

DAMPAK TINGKAT RADIASI PADA TUBUH MANUSIA

Rahmat Hidayatullah
Konsentrasi Fisika Medis, Departemen Fisika
Fakultas MIPA

Abstrak

Analisa ini bertujuan untuk mengetahui dari fungsi serta peranan parameter atau sequence yang digunakan dalam pembuatan gambar serta kontras gambar yang dihasilkan, dimana salah satu parameter atau sequence yang sering digunakan dalam pencitraan organ tulang belakang ialah *Short Time Inversion Recovery (STIR)* Serta Parameter Axial Multi Block, dimana parameter STIR merupakan cabang dari parameter *Inverse Recovery (IR)* mempunyai peran untuk menekan sinyal dari jaringan adiposa atau jaringan yang mengandung lemak dengan pengiriman pulsa RF 137,732 MHz sehingga membuat sudut sebesar 180° setelah itu di iringi waktu invers yang pendek maka nilai lemak mencapai nol maka sinyal tersebut akan ditahan dengan pengiriman pulsa RF sebesar 68,866 MHz sehingga membentuk sudut 90° yang bergerak pada bidang magnetisasi transversal sehingga kontras yang dihasilkan pada jaringan adiposa ialah kontras gelap sedangkan jaringan yang lainnya akan lebih terang dari pada jaringan adiposa. Karena pada pemeriksaan MRI, subjek diwajibkan untuk tidak melakukan pergerakan, maka dari itu menggunakan parameter Axial Multi Block sangatlah membantu untuk mengoptimalkan waktu pemeriksaan.

Kata Kunci : *Inverse Recovery (IR), Short Time Inversion Recovery (STIR), Axial Multi Block, T_1 Recoveri (Longitudinal Relaxation), T_2 Decay (Transverse Relaxation).*

1. PENDAHULUAN

Penggunaan radiasi pengion, termasuk sinar-X pada bidang kedokteran baik untuk terapi maupun diagnostik sudah umum dilakukan. Sejak ditemukannya sinar-X oleh Wilhem Conrad Roentgen pada tahun 1895 dan kemudian diproduksinya peralatan radiografi pertama untuk penggunaan diagnostik klinis,

prinsip dasar dari radiografi tidak mengalami perubahan sama sekali, yaitu memproduksi suatu gambar pada film reseptor dengan sumber radiasi dari suatu berkas sinar-X yang mengalami absorpsi dan attenuasi ketika melalui berbagai organ atau bagian pada tubuh.

Perkembangan teknologi radiologi telah memberikan banyak sumbangan tidak hanya dalam perluasan wawasan ilmu dan kemampuan diagnostik radiologi, akan tetapi juga dalam proteksi radiasi pada pasien-

pasien yang mengharuskan pemberian radiasi kepada pasien serendah mungkin sesuai dengan kebutuhan klinis merupakan aspek penting dalam pelayanan diagnostik radiologi yang perlu mendapat perhatian secara kontinu.

Karena selama radiasi sinar-X menembus bahan/materi terjadi tumbukan foton dengan atom-atom bahan yang akan menimbulkan ionisasi didalam bahan tersebut, oleh karena sinar-X merupakan radiasi pengion, kejadian inilah yang memungkinkan timbulnya efek radiasi terhadap tubuh, baik yang bersifat non stokastik, stokastik maupun efek genetik.

Penggunaan radiasi sinar-X untuk keperluan medis termasuk fotografi, sering pula dilakukan diruangan ICU yang pada ruangan tersebut terdapat banyak pasien lain, petugas ICU, dan petugas radiologi sendiri,

yang ruangan tersebut tanpa dilengkapi dengan proteksi radiasi.

Dengan demikian diperlukan upaya yang terus menerus untuk melakukan kegiatan keselamatan dan kesehatan kerja dalam medan radiasi pengion melalui tindakan proteksi radiasi, baik berupa kegiatan survey radiasi, personal monitoring, Jaminan Kualitas radiodiagnostik.

Ketaatan terhadap Prosedur kerja dengan radiasi, Standar pelayanan radiografi, Standar Prosedur pemeriksaan radiografi semua perangkat tersebut untuk meminimalkan tingkat paparan radiasi yang diterima oleh pekerja radiasi, pasien maupun lingkungan dimana pesawat radiasi pengion dioperasikan.

Salah satu cara untuk mengetahui paparan radiasi sinar-X ketika penyinaran terjadi pada pasien dan daerah sekitar ICU adalah dengan menggunakan surveymeter yang diletakkan dengan variasi jarak yang berbeda dan sumber X-Ray tetap. Hal inilah yang menjadi dasar penelitian ini dilakukan, berdasarkan hubungan penyinaran dengan jarak antar pasien terhadap sumber radiasi sinar-X.

Dengan dilandasi pada latar belakang di atas penulis memandang perlu melakukan suatu usaha dalam melakukan penelitian Analisis dosis radiasi untuk aplikasi ruangan ICU yang dilakukan di RS ROYAL PRIMA Medan dalam bentuk laporan tugas akhir.

II. TEORI DASAR

1. Produksi Sinar-X

Pada aplikasinya, penciptaan sinar-X tak lagi mengandalkan mekanisme tabung crookes, melainkan dengan menggunakan pesawat sinar-X modern. Pesawat sinar-X modern pada dasarnya membangkitkan sinar-X dengan membombardir target logam dengan elektron berkecepatan tinggi.

Elektron yang berkecepatan tinggi tentunya memiliki energi yang tinggi, dan karenanya mampu menembus elektron-elektron orbital luar pada materi target hingga menumbuk elektron orbital pada kulit k (terdekat dengan inti).

Elektron yang tertumbuk akan terpental dari orbitnya, meninggalkan hole pada tempatnya semula. Hole yang ditinggalkannya itu akan diisi oleh elektron dari kulit luar dan proses itu melibatkan pelepasan foton (cahaya elektromagnetik) dari elektron pengisi tersebut.

Foton yang keluar itulah yang kemudian disebut sinar-X, dan keseluruhan proses terbentuknya sinar-X melalui mekanisme tersebut disebut mekanisme sinar-X karakteristik.

Adapun mekanisme lain yang mungkin terjadi adalah emisi foton yang dialami oleh elektron cepat yang dibelokkan oleh inti atom target atas konsekuensi dari interaksi coulomb antara inti atom target dengan elektron cepat. Proses pembelokkan ini melibatkan perlambatan dan karenanya memerlukan emisi energi berupa foton.

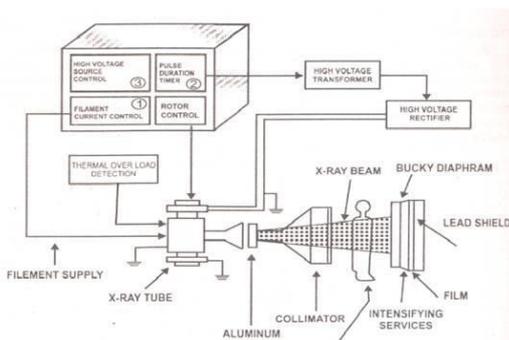
Tabung yang digunakan adalah tabung vakum yang di dalamnya terdapat 2 elektroda yaitu anoda dan katoda. Katoda / filamen tabung Roentgen dihubungkan ke transformator filamen. Transformator filamen ini akan memberi supply sehingga mengakibatkan terjadinya pemanasan pada filamen tabung Roentgen, sehingga terjadi *thermionic emission*, dimana elektron-elektron akan membebaskan diri dari ikatan atomnya, sehingga terjadi elektron bebas dan terbentuklah awan elektron.

Anoda dan katoda dihubungkan dengan transformator tegangan tinggi 10 kV-150 kV. Primer HTT diberi tegangan AC (bolak-balik) maka akan terjadi garis-garis

gaya magnet (GGM) yang akan berubah-ubah bergantung dari besarnya arus yang mengalir.

Akibat dari perubahan garig-garis gaya magnet ini akan menyebabkan timbulnya gaya gerak listrik (GGL) pada kumparan sekunder, yang besarnya tergantung dari setiap perubahan fluks pada setiap perubahan waktu ($E = - d \Phi / dt$). Dari proses ini didapatkanlah tegangan tinggi yang akan disuplay ke elektroda tabung Roentgen.

Perpindahan elektron ini akan menghasilkan suatu gelombang elektromagnetik yang panjang gelombangnya berbeda-beda. Gelombang elektromagnetik dengan panjang gelombang $0,1 - 1 \text{ \AA}$ inilah yang kemudian disebut sinar X atau sinar Roentgen.



2. Komponen X-ray Device

Pesawat sinar-X atau pesawat Rontgen adalah suatu alat yang digunakan untuk melakukan diagnosa medis dengan menggunakan sinar-X. Sinar-X yang dipancarkan dari tabung diarahkan pada bagian tubuh yang akan didiagnose. Berkas sinar-X tersebut akan menembus bagian tubuh dan akan ditangkap oleh film, sehingga akan terbentuk gambar dari bagian tubuh yang disinari.

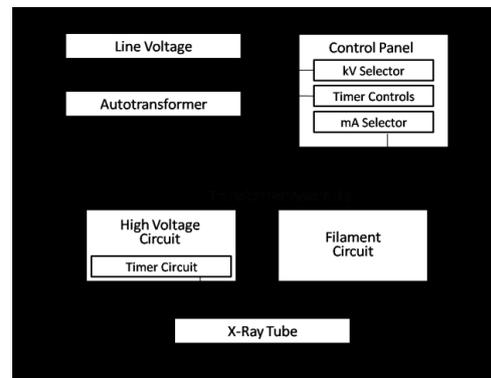
Sebelum pengoperasian pesawat sinar-X perlu dilakukan setting parameter untuk mendapatkan sinar-X yang dikehendaki. Parameter-parameter tersebut adalah tegangan tinggi (kV), arus tabung (mA) dan waktu paparan (s).

Pesawat sinar-X terdiri dari sistem dan subsistem sinar-X atau komponen. Sistem sinar-X adalah seperangkat komponen untuk menghasilkan radiasi dengan cara terkendali. Sedangkan subsistem berarti setiap kombinasi dari dua atau lebih komponen sistem sinar-X.

Pesawat sinarX diagnostik yang lengkap terdiri dari sekurang-kurangnya generator tegangan tinggi, panel kontrol, tabung sinar-X, alat pembatas berkas, dan peralatan penunjang lainnya.

3. Generator

Pesawat sinar-X mempunyai sejumlah komponen yang menata kembali, mengendalikan, dan dapat menyimpan energi listrik sebelum digunakan ke tabung sinar-X. Komponen-komponen tersebut secara kolektif dinyatakan sebagai catu daya atau pembangkit (generator).



Gambar 2.2 Generator Pesawat Sinar-X

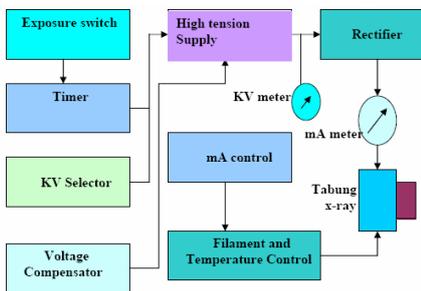
Fungsi utama dari generator adalah untuk menjadikan operator dapat mengendalikan 3 (tiga) parameter kuantifikasi, sebagai berikut: (1) kV, (2) mA, dan (3) *second* (s).

4. Sistem Kontrol

Sistem kontrol berfungsi mengatur dan mengendalikan operasi pesawat sinar-X dalam menghasilkan kuantitas dan kualitas sinar-X. Kuantitas dan kualitas sinar-X

tergantung pada pengaturan parameter tegangan, arus dan waktu pencitraan.

Kuantitas dan kualitas sinar-X tergantung dari elektron yang dihasilkan filamen dan energi sinar-X yang dihasilkan dari pengaturan tegangan tinggi. Sebelum pesawat sinar-X dioperasikan maka perlu diatur parameter parameternya antara lain tegangan tabung melalui *kVp selector*, arus tabung melalui *mA control* dan waktu *eksposi*. melalui *timer*. Besaran hasil pengaturan akan ditampilkan di *display* pada panel kontrol.



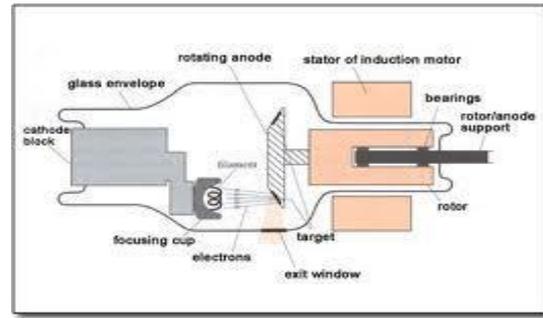
Gambar 3 Blok diagram fungsi Control Panel Pesawat Sinar-X

Panel kontrol dilengkapi dengan alat yang menunjukkan parameter penyinaran dan kondisi yang meliputi tegangan tabung, arus tabung, waktu penyinaran, penyinaran integral dalam miliamper detik (mAs), pemilihan teknik, persesuaian mekanisme *bucky*, dan indikator input listrik.

Sistem pengatur (*Control Panel*) berguna untuk mengatur catu tegangan, arus dan waktu pencitraan, dimana catu tegangan diatur dengan pengatur tegangan (kV selektor), arus tabung diatur dengan pengatur arus tabung (mAs kontrol) dan waktu paparan diatur dengan pengatur waktu *eksposi*. (timer).

5. Tabung Sinar-X (*X-Ray Tube*)

Tabung sinar-X adalah ruang hampa yang terbuat dari kaca tahan panas yang merupakan tempat sinar-X diproduksi. Tabung sinar-X adalah komponen yang utama yang terdapat pada pesawat sinar-X.



Gambar 4 Tabung sinar-X

Tabung terdiri dari 2 (dua) komponen, yaitu: (1) wadah tabung (*tube casing /housing*); dan (2) tabung bagian dalam (*tube insert*). Pada Gambar II.4, diperlihatkan model sebuah tabung sinar X dan bagian-bagiannya. (Bushong, 1997).

6. Efek Deterministik

Efek Deterministik (efek non stokastik) Efek ini terjadi karena adanya proses kematian sel akibat paparan radiasi yang mengubah fungsi jaringan yang terkena radiasi. Efek ini dapat terjadi sebagai akibat dari paparan radiasi pada seluruh tubuh maupun lokal. Efek deterministik timbul bila dosis yang diterima di atas dosis ambang dan umumnya timbul beberapa saat setelah terpapar radiasi.

Tingkat keparahan efek deterministik akan meningkat bila dosis yang diterima lebih besar dari dosis ambang yang bervariasi bergantung pada jenis efek. Pada dosis lebih rendah dan mendekati dosis ambang, kemungkinan terjadinya efek deterministik dengan demikian adalah nol. Sedangkan diatas dosis ambang, peluang terjadinya efek ini menjadi 100%.

7. Efek Stokastik

Efek stokastik dosis radiasi serendah apapun selalu terdapat kemungkinan untuk menimbulkan perubahan pada sistem biologik, baik pada tingkat molekul maupun sel. Dengan demikian radiasi dapat pula tidak

membunuh sel tetapi mengubah sel-sel yang mengalami modifikasi atau sel yang berubah ini mempunyai peluang untuk lolos dari sistem pertahanan tubuh yang berusaha untuk menghilangkan sel seperti ini.

Semua akibat proses modifikasi atau transformasi sel ini disebut efek stokastik yang terjadi secara acak. Efek stokastik terjadi tanpa ada dosis ambang dan baru akan muncul setelah masa laten yang sama. Semakin besar dosis paparan, semakin besar peluang terjadinya efek stokastik, sedangkan tingkat keparahannya tidak ditentukan oleh jumlah dosis yang diterima.

Bila sel yang mengalami perubahan adalah sel genetik, maka sifat-sifat sel yang baru tersebut akan mewariskan kepada turunannya sehingga timbul efek genetik atau pewarisan. Apabila sel ini adalah sel somatik maka sel-sel tersebut dalam jangka waktu yang relatif lama, ditambah dengan pengaruh dari bahan-bahan yang bersifat toksik lainnya, akan tumbuh dan berkembang menjadi jaringan ganas atau kanker.

8. Dosis Serap

Dosis serap sebagai jumlah energi yang diserahkan oleh radiasi atau banyaknya energi yang diserap oleh bahan persatuan massa bahan itu. Jadi dosis serap merupakan ukuran banyaknya energi yang diberikan oleh radiasi pengan kepada medium.

Untuk keperluan proteksi radiasi digunakan untuk menyatakan dosis rata-rata pada suatu jaringan. Satuan yang digunakan satuan baru, yaitu gray (Gy) dimana:

$$1 \text{ gray (Gy)} = 1 \text{ joule/g}$$

Dengan demikian dapat diperoleh hubungan: 1 gray = 100 Rad. Besaran dosis serap ini berlaku semua jenis bahan yang dikenainya.

2.5.2 Dosis Ekuivalen

Dosis ekuivalen pada prinsipnya adalah dosis serap yang diberi bobot, yaitu dikalikan dengan faktor bobotnya. Faktor

bobot radiasi ini dikaitkan dengan kemampuan radiasi dalam membentuk pasangan ion persatuan panjang lintasan, semakin banyak pasangan ion yang dapat dibentuk persatuan panjang lintasan, semakin besar pula nilai bobot radiasi itu.

Dosis ekuivalen dalam organ T yang menerima penyinaran radiasi R (HT.R) ditentukan melalui persamaan :

$$HT.R = WR \cdot DT.R$$

Dengan DT.R adalah dosis serap yang dirata-ratakan untuk daerah organ atau jaringan T yang menerima radiasi R, sedang WR adalah faktor bobot dari radiasi R. Satuan untuk dosis ekuivalen adalah rem, kemudian diganti menjadi sievert (Sv), dimana 1 Sv = 100 rem.

9. Dosis Efektif

Hubungan antara peluang timbulnya efek biologi tertentu akibat penerimaan dosis ekuivalen pada suatu jaringan juga bergantung pada organ atau jaringan yang tersinari. Untuk menunjukkan keefektifan radiasi dalam menimbulkan efek tertentu pada suatu organ diperlukan besaran baru yang disebut besaran dosis efektif. Besaran ini merupakan penurunan dari besaran dosis ekuivalen yang dibobot. Dosis efektif dalam organ T, HE yang menerima penyinaran radiasi dengan dosis ekuivalen HT ditentukan melalui persamaan :

$$HE = WT \cdot HT$$

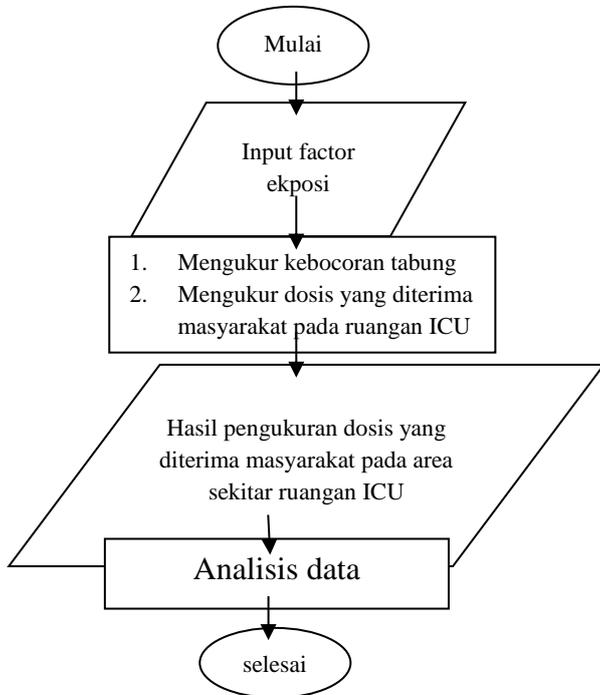
ICRP melalui publikasi ICRP Nomor 60 Tahun 1990 menetapkan nilai WT yang dikembangkan dengan menggunakan "manusia acuan" dengan jumlah yang sama untuk setiap jenis kelamin dan mencakup rentan umur yang cukup lebar.

III. METODE

Setelah mempersiapkan alat-alat yang dibutuhkan maka tahap pertama sebelum melakukan penelitian pada ruangan ICU yaitu

dengan mengukur kebocoran tabung sinar x dengan menggunakan alat surveimeter, setelah itu masuk kepada tahap yang kedua dengan melakukan pengukuran dosis yang diterima masyarakat terhadap ruangan ICU.

1. Diagram Alir Penelitian



Gambar .1 Diagram Alir penelitian

2. Analisis Data Pengukuran

Data pengukuran nilai dosis radiasi diambil secara langsung pada saat ekposi. Setelah mendapat hasil pengukuran selanjutnya menyesuaikan hasil pengukuran dengan peraturan yang telah ditetapkan.

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

1. Hasil

Berdasarkan hasil pengukuran dengan surveymeter pada titik-titik yang telah ditentukan diperoleh data-data dosis radiasi seperti pada tabel , untuk pengukuran saat ada tindakan penyinaran. Sebelum melakukan pengukuran terhadap dosis radiasi pada ruangan ICU tahap pertama melakukan uji kebocoran tabung pesawat x ray

dengan data yang didapat sebagai berikut:

Tabel Hasil pengukuran uji kebocoran tabung sinar x

Factor Ekposi (kv, mAs)	Jarak (FFD)	Hasil pengukuran (msv)
Kv: 68, mAs: 0,8	160 cm	0,020

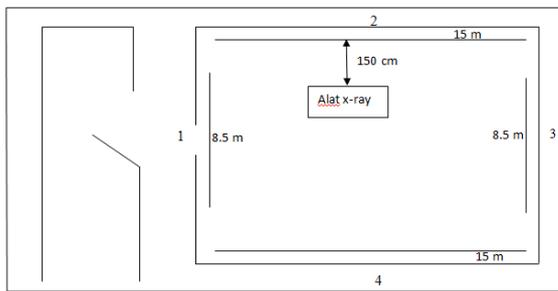


Gambar 1 Proses pengaturan jarak dan peletakan alat surveimeter



Gambar 2 proses penginputan factor ekposi

Setelah proses uji kebocoran tabung x-ray dilakukan, maka tahap selanjutnya melakukan pengukuran terhadap dosis radiasi pada ruangan ICU, dimana proses pengukuran dosis pada tahap awal itu mengarahkan Tube X-ray pada dinding atau tembok, setelah itu mengukur jarak antara tube X-ray dengan tembok dimana menggunakan jarak antara dinding atau tembok dengan alat X-ray yaitu 150 cm dimana jarak tersebut digunakan berdasarkan jarak setiap pemeriksaan yang dilakukan.



Gambar 3 Titik pengukuran pada ruangan ICU
 No. 1 pintu masuk ruangan ICU
 No. 2 dinding kiri
 No. 3 dinding belakang
 No. 4 dinding kanan



Gambar 4 Proses peletakan alat survey meter

	0,8		
Belakang (3)	Kv: 63, mAs: 0,8	150 cm	0,020

Setelah didapat hasil pengukuran maka hasil yang didapat masuk dalam kategori dibawah batas ambang karena, merujuk dari Nilai Batas Dosis (NBD) yang ditetapkan dalam PERATURAN KEPALA BADAN PENGAWAS TENAGA NUKLIR NOMOR 4 TAHUN 2013 TENTANG PROTEKSI DAN KESELAMATAN RADIASI DALAM PEMANFAATAN TENAGA NUKLIR pasal 46 ayat 1 “*Pembatas Dosis untuk anggota masyarakat sebagaimana dimaksud dalam Pasal 42 huruf b ditetapkan tidak melebihi 0,3 mSv (tiga persepuluh miliSievert) pertahun*”.

Saran

Diharapkan pada penelitian selanjutnya dapat melakukan quality control pada pesawat x-ray sehingga hasil yang di dapat lebih akurat.

V. KESIMPULAN DAN SARAN

Kesimpulan

Analisa terhadap dosis pada masyarakat umum dimaksudkan untuk memastikan bahwa ruangan yang digunakan dalam prosedur radiologi diagnostik berfungsi dengan benar sehingga masyarakat umum tidak mendapat paparan yang tidak diperlukan, paparan radiasi pada ruangan ICU Rumah Sakit Royal Prima Medan dimana data yang didapat seperti table dibawah ini: penyinaran

Titik Pengukuran	Factor Ekposi (kv, mAs)	Jarak (cm)	Hasil pengukuran (msv)
Depan (1)	Kv: 63, mAs: 0,8	150 cm	0,022
Samping (2)	Kv: 63, mAs: 0,8	150 cm	0,020
Samping (4)	Kv: 63, mAs:	150 cm	0,021

DAFTAR PUSTAKA

Lukman, D. (1991). Dasar-Dasar Radiologi dalam Ilmu Kedokteran Gigi: Widya Medika, Jakarta. Hilliday, david. Resnick, Robert. (1990), Fisika Modern, Erlangga, Jakarta.
 Chember, Herman, Introduction to Health Physics, Pergamon Press, New York (1987).
 International Atomic Energy Agency, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams – an International Code of Practice, *Technical Reports Series No. 277*, IAEA, Vienna (1987).

- Gautreau, R. And Savin, W., Fisika Modern (terjemahan oleh Hans. J. Wopspakirk), Penerbit Erlangga, Jakarta (1995).
- Halliday, David., Resnick, Robert, (1990), "Fisika Modern", Erlangga, Jakarta.
- Anonim. 2003. Dasar proteksi radiasi. Jakarta
- Zubaidah, A. 2005. Efek Paparan Radiasi pada Manusia. Artikel. Jakarta : Badan Tenaga Nuklir.
- Krane, Kenneth. Fisika Modern (terjemahan oleh Hans. J. Wopspakirk dan Sofia Niksolihin), Penerbit Universitas Indonesia, Salemba 4, Jakarta 10430 (1992).
- Akhadi, Mukhlis. Drs. 2000. *Dasar-Dasar Proteksi Radiasi*. Jakarta: PT. Renika Cipta.
- Alamsyah, Reno.2004. *Jaminan Mutu untuk Keselamatan pada Fasilitas Sumber Radiasi*. Jakarta: