.7.2 Dosis Serap.....	20

2.7.3	Linier Energi Transfer	20
2.7.4	Taradosis/dosis ekivalen	21
2.7.5	Dosis efektif	22
2.8	Proses Pembentukan Citra Dengan Sinar-x	23
2.8.1	Pengaruh Kuat Arus Tabung sinar-x	24
2.8.2	Pengaruh Tegangan Tabung Sinar-x	24
2.8.3	Pengaruh Atenuasi penyinaran dari Obyek	25
2.9	Detektor Radiasi.....	26
2.9.1.	Detektor Ruang Ionisasi	27
2.9.2	Detektor Geiger Muller	27
2.9.3	Victoren Kondensor R-Meter	28
2.9.4	Film Badge	29
2.9.5	Kalibrasi Alat Ukur	29
2.9.6	Dosimeter Saku	30
2.10	Proteksi Radiasi.....	31
2.10.1.	Falsafah Proteksi Radias	31
2.10.3	Nilai Batas Dosis.....	32

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1	Waktu dan Tempat Penelitian.....	35
3.2	Alat dan bahan	35
3.3	Desain Penelitian	37
3.4	Prosedur Penelitian	38
3.5	Pengolahan Data	39

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1	Hasil Penelitian.....	41
4.2	Pembahasan	48

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1	Kesimpulan	51
5.2	Saran	51

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1 Spektrum gelombang elektromagnetik.....	6
Gambar 2.2 Diagram sederhana pesawat Sinar-x.....	9
Gambar 2.3 Proses Pembentukan Sinar-x Bremstrahlung.....	10
Gambar 2.4 Proses Pembentukan sinar-x Karakteristik	12
Gambar 2.5 Terjadinya Efek fotolistrik.....	13
Gambar 2.6 Terjadinya Efek Compton	15
Gambar 2.7 Terjadinya Produksi Pasangan.....	16
Gambar 2.8 Atenuasi Penyinaran	25
Gambar 2.9 Macam-macam detektor radiasi.....	28
Gambar 2.10 Pen dosimeter	31
Gambar 3.1 Skema Pelaksanaan Penelitian.....	39
Gambar 4.1 Grafik hubungan antara perubahan kV dengan dosis serap	45
Gambar 4.3 Grafik hubungan antara perubahan mA dengan dosis penyinaran dan dosis serap	47

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1 Faktor resiko jaringan terhadap efek stokastik.....	18
Tabel 2.2 Hubungan antara faktor kualitas dengan LET.....	21
Tabel 2.3 Faktor bobot Radiasi untuk beberapa jenis energi.....	22
Tabel 2.4 Faktor bobot jaringan beberapa organ.....	23
Tabel 4.1 Hasil pengukuran keluaran kV dengan 200mA dan waktu 50 ms.....	41
Tabel 4.2 Hasil Pengukuran kestabilan mAs pada 50 kV.....	42
Tabel 4.3 Penghitungan Dosis serap Obyek pada 100mA dan 100ms ketebalan phantom 5cm.....	44
Tabe 4.4 Penghitungan Dosis serap obyek pada 100mA dan 200ms ketebalan phantom 5 cm.....	45
Tabel 4.5 Data penghitungan dosis serap obyek pada 60 kV 10 mAs ketebalan phantom 5 cm.....	46



UNIVERSITAS BRAWIJAYA



DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
Lampiran 1. Data penghitungan dosis serap obyek pada 100 mA dan 100 ms ketebalan phanthom 5 cm dengan kV yang berubah-ubah	55
Lampiran 2. Data penghitungan dosis serap obyek pada 100 mA dan 200 ms ketebalan phanthom 5 cm dengan kV yang berubah-ubah	56
Lampiran 3. Data penghitungan dosis serap pada 60 kV 10 mA dengan mA yang berubah-ubah.....	57
Lampiran 4 Foto pesawat sinar-x yang dijadikan sampel	58
Lampiran 5 Foto Pengambilan data.....	59



UNIVERSITAS BRAWIJAYA



DAFTAR ISTILAH / LAMBANG

Simbol / Singkatan

BAPETEN

kV

LET

mA

NBD

mGy

rad

rem

s

Sv

Keterangan

Badan pengawas tenaga nuklir Gy

Gray (satuan Dosis radiasi)

kiloVolt (nilai tegangan listrik)

Linear Energi Tranfer

milliAmpere (Nilai kuat arus listrik)

Nilai Batas Dosis

milligray (Satuan Dosis Radiasi)

radiation absorbed dose

radiation ekuivalen man

Secon

Sievert (Satuan Dosis Radiasi)



UNIVERSITAS BRAWIJAYA



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Sejak ditemukan oleh Wilhelm C. Rontgen, fisikawan berkebangsaan Jerman pada tahun 1895 pemanfaatan sinar-x di bidang industri, medis, penelitian dan lain-lain dari waktu ke waktu semakin meningkat baik dari segi jumlah maupun jenis peralatan. Pemanfaatan sinar-x di bidang medis dikenal sebagai penyinaran medis yaitu penyinaran yang diterima pasien baik untuk keperluan diagnosis maupun terapi yang didasarkan atas permintaan praktisi medik (BAPETEN, 2000). Pemanfaatan untuk keperluan diagnosa lebih banyak dijumpai di masyarakat dibanding dengan keperluan terapi.

Diagnosa dengan sinar-x dapat dilakukan dengan pembuatan suatu citra yang dapat memberikan informasi mengenai anatomi dan fisiologi tubuh manusia menjadi mudah diperoleh tanpa perlu melakukan pembedahan. Citra dapat dibuat dengan cara melewatkan seberkas sinar-x kepada tubuh manusia. Citra terbentuk karena adanya perbedaan intensitas sinar-x yang mengenai permukaan film setelah terjadi penyerapan sebagian sinar-x oleh bagian tubuh manusia akan menimbulkan pola derajat kehitaman yang berbeda setelah di masukan dalam larutan pengembang.

Hal-hal yang perlu diperhatikan oleh seorang radiografer untuk memperoleh citra yang baik antara lain faktor pengaturan besarnya: tegangan dan kuat arus listrik pada tabung pesawat sinar-x serta waktu lamanya penyinaran dengan mempertimbangkan ketebalan serta struktur jaringan obyek dan jarak *fokus* sumber sinar-x terhadap film. Pengaturan tegangan (kV) sebenarnya adalah memberikan beda potensial antara katoda dan anoda pada tabung sinar-x. Pengaturan ini dikaitkan dengan kemampuan daya tembus sinar-x yang dihasilkan terhadap tubuh manusia (obyek) sehingga dapat menghasilkan *kontras* pada citra. Pengaturan besarnya kuat arus (mA) diperlukan untuk memberikan arus pada sebuah filamen yang bertindak sebagai katoda untuk membentuk awan elektron pada akhirnya berfungsi untuk menentukan kuantitas (banyaknya) sinar-x. Pengaturan waktu (s) menunjukkan lamanya pemaparan sinar-x pada tubuh pasien. Nilai perkalian antara mA dan s menghasilkan nilai

mAs yang dapat menghasilkan derajat kehitaman pada citra. Pengaturan kv, mA dan s dalam pembuatan citra biasa disebut dengan pengaturan faktor *exposure* .

Ketepatan pengaturan faktor *exposure* merupakan salah satu syarat yang sangat penting untuk mendapatkan kualitas citra yang optimum sehingga tidak perlu dilakukan pengulangan dalam pembuatan sebuah citra. Kesalahan dalam pengaturan faktor *exposure* masih sering di jumpai di tempat-tempat praktek pelayanan radiologi. Hal ini pada umumnya disebabkan tidak standartnya pesawat sinar-x sehingga pengaturan kV, mA dan s pada meja kontrol alat dengan kwalitas maupun kuantitas sinar-x yang dihasilkan. Pengulangan dalam pembuatan suatu citra berarti menambah dosis radiasi yang tidak perlu kepada pasien. Karena sinar-x merupakan radiasi pengion yaitu jenis radiasi yang dapat mengionisasi atom-atom atau materi yang dilaluinya, sehingga penambahan dosis radiasi karena pengulangan dalam pembuatan citra dapat memunculkan potensi bahaya radiasi. Besarnya potensi bahaya radiasi sebanding dengan besarnya dosis serapan yang diterima oleh organ tubuh masing-masing.

Sejarah mencatat beberapa efek merugikan yang muncul pada tubuh manusia karena terpapari sinar-x dan gamma segera teramati beberapa saat setelah penemuan kedua jenis radiasi tersebut. Efek merugikan tersebut berupa kerontokan rambut dan kerusakan kulit. Pada tahun 1897 di Amerika dilaporkan adanya 69 kasus kerusakan kulit yang disebabkan sinar-x, sedangkan pada tahun 1902 angka yang dilaporkan meningkat menjadi 170 kasus. Pada tahun 1911 di Jerman juga dilaporkan adanya 94 kasus tumor disebabkan oleh sinar-x. Marie Curie, penemu bahan radioaktif polonium dan radium meninggal pada tahun 1934 akibat terserang leukemia. Penyakit tersebut besar kemungkinan akibat terpapar radiasi karena seringnya beliau berhubungan dengan bahan-bahan radioaktif. (Akhadi.M , 2000)

I.2 Rumusan Masalah

Dari uraian diatas, dapat dirumuskan masalah yaitu :

1. Bagaimana pengaruh pengaturan tegangan (kV) dan kuat Arus (mA) tabung pesawat sinar-X terhadap hasil kualitas radiograf.

2. Bagaimana pengaruh pengaturan tegangan (kV) dan kuat Arus (mA) tabung pesawat sinar-X terhadap besarnya dosis serap yang diterima pasien ?.
3. Bagaimana pengaruh besarnya dosis serap radiasi terhadap efek yang terjadi pada pasien ?

1.3 Tujuan

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh pengaturan tegangan (kV) dan kuat arus (mA) pada tabung sinar-x untuk penyinaran medis terhadap besarnya dosis serap yang diterima bahan, sehingga dapat menghitung besarnya dosis serap radiasi sinar-x yang diterima pasien pada pembuatan radiografi medis.

1.4 Pembatasan Masalah

Berdasarkan rumusan masalah dan tujuan dari penelitian tersebut di atas peneliti membatasi permasalahan pada: Pengaruh pengaturan tegangan (kV) pada nilai 40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 75, 80, 85, 90 dan kuat Arus (mA) pada nilai 50, 100, 125, 160, 200, 250, 320, 400, 500 tabung pesawat sinar-x terhadap dosis serap yang diterima organ pada kedalaman 5 cm dibawah permukaan kulit pasien pada saat dilakukan pemeriksaan radiografi medis.

1.5 Manfaat

Adapun manfaat yang didapat dari penelitian ini adalah mendukung konsep pengaturan tegangan (kV) dan kuat arus (mA) tabung sinar-x yang tepat untuk menghasilkan kualitas radiograf yang baik dengan dosis serap yang kecil pada pemeriksaan radiografi medis. Serta memberikan gambaran kepada radiographer perkiraan dosis serap radiasi yang diterima pasien ketika dilakukan pembuatan citra radiologi dengan sinar-x. Dan dapat digunakan sebagai bahan pertimbangan penelitian lebih lanjut yang sejenis.

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Radiasi Elektromagnetik

Hipotesis mengenai adanya radiasi elektromagnetik dikemukakan pertama kali oleh fisikawan Inggris James Clark Maxwell pada tahun 1864 yang berbunyi: Perubahan medan magnet dapat menimbulkan medan listrik, sebaliknya perubahan medan listrik dapat pula menimbulkan medan magnet. Disebut radiasi elektromagnetik karena diduga radiasi ini tersusun atas medan listrik dan medan magnet. Hasil percobaan Hertz membuktikan adanya radiasi elektromagnetik yang merambat dengan kecepatan sama dengan kecepatan cahaya serta memiliki sifat-sifat yang sama dengan cahaya seperti yang diramalkan Maxwell.

Radiasi elektromagnetik terdiri atas berbagai macam jenis. Kumpulan berbagai jenis radiasi elektromagnetik ini membentuk spektrum elektromagnetik yang dikelompokkan berdasarkan frekwensi atau panjang gelombangnya. Jika dibuat daftar radiasi elektromagnetik dengan urutan dari frekwensi rendah ke frekwensi tinggi, maka diperoleh kelompok radiasi elektromagnetik sebagai berikut:

1. Gelombang radio
2. Gelombang TV
3. Gelombang radar
4. Sinar infra merah
5. Cahaya tampak
6. Sinar ultra violet
7. Sinar-x
8. Sinar gamma

Setiap radiasi elektromagnetik memiliki energi yang besarnya dirumuskan oleh Planck sebagai berikut:

$$E = h \nu \quad (2.1)$$

E = energi radiasi elektromagnetik.

h = konstanta planck

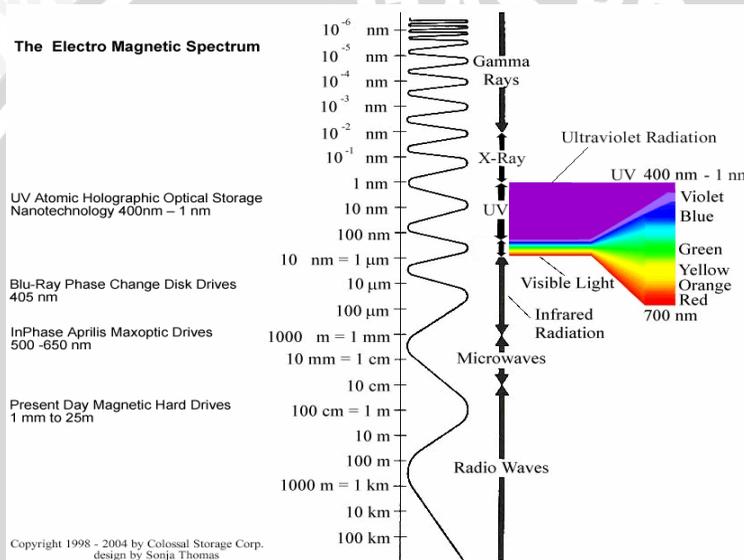
ν = frekwensi

karena $v = \frac{c}{\lambda}$ maka persamaan (2.1) dapat juga ditulis dalam bentuk

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.2)$$

c = kecepatan cahaya.

λ = panjang gelombang.



Gambar 2.1. Spektrum gelombang Elektromagnetik
<http://en.wikipedia.org/wiki/x-rays>

2.2 Struktur Atom

Pembahasan tentang sinar-x tidak dapat dilepaskan dengan atom. Atom adalah partikel terkecil suatu unsur yang masih mempunyai sifat-sifat unsur tersebut. Awal abad ke-20 para ahli meyakini kebenaran model atom yang menggambarkan atom terdiri atas inti atom yang berukuran kecil, inti atom terdiri atas proton dan neutron sedangkan elektron-elektron berada diseputar inti atom. Dari percobaan terungkap bahwa atom tidak bermuatan listrik yang artinya netral. Berarti jumlah muatan positif sama dengan muatan negatif. Nomor suatu atom menunjukkan jumlah proton dalam inti atom tersebut. Nomor atom diberi simbol Z untuk lebih memudahkan

dalam mempelajari. Nomor atom yang disimbolkan Z juga menunjukkan jumlah elektron dalam atom.

Sifat kimia suatu unsur ditentukan oleh jumlah atau susunan elektron dalam suatu atom. Elektron-elektron bergerak mengelilingi inti. Berdasarkan teori mekanika kuantum, diketahui bahwa lintasan gerak elektron dalam atom tidak dapat ditentukan secara pasti. Elektron mempunyai kebolehjadian menempati ruang-ruang tertentu dalam atom yang dinamakan orbital. Elektron dalam suatu orbital mempunyai energi tertentu, oleh karena itu orbital disebut juga tingkat energi. Besarnya energi tersebut dapat dirumuskan secara matematis:

$$E_n = -\frac{13,6Z^2}{n^2} eV \quad (2.3)$$

Z = Nomer atom

n = Bilangan kuantum utama

Energi total elektron pada sebuah lintasannya adalah konstan, bernilai negatif, yang artinya diperlukan energi untuk mengeluarkan elektron dari orbitnya. Energi dari luar yang cukup untuk mengeksitasi elektron melampaui energi ikat elektron, maka elektron tersebut akan meninggalkan atom. Energi yang dibutuhkan untuk melepaskan sebuah elektron dari ikatan atomnya disebut energi ionisasi.

$$E_n = +\frac{13,6Z^2}{n^2} \quad (2.4)$$

Orbital-orbital yang mempunyai tingkat energi sama membentuk kulit.

Kulit terdekat dari inti dinamakan kulit K, selanjutnya kulit berikutnya yang lebih jauh dinamakan kulit L, M, N dan seterusnya, tiap kulit dibedakan dengan bilangan kuantum utama dengan lambang n . Penyebaran elektron maksimum pada setiap kulit secara matematis dirumuskan dengan $2n^2$.

2.3 Pesawat Sinar-X

Pesawat sinar-x adalah peralatan yang digunakan untuk memproduksi sinar-x. Alat ini terdiri atas tabung sinar-x dan beberapa rangkaian elektronik yang saling terpisah. Sinar-x dibangkitkan dengan jalan menembaki target logam dengan elektron yang dipercepat dalam suatu tabung vakum. Elektron sebagai

proyektil dihasilkan dari pemanasan filamen yang juga berfungsi sebagai katoda. Filamen ini dipasang pada bidang cekung untuk memfokuskan elektron menuju daerah sempit pada target yang bertindak sebagai anoda.

Filamen yang dialiri oleh arus listrik bertegangan rendah menjadi panas dan menghasilkan kumpulan awan elektron. Makin besar arus filamen akan makin tinggi panas yang dihasilkan dan berakibat makin banyak elektron yang dibebaskan per satuan waktu.

Dengan memberikan beda potensial yang tinggi antara filamen (katoda) dan sasaran (anoda) yang dicatu oleh trafo bertegangan tinggi, kumpulan awan elektron pada filamen akan tertarik menuju anode. Beda potensial antara kedua elektrode menentukan energi maksimum sinar-x yang terbentuk. Sedang fluks sinar-x bergantung pada jumlah elektron per satuan waktu yang sampai ke bidang anode yang disebut arus tabung sehingga sangat bergantung pada arus filamen (Akhadi, 2000).

Gambar 2.2 merupakan skema sederhana dari sebuah pesawat sinar-x dengan bagian-bagian terdiri dari sebuah tabung gelas yang telah dibuat hampa udara dan dilindungi dengan lembaran timah yang berguna mencegah keluarnya sinar-x kecuali yang dimanfaatkan melalui sebuah jendela. Pada salah satu ujungnya didalam tabung gelas direkatkan dua kawat yang dihubungkan dengan kumparan filamen yang mempunyai tahanan tinggi. Filamen tersebut dapat dipanaskan sampai menyala dengan mengalirkan listrik yang berasal dari transformator.

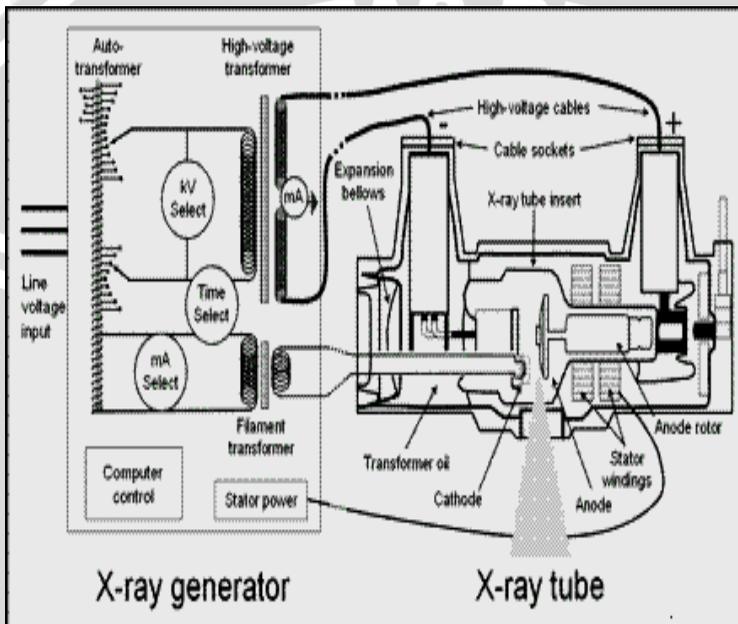
Pada ujung yang lain terdapat sebuah balok tembaga yang pada ujungnya direkatkan sepotong tungsten sebagai sasaran [target]. Untuk dapat memberikan beda potensial yang besar antara katoda dan anoda transformator menerima aliran listrik bolak, kemudian menaikkan potensial tersebut dari 220 volt menjadi antara 40.000 sampai 150.000 volt, sedangkan nilai beda potensial sebenarnya yang masuk kepesawat sinar-x diatur oleh transformer. Filamen dan sasaran dihubungkan dengan ujung sekunder dari transformer dengan filamen dibuat relatif negatif terhadap sasaran dengan memilih potensial tinggi yang dikehendaki (Simon, 1981)

Secara teknis syarat-syarat tabung sinar-x sebagai berikut:

1. Tabung silindrik dibuat hampa udara agar molekul udara tidak menghalangi elektron yang akan menuju sasaran.
2. Filamen sebagai katoda terbuat dari kawat tungsten yang mempunyai titik lebur tinggi sehingga dapat menghasilkan kumpulan

elektron yang banyak. Filamen ini terdapat di dalam alat pemusat berkas elektron menyebabkan elektron-elektron tidak bergerak terpencah-pancar, tetapi terarah ke bidang target.

3. Target sebagai anoda sebaiknya terbuat dari logam bertitik lebur tinggi karena dari proses terbentuknya 99% energi kinetik elektron berubah menjadi panas dan 1 % menjadi sinar-x. (Edwards1990).



Gambar. 2.2 Diagram sederhana pesawat sinar-x (Simon , 1998)

2.4 Proses Terjadinya Sinar X

Dari proses pembentukannya sinar-x dapat dibagi menjadi dua, yaitu sinar-x bremstrahlung dan sinar-x karakteristik.

2.4.1 Pembentukan Sinar-X Bramsstrahlung

Metode terpenting dalam produksi sinar-x adalah proses yang dikenal dengan *bremstrahlung*, yaitu istilah dalam bahasa Jerman yang berarti radiasi pengereman (*braking radiation*). Peristiwa ini berawal dari elektron yang dihasilkan dari pemanasan filamen seba-

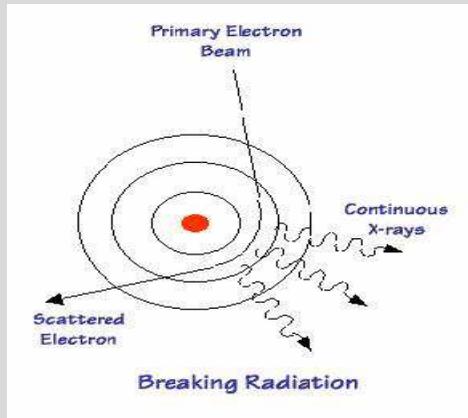
gai partikel bermuatan listrik yang bergerak dengan kecepatan tinggi karena adanya beda potensial antara katoda dan anoda menumbuk atom bidang target, apabila melintas dekat ke inti suatu atom, maka gaya tarik elektrostatis inti atom yang kuat akan menyebabkan elektron membelok dengan tajam. Peristiwa ini menyebabkan elektron kehilangan energinya dengan memancarkan radiasi elektromagnetik yang dikenal sebagai sinar-x bremsstrahlung.

$$E_{\text{awal}} = E_{\text{akhir}}$$

$$E_{k \text{ awal}} = E_{k \text{ akhir}} + \Delta E$$

$$E_{k \text{ awal}} > E_{k \text{ akhir}}$$

ΔE merupakan energi sinar-x yang dihasilkan dari perlambatan elektron .



Gambar 2.3 Proses pembentukan sinar-x Bremsstrahlung (Bushongs, 2001)

Karena berkas elektron mempunyai energi kinetik yang berbeda-beda ketika terjadi perlambatan maka energi sinar-x yang ditimbulkan berbeda-beda sesuai dengan energi kinetik elektron masing-masing. Berkas sinar-x terbentuk ada yang berenergi rendah sekali sesuai dengan energi elektron pada saat menimbulkan sinar-x itu, tetapi ada yang berenergi hampir sama dengan energi kinetik elektron pada saat elektron masuk ke dalam bahan. Besarnya energi kinetik elektron yang dipercepat dengan beda potensial V dirumuskan sebagai:

$$E_k = Ve \tag{2.5}$$

E_k = energi elektron (eV)

V = beda potensial (Volt)

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

Radiasi sinar-x sebagai radiasi elektromagnetik memiliki energi yang besarnya dirumuskan oleh *Planck* sebagai berikut :

$$E = h \nu \quad (2.6)$$

E= energi sinar-x (joule)

h= konstanta planck

ν = frekwensi

Apabila seluruh energi kinetik elektron dirubah menjadi foton tunggal sinar-x maka dengan mesubtitusikan persamaan (2.3) kepersamaan (2.1) diperoleh :

$$E_k = E_{\text{foton}}$$

$$h\nu = Ve$$

$$\frac{hc}{\lambda_{\min}} = Ve$$

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{Ve} \quad (2.7)$$

Dengan memasukan harga konstanta h ($6,63 \times 10^{-34}$ J.s), c (3×10^8 m/s) dan e ($1,6 \times 10^{-19}$) pada persamaan didapatkan :

$$\lambda_{\min} = \frac{1,24}{V} 10^{-7} (\text{meter}) \quad (2.8)$$

Dalam hal ini λ_{\min} adalah panjang gelombang untuk mendapatkan sinar-x dengan energi maksimal dari mempercepat elektron dengan beda potensial V.

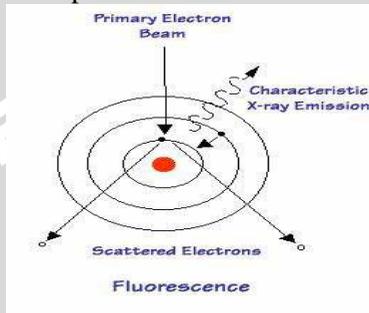
2.4.2. Pembentukan Sinar-x karakteristik

Adanya tingkat - tingkat energi dalam kulit atom dapat digunakan untuk menerangkan terjadinya spektrum sinar-x dari suatu atom. Diawali teori atom Bohr yang menjelaskan diperlukan satu bilangan kuantum untuk menentukan keadaan stasioner elektron mengelilingi atom, yang disebut bilangan kuantum utama. Bilangan kuantum utama menentukan tingkat energi dari jari-jari orbital elektron. Energi total elektron pada sebuah lintasan pada kulit ke-n pada suatu atom dapat di sederhanakan dengan rumus .

$$E_n = -\frac{13,6Z^2}{n^2} eV \quad (2.9)$$

Nilai negatif menunjukkan bahwa diperlukan energi untuk mengeluarkan elektron dari orbitnya.

Adanya elektron dari luar berenergi tinggi menumbuk atom dapat melepaskan sebuah elektron orbital, kekosongan elektron pada kulit atom akan segera diisi oleh elektron dari kulit terluar. Karena adanya perbedaan energi pada masing-masing orbit elektron maka selisih energi ini akan dipancarkan foton.



Gambar 2.4. Proses terbentuknya sinar-x karakteristik (Bushong,2000)

Dengan memilih atom tertentu dapat dihasilkan foton sinar-x. Sinar-x yang terbentuk melalui proses ini mempunyai energi sama dengan selisih energi antara kedua tingkat energi elektron tersebut. Jika kekosongan pada kulit K diisi oleh elektron dari kulit L, maka akan dipancarkan sinar-x karakteristik $K\alpha$. Jika kekosongan itu diisi oleh elektron dari kulit M, maka akan dipancarkan sinar-x karakteristik $K\beta$, jika diisi dari kulit N, maka akan dipancarkan sinar-x karakteristik $K\gamma$. Dari kulit O dipancarkan sinar-x karakteristik $K\delta$ dan seterusnya. Oleh sebab itu, apabila spektrum sinar-x dari suatu atom berelektron banyak diamati, maka disamping spektrum sinar-x Bremsstrahlung dengan energi kontinyu, juga akan terlihat pula garis-garis tajam berintensitas tinggi yang dihasilkan oleh transisi $K\alpha$, $K\beta$ dan seterusnya. Jadi sinar-x karakteristik timbul karena adanya transisi elektron dari tingkat energi lebih tinggi ke tingkat energi yang lebih rendah. (Cember,1983).

2.5 Interaksi Radiasi Sinar-x dengan Materi

Sinar-x merupakan radiasi elektromagnetik yang membawa energi dalam bentuk paket-paket energi yang disebut foton. Apabila foton sinar-x memasuki bahan penyerap, akan mengalami atenuasi yaitu intensitasnya akan berkurang sedang energinya tetap.

Ada tiga macam proses interaksi utama yang dapat menyebabkan atenuasi foton yaitu :

1. Efek fotolistrik.
2. Efek Compton.
3. Produksi pasangan.

2.5.1` Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik adalah interaksi antara foton dengan sebuah elektron yang terikat kuat dalam atom yaitu elektron pada kulit bagian dalam suatu atom, biasanya kulit K atau L. Proses interaksi efek fotolistrik adalah foton akan menumbuk elektron tersebut karena elektron itu terikat kuat-kuat maka elektron akan menyerap seluruh tenaga foton. Sebagai akibatnya elektron akan dipancarkan keluar dari atom dengan tenaga gerak sebesar selisih foton dengan tenaga electron (Susetyo, 1988):

$$E_e = E_f - W \quad (2.10)$$

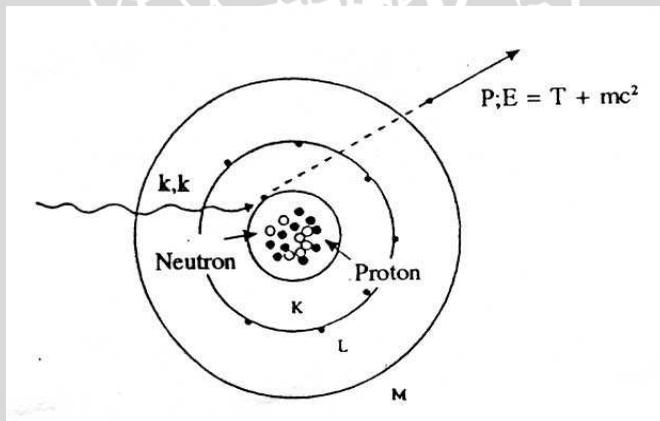
E_e = tenaga kinetik elektron

E_f = tenaga foton

W = tenaga ikat elektron

Efek fotolistrik secara skematis digambarkan dalam Gambar

2.4



Gambar 2.5. Terjadinya Efek Fotolistrik (Akhadi M, 2000).

Atom yang terionisasi akibat efek fotolistrik berada dalam keadaan tidak stabil. Energi kuantum foton tidak dapat diserap seluruhnya oleh elektron bebas, karena jika hal ini terjadi hukum kekekalan momentum tidak akan terpenuhi. Dengan demikian pen-

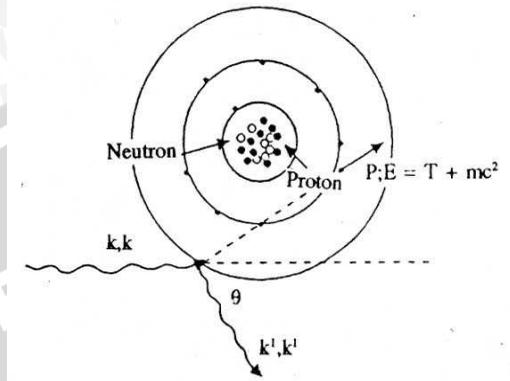
yerapan energi secara total dapat berlangsung hanya apabila ada zarah ke tiga yang terlibat. Zarah yang ke tiga ini adalah atom yang tertendang dalam proses interaksi ini, dengan perkataan lain electron yang berinteraksi harus elektron yang terikat kuat pada atom (Wiryosimin,1995).

2.5.2 Hamburan Compton

Terjadi apabila foton dengan energi $h\nu$ berinteraksi dengan elektron bebas atau elektron yang tidak terikat secara kuat oleh inti yang menghasilkan foton lain yang berenergi lebih rendah dari foton datang. Foton yang didapat setelah tumbukan adalah foton terhambur. Selisih energinya diberikan untuk mengubah momentum atau energi dari elektron target menjadi elektron hambur. Efek Compton ini merupakan jenis interaksi inelastis antara foton dengan medan listrik inti atau electron. Proses Compton dapat dibahas secara analitik dengan bantuan diagram pada Gambar 2.5

Hamburan Compton terjadi antara foton dengan sebuah elektron bebas atau yang terikat lemah. Elektron-elektron yang dapat dikategorikan sebagai elektron yang terikat lemah adalah elektron yang berada pada kulit terluar suatu atom. Apabila foton menumbuk elektron jenis ini maka berdasarkan hukum kekekalan momentum tidak mungkin elektron akan dapat menyerap seluruh tenaga foton seperti yang terjadi dalam efek fotolistrik. Foton hanya akan menyerahkan sebagian tenaganya kepada elektron dan kemudian terhambur menurut sudut θ terhadap arah gerak foton mula-mula. Secara sederhana hal ini dapat digambarkan sebagai suatu kelereng yang ditembakkan pada suatu kelereng lain yang bebas dan diam. Sebagai akibat tumbukan yang terjadi, kelereng yang ditembakkan itu akan menyerahkan sebagian tenaganya pada kelereng yang diam dan kemudian terhambur ke arah lain dengan tenaga yang sudah berkurang dari semula. Sebaliknya kelereng yang diam akan bergerak ke depan karena menerima tenaga dari luar. Demikian pula yang terjadi dengan elektron yang mula-mula bebas dan “diam “ (stasioner) itu akan terlepas ke depan dan keluar dari sistem atom. Tumbukan dalam hamburan Compton ini dapat dianggap sebagai tumbukan elastis (Susetyo,1988). Elektron yang dilepaskan itu disebut sebagai *electron Compton*.

Tenaga sinar yang terhambur setelah tumbukan merupakan fungsi tenaga mula-mula dan sudut hamburan (Susetyo,1988) :



Gambar 2.6. Terjadinya Hamburan Compton (Akhadi M, 2000).

$$E = \frac{E_0}{1 + \left(\frac{E_0}{mc^2}\right)(1 - \cos \theta)} \quad (2.11)$$

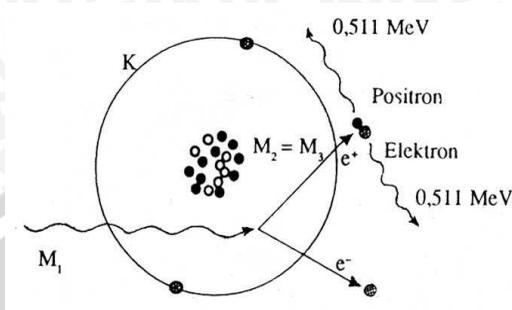
Dimana :

- E = tenaga sinar yang terhambur
- E_0 = tenaga sinar mula-mula
- m_0 = massa diam elektron
- c = laju cahaya dalam hampa
- θ = sudut hamburan

2.5.3 Produksi Pasangan

Produksi pasangan terjadi karena interaksi antara foton dengan medan listrik dalam inti atom berat. Proses ini hanya dapat terjadi dalam medan listrik di sekitar partikel bermuatan, terutama dalam medan di sekitar inti. Ketika energi foton datang melebihi 1.02 MeV maka interaksi dengan inti berat suatu atom (yang terjadi dengan medan listrik inti) energi foton datang seluruhnya diserap akan menghasilkan pasangan elektron dengan positron.

Prinsip kekekalan momentum dan energi mencegah terjadinya interaksi semacam ini di ruang kosong. Jadi harus terdapat inti atau elektron dalam suatu ruangan. Interaksi produksi pasangan hanya dapat terjadi dalam medan listrik disekitar partikel bermuatan, terutama dalam medan sekitar inti. Prosesnya digambarkan seperti pada gambar 2.7 .



Gambar 2.7. Proses Produksi Pasangan (Akhadi, 2000).

Energi kinetik total pasangan positron-negatron dapat diperoleh dari persamaan

$$hv = (T_- + m_0c^2) + (T_+ + m_0c^2) \quad (2.11)$$

$$T_- + T_+ = hv - m_0c^2 \quad (2.12)$$

Dimana :

T- adalah tenaga gerak positron dan elektron.

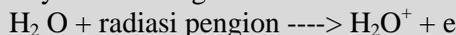
T+ adalah tenaga gerak positron dan elektron

2.6 Efek Biologi Dari Radiasi Pengion

2.6.1 Interaksi radiasi dengan materi biologi

Gangguan kesehatan dalam bentuk apapun yang merupakan akibat dari paparan radiasi bermula dari interaksi antara radiasi pengion dengan sel maupun jaringan tubuh manusia. Karena interaksi ini maka sel-sel dapat mengalami perubahan struktur dari struktur normal semula. Interaksi antara radiasi pengion dengan bahan biologi berlangsung secara bertahap. Proses ini diawali dengan tahap fisik dan diakhiri dengan tahap biologi. Ada empat tahap interaksi yaitu:

1. Tahap fisik awal, berlangsung hanya kira-kira 10^{-16} detik di mana energi terdeposit di dalam sel dan menyebabkan ionisasi. Di air reaksinya dapat dinyatakan sebagai :



Dimana H_2O^+ adalah ion positif dan e^- adalah ion negatif

2. Tahap kimia - fisik, berlangsung kira-kira 10^{-6} detik, di mana ion-ion yang terbentuk pada tahap pertama akan bereaksi dengan molekul air lainnya yang menghasilkan beberapa produk baru. Sebagai contoh, ion positif terdisosiasi :



Ion negatif, yaitu elektron, terikat pada molekul air netral yang selanjutnya terdisosiasi



Sehingga produk dari reaksinya adalah H^+ , OH^- , H^* dan OH^* . Dua ion pertama, yang ada dalam sebagian besar air, tidak mengambil bagian dalam reaksi berikutnya. Dua produk lainnya, H^* dan OH^* disebut radikal bebas, yaitu mereka yang mempunyai elektron yang tidak berpasangan dan secara kimia sangat reaktif. Hasil reaksi lainnya adalah hidrogen peroksida H_2O_2 , yang merupakan oksidan yang sangat kuat dan terbentuk dengan reaksi:



3. Tahap kimia, berlangsung hanya beberapa detik, di mana hasil reaksi berinteraksi dengan molekul-molekul organik yang penting dari sel. Radikal bebas dan oksidan dapat menyerang molekul kompleks yang membentuk kromosom. sebagai contoh, radikal tersebut dapat mengikatkan dirinya ke molekul atau menyebabkan ikatan rantai panjang menjadi putus.

4. Tahap biologi, di mana waktunya bervariasi dari puluhan menit sampai puluhan tahun bergantung pada gejala khusus yang muncul. Perubahan kimia yang didiskusikan di atas dapat mempengaruhi sel individu dalam berbagai cara, misalnya kematian sel lebih awal, terhambatnya atau tertundanya pembelahan sel dan perubahan tetap pada sel turunannya.

2.6.2 Efek Stokastik

Efek stokastik merupakan efek yang kemunculannya pada individu tidak bisa dipastikan tetapi tingkat keboleh jadian munculnya efek tersebut dapat diperkirakan berdasarkan data statistik yang ada. Efek ini berkaitan dengan paparan dosis rendah ($0,25 \mu\text{Sv}$ sampai $1000 \mu\text{Sv}$) yang dapat muncul pada tubuh manusia dalam bentuk kanker (kerusakan somatik) atau cacat pada keturunan (kerusakan genetik), pada efek stokastik juga tidak dikenal dosis ambang. Sekacil apapun dosis radiasi yang diterima tubuh ada kemungkinannya akan menimbulkan kerusakan sel somatik maupun sel genetik.

Tabel 2.1 Faktor resiko jaringan terhadap efek stokastik. (Cember, 1983)

Jaringan	Besar Dosis (Sv)	Resiko
Gonad	$4,0 \times 10^{-3}$	Resiko genetika terhadap 2 generasi pertama
Sumsum Tulang belakang	$2,5 \times 10^{-3}$	Leukimia
Paru-paru	$2,0 \times 10^{-3}$	Kanker
Tiroid	$2,0 \times 10^{-3}$	Kanker fatal
Permukaan tulang	$5,0 \times 10^{-4}$	Osteosarcoma

2.6.3 Efek Deterministik

Efek deterministik berkaitan dengan paparan radiasi dosis tinggi yang kemunculannya dapat langsung dilihat atau dirasakan oleh individu yang terkena radiasi. Efek tersebut dapat muncul seketika hingga beberapa minggu setelah penyinaran. Efek deterministik mengenal adanya dosis ambang. Jadi hanya radiasi dengan dosis tertentu yang dapat menimbulkan efek deterministik, radiasi dengan dosis di bawah dosis ambang tidak akan menimbulkan efek deterministik tertentu. Sebagai contoh dari efek deterministik adalah kemerahan kulit karena terkena paparan radiasi sebesar 3.000 – 6.000 mSv, atau kerontokan rambut karena terkena paparan 6.000 – 12.000 mSv. Efek deterministik ini dicirikan oleh hubungan sebab akibat yang bersifat pasti antara dosis yang diterima dengan efek yang ditimbulkan.

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

1. Penerimaan dosis radiasi 100.000 mSv atau lebih mengakibatkan kerusakan sistim syaraf.
2. Penyinaran radiasi dengan dosis 10-50 Sv pada tubuh mengakibatkan kerusakan saluran pencernaan .`
3. Dosis radiasi 3-5 Sv dapat mengakibatkan terjadinya kerusakan sumsum tulang yang diikuti kematian setelah 1-2 bulan kemudian.

4. Sterilitas atau kemandulan pada wanita dapat terjadi apabila mengalami pemaparan pada tubuh dengan dosis 3,5 Sv.
5. Penyinaran 2-5 Sv pada lensa mata dapat mengakibatkan katarak pada lensa mata .
6. Penyinaran ke seluruh tubuh dengan dosis 1-2 Sv menimbulkan gejala mual-mual yang diikuti muntah.

2.7 Dosimetri

Dosimetri radiasi dapat diartikan sebagai ilmu yang mempelajari berbagai besaran satuan dosis radiasi, sedang pengertian dosis adalah kuantisasi dari proses yang ditinjau sebagai akibat radiasi mengenai materi.

Jadi dosimetri merupakan kegiatan pengukuran dosis radiasi. Dalam proteksi radiasi, metode pengukuran ini dikenal dengan sebutan dosimetri radiasi. Satuan radiasi menunjukkan besarnya pancaran radiasi dari suatu sumber atau banyaknya dosis radiasi yang diberikan atau diterima oleh suatu medium yang terkena radiasi. Berikut besaran dan satuan dosimetri :

1. Penyinaran (X).
2. Dosis serap.
3. Linear energi transfer.
4. Taradosis / Dosis ekuivalen (H).
5. Dosis efektif (E).

2.7.1 Penyinaran (X)

Besaran radiasi yang pertama kali digunakan adalah penyinaran dengan simbol X, pada konggres radiologi pada tahun 1928 didefinisikan sebagai kemampuan radiasi sinar-x atau gamma untuk menimbulkan ionisasi di udara. Besaran penyinaran diberi satuan rontgen atau R, dimana 1R adalah besarnya penyinaran yang dapat menyebabkan terbentuknya muatan listrik sebesar 1 cc, pada kondisi temperatur dan tekanan normal . Secara matematis penyinaran dapat ditulis .

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.13)$$

Dengan dQ merupakan jumlah muatan pasangan ion yang terbentuk disuatu elemen volume udara bermassa dm. Dalam sistem

satuan yang baru (SI), besaran X berdimensi satuan muatan per satuan massa yaitu J/kg

2.7.2 Dosis Serap (D)

Radiasi dapat mengakibatkan ionisasi pada jaringan atau medium yang dilaluinya. 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. Satuan yang digunakan adalah rad dimana 1 rad = 100 erg/gr:

Jadi dosis serap merupakan banyaknya energi yang diberikan oleh radiasi pengion pada medium.. Selain untuk tujuan proteksi radiasi dosis serap digunakan pula untuk menyatakan dosis rata-rata pada suatu jaringan (Arya-wardhana, 1994). Dosis serap merupakan besaran dosimetri yang secara langsung dikaitkan dengan akibat biologi yang dapat ditimbulkannya. Dosis serap D di tuliskan sebagai berikut:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (2.14)$$

D = dosis serap (J/kg atau Gy)

dε = jumlah rata-rata energi (J)

dm = massa bahan (kg)

2.7.3 Linear energy transfer (LET)

Linear energy transfer (alih energi linier) adalah pengukuran energi yang terserap sepanjang lintasan. Ciri dari pengukuran ini digunakan untuk menghitung efek dari radiasi ionisasi dalam alat elektronika atau bagian biologis suatu spesies. Linear energy transfer adalah hasil dari energi dE yang terserap dari suatu partikel pada suatu jarak dl. Pengertian tersebut dapat dilihat dari Gambar 2.11.

Linear energy transfer tergantung pada energi dan bahannya. Semakin kecil energinya maka foton yang terserap juga semakin kecil. Satuan dari LET adalah keV/μm. Pada umumnya angka pemindahan energi linier yang lebih besar dari radiasi bersifat lebih efektif dalam merusak suatu organisme. Rasio (nisbah) jumlah energi sebesar 200 keV sinar-x yang diperlukan untuk menghasilkan suatu

efek tertentu terhadap jumlah energi yang diperlukan dari sembarang radiasi untuk menghasilkan efek yang sama disebut dengan keefektifan biologis relatif (RBE) dari radiasi tersebut. RBE dari suatu radiasi yang spesifik tergantung pada efek biologis eksak terhadap spesies organisme tertentu pada serangkaian kondisi percobaan tertentu. Maka dari itu, istilah RBE hanya terbatas pada aplikasi biologi radiasi. Untuk maksud dalam fisika kesehatan, batas atas RBE diperjelaskan sebagai bagian besar efek penting yang ditimbulkan oleh radiasi selain dari radiasi acuan (200 keV sinar-X) dipergunakan sebagai faktor normalisasi dalam menambahkan dosis dari radiasi-radiasi yang berbeda. Faktor normalisasi ini disebut sebagai faktor kualitas (QF), berhubungan dengan LET seperti diperlihatkan dalam Tabel 2.2 (Cember,1983).

Tabel 2.2. Hubungan antara faktor kualitas (QF) dengan Pemindahan Energi Linier (LET)(Cember,1983)

LET (keV per mikron dalam air)	QF
3.5 atau kurang	1
3.5-7.0	1-2
7.0-23	2-5
23-53	5-10
53-175	10-20

2.7.4 Taradosis / Dosis Ekuivalen (H)

Nilai dosis serap yang sama tetapi berasal dari jenis radiasi yang berbeda akan memberikan akibat/efek yang berbeda pada sistem tubuh makhluk hidup. Pengaruh interaksi yang terjadi sepanjang lintasan radiasi di dalam jaringan tubuh yang terkena radiasi terutama berasal dari besaran Linear Energi Transfer. Yang paling berperan dalam hal ini adalah peristiwa ionisasi yang terjadi sepanjang lintasan radiasi didalam materi yang dilaluinya. Dengan demikian jenis radiasi yang memiliki daya ionisasi besar akan menyebabkan kerusakan biologi yang besar pula. Besaran yang merupakan kuantitas

tas dari sifat tersebut dinamakan faktor kualitas Q. Dengan demikian dosi ekivalen dapat dituliskan sebagai :

$$H = D \cdot Q \cdot N \quad (2.15)$$

Di mana N merupakan faktor modifikasi, misalnya pengaruh laju dosis, distribusi zat radioaktif dalam tubuh. Untuk keperluan proteksi Radiasi , faktor N selalu dianggap 1. Satuan dosis ekivalen adalah rem, menurut publikasi ICRP No. 26 Tahun 1977, diganti menjadi sievert (Sv), 1 sievert (Sv) = 100 rem

Berdasarkan publikasi ICRP No.60 tahun 1990 , maka kualitas Q diubah namanya menjadi faktor bobot radiasi dengan simbol W_R , sehingga dapat dituliskan kembali :

$$H = W_R \cdot D \quad (2.16)$$

D = Dosis serap (Gy)

W_R = faktor bobot radiasi

H = Dosis ekivalen (Sv)

Berikut ini tabel faktor bobot radiasi (w_R) menurut jenis dan kelompok energi radiasi:

Tabel 2.3 faktor bobot radiasi untuk beberapa jenis dan energi radiasi (w_R) (BAPETEN ,2000).

Jenis dan rentang energi radiasi	W_R
Foton semua energi	1
Elektron dan muon, semua energi	2
Neutron, energi ≤ 10 keV	5
, $10 \text{ keV} < \text{energi} \leq 100 \text{ keV}$	10
, $100 \text{ keV} < \text{energi} \leq 2 \text{ MeV}$	20
, $2 \text{ MeV} < \text{energi} \leq 20 \text{ MeV}$	10
, energi $> 20 \text{ MeV}$	5
proton selain poton tertendang, energi > 2 MeV	5
zarah alfa, hasil belah, inti berat	20

2.7.5 Dosis Efektif (E)

Peluang timbulnya efek biologi tertentu akibat penerimaan dosis ekuivalen (taradosis) pada suatu jaringan juga tergantung pada organ atau jaringan yang disinari. Karena itu perlu besaran lain yang diturunkan dari taradosis yaitu dosis efektif (E) dengan memberikan

bobot pada taradosis setiap organ, disebut faktor bobot jaringan, W_T . Jumlah faktor bobot jaringan untuk seluruh tubuh sama dengan satu. Persamaan dosis efektif (E) dirumuskan sebagai berikut:

$$E = w_T \cdot H \quad (2.17)$$

E = dosis efektif (Sv)

H = taradosis (Sv)

w_T = faktor bobot jaringan

Berikut ini adalah tabel nilai dari faktor bobot jaringan, W_T .

Tabel 2..4 faktor bobot jaringan untuk berbagai bagian organ tubuh (w_T) (BAPETEN,2000)

Jenis jaringan/organ	w_T
Gonad	0.02
Sumsum merah tulang	0,12
Usus besar	0,12
Paru-paru	0,12
Lambung	0,12
Bladder	0,05
Payudara	0,05
Hati	0,05
Oesophagus	0,05
Thyroid	0,05
Kulit	0,01
Permukaan tulang	0,01
Organ sisa	0,05

Termasuk ke dalam organ sisa adalah : adrenal, otak, usus besar atas, usus kecil, ginjal, otot, pankreas, spleen, thymus, dan uterus (Aryawardhana,1994).

2.8 Proses Pembentukan Citra dengan Sinar-x

Terbentuknya citra dalam bidang medis diawali dari proses produksi sinar-x yang terjadi pada tabung sinar-x. Kualitas sinar-x yang dihasilkan kemudian dipancarkan pada obyek yang akan diperiksa, kemampuan daya tembus sinar-x terhadap obyek dapat membentuk citra radiologi pada selebar emulsi film. Pola gambar dapat terbentuk karena adanya perbedaan koefisien absorpsi dari organ terhadap intensitas sinar-x yang melewatinya. Untuk mendapat-

kan kualitas citra yang baik hal-hal yang harus diperhatikan dalam proses pembuatan citra radiografi adalah :

2.8.1 Pengaruh Kuat Arus (mA) Tabung sinar-x

Sinar-x dibangkitkan dengan jalan menembaki target logam dengan elektron yang dipercepat dalam suatu tabung vakum. Elektron sebagai proyektil dihasilkan dari pemanasan filamen yang juga berfungsi sebagai katoda. Filamen yang dialiri oleh arus listrik bertegangan rendah menjadi panas dan menghasilkan kumpulan awan elektron. Makin besar kuat arus filamen akan makin tinggi panas yang dihasilkan dan berakibat makin banyak elektron yang dibebaskan per satuan waktu. Hal tersebut dilakukan dengan mengatur kuat arus (mA) filamen. Semakin besar kuat arus diberikan, bila dikombinasikan dengan waktu penyinaran akan mendapatkan suatu intensitas yang cukup untuk menghitamkan lembar film fotografi. Kombinasi pengaturan kuat arus (mA) dengan lamanya waktu penyinaran sering dikenal dengan mAs. Pengaturan kedua komponen ini akan mendapatkan terang gelapnya suatu citra radiologi medis atau biasa disebut densitas.

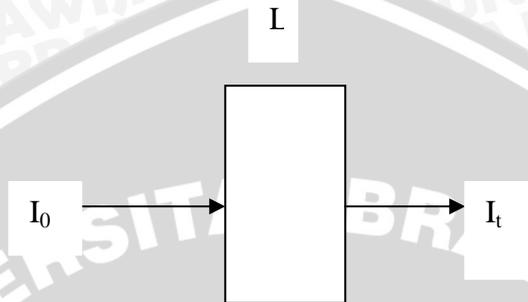
2.8.2 Pengaruh Tegangan (kV) Tabung Sinar-x

Pengaturan tegangan (kV) pada tabung sinar-x merupakan daya dorong elektron di dalam tabung dari katoda ke anoda. Semakin besar pengaturan tegangan akan memberikan energi kinetik yang besar terhadap elektron yang akan menumbuk target. Hal ini akan mengakibatkan semakin besar energi sinar-x dan semakin besar daya tembusnya terhadap obyek. Karena ada penyerapan intensitas sinar-x dari bahan yang dilaluinya maka akan menimbulkan perbedaan intensitas radiasi sinar-x yang mengenai emulsi plat film. Hal ini akan memberikan perbedaan derajat kehitaman pada film radiograf. Perbedaan derajat kehitaman ini disebut kontras. Dengan demikian perubahan kV sangat berpengaruh terhadap daya tembus sinar-x (Jauhari, 2008).

2.8.3 Pengaruh Atenuasi Penyinaran dari Obyek

Pada interaksi sinar-x atau sinar gamma yang merupakan radiasi foton, sinar-x dan sinar gamma dianggap sebagai partikel yang membawa energi sebesar $h\nu$ (h adalah konstanta Planck dan ν adalah

frekuensi). Radiasi sinar foton memasuki bahan penyerap maka jumlah partikel (N) akan berkurang.



Gambar 2.8. Atenuasi Penyinaran (Attix, 1986)

Gambar 2.2. memperlihatkan bahwa sebuah plat dengan ketebalan L . Berkurangnya partikel (dN) sebanding dengan jumlah partikel (N) dan ketebalan plat (dL) yang persamaan dapat dituliskan (Attix, 1986):

$$dN = -\mu N dL \quad (2.18)$$

Dimana μ adalah koefisien atenuasi bahan dan tanda negatif menunjukkan bahwa jumlah foton menurun sebanding dengan ketebalan bahan penyerap. Atenuasi adalah pengurangan jumlah foton dari sinar-x pada saat menembus bahan. Pada saat atenuasi terjadi pengurangan energi. Persamaan 2-1 diatas dapat dituliskan (Attix, 1986):

$$\frac{dN}{N} = -\mu dL \quad (2.19)$$

Bila diintegrasikan dimana kedalaman L adalah dari 0 sampai L dan jumlah partikel N_0 sampai N_L .

$$\int_{N-N_0}^{N_L} \frac{dN}{N} = - \int_{L-0}^L \mu dL \quad (2.20)$$

$$\ln N_L - \ln N_0 = -\mu L \quad (2.21)$$

Dimana N_L = jumlah partikel (sinar foton) yang dapat menembus bahan penyerap

N_0 = jumlah partikel (sinar foton) mula-mula

μ = koefisien atenuasi linier

L = ketebalan bahan

Karena jumlah partikel (N) sebanding dengan intensitas maka persamaan diatas dapat dituliskan :

$$\frac{I}{I_0} e^{-\mu L} = 1 \quad (2.22)$$

Dari persamaan di atas dapat dinyatakan bahwa intensitas dari suatu penyerapan sinar-x berkurang secara eksponensial dengan ketebalan bahan. Atenuasi foton dengan bahan disebabkan oleh 3 proses interaksi dengan bahan yaitu sifat fotolistrik, efek compton, dan produksi pasangan (Attix, 1986).

Dalam tubuh manusia terdapat daerah serapan radiasi foton ketika radiasi melewati lapisan-lapisan tersebut. Nilai koefisien serap (μ) masing-masing daerah serapan akan berbeda berdasarkan lapisan dan sumber radiasi yang digunakan. Ketika nilai dosis radiasi permukaan diberikan pada tubuh manusia, dosis tersebut akan melewati lapisan-lapisan yang berbeda dan memiliki koefisien serapan yang berbeda. Hal ini mengakibatkan dosis yang diberikan akan mengalami pelemahan atau pengurangan saat mencapai titik organ yang akan diukur. Nilai koefisien serap pada daerah serapan menunjukkan seberapa besar pelemahan atau pengurangan dosis yang diberikan.

2.9 Detektor Radiasi

Detektor radiasi adalah alat monitor daerah yang mendeteksi dan atau mengukur radiasi. Sistem detektor menunjukkan ada atau tidak adanya radiasi, sedang sistem dosimeter mengukur intensitas radiasi. Bila terkontak dengan radiasi ionisasi, alat survey memberi respon terhadap ion (partikel bermuatan) yang terbentuk bila radiasi berinteraksi dengan jumlah total arus listrik yang berasal dari ionisasi ionisasi gas atau kecepatan terbentuknya arus listrik.

Alat survey tipe ruang ionisasi (cutie-pie), kounter proporsional, dan detektor Geiger-Muller merupakan ketiga detektor berisi gas untuk alat survey lapangan yang mendeteksi adanya radiasi dan menunjukkan adanya penyinaran. Victoreen kondenser R-meter juga menggunakan ruang ionisasi berisi gas, tetapi dapat melakukan pengukuran penyinaran dengan lebih tepat dan tidak digunakan secara rutin. Alat ini digunakan untuk mengkalibrasi peralatan sinar X (Ak-hadi,1997).

Adapun syarat-syarat yang harus dipenuhi sebuah alat survey radiasi antara lain:

1. Mudah dibawa, sehingga satu orang saja dapat mengaktifkan alat ini secara efisien untuk beberapa waktu.

2. Cukup kuat untuk menahan penggunaan normal, penggunaan rutin yang terjadi selama prosedur kerja standard.
3. Monitor daerah harus tepat, sehingga penyinaran radiasi atau kecepatan penyinaran pada daerah tertentu dapat diperiksa dengan cermat
4. Alat monitor daerah harus berinteraksi dengan radiasi ionisasi seperti reaksi jaringan tubuh manusia, sehingga dosis dapat ditentukan dengan tepat
5. Dapat mendeteksi semua tipe radiasi ionisasi, sehingga kualitas tersebut menambah manfaat alat monitor daerah
6. Energi radiasi tidak boleh mempengaruhi respon detektor dan arah radiasi tidak boleh mempengaruhi kerja unit tersebut, sifat ini memastikan konsistensi unit kerja individual.
7. Efektif serta murah, biaya awal dan perawatan sekecil mungkin.

2.9.1 Detektor ruang ionisasi (Cutie-pie)

Merupakan alat pengukur kecepatan (mengukur kecepatan penyinaran) yang digunakan untuk survey lapangan serta dapat mengukur intensitas radiasi dari 1 mR/jam sampai beberapa ribu R/jam. Alat ini dapat digunakan memonitor instalasi sinar X diagnosa dalam waktu 1 detik/ lebih, untuk mengukur kecepatan dosis flouroskopik, penyinaran pada pasien yang mengandung dosis terapeutik bahan radioaktif, penyinaran pada penyimpan radioisotop, dan dosis yang diterima diluar lapisan pelindung.

Karena dapat mengukur radiasi dalam jumlah besar selama beberapa detik maka dapat digunakan untuk mengukur penyinaran dari prosedur diagnosa tertentu sehingga memungkinkan meter memberi respon secara cepat (Akhadi, 1997)

2.9.2 Detektor Geiger-Muller (G-M)

Detektor ini berfungsi sebagai alat survey radiasi primer untuk monitor lapangan pada fasilitas kesehatan nuklir. Unit akan mendeteksi partikel atau proton radioaktif. Juga dapat dengan mudah mendeteksi daerah yang terkontaminasi dengan bahan radioaktif. Karena monitor yang cepat dapat dilakukan dengan detektor G-M, unit ini dapat digunakan untuk menentukan letak bahan radioaktif.

Detektor G-M memiliki sistim suara (audio amplifier dan speaker) yang memberi tanda pada operator tentang adanya radiasi ionisasi. Wadah logam yang membungkus tabung berisi gas,

merupakan ruang ionisasi unit yang sensitif. Bila lapisan yang menutupi ruang detektor yang sensitif dibuka, radiasi gamma, sinar-x, dan beta dapat dideteksi dengan mekanisme probe. Pembacaan meter biasanya didapat per menit, yang dirumuskan sebagai mR/jam, pada keadaan tertentu.



Gambar 2.9 Macam–macam detektor radiasi

Pembacaan meter dari detektor G-M tergantung pada energi foton. Hal ini berarti bahwa foton dari berbagai energi dapat menyebabkan alat memberi respon berbeda-beda, yang merupakan kerugian dalam radiologi diagnosa. Juga detektor G-M akan berhenti kegiatannya bila diletakkan pada daerah radiasi berintensitas tinggi. Karena detektor meter dapat turun atau menjadi 0 karena memasuki daerah dengan intensitas radiasi yang tinggi, dapat diperoleh hasil pembacaan yang keliru (Akhadi, 1997)

2.9.3 Victoreen Kondensor R-meter

Merupakan alat untuk mengukur radiasi dengan cara mencatat jumlah seluruh penyinaran yang diterima selama waktu tertentu. Kesensitifan unit ruang ionisasi cenderung bergantung pada energi proton, sehingga unit dapat digunakan untuk berbagai penyinaran. Ketepatan dan ketahanan alat ini membuat alat ini dipilih untuk

alat kalibrasi sinar-x, dan jarang untuk survey radiasi lain. (Edwards, 1990)

2.9.4 Film Badge

Film badge adalah alat yang lazim dipergunakan oleh personal monitoring terdiri dari sebuah paket yang berisi dua lempeng film dental (untuk sinar-x dan gamma) atau tiga buah lempeng film dental (untuk sinar-x, gamma, dan neutron) yang dibungkus dalam suatu kertas kedap sinar dan dikenakan dalam suatu wadah plastik atau logam yang sesuai.

Prinsip dasar yang terjadi pada film badge adalah adanya kehitaman pada film. Kehitaman film tersebut kemudian diukur kerapatannya dan dibandingkan atau diplot pada grafik standar antara kerapatan dengan dosis. Pada umumnya minimum pencacahan hanya dapat dicapai pada dosis $0.1 \mu\text{Sv}$ ($10 \mu\text{rem}$). Hal ini dikarenakan pada kemampuan alat baca atau alat cacah yang dipergunakan pada laboratorium-laboratorium proses film badge.

Pengukuran dosis pada film badge didasarkan pada fakta bahwa radiasi pengion akan menyinari perak bromida yang terdapat pada emulsi fotografi yang akan mengakibatkan kehitaman pada film tersebut. Tingkat kehitaman (densitas optis) dari film tersebut secara tepat dapat diukur dengan menggunakan densitometer fotolistrik yang pembacaannya dinyatakan sebagai logaritma intensitas cahaya yang dipancarkan melalui film tersebut. Densitas optis dari film yang terkena radiasi secara kualitatif berhubungan dengan besarnya penyinaran radiasi. Dengan perbandingan densitas dari film yang dipakai oleh seseorang yang terkena radiasi terhadap densitas film yang terkena radiasi dengan jumlah yang diketahui, maka penyinaran terhadap film yang dipakai seseorang tersebut ditentukan. Karena adanya variasi kecil dalam emulsi yang mempengaruhi respon kuantitatif terhadap radiasi maka dalam hal ini satu film dalam kelompoknya perlu dikalibrasi (BAPETEN, 2001).

2.9.5 Kalibrasi alat ukur radiasi

Perlengkapan proteksi radiasi dan alat ukur radiasi harus baik, yang dinyatakan dengan pemeriksaan dan pengujian oleh tenaga ahli atau instansi yang berwenang. Pemeriksaan dan pengujian itu meliputi:

- a. Pemeriksaan secara teliti terhadap rencana pemasangan perlengkapan proteksi radiasi
- b. Pemeriksaan kebenaran pemasangan perlengkapan baru dari segi proteksi radiasi
- c. Pengujian berkala mengenai keefektifan teknik dari perlengkapan proteksi radiasi
- d. Pengujian berkala terhadap kesesuaian dan kebenaran pemakaian alat ukur radiasi

Kalibrasi dimaksudkan untuk mencocokkan hasil bacaan alat ukur dengan kondisi sebenarnya dari tempat yang diukur. Setelah dikalibrasi alat ukur tersebut akan memiliki sertifikat kalibrasi yang didalamnya dicantumkan harga faktor kalibrasi alat pada berbagai skala pengukuran serta masa berlakunya sertifikat tersebut. Jika masa laku sertifikat kalibrasi sudah habis, maka alat ukur harus segera dikalibrasi ulang (Akhadi, 2001).

2.9.6 Dosimeter Saku

Untuk mengukur besarnya radiasi, maka respon instrumen harus sebanding dengan energi yang diserap. Salah satu instrumen dasar untuk melakukan hal ini, yaitu bilik ionisasi udara bebas. Bilik ionisasi dengan tipe ini, yang sering kita sebut sebagai "dosimeter saku", secara luas dipergunakan untuk pemantauan personal (*personal monitoring*).

Dosimeter yang sering dipergunakan memiliki dua tipe. Yang satu bertipe kondensor, merupakan suatu dosimeter dengan tipe pembacaan tak langsung, disini diperlukan sebuah alat bantu untuk membaca dosis yang terukur "*charge reader*". Dosimeter saku tipe kondensor yang tersedia di pasaran mengukur penyinaran sinar-x terpadu atau sinar gamma hingga 200 mR.

Dosimeter ini juga dapat dibuat peka terhadap neutron- neutron termal. Dosimeter saku yang standar, dirancang hanya untuk mengukur radiasi gamma dan radiasi sinar-x. Dosimeter saku tersebut dikalibrasi dengan sinar gamma dari radium, ^{60}Co , atau dari ^{137}Cs (Cember, 1983).



Gambar 2.10. Pen Dosimeter
(www.ndted.org/.../pocket_dosimeter.htm)

Tipe yang kedua adalah dengan menggunakan pembacaan langsung dan bekerja berdasarkan prinsip elektroskop daun emas. Sebuah serabut kuarsa (quartz fiber) digerakkan secara elektrostatis dengan memberikan muatan padanya pada suatu potensial sekitar 200 V. Sebuah citra serabut difokuskan pada suatu skala dan dilihat melalui suatu lensa pada salah satu ujung instrumen tersebut. Dengan memberikan radiasi pada dosimeter tersebut akan melepaskan muatan serabut tersebut, dan dengan demikian memungkinkannya untuk kembali pada posisinya semula. Jumlah muatan yang dilepaskan, dan konsekuensinya perubahan posisi serabut tersebut, sebanding dengan radiasi yang diberikan. Dosimeter dengan pembacaan langsung yang lazim dipergunakan dan tersedia dipasaran memiliki kisaran 0 sampai 200mR,. Pada dosimeter ini perlu ditambahkan suatu pengisi (charger) tambahan (Cember,1983)

2.10 Proteksi Radiasi

2.10.1. Falsafah proteksi radiasi

Untuk mencapai tujuan proteksi radiasi yaitu terciptanya keselamatan dan kesehatan bagi pekerja, masyarakat dan lingkungan, maka diperkenalkan tiga asas proteksi radiasi (ICRP No. 60, 1990):

- a. Asas manfaat (*Justifikasi*) dalam membenaran upaya pemakaian. Untuk mengimbangi kerugian yang ditimbulkan oleh penggunaan radiasi, maka setiap penggunaan radiasi yang tidak

memberikan manfaat yang nyata kepada seseorang atau masyarakat yang akan menerima penyinaran sebaiknya tidak dilaksanakan.

- b. Asas optimum atau ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) semua penyinaran harus diusahakan serendah-rendahnya dengan mempertimbangkan factor social dan ekonomi.
- c. Asas pembatasan dosis perorangan (*Limitasi*), yaitu dosis ekuivalen radiasi yang diterima seseorang tidak boleh melebihi nilai batas yang telah ditetapkan. (Wiriyosimin, 1995).

2.10.2. Nilai Batas Dosis yang Berlaku di Indonesia

Nilai Batas Dosis (NBD) yang berlaku di Indonesia diatur dalam buku keselamatan kerja terhadap radiasi, dengan SK Dirjen BATAN No. PN03/160/DJ/89, yang sekarang menjadi Surat Keputusan Kepala Bapeten No. 01/Ka. Bapeten/ V-1999. Nilai batas ini sebagaimana direkomendasikan oleh ICRP dalam publikasi No. 26 dan oleh IAEA dalam Safety Series No. 9.

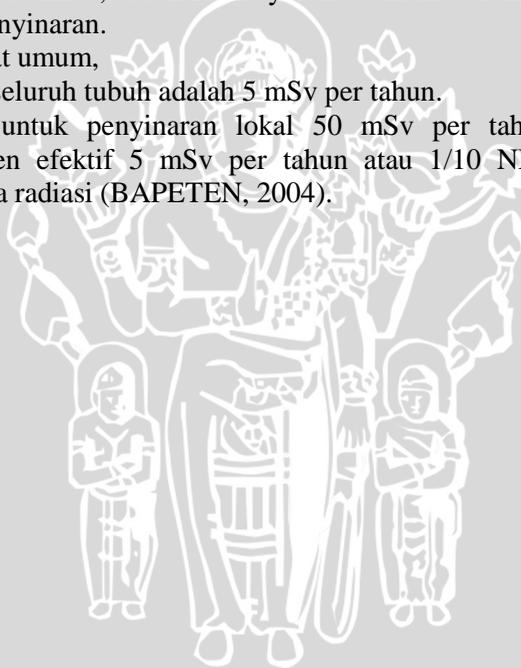
NBD ekivalen efektif yang ditentukan agar tujuan proteksi radiasi dapat tercapai yaitu :

- a. Untuk menghindari efek non-stokastik
 1. 0,5 Sv (50 rem) untuk semua jaringan kecuali lensa mata
 2. 0,15 Sv (15 rem) untuk lensa mata.
- b. Untuk menghindari efek stokastik
Batas dosis ekivalen untuk penyinaran seluruh tubuh adalah 50 mSv (5 rem) dalam satu tahun baik untuk penyinaran yang merata maupun yang tidak merata.

Dengan pertimbangan di atas, maka NBD dibedakan untuk masing-masing kelompok:

- a. Pekerja radiasi
 1. NBD untuk penyinaran seluruh tubuh adalah 50 mSv (5000 mrem) per tahun.
 2. NBD untuk wanita usia subur sama dengan pria. Khusus untuk abdomen tidak boleh melebihi 13 mSv (1300 mrem) per 13 minggu.
 3. NBD untuk wanita hamil yaitu selama masa kehamilannya tidak boleh melebihi 10 mSv.
 4. NBD untuk penyinaran lokal adalah :
 - a. Batas dosis ekivalen efektif tidak boleh melebihi 50 mSv per tahun.

- b. Dosis pada tiap organ atau jaringan tidak boleh melebihi 500 mSv per tahun termasuk tangan, lengan, tungkai, kulit, dan kaki. Sedangkan lensa mata tidak boleh melebihi 150 mSv per tahun.
- b. Siswa dan magang
 1. NBD untuk usia di atas 18 tahun adalah 50 mSv per tahun.
 2. NBD untuk usia antara 16-18 tahun adalah 0,3 dari NBD pekerja radiasi yaitu 15 mSv per tahun.
 3. NBD untuk usia di bawah 16 tahun adalah 0,1 dari NBD pekerja radiasi. Jika untuk pendidikan maka tidak boleh melebihi 0,1 NBD masyarakat umum, dan tidak boleh melebihi 0,01 NBD masyarakat umum dalam satu kali penyinaran.
- c. Masyarakat umum,
 1. NBD seluruh tubuh adalah 5 mSv per tahun.
 2. NBD untuk penyinaran lokal 50 mSv per tahun, NBD ekivalen efektif 5 mSv per tahun atau 1/10 NBD untuk pekerja radiasi (BAPETEN, 2004).



UNIVERSITAS BRAWIJAYA



BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Pengambilan data diambil dalam rentang waktu 1 Pebruari – 1 April 2009.

Penelitian ini dilakukan di instalasi Radiologi Rumah Sakit Umum Saiful Anwar Malang.

3.2 Alat dan Bahan

3.2.1 pesawat sinar-x

Pesawat sinar-x merupakan sumber radiasi eksternal yang digunakan di instalasi Radiologi Dr Saiful Anwar Malang untuk membuat sebuah citra medis.

Nama Pesawat : Trophy
Type : N 500 HF
Type Tabung : Rotaring Anoda
Merk : IAE
Model/Type : RTM 92 H
No seri : 45DO 87
KV Maximum : 150 Kv
mA Maximum : 500 mA
Penggunaan : Flouroscofy dan radiografi

3.2.2 Sebuah kV meter / mAs meter test tool

Berfungsi untuk mengetest kesesuaian keluaran energi sinar-x dengan besarnya seting yang diatur.

Merk : RMI
Buatan/Pabrik : USA
Jenis detektor : kamar Ionisasi

3.2.3 Dua buah poket dosimeter saku

Digunakan untuk menghitung besarnya paparan radiasi pada obyek.

1. Nama /Jenis Alat : Poket dosimeter
Buatan/Pabrik : Victoreen inc

- | | |
|---------------------------|-------------------|
| Jenis Tabung detektor | : Kamar ionisasi. |
| Tipe/No seri Elektrometer | : 885 / 5123 |
| Faktor Kalibrasi | : 1.12 |
| 2. Nama /Jenis Alat | : Poket dosimeter |
| Buatan/Pabrik | : Victoreen inc |
| Jenis Tabung detektor | : Kamar ionisasi. |
| Tipe/No seri Elektrometer | : 885 / 4553 |
| Buatan/Pabrik | : Victoreen inc |
| Jenis Tabung detektor | : Kamar ionisasi. |
| Tipe/No seri Elektrometer | : 885 / 5124 |
| Faktor Kalibrasi | : 1,08 |

3.2.4 Discharge poket dosimeter

Berfungsi sebagai alat untuk mekalibrasi jarum pada poket dosimeter setelah disinari.

Nama	: Gammex
Model	: 06-912
Serial	: 63700-223

3.2.5 Water phantom

Water Phantom (kantong Air) sebagai pengganti obyek adalah suatu aquades (H_2O) murni yang tidak mengandung partikel-partikel logam yang dapat memberikan radiasi hambur yang lebih besar sehingga dapat mempengaruhi besarnya dosis serap. Wather Phantom ini dimaksudkan sebagai pengganti obyek manusia karena sebagian besar tubuh manusia tersusun sebagian besar dari air. Wather phantom merupakan air yang dimasukan kedalam suatu wadah berbentuk kubus tanpa penutup sehingga tidak ada paparan radiasi sinar-x yang terhalangi. Wadah terbuat dari perspex karena perspex memiliki densitas yang hampir sama dengan tubuh manusia sehingga radiasi habur yang terjadi mendekati nilai radiasi hambur yang sebenarnya terjadi pada obyek manusia.

3.2.6 Baterai

Sebagai catu daya untuk kV meter test tool dan discharge poket densitometer.

3.2.7 Kantong plastik

Untuk membungkus poket dosimeter yang akan dimasukan water panthom.

3.2.8 Sterofoam

Digunakan untuk meletakan poket dosimeter di atas permukaan phantom agar dapat diam.

3.3 Desain Penelitian

Desain penelitian yang digunakan adalah penelitian eksperimen. Peneliti akan mempelajari hubungan antara pe-ngaruh pengaturan perubahan tegangan (kV) dan kuat arus (mA) pada tabung sinar-x terhadap dosis serapan dari suatu obyek. Dimana peneliti melakukan proses dua tahap yaitu mengukur perubahan besarnya dosis serap terhadap pengaturan perubahan tegangan (kV) dengan mengatur kuat arus (mA) dan (mAs) tetap, kedua mengukur besarnya dosis penyinaran pada pengaturan tegangan (kV) dengan kuat arus (mA) pada tabung sinar-x yang berubah tetapi dengan nilai mAs tetap. Hasil pengukuran akan disusun dalam tabel untuk me-ngetahui dosis penyinaran dan dosis serap dengan pengaturan perubahan tegangan (kV) dan kuat arus (mA).

3.4 Variabel Penelitian

3.4.1 Variabel Bebas

Perubahan Tegangan Tabung sinar-x dengan pengaturan 50kV, 55kV, 60kV, 65kV, 70kV, 75kV, 80kV, 85kV, dan 90kV.

Perubahan Arus Tabung sinar-x dengan pengaturan, 50mA, 100mA, 150mA, 200mA, 250mA, 300mA, 350mA, 400mA, 450mA dan 500mA.

3.4.2 Variabel Tidak Bebas

Variabel tidak bebas dalam penelitian ini adalah besarnya dosis serap radiasi sinar-x setelah melewati obyek (phantom).

3.5 Estimasi Jumlah Pengulangan

Jumlah pengulangan yang akan dilakukan dalam penelitian dihitung menggunakan rumus (Loekito, 1998):

$$p (n-1) \geq 15$$

$$20(n-1) \geq 15$$

$$20n \geq 35$$

$$n \geq 1,75$$

Keterangan :

p =Jumlah perlakuan (terdiri dari dua macam perlakuan, yaitu perlakuan pengaturan perubahan tegangan (kV) tabung sinar-x, perlakuan pengaturan perubahan arus(mA) tabung sinar-x, Masing-masing terdiri dari sepuluh kelompok perubahan

n = Jumlah ulangan yang diperlukan

Pada penelitian ini dilakukan tiga kali pengulangan.

3.6 Prosedur Penelitian

3.6.1 Persiapan Sampel dan alat .

Sebelum dilakukan pengukuran paparan dosis serap pesawat sinar-x yang akan diukur pertama-tama peneliti melakukan kalibrasi output tegangan (kV) puncak dan kuat arus (mA) puncak dengan menggunakan kV meter /mA meter test tools, dengan tujuan untuk mendapatkan keluar output kV dan mA yang sebenarnya dari pesawat sinar-x yang digunakan sehingga hasil penelitian dapat diterapkan pada kondisi pesawat yang standart.

Selanjutnya dilakukan persiapan 2 dosimeter saku yang akan digunakan dengan memposisikan jarum elektroskop pada posisi nol dengan alat discharge. Untuk mendapatkan akurasi pengukuran, 2 poket dosimeter yang digunakan sudah dikalibrasi oleh Batan. Perhitungan dosis sebenarnya didapat dengan mengalikan dosis yang terbaca dengan faktor kalibrasi.

$$D_s = D_t \times f_k \dots\dots\dots (3.1)$$

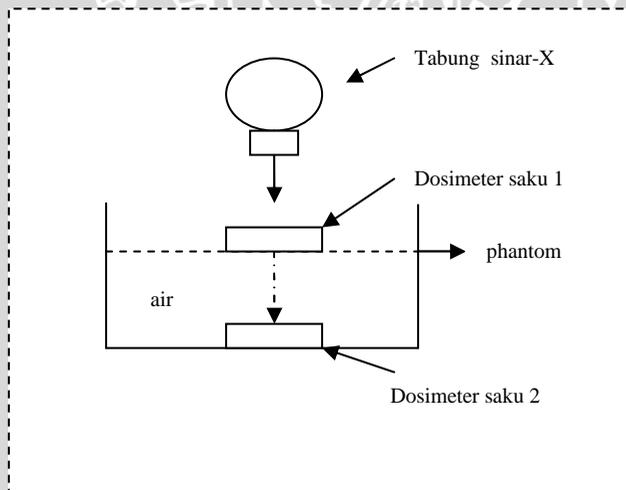
Dimana D_s merupakan dosis sebenarnya , D_t dosis terukur dan f_k faktor kalibrasi .

Kemudian mempersiapkan phantom yang diisi air murni dengan kedalaman 5cm, 10cm sebagai pengganti obyek manusia. Menempatkan ke 2 dosimeter saku pada area lapangan penyinaran pada dua titik yaitu titik fokus pada permukaan water panthom dan titik tegak lurus didasar water phantom.

Melakukan penyinaran pada water phantom dengan pengaturan tegangan (kV) berubah-ubah mulai dari 50kV, 55kV, 60kV, 65kV, 70kV, 75kV, 80kV, 85kV dan 90kV dengan kuat arus 200 mA dengan waktu penyinaran 50 millisecond dengan nilai 10 mAs. Selanjutnya melakukan penyinaran dengan kuat Arus (mA) yang berubah-ubah mulai 50mA, 100mA, 163mA, 200mA, 250mA, 325mA, 400mA dan 500mA dengan mengatur waktu penyinaran yang disesuaikan sehingga nilai mAs tetap 10 mAs dengan tegangan 50kV tetap.

Mencatat hasil pembacaan dosis serap pada ke 2 dosimeter saku kemudian hasil bacaan dirata-rata .

Pengambilan data dengan pengulangan sebanyak tiga kali pada setiap variabel.

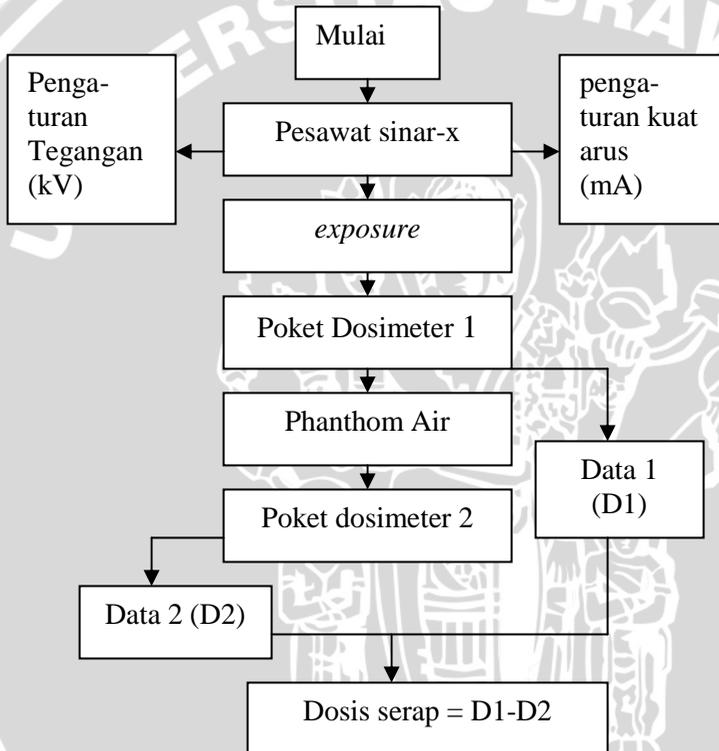


Gambar . 3.1 skema pelaksanaan

3.7 Pengolahan Data dan Analisis Hasil

Data yang diperoleh adalah data kualitatif dari hasil pembacaan besarnya dosis penyinaran pada poket dosimeter. Data dari hasil penelitian ditabelkan kemudian dirata-rata dan dianalisis dengan menggunakan grafik hubungan antara pemilihan kV dengan dosis dan mA dengan dosis untuk mengetahui efek kedua jenis perlakuan dalam memberikan pengaruh dosis serapan.

3.8 Alur Penelitian



BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil

4.1.1 Hasil akurasi keluaran kualitas sinar-x dari pesawat Sinar-x yang dijadikan sampel

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan terhadap pesawat sinar-x yang dijadikan sampel maka didapatkan hasil pengukuran keluaran sinar-x dengan menggunakan Alat penguji RMI 242 ditunjukkan dalam Tabel 4.1 dan Tabel 4.2.

Tabel 4.1 Hasil pengukuran keluaran kV dengan 200 mA dan waktu 50 ms

Seting Tegangan (kV) alat	Hasil pengukuran keluaran Tegangan (kV) pengulangan			\bar{X}	% Deviasi δ
	X ₁	X ₂	X ₃		
50	50,5	50,5	50,5	50,5	1
55	55,9	55,7	55,7	55,85	2
60	60,4	60,3	60,4	60,36	1
65	65,2	64,9	65,2	65,1	0,1
70	72,1	72,2	72,2	72,16	0,2
75	75,2	75,1	75,1	75,13	0,1
80	80,5	80,4	80,6	80,5	1
85	85,9	86,1	86,1	86,06	1
90	92,1	92,2	92,1	92,13	2
95	96,2	96,1	96,1	96,13	1

Tabel 4.2 Hasil Pengukuran kestabilan mAs dilakukan pada 50 kV

Seting pada Alat			mAS Hasil pengukuran				% Deviasi δ
Kuat Arus (mA)	Waktu (ms)	mAxs (mAs)	X ₁	X ₂	X ₃	Rata-rata \bar{X}	
50	200	10	10,8	10,8	10,8	10,8	8
100	100	10	10,7	10,7	10,8	10,73	7,3
125	80	10	10,7	10,8	10,8	10,76	7,6
163	63	10	10,9	10,8	10,9	10,86	8,6
200	50	10	10,9	10,9	11	10,93	9,3
250	40	10	10,8	10,8	10,8	10,8	8
325	35	10	10,8	10,8	10,8	10,8	8
400	25	10	10,8	10,8	10,8	10,8	8
500	20	10	10,8	10,9	10,7	10,8	8

Dari Tabel 4.1 dan 4.2 diatas menunjukkan bahwa besarnya penyimpangan keluaran sinar-x yang sebenarnya terhadap variasi pengaturan kV dan mAs kurang dari 10 %. Sesuai standart Departemen Kesehatan Republik Indonesia besarnya penyimpangan ini masih dalam batas kelayakan alat hal ini menunjukkan bahwa pesawat sinar-x yang digunakan dalam kondisi standart .

4.1.2 Hasil Pengukuran dosis serap

4.1.2.1 Hasil Pengukuran Pengaruh Dosis serap obyek oleh Faktor Perubahan kV

Dalam pengukuran dosis dengan menggunakan poket dosimeter didapatkan satuan dosis mR (milliRontgen) yang merupakan besaran untuk menyatakan intensitas sinar-x yang dapat menghasilkan ionisasi di udara dalam jumlah tertentu. Satu Rontgen merupakan kuantitas radiasi sinar-x atau sinar gamma yang menghasilkan 1 esu ion positif atau negative di dalam 1 cm³ udara normal. Dari definisi tersebut, energi sinar-x yang terserap dalam 1 gram udara dapat menjadi :

$$1R = 1 \text{ esu/cm}^3 \text{ udara normal.}$$

Karena muatan satu pasang ion adalah $4,8 \times 10^{10}$ esu, maka:

$$1 \text{ esu} = \frac{1}{4,8} \times 10^{10} \text{ pasang ion sehingga:}$$

$$1R = \frac{1}{4,8} \times 10^{10} \text{ pasang ion /cm}^3 \text{ udara normal.}$$

Untuk menghasilkan pasanan ion di udara diperlukan energi 34eV sehingga :

$$1R = \frac{34}{4,8} \times 10^{10} \text{ ev/cm}^3 \text{ udara normal.}$$

Mengingat 1 ev = $1,6 \times 10^{-12}$ erg, dan 1 cm³ udara beratnya adalah 0,001293 gr maka :

$$1R = \left(\frac{34}{4,8} \times 10^{10} \right) \left(\frac{1,6}{0,001293} \times 10^{-12} \right) \text{ erg / gr}$$

$$1R = 87,7 \text{ erg/gr} = 0,00877 \text{ j/kg}$$

Dosis serap didefinisikan sebagai jumlah energi yang diserap oleh bahan persatuan massa bahan tersebut secara matematis dirumuskan :

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (5.1)$$

Jika dE dalam Joule (J) dan dm dalam kilogram (kg), maka satuan dosis serap adalah : J/kg . Dalam sistem SI besaran ini diberi satuan khusus yaitu Gray dan disingkat dengan Gy, jadi:

$$1\text{Gy} = 1 \text{ J/kg} \text{ jadi dari perhitungan diatas } 1R = 0,00877 \text{ Gy}$$

Tabel 4.4 dan Tabel 4.5 menunjukkan nilai rata-rata dari besarnya dosis serap yang diterima oleh obyek dalam hal ini kantong air dengan ketebalan 5 cm dengan menggunakan perubahan besarnya tegangan tabung sinar-x.

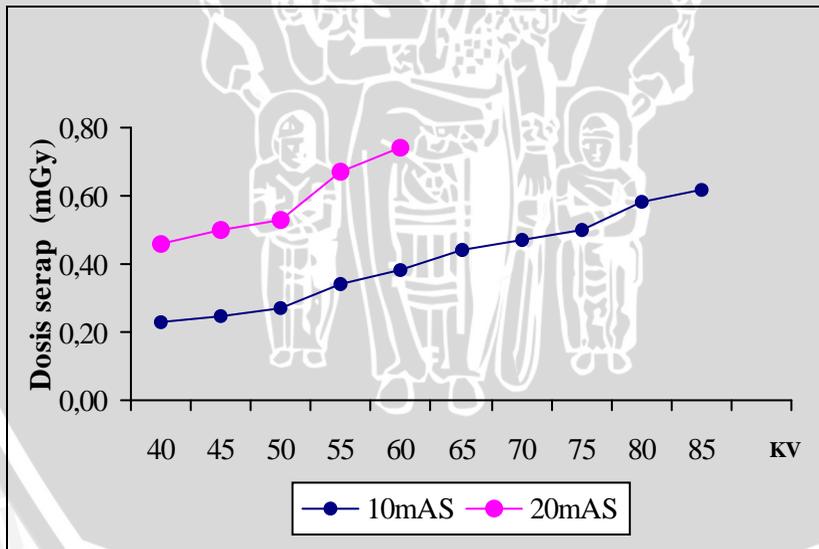
Tabel 4.3 Penghitungan dosis serap obyek pada 100 mA dan 100 ms ketebalan phantom 5 cm

Tegangan tabung (KV)	Rata – rata dosis radiasi (miliRontgen)			D ₁ -D ₂ (mGy)
	D ₁	D ₂	D ₁ -D ₂	
40	35	9,3	25,7	0,225
45	40	11,3	28,7	0,251
50	51,6	20,3	31,3	0,274
55	73,6	35	38,6	0,339
60	85	41,6	43,4	0,381
65	101,6	51,6	50	0,439
70	126,6	73,3	53,3	0,467
75	136,6	80	56,6	0,496
80	156,6	90,3	66,3	0,581
85	163,3	93	70,3	0,617

Tabel 4.4 Penghitungan dosis serap obyek pada 100 mA dan 200 ms ketebalan phantom 5 cm

tegangan tabung (KV)	Rata – rata dosis radiasi (miliRontgen)			D ₁ -D ₂ (mGy)
	D ₁	D ₂	D ₁ -D ₂	
40	70	18	52	0,456
45	80	21	59	0,517
50	100	40	60	0,526
55	146	70	76	0,667
60	165	80	85	0,745

Hubungan antara perubahan tegangan (kV) tabung pesawat sinar-x dengan dosis serap dapat dilihat pada gambar 4.1 dan 4.2.



Gambar 4.1 Grafik Hubungan antara perubahan kV dengan dosis serap

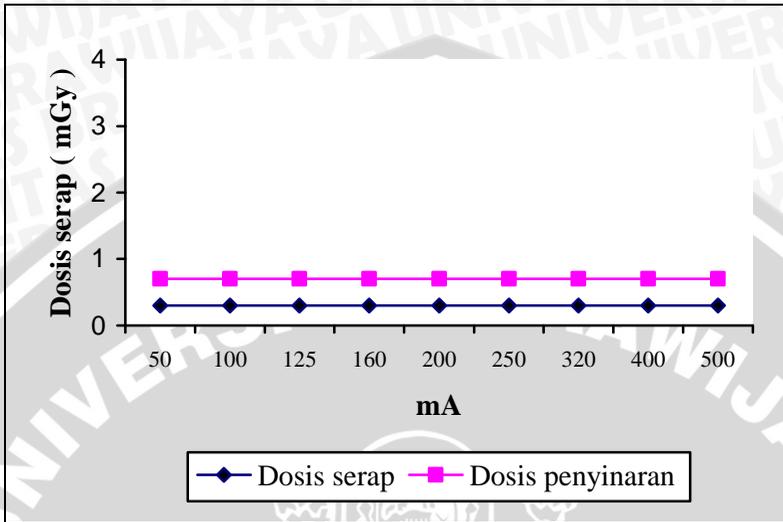
4.1.2.2 Hasil pengukuran pengaruh dosis serap obyek oleh faktor perubahan nilai mA

Hasil perhitungan pengaruh perubahan mA terhadap dosis serap dapat dilihat pada tabel 4.5

Tabel 4.5 Data Penghitungan dosis serap obyek pada 60 kV 10 mAs ketebalan phantom 5 cm

Kuat arus (mA)	Waktu <i>exposure</i> (ms)	Rata – rata dosis radiasi (miliRontgen)		(D_1-D_2) Dosis serap (mR)	(D_1-D_2) Dosis serap (mGy)
		D ₁	D ₂		
50	200	83,3	45	38,3	0,336
100	100	85	48	37	0,324
125	80	83,3	45,3	38	0,333
160	63	83,3	46,7	36,6	0,321
200	50	83,3	46,7	36,6	0,321
250	40	83,3	46,7	36,6	0,321
320	32	85	46,4	38,6	0,338
400	25	85	46,4	38,6	0,338
500	20	85	47,7	37,3	0,327

Hubungan antara perubahan kuat arus (mA) dengan dosis serap dapat dilihat pada gambar 4.3



Gambar 4.2 Grafik hubungan antara perubahan mA dengan dosis penyinaran dan dosis serap

Data diatas menunjukkan nilai-nilai besaran D_1 merupakan nilai paparan radiasi langsung yang di terima oleh obyek, paparan dosis penyinaran pada permukaan obyek akan semakin meningkat dengan peningkatan pengaturan tegangan tabung (kV), perubahan nilai kuat arus tabung (mA) tidak berpengaruh terhadap peningkatan paparan dosis penyinaran selama nilai mAs tetap sama, paparan dosis penyinaran akan mengalami peningkatan dua kali bila nilai mAs ditingkatkan menjadi dua kalinya, pengaturan ini dapat dilakukan dengan cara perubahan nilai mA tetap dengan nilai waktu penyinaran (s) yang diperpanjang menjadi dua kalinya.

Sedangkan nilai-nilai yang ditunjukkan dalam D_2 merupakan nilai besarnya paparan radiasi yang diteruskan oleh obyek dengan ketebalan 5 cm, besarnya paparan dosis yang diterima oleh poket dosimeter 2 sebanding dengan besarnya dosis penyinaran pada permukaan obyek yang berarti semakin besar mengatur kV dan mAs pada suatu penyinaran menjadikan semakin besar intensitas radiasi yang diteruskan oleh obyek.

Nilai besarnya dosis yang terserap oleh obyek yang merupakan selisih paparan dosis penyinaran pada permukaan obyek (D_1) dengan besarnya paparan dosis yang dapat melewati obyek (D_2) menunjukkan

peningkat dengan pengaturan tegangan tabung (kV) dan mAs yang semakin tinggi. akan memberikan paparan dosis yang dapat melewati obyek semakin besar. Bila dilihat dari prosentase besarnya radiasi yang dapat melewati obyek dengan meningkatkan kV dan mAs terlihat kecenderungan akan menurun. Hal ini disebabkan semakin besar pengaturan tegangan tabung (kV) akan menghasilkan kualitas sinar-x dengan energi yang semakin besar sehingga akan mempunyai daya tembus yang lebih besar

4.2 Pembahasan

4.2.1 Pengaruh pengaturan tegangan (kV) tabung terhadap dosis serap yang diterima Obyek

Sinar-x merupakan salah satu bentuk gelombang elektromagnetik dengan frekwensi antara 3×10^{17} Hz sampai 5×10^{19} Hz. Energi fotonnya antara $1,2 \times 10^3$ eV sampai $2,4 \times 10^5$ eV. Sinar-x terdiri dari dua macam spektrum yaitu spektrum kontinu yang dihasilkan dari proses perlambatan elektron ketika mendekati inti atom target. Sinar-x yang dihasilkan oleh proses tersebut disebut sinar-x bremsstrahlung sedangkan sinar-x karakteristik terjadi karena interaksi elektron dengan elektron dari kulit suatu atom yang mengakibatkan proses transisi elektron dari kulit luar ke kulit yang lebih dalam proses ini mengakibatkan sinar-x karakteristik. Dilihat dari proses terbentuknya sinar-x dan energi yang dihasilkan sehingga mampu melalui suatu obyek mengharuskan kita berpikir bahwa proses pembentukan citra dalam pemeriksaan medis terutama dihasilkan dari sinar-x bremsstrahlung.

Dari hasil pengukuran yang ditampilkan pada Tabel 4.4, Tabel 4.5 dan Gambar 4.1 terlihat bahwa peningkatan kV yang digunakan dalam suatu penyinaran dengan pengaturan nilai mAs yang tetap akan memberikan dampak peningkatan dosis penyinaran pada obyek dan dosis yang diserap oleh obyek. Hal ini menunjukkan bahwa semakin besar mengatur beda potensial antara katoda dan anoda dalam proses pembentukan sinar-x akan memberikan dampak pada meningkatnya intensitas sinar-x yang terjadi pada tabung sinar-x. Proses ini dapat terjadi karena kecepatan loncatan elektron menuju target (anoda) sangat besar, hal ini menyebabkan electron-elektron tersebut mempunyai energi kinetic yang besar seperti ditunjukkan pada persamaan $2.5 E_k = Ve$.

Semakin besar energi kinetik elektron pada sesaat akan menumbuk target memungkinkan semakin banyak elektron yang relatif jauh dari inti atom target yang terpengaruh gaya elektrostatis dari inti sehingga mengalami pembelokan arah sehingga terjadi desipasi energi, disipasi energi ini dalam bentuk energi lain dalam rentang spektrum sinar-x.. Hal ini menunjukkan bahwa peningkatan penggunaan kV yang diberikan akan menghasilkan intensitas sinar-x yang lebih besar dengan tingkat energi yang berbeda-beda, namun dapat di prediksi panjang gelombang sinar-x terpendek sebagaimana

diformulasikan pada persamaan 2.4 $\lambda_{\min} = \frac{hc}{Ve}$ dimana V merupakan suatu beda potensial (kV) sehingga semakin besar mengatur kV maka rentang panjang gelombang yang diperoleh semakin pendek.

Berarti semakin besar kita mengatur beda potensial (kV) akan mendapatkan panjang gelombang yang pendek dengan energi yang besar. Energi yang besar akan mampu menembus obyek dengan mudah dengan sedikit intensitas yang terserap.

4.2.2 Pengaruh Pengaturan Kuat Arus (mAs) Tabung terhadap dosis serap yang diterima Obyek

Disamping beda potensial (kV) tabung pesawat sinar-x yang harus dilakukan dalam pembuatan citra medis adalah pengaturan kuat arus tabung (mA) dan waktu lamanya penyinaran (s) . Dari hasil pengukuran yang ditampilkan pada tabel 4.5 dan grafik 4.2 terlihat bahwa perubahan nilai mA yang digunakan dalam suatu penyinaran medis yang dikombinasi dengan pengaturan waktu lamanya penyinaran (s) sehingga menghasilkan nilai mAs yang tetap dengan pengaturan kV yang tetap, tampak besarnya dosis penyinaran dan dosis serap oleh obyek tetap. Hal ini dapat terjadi karena pengaturan mA memberikan perubahan arus pada filamen, peningkatan kuat arus filamen akan memperbanyak pengumpulan awan elektron pada filamen yang siap untuk menumbuk target. Semakin besar awan elektron yang dihasilkan memungkinkan makin banyak elektron yang akan menumbuk target yang dapat meningkatkan intensitas sinar-x. tetapi dalam proses pembentukan sinar-x banyaknya electron yang meloncat menumbuk target dibatasi oleh rentang waktu beda potensial antara anoda dan katoda diberikan. Semakin lama kita memberi-

kan beda potensial maka semakin banyak elektron yang menumbuk atom target sehingga intensitas sinar-x yang dihasilkan akan semakin besar. Dari data table 4.2 menunjukkan pengaturan nilai mA yang berbeda pada nilai mAS yang sama akan diperoleh intensitas sinar-x yang sama sehingga dosis penyinaran dan dosis serap yang diterima oleh obyek adalah tetap. Hal ini menunjukkan bahwa penaturan kuat Arus tabung saja tidak meningkatkan intensitas maupun kualitas sinar-x. Perbedaan dosis penyinaran dan dosis serap yang kecil pada pengukuran satu dengan pengukuran yang lain dapat disebabkan tingkat presisi alat ukur yang digunakan. Dari tabel 4.4 dan tabel 4.5 dan grafik 4.1 dan Grafik 4.2 menunjukkan perubahan nilai waktu penyinaran dapat meningkatkan intensitas Radiasi yang terjadi

4.2.3 Usaha-usaha proteksi radiasi untuk memperkecil dosis serap

Dari data-data diatas maka kita dapat menerapkan didalam praktek sehari-hari pemanfaatan radiasi yang berasal dari tindakan pembuatan citra medis berupa radiasi utama yaitu sinar-x yang diarahkan oleh sumber medis melalui suatu lubang diafragma (window) dan radiasi hambur yaitu radiasi yang terpantul oleh bahan-bahan penyusun obyek yang terkena radiasi utama. Dari hasil pengukuran nilai dosis penyinaran dan dosis serap menunjukkan bahwa nilai paparan dosis dengan berbagai variasi penggunaan kV dan mAs yang sering digunakan dalam pembuatan citra medis di rumah sakit masih dibawah ambang batas yang diijinkan atau dapat dikatakan dalam batas aman. Pada penyinaran yang hanya bersifat lokal pada pembuatan citra medis dengan sinar-x yaitu hanya pada bagian-bagian khusus dari tubuh, maka nilai batas dosis yang ditetapkan adalah dosis rata-rata pada setiap organ atau bagian jaringan yang terkena, dengan menggunakan factor-faktor pemotretan yang sering digunakan dari data table hasil penelitian tidak melebihi 500 mGy dalam setahun, dengan ketentuan untuk lensa mata 150 mGy, untuk kulit 500 mGy, untuk tangan, kaki, tungkai 500 mGy.

Meskipun dosis radiasi yang mengenai obyek masih dalam batas aman, penyinaran oleh radiasi dalam dosis rendah namun berlangsung terus menerus dapat menimbulkan efek radiasi yang tertunda. Efek ini dapat muncul setelah beberapa tahun dari saat terjadinya pemaparan. Gangguan kesehatan akibat dari paparan radiasi

karena adanya interaksi radiasi dengan sel-sel jaringan tubuh, dalam interaksi ini dapat terjadi perubahan struktur dari struktur normal semula. Namun sel yang mengalami perubahan struktur ini mempunyai kemampuan untuk melakukan proses perbaikan, sewaktu proses perbaikan sel tersebut berlangsung, adakalanya terjadi gangguan terhadap seluruh metabolisme, sehingga seluruh pembawa informasi perbaikan mengalami kerusakan. Bila hal ini terjadi perubahan fungsi jaringan yang dapat memunculkan gangguan kesehatan terhadap tubuh. Tetapi dengan dosis radiasi yang sama dapat terjadi desipasi tenaga yang sama, efek kerusakan jaringan untuk berbagai jenis radiasi belum tentu sama. Sehingga dalam biologi dikenal R.B.E (*Radiation Biological Effectiveness*) yaitu efektivitas biologi dari radiasi. Nilai RBE itu tergantung jenis jaringan, makin tinggi energinya makin rendah nilai RBEnya.

Sebagaimana diketahui bahwa pesawat radiodiagnostik adalah jenis pesawat pemancar radiasi yang digunakan dalam menunjang pelayanan kesehatan dengan memancarkan radiasi dengan dosis paparan yang kecil tetapi dapat berlangsung berulang-ulang karena pertimbangan keperluan medis. Pesawat radiodiagnostik tersebut dapat meliputi pesawat radiografi, fluoroskopi dan fluororadiografi. Pesawat Radiografi adalah pesawat yang hanya dapat digunakan untuk radiografi dalam penggunaannya biasanya menggunakan mA yang besar dengan rentang waktu pemaparan yang pendek, sedangkan pesawat fluororadiografi adalah pesawat dengan fasilitas fluoroskopi baik dengan maupun tanpa tabung penguat dalam pemanfaatannya biasanya menggunakan mA yang kecil tetapi pemakaian rentang waktu pemaparan yang panjang. Untuk meminimalkan dosis penyinaran dan dosis serap yang diterima pasien pembuatan citra medis dengan radiasi sinar-x, meninggikan nilai Kv lebih baik dari pada meningkatkan mAS dalam suatu usaha untuk mendapatkan kualitas citra yang sama.

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Besarnya paparan dosis penyinaran yang mengenai obyek dalam pemanfaatan radiasi sinar-x dalam pembuatan radiografi medis sangat dipengaruhi oleh pengaturan tegangan tabung (kV) dan nilai mAs, dari hasil pengukuran dan perhitungan yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan :

1. Pengaturan nilai tegangan (kV) pada suatu pembuatan radiografi medis berpengaruh pada kualitas dan intensitas sinar-x yang dihasilkan.
2. Semakin besar tegangan (kV) yang diberikan pada tabung sinar-x, akan meningkatkan dosis penyinaran dan dosis serap yang diterima pasien.
3. Pengaturan kuat arus (mA) tabung pesawat sinar-x pada suatu pembuatan radiografi medis tidak berpengaruh langsung terhadap kualitas dan intensitas sinar-x yang dihasilkan.
4. Pengaturan kombinasi nilai kuat Arus (mA) dan waktu (s) lamanya penyinaran menghasilkan nilai mAs, kenaikan nilai mAs dapat meningkatkan dosis penyinaran dan dosis serap yang diterima pasien.
5. Kenaikan kuat arus (mA) pada tabung sinar-x tidak menaikkan dosis penyinaran dan dosis serap yang diterima pasien pada saat nilai mAs yang diberikan tetap.
6. Dosis radiasi yang diterima pasien pada Pembuatan radiografi medis yang dilakukan saat ini dalam batas nilai yang diijinkan.

5.2 Saran

1. Pada saat memerlukan pengamatan anatomi dan fisiologi organ yang diperiksa dalam rentang waktu yang lama saat pembuatan radiografi medis dengan tehnik flouroscope, untuk meminimalkan dosis yang diterima pasien sebaiknya menggunakan kuat arus (mA) tabung yang kecil.
2. Penelitian ini merupakan penelitian tingkat awal untuk mendapatkan hasil yang lebih baik dalam keperluan proteksi radiasi kepada pasien, masyarakat dan petugas radiologi, maka

diperlukan penelitian lebih lanjut dengan menggunakan jarak focus obyek dan ketebal wather phantom yang lebih bervariasi.

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, Mukhlis. 2000. *Dasar-Dasar Proteksi Radiasi*. PT Rineka Cipta. Jakarta
- Aryawardhana, Wisnu. 1994. *Teknik Analisis Radioaktivitas Lingkungan*. Penerbit Andi Offset. Yogyakarta
- Bapeten. 2003. *Dosimetri*. Badan Pengawas Tenaga Nuklir. Jakarta
- Bapeten. 2004. *Proteksi Radiasi Dan Perkembangannya*. Badan Pengawas Tenaga Nuklir. Jakarta
- Beiser, Arlon. 1982. *Konsep fisika Modern*. Erlangga. Jakarta
- Bushong, C. Stewart. 2001. *Radiologic science for technologists*. Mosby USA
- Carlton, R.D dan Adler, A.M. 1992. *Principles of Radiographic Imaging: and Art and A Science*. Delmar Publisher Inc. New York.
- Cember, Herman. 1983. *Pengantar Fisika Kesehatan*. IKIP Semarang Press. Semarang
- Edwards, Cris M.A. Statkiewicz S. 1990. *Perlindungan Radiasi bagi Pasien dan Dokter Gigi*. Widya Medika. Jakarta
- Gabriel, J. F. 1996. *Fisika Kedokteran*. EGC Penerbit Buku Kedokteran. Jakarta
- Lukito, Eduard dan Wicke Lothar. 1986. *Atlas Radiologi*. EGC Penerbit Buku Kedokteran. Jakarta
- Simon, G. 1981. *Diagnostik Rontgen untuk Mahasiswa Klinik dan Dokter Umum*. Erlangga. Jakarta
- Wiryosimin, Suwarno. 1995. *Mengenal Asas Proteksi Radiasi*. Penerbit ITB. Bandung
- <http://en.wikipedia.org/wiki/x-rays>

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



Lampiran – lampiran

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



Lampiran 1

Data Penghitungan dosis serap obyek pada 100 mA dan 100 ms ketebalan phantom 5 cm

KV	Ulangan									\bar{D}	% \bar{D}
	I			II			III				
	D1	D2	D	D1	D2	D	D1	D2	D		
40	35	10	25	30	10	30	40	8	30	25,7	85,7
45	40	14	26	40	10	30	40	10	30	28,7	75
50	50	20	30	55	25	30	50	25	25	31,3	51,5
55	70	25	45	75	40	35	75	40	35	38,6	47,8
60	90	30	60	85	50	35	80	45	35	43,4	43
65	115	40	75	110	60	50	110	60	50	50	41,8
70	125	50	78	130	80	55	125	75	40	53,3	40
75	135	60	80	140	90	50	135	90	55	56,6	40,2
80	155	75	83	160	95	55	155	95	55	66,3	36,1
85	170	80	90	160	95	65	160	95	65	70,3	40,6

Keterangan :

kV = Nilai tegangan alat

mA = Nilai Kuat arus

ms = Nilai waktu penyinaran

D_1 = Dosis yang terbaca pada poket dosimeter 1

D_2 = Dosis yang terbaca pada poket dosimeter 2

\bar{D} = Rata-rata dosis serap

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



Lampiran 2

Data Penghitungan dosis serap obyek pada 100 mA dan 200 ms ketebalan phantom 5 cm

KV	Ulangan									\bar{D}	%
	I			II			III				
	D ₁	D ₂	D	D ₁	D ₂	D	D ₁	D ₂	D		
40	70	20	50	60	20	60	80	16	60	52	85,7
45	80	28	52	80	20	60	80	20	60	59	75
50	100	40	60	110	50	60	100	50	50	60	51,5
55	140	50	90	150	80	70	150	80	70	76	47,8
60	180	60	120	170	100	70	160	90	70	85	43

Keterangan :

kV = Nilai Tegangan alat

mA = Nilai kuat arus alat

ms = Nilai waktu penyinaran

D₁ = Dosis yang terbaca pada poket dosimeter 1

D₂ = Dosis yang terbaca pada poket dosimeter 2

\bar{D} = Rata-rata dosis serap

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



Lampiran 3

Data Penghitungan dosis serap obyek pada 60kV 10 mAs ketebalan phantom 5 cm

mA	ms	Besarnya dosis (mR) pada Ulangan									\bar{D}	% \bar{D}
		I			II			III				
		D1	D2	D	D1	D2	D	D1	D2	D		
50	200	80	60	20	80	40	40	90	60	30	38,3	46
100	100	90	40	50	85	40	45	80	35	45	37	54,8
125	80	90	40	50	90	40	50	90	40	50	38	55,5
160	63	80	50	30	85	50	35	85	45	40	36,6	44
200	50	85	50	35	85	50	35	80	40	40	36,6	44
250	40	80	40	40	80	40	40	75	40	35	36,6	46,7
320	32	90	50	40	90	50	40	90	50	40	38,6	44,4
400	25	90	50	40	95	60	35	90	50	40	38,6	42,1
500	20	80	40	50	90	50	40	85	40	45	37,3	53

Keterangan :

mA = Nilai Kuat arus

ms = Nilai waktu penyinaran

D_1 = Dosis yang terbaca pada poket dosimeter 1

D_2 = Dosis yang terbaca pada poket dosimeter 2

\bar{D} = Rata-rata dosis serap

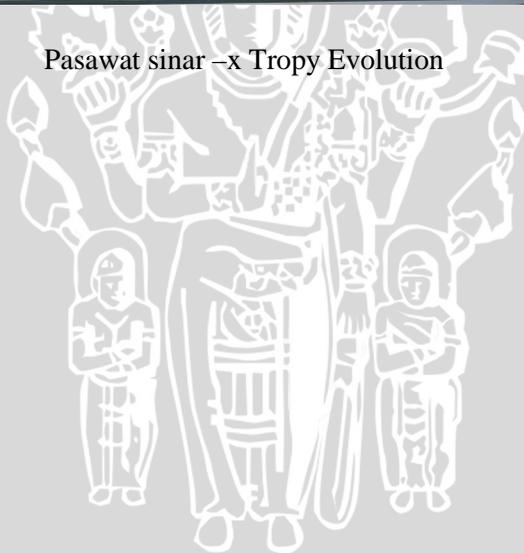
UNIVERSITAS BRAWIJAYA



Lampiran 4.



Pasawat sinar -x Tropy Evolution



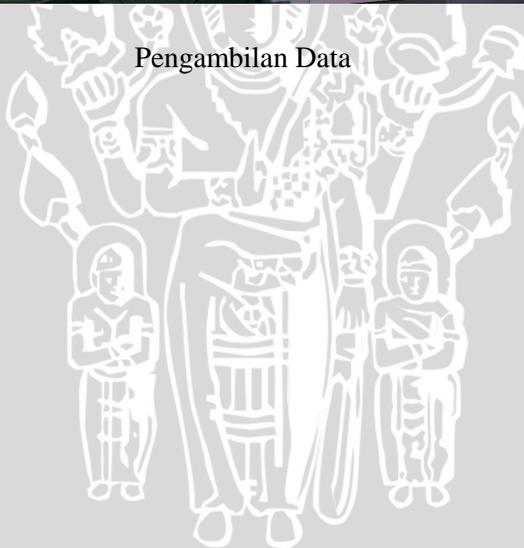
UNIVERSITAS BRAWIJAYA



Lampiran 5



Pengambilan Data



UNIVERSITAS BRAWIJAYA

