BAB II

DASAR TEORI

2.1 Dasar-Dasar Fisika Radiasi

2.1.1 Sinar Pengion

Sinar pengion adalah gelombang elektromagnetik atau partikel berenergi yang akan menimbulkan proses ionisasi bila melewati berbagai materi termasuk materi biologik. Terdapat dua golongan besar sinar pengion yaitu pertama, gelombang elektromagnetik yang terdiri dari sinar-X dan gamma. Sinar ini merupakan gelombang yang mempunyai energi tanpa mempunyai masa dan muatan, sehingga mempunyai daya tembus yang besar. Kedua adalah kelompok partikel yang mempunyai massa dan muatan, yang bermuatan positif adalah proton dan inti atom helium. Sedangkan elektron merupakan partikel bermuatan negatif. Adapun neutron merupakan contoh partikel tidak bermuatan (Suhartati, 2002).

Interaksi foton dengan materi organik akan menyebabkan terjadi perpindahan elektron dari orbit sekitar inti atom atau molekul yang dilewati, sehingga atom atau molekul tersebut akan mempunyai kelebihan muatan positif yang dikenal sebagai ion dan proses tersebut dikenal sebagai ionisasi radiasi. Interaksi yang menyebabkan transfer energi tanpa terjadi pelepasan elektron disebut sebagai proses eksitasi. Elektron sekunder dengan kandungan energinya tersebut akan menyebabkan proses ionisasi dan eksitasi selanjutnya sampai energi yang dikandung sudah sangat menurun untuk menyebabkan kedua proses tersebut. Akibat proses tersebut berbagai molekul sel berubah karena absorbsi energi tersebut.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.1.2 Sumber Sinar Pengion

1. Generator listrik yang menghasilkan sinar-X, elektron, atau berbagai partikel pengion lainnya. Berdasarkan besar energi sinar pengion yang dihasilkan, pesawat radiasi jenis ini dibagi dalam :
   a. Jenis ortovolt, yang menghasilkan sinar-X dengan energi 50-300 kV. Jenis sinar ini dibagi lagi berdasarkan besarnya energi yang dihubungkan dengan penggunaannya menjadi kelompok permukaan medium dan dalam.
   b. Jenis megavoltage, menghasilkan sinar dengan energi minimal 1 MV. Sinar ini dapat berupa foton, elektron atau jenis partikel berat yang dapat dihasilkan oleh akselerator linier, betatron dan siklotron.
2. Sumber radiasi yang dihasilkan dari proses peluruhan radioisotop dan dapat menghasilkan sinar alfa, beta maupun gamma. Radioisotop yang digunakan adalah *Cobalt-60, Cessium-137, Irridium-192, Radon-255, Iodium-131, Iodium-125.* Jenis ini dapat dibagi dalam :
   a. Sumber terbuka, yang akan mengikuti metabolisme tubuh. Misalnya *Iodium-131, dan Aurum-198.*
   b. Sumber tertutup, yang dalam penggunaannya akan dikontakkan dengan bagian tubuh penderita, misalnya *Cobalt-60, Cessium-137,* dan *Irridium-192.*

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.2 Tujuan Terapi Radiasi

2.2.1 Kuratif

Terapi radiasi kuratif bertujuan menghilangkan tumor pada daerah lokal dan kelenjar getah bening regional, dengan tujuan meningkatkan kontrol lokal dan angka kelangsungan hidup. Tujuan ini dapat dicapai pada perluasan tumor minimal (dini), tanpa ditemukan metastasis, misalnya pada *Carsinoma nasopharing*, payudara, kanker mulut rahim, dan beberapa keadaan *limphoma malignum non hodgkin* (Suhartati, 2002).

2.2.2 Paliatif

Terapi radiasi paliatif diberikan pada kanker dalam stadium lanjut, baik lokal maupun dengan metastasis. Tujuan radiasi ini terutama menghilangkan gejala yang ada, dengan harapan akan meningkatkan kualitas hidup penderita. Paliatif diberikan pada kasus keganasan keluhan nyeri karena metastasis di tulang dengan ancaman fraktur, metastasis di susunan saraf pusat, kasus dengan penekanan pada saluran pencernaan, saluran pernafasan, sindrom vena kava, maupun kasus-kasus perdarahan akibat keganasan (Suhartati, 2002).

2.3 Jenis Terapi Radiasi

2.3.1 Radiasi Eksterna (teleterapi)

Berasal dari kata 'tele' yang berarti jauh, maka teleterapi diartikan sebagai radiasi dilakukan dengan menggunakan sumber radiasi yang terletak pada jarak tertentu diluar target (tumor) radiasi atau kulit. Keuntungan cara ini adalah dapat mencakup daerah target lebih luas sesuai dengan luas lapangan radiasi yang

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

digunakan. Sedangkan kerugiannya adalah mengenai juga daerah sehat disekitar tumor yang akan mengakibatkan timbulnya gejala efek samping. Cara ini misalnya digunakan sebagai radiasi awal pada berbagai penyakit kanker misalnya payudara, mulut rahim, kolorektal, dan nasofaring.

2.3.2 Brakhiterapi

Berasal dari kata *brachy* yang berarti dekat. Sehingga diartikan brakhiterapi adalah radiasi yang dilakukan dengan mendekatkan sumber radiasi pada daerah target radiasi (tumor). Teknik yang dapat dilakukan adalah :

a. Implantasi

Implantasi adalah suatu teknik terapi dengan jalan menanamkan sumber radiasi ke dalam tumor. Teknik ini misalnya dapat dilakukan pada radiasi kanker lidah, dengan menggunakan jarum *Cesium-131*, atau *Irridium-192* yang diimplantasikan untuk waktu tertentu (*temporer*) sesuai dengan dosis yang diperlukan dan akan diangkat setelah dosis tersebut dicapai. Pada kanker tonsil dapat digunakan juga butiran I-125, yang diimplantasikan secara *permanen*, karena jenis radioaktif ini mempunyai waktu kerja sangat pendek.

b. Intrakaviter

Intrakaviter adalah suatu teknik terapi dengan cara menempatkan sumber radioaktif didalam kavitas tubuh. Teknik ini misalnya digunakan pada radiasi kanker mulut rahim, yang dilakukan dengan radioaktif Co-60 atau Ir-192 yang diletakkan di *cavum uteri* dan *lumen vagina*. Pada kanker oesofagus, nasofaring, paru-paru juga dapat dilakukan radiasi metode ini.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

c. Kontak

Kontak adalah suatu teknik terapi dengan cara menempelkan sumber radiasi pada daerah yang akan diradiasi. Misalnya radiasi pada konjungtiva dengan menggunakan strontium maupun radiasi menggunakan aplikator yang diletakkan pada permukaan kulit, untuk tumor kulit.

Teknik brakhiterapi, seringkali diberikan untuk meningkatkan dosis pada daerah tumor tanpa terlalu mengganggu jaringan normal disekitarnya. Karena dosis akan sangat menurun sesuai dengan jarak. Brakhiterapi ini dapat dilakukan dengan cara manual, yakni sumber radiasi tersebut dimasukkan oleh dokter operator ke lokasi radiasi. Teknik lain yakni dengan *afterloading* dimana pemasukan sumber radiasi diatur secara kendali jarak jauh ke dalam aplikator yang telah ditempatkan sebelumnya oleh dokter operator. Cara ini memberikan keamanan bagi operator dari bahaya radiasi.

2.3.3 Radiasi Dengan Menggunakan Radiofarmaka

Radiasi dipancarkan dari bahan radioaktif yang terikat pada radiofarmaka tertentu yang dimasukkan dalam tubuh baik secara per oral, injeksi maupun melalui intrakaviter. Kemudian bahan tersebut akan mengikuti proses metabolisme dalam tubuh karena bahan tersebut mempunyai afinitas terhadap organ tertentu maka akan terakumulasi dalam organ tersebut sambil memancarkan radiasi. Contoh penggunaan metode ini adalah pada kanker *thyroid*, dengan menggunakan I-131, dan juga pada proses metastasis ditulang dengan menggunakan fosfor radioaktif.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.4 Teknik Pengukuran Keluaran Dalam Radioterapi

Keberhasilan metode radioterapi dalam pengobatan penyakit kanker bergantung antara lain pada dosis serap yang diberikan pada tumor. Penelitian belakangan ini menunjukkan bahwa diperlukan adanya ketelitian yang lebih baik dan ketidakpastian harus dibatasi seminimum mungkin. Peningkatan ketelitian ini harus dilakukan terutama pada penentuan dosis serap dari berkas radiasi yang digunakan pada terapi kanker (Suhartono, 1990).

2.4.1 Stabilitas Alat Ukur

Suatu sistem pengukuran tentunya akan melibatkan masalah alat ukur yang digunakan dan sumber radiasi yang akan diukur. Hal ini akan berhubungan erat dengan ketelitian hasil pengukuran.

Dalam dosimetri radioterapi, beberapa persyaratan harus dipenuhi agar alat ukur radiasi yang digunakan nantinya memberikan hasil pengukuran yang teliti dan dapat dipertanggung jawabkan. Disamping itu kondisi dari sumber radiasi terapipun harus memenuhi persyaratan tertentu. Alat ukur radiasi yang digunakan pada pengukuran sumber radiasi terapi terdiri dari suatu elektrometer dan bilik pengionan dengan berbagai jenis dan bentuk sesuai dengan kebutuhan.

Untuk dapat mengetahui ada tidaknya perubahan sensitivitas alat ukur radiasi, perlu dilakukan pengecekan stabilitas atau prosentase penyimpangan alat ukur. Prinsipnya adalah menyinari detektor dengan suatu sumber radiasi secara berkala dan bacaan alat ukur diharapkan selalu konstan.

Agar diperoleh ketepatan penyinaran dengan teliti biasanya digunakan suatu sumber pengecek Sr-90 yang dirancang khusus untuk keperluan ini. Dalam

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

sistem ini dapat diharapkan bahwa detektor dapat ditempatkan pada suatu posisi yang selalu sama. Detektor disinari untuk waktu penyinaran tertentu dan bacaan alat ukur diamati.

Perhitungan nilai prosentase penyimpangan didasarkan atas perbandingan bacaan standar awal (berdasarkan sertifikat) yang telah dikoreksi terhadap peluruhan radioaktif terhadap bacaan saat ini yang telah dikoreksi terhadap temperatur dan tekanan udara.

Persamaan yang digunakan untuk perhitungan ini adalah sebagai berikut :

a) Koreksi temperatur dan tekanan udara (Suhartono, 1990) :

$$K = \frac{3{,}46\,(273{,}15 + T)}{P} \qquad (2.1)$$

$$Ms = M.K \qquad (2.2)$$

b) Koreksi peluruhan radioaktif (Suhartono, 1990) :

$$M_t = M_o e^{\left(\frac{-0{,}693}{t\,½}\,\frac{n}{365{,}25}\right)} \qquad (2.3)$$

dengan M adalah bacaan alat ukur, *T&P* adalah temperatur tekanan udara selama pengukuran, M_s adalah bacaan sebenarnya, M_o adalah harga bacaan standard pada waktu pengecekan stabilitas awal (berdasarkan sertifikat), M_t adalah harga bacaan standard dikoreksi dengan peluruhan radioaktif, n adalah perbedaan jumlah hari antara pengecekan awal dan pengecekan saat ini, $t_{½}$ adalah waktu paro sumber pengecek.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Harga prosentase penyimpangan dapat ditentukan dengan persamaan (Suhartono, 1990) :

$$P = \left| \frac{M_s - M_t}{M_t} \right| \times 100\ \% \qquad (2.4)$$

Jika harga P < 1 % maka alat ukur radiasi dinyatakan stabil dan dapat digunakan untuk pengukuran. Tetapi jika P > 1 % maka alat ukur radiasi ini tidak boleh dipakai dan perlu diadakan tindak lanjut untuk mengatasinya.

2.4.2 Alat Ukur Radiasi

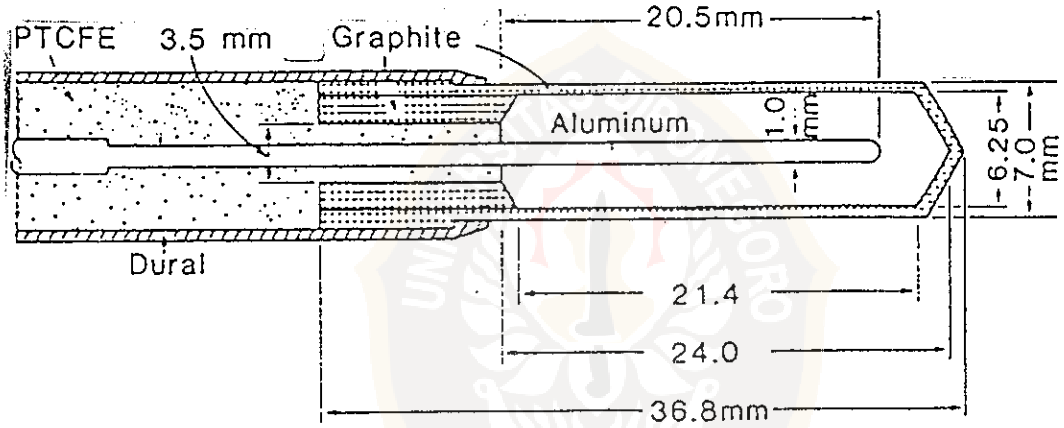
Alat ukur radiasi yang digunakan pada pengukuran keluaran sumber radiasi terapi atau yang dikenal sebagai alat ukur radiasi tingkat radioterapi harus memiliki kualitas dan ketelitian yang baik, karena akan menentukan keberhasilan pemberian dosis terapi kepada setiap penderita. Persyaratan penting adalah alat ukur radiasi harus dapat memberikan informasi dengan tepat dan dapat dipertanggungjawabkan. Untuk dapat menentukan nilai yang sebenarnya dari pengukuran keluaran dosis yang diukur dan untuk mengetahui kondisi alat ukur radiasi, maka alat ukur radiasi harus dikalibrasi. Alat ukur radiasi tingkat radioterapi ini terdiri dari dua bagian utama yaitu detektor dan elektrometer yang berfungsi sebagai pencacah radiasi (Suhartono, 1990).

Ionization chamber yang biasa disebut detektor yaitu alat detektor yang terbuat dari suatu bahan peka radiasi sehingga mampu merespon sejumlah radiasi yang mengenainya.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Farmer, pada tahun 1955 berhasil menciptakan detektor yang mampu mendeteksi sinar-X dan radiasi gamma yang dimanfaatkan diradioterapi. Detektor tersebut dihubungkan dengan perangkat elektrometer tertentu.

Dosimeter Farmer seperti terlihat pada gambar 2.1, bekerja berdasarkan prinsip bilik pengion udara bebas, detektornya berbentuk tudung, *Thimble Chamber,* dengan dinding graphit murni dan pusat elektrode terbuat dari alumunium murni. Bahan penyekatnya *Polytruchloroflurethylene* (PTCFE).



Gambar 2.1 Detektor farmer (Khan, 1994)

Peralatan menunjang alat ukur dosimeter berupa perangkat elektrometer, biasanya merupakan peralatan elektronik yang berfungsi mengubah respon detektor menjadi suatu informasi yang dapat dinilai atau diamati.

Interaksi radiasi foton dengan detektor akan menghasilkan signal pulsa yang tingginya bersesuaian dengan radiasi foton yang mengenai detektor. Mula-mula pulsa yang dihasilkan detektor akan diperkuat. Pulsa yang dikeluarkan oleh

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

penguat dikirim menuju alat penganalisis tinggi pulsa. Selanjutnya pulsa-pulsa yang telah dibentuk dan diperkuat itu dikirim menuju suatu alat yang dapat memilah-milah pulsa menurut tingginya diskriminator dan diteruskan pada alat cacah yang akan menghitung semua pulsa yang dikeluarkan sesuai jangka waktu yang telah ditetapkan sebelumnya.

2.5 Pesawat *LINAC* (*Linear Accelerator*)

Pesawat terapi jenis ini telah mulai diperkenalkan kira-kira semenjak awal tahun 1950-an. Pada awalnya orang mempergunakan pesawat dengan pemercepat elektron hanya sampai dengan 2 atau 3 MV. Akan tetapi pesawat-pesawat megavolt di bawah 3 MV saat ini tidak lagi dipakai karena energi efektifnya praktis sama dengan Co-60 ataupun Cs-137 (Suhartono, 1990). Tabel berikut ini memperlihatkan jenis-jenis pesawat teleterapi yang telah disusun berdasarkan kenaikan energi efektifnya.

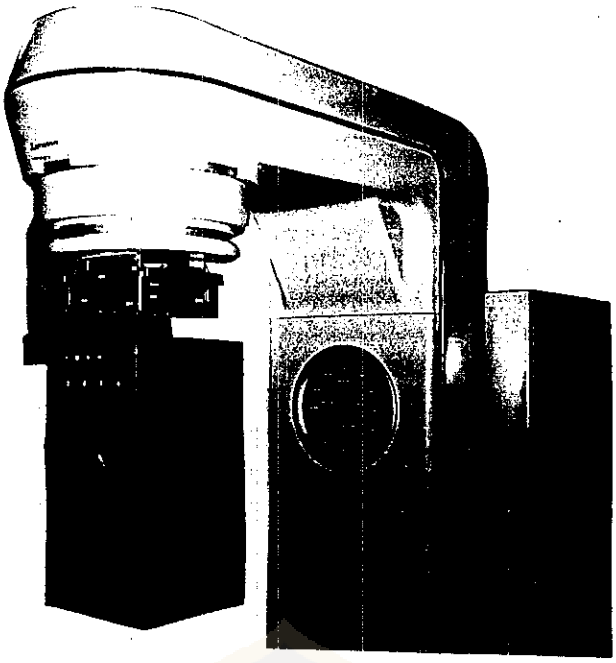
This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Tabel 2.1 Jenis Pesawat Teleterapi Berdasar Kenaikan Energi Efektifnya. (Suhartono, 1990)

No.	Jenis Pesawat Teleterapi	Energi Maksimum	Energi Efektif
1	*Betatron*	22 MeV	7 MeV
2	*Linear Accelerator*	35 MeV 22 MeV 10 MeV 6 MeV 4 MeV	12 MeV 7 MeV 3,3 MeV 2 MeV 1,33 MeV
3	Co – 60		1,25 MeV
4	Cs – 137		0,66 MeV
5	*Conventional X-ray*	400 KeV 250 KeV 100 KeV	133 KeV 80 KeV 33 KeV

Pesawat teleterapi sinar-X megavolt biasa juga disebut pesawat *LINAC (Linear Accelerator)*. Nama ini diambil dari bagian pesawat yang digunakan untuk mempercepat elektron sampai mencapai energi tertentu, dari 4-35 MeV (Khan,1994). Bagian utama dari pesawat *LINAC* diperlihatkan pada Gambar 2.2, sedangkan diagram bloknya ditunjukkan pada Gambar 2.3.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)



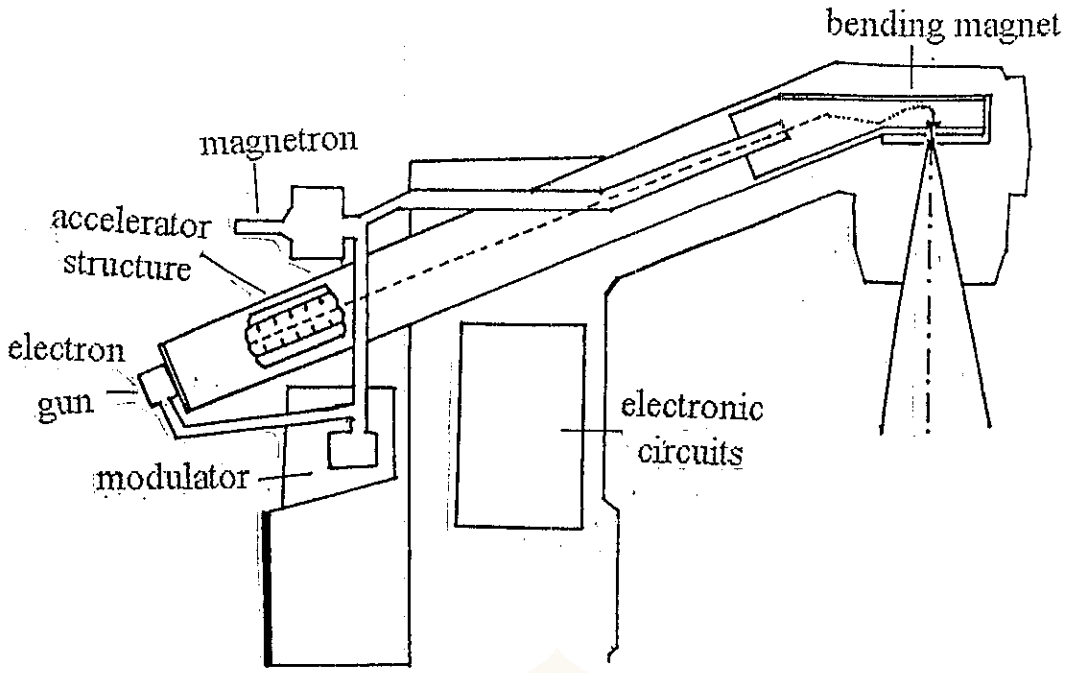
Gambar 2.2 Pesawat LINAC
(RSUP DR. Kariadi, Semarang, Juni 2002)

Bagian utama dari suatu pesawat *LINAC* terdiri atas suatu struktur utama akselerator yang mendapat energi dari gelombang mikro (RF) dengan radio frekuensi sekitar 3000 MHz.

2.5.1 Proses Terjadinya Foton

Ketika pesawat *ON*, pulsa-pulsa tegangan tinggi yang berasal dari *modulator* akan diteruskan ke *magnetron* dan *electron gun*.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)



Gambar 2.3 Blok diagram dari Pesawat *LINAC* (Khan,1994)

Selanjutnya, gelombang RF yang terjadi di dalam magnetron diinjeksikan ke dalam struktur utama akselerator. Pada saat yang bersamaan sumber berkas elektron *(electron gun)* menjadi aktif dan elektron-elektron berenergi tinggi memasuki struktur akselerator.

Elektron-elektron dari *electron gun* selanjutnya terbawa oleh gelombang elektromagnet dan dipercepat secara linier sebelum keluar dari *accelerator window* . Pada saat keluar dari *window*, berkas elektron biasanya berdiameter sekitar 3 mm (Khan,1994).

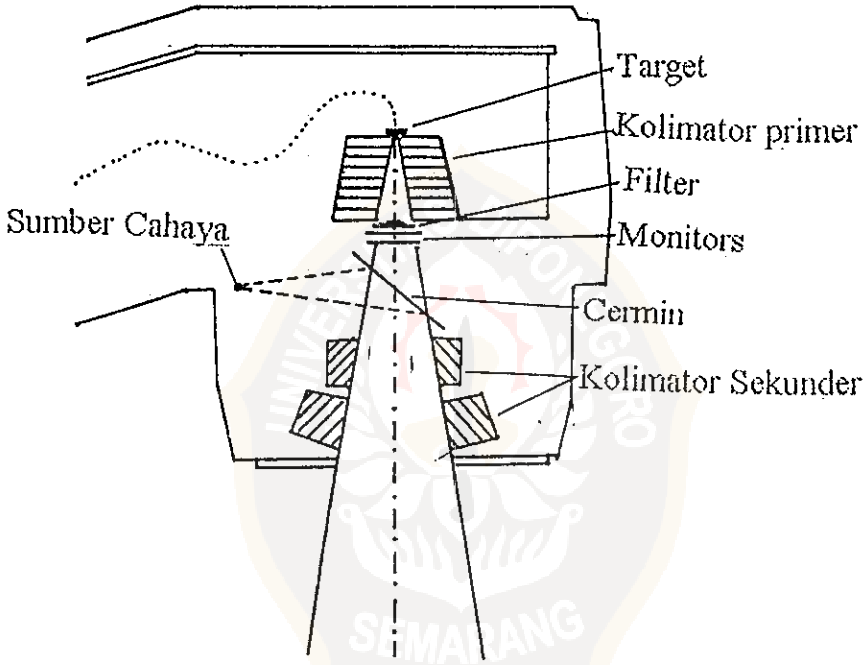
Elektron-elektron berenergi tinggi tersebut kemudian ditumbuhkan pada suatu target, misalnya tungsten, untuk menghasilkan foton. Efisiensi pembentukan foton adalah sekitar 40% (untuk *orthovoltage* hanya 5%). Sisanya terkonversi menjadi panas, maka diperlukan sistim pendinginan, misalnya air (Khan,1994).

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Energi efektif foton terbentuk adalah sekitar sepertiga dari energi maximumnya (lihat tabel 2-1).

2.5.2 Kolimator

Kemudian untuk membentuk berkas lapangan radiasi sehingga sesuai dengan yang diinginkan, maka kita memerlukan suatu susunan kolimator yang dipasang di dalam kepala pesawat. Seperti Gambar 2.4. berikut ini.



Gambar 2.4 Konstruksi dari Kepala Pesawat LINAC (Khan, 1994)

Sinar-X setelah melewati kolimator, berturut-turut akan melewati *flattening filter*, monitor kamar-pengion, cermin dan kolimator sekunder.

Kolimator sekunder terdiri atas rahang-rahang *(jaws)* yang dapat digerakkan sehingga luas lapangan radiasi dapat bervariasi, biasanya dari 0 x 0 sampai dengan 40 x 40 cm.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Untuk mengatur luas lapangan ini, diperlukan simulasi sumber radiasi yang terdiri dari lampu dan cermin. Keduanya telah ditempatkan sedemikian rupa sehingga pada saat lampu bercahaya, cermin akan memantulkan cahaya dengan luas lapangan sama dengan luas lapangan yang terbentuk oleh berkas radiasi (Khan, 1994) .

Berkas radiasi ataupun *beam profile* yang keluar, karena telah melalui *flattening filter*, akan merata pada seluruh luas lapangan radiasi. Akan tetapi, dalam berbagai kasus kanker seringkali kita memerlukan *beam profile* yang justru harus tidak merata. Untuk mendapatkan *beam profile* tersebut, berbagai pesawat teleterapi biasanya selalu dilengkapi *wedge filter*. Selain *wedge filter*, kadang-kadang kita juga membutuhkan bahan metal untuk melindungi organ tertentu.

2.5.3 Gantri

Pada awalnya, terdapat jenis pesawat terapi megavolt stasioner saja (seperti pada Co-60), tetapi saat ini pesawat terapi jenis isosentris lebih dominan. Jenis pesawat isosentris saat ini biasanya telah dilengkapi dengan komputer *treatment planning* dan dapat digunakan untuk dinamik terapi. Dinamik terapi dilakukan dengan memutar *gantry* rotasi yang bergerak mengitari 'organ sasaran'. Dalam dinamik terapi, posisi pasien selalu tetap, sedangkan kepala pesawat berputar (Khan, 1994).

2.6 Dosimetri

2.6.1 Besaran dan Satuan Dosis

Penyinaran atau *exposure* (X) didefinisikan sebagai kemampuan radiasi sinar-X untuk menimbulkan ionisasi di udara. Satuannya adalah rontgen (R),

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

dengan 1 R adalah besarnya penyinaran yang menyebabkan terbentuknya muatan listrik sebesar esu *(electro static unit)* pada kondisi temperatur dan tekanan normal.

$$X = dQ / dm, \qquad (2.6)$$

dengan dQ merupakan jumlah muatan pasangan ion yang terbentuk di suatu elemen udara bermasa dm. Dalam satuan internasional, *exposure* berdimensi satuan muatan persatuan massa, yaitu $C.kg^{-1}$ ($1\ R = 2{,}58 \times 10^{-4} C.kg^{-1}$).

Dengan terbitnya rekomendasi ICRP no. 26 tahun 1977, besaran penyinaran tidak terpakai lagi, salah satu alasannya adalah ruang lingkupnya yang sangat terbatas, yaitu hanya berlaku untuk foton dan satu jenis medium, udara saja (Andreo, 1987).

Dosis serap (D) dinyatakan sebagai jumlah energi radiasi yang diserap tiap satuan massa.

$$D = dE / dm, \qquad (2.7)$$

dengan dE adalah energi rata-rata yang menyebabkan ionisasi terhadap dm massa materi. Satuan dosis serap, dalam SI adalah $J.K^{-1}$, secara khusus diberikan nama gray (Gy).

Dosis rata-rata persatuan waktu disebut laju dosis serap, $\dot{D}$ (huruf D dengan titik diatasnya)

$$\dot{D} = dD / dt, \qquad (2.8)$$

Satuan laju dosis serap adalah $J.kg^{-1} . S^{-1}$ ($1.G\ s^{-1}$)

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.6.2 Penentuan Kualitas Berkas Foton

Pertama-tama dilakukan penentuan kualitas berkas foton. Untuk ini digunakan fantom air standar *IAEA*. Permukaan fantom ditetapkan pada jarak 100 cm dari fokus (sumber) radiasi. Ukuran lapangan radiasi di permukaan fantom diatur 10 cm x 10 cm. Pertama detektor ditempatkan pada kedalaman 10 cm dari permukaan fantom dan disinari selama 60 detik. Dengan cara yang sama, kemudian detektor ditempatkan pada kedalaman 20 cm. Dihitung perbandingan bacaan pada kedalaman 20 cm ($\dot{D}_{20}$) terhadap bacaan pada kedalaman 10 cm ($\dot{D}_{10}$) untuk menentukan kualitas berkas foton (Andreo, 1986).

2.6.3 Perhitungan Faktor Rekombinasi Detektor (P_s)

Efisiensi pengumpulan muatan yang tidak sempurna dalam suatu volume rongga terjadinya rekombinasi ion menghendaki perlunya faktor koreksi. Efek ini tergantung dari geometri detektor, tegangan kerja yang digunakan, dan kecepatan produksi muatan oleh radiasi. Untuk radiasi pulsa, khususnya untuk berkas yang diatur *(scanned beam)* faktor koreksi rekombinasi merupakan hal yang penting. Dalam hal lain, untuk radiasi kontinyu (berkas sinar gamma), efek ini biasanya sangat kecil.

Faktor koreksi rekombinasi Ps dapat diperhitungkan secara teoritis, tetapi karena besarnya harga koreksi ini tergantung pada posisi elektroda pusat, dan posisi ini bisa secara tidak disengaja berubah tanpa adanya perubahan sebelah luar detektor, maka direkombinasikan agar digunakan prosedur pengukuran untuk penentuan faktor rekombinasi.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

Dikenal metoda "dua tegangan" untuk menentukan faktor koreksi rekombinasi. Metoda ini didasarkan pada pengukuran muatan Q_1 dan Q_2 yang dikumpulkan oleh detektor yang diberi tegangan berbeda yaitu V_1 (tegangan kerja operasional normal) dan V_2, untuk kondisi penyinaran yang sama. Nisbah V_1 / V_2 harus sama atau lebih besar dari 3 (tiga). Faktor koreksi rekombinasi Ps pada tegangan kerja operasional normal dapat diperhitungkan dengan persamaan kwadratik yang dinyatakan dengan :

$$Ps = 1{,}002 - 0{,}3632\,(Q_1 / Q_2) + 0{,}34313\,(Q_1 / Q_2)^2, \qquad (2.9)$$

dengan P_s adalah faktor koreksi rekombinasi dengan ion, Q_1 adalah muatan yang dikumpulkan oleh detektor yang diberi tegangan kerja V_1 dan Q_2 adalah muatan yang dikumpulkan oleh detektor yang diberi tegangan kerja V_2.

2.6.4 Pengukuran Laju Dosis Serap Efektif Kedalaman 5 cm ($\dot{D}_{5eff}$)

Dosis acuan diukur pada kedalaman 5 cm dari pemukaan fantom dengan jarak fokus ke permukaan fantom (FSD) 100 cm. Dosis pada kedalaman 5 cm tersebut ditentukan dengan rumus (Andreo, 1987) :

$$\dot{D}_{5eff} = M \,.\, N_d \,.\, S_{air\,.\,ud}\; P_u \,.\, P_s, \qquad (2.10)$$

Dengan D_{5eff} adalah dosis acuan pada kedalaman 5 cm efektif, M adalah bacaan dosimeter yang telah dikoreksi oleh suhu dan tekanan udara ruangan, N_d adalah faktor kalibrasi detektor, $S_{air.\,ud}$ adalah nisbah daya henti air terhadap udara, P_u adalah faktor koreksi perturbasi, P_s adalah faktor koreksi rekombinasi ion.

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)

2.6.5 Perhitungan Laju Dosis Serap Maksimum ($\dot{D}_{maks}$)

Laju dosis serap maksimum ($\dot{D}_{maks}$) dihitung berdasarkan tabel prosentase dosis kedalaman (*percentage depth dose* = PDD) pada kedalaman 5 cm air (PDD_5) menggunakan rumus (Suhartono dkk, 1990) :

$$\dot{D}_{maks} = \dot{D}_{5eff}\,(100 / PDD_5)\,. \qquad (2.11)$$

This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep more than one copy of this submission for purposes of security, back-up and preservation. (http://eprints.undip.ac.id)