BAB II

DASAR TEORI

2.1 Sinar γ

Sinar γ merupakan radiasi elektromagnetik yang terpancar dari inti–inti atom yang mengalami aktivasi, setelah mengalami transformasi radioaktif. Sinar γ mempunyai sifat–sifat seperti sinar X, tidak bermuatan listrik, tidak dipengaruhi oleh medan magnet maupun medan listrik, mampu menembus bahan, menimbulkan fluorosensi, menghitamkan plat film, mengionisasi gas dan dapat merusak jaringan tubuh (Widjaja, 1988).

Energi sinar γ lebih besar dibandingkan energi partikel β maupun energi partikel α. Emisi sinar γ dengan energi besar mempunyai daya tembus yang besar pula. Kemampuan sinar γ menembus bahan tergantung energinya, komposisi dan ketebalan medium yang dilalui. Semakin rapat komposisi dan semakin tebal medium yang dilewati maka kemampuan menembusnya akan berkurang (Susetyo,1988).

2.2 Radioaktivitas

Radioaktivitas adalah gejala perubahan keadaan inti atom secara spontan yang disertai radiasi berupa zarah dan gelombang elektromagnetik. Perubahan dalam inti atom akan mengubah suatu nuklida menjadi nuklida lain atau dari satu unsur menjadi unsur lain. Peristiwa ini disebut disintegrasi inti atau peluruhan radioaktif. Gejala radioaktivitas ini ditentukan oleh inti atom yang bersangkutan,

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)

tidak dapat dipengaruhi, dipercepat atau diperlambat dengan mengubah kondisi ekternal (seperti suhu, tekanan) (Susetyo,1998).

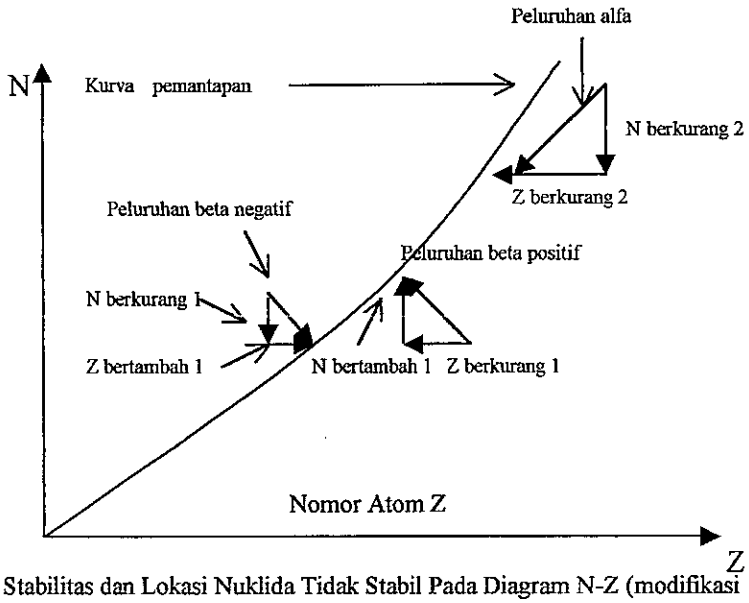
Radioaktivatas adalah pemancaran sinar–sinar radioaktif dari unsur–unsur radioaktif sebagai sumber pamancar. Jenis radiasinya antara lain sinar α, sinar β, sinar γ, sinar X dan radiasi neutron. Inti atom yang dapat memancarkan radiasi disebut radionuklida. Gejala radioaktivatas disebabkan oleh ketidakstabilan inti atom akibat perbandingan nilai N/Z (perbandingan jumlah neutron dan proton pada inti atom) yang lebih besar atau lebih kecil dari suatu nilai $(N/Z)_{stabil}$ atau atom yang terlalu besar ($Z > 83$). Nilai N/Z suatu inti atom sangat menentukan kestabilan inti tersebut dan menentukan apakah suatu inti bersifat radioaktif atau tidak (Beiser, 1990).

Nuklida–nuklida stabil pada diagram N-Z membentuk lokasi yang sangat teratur, kurva stabilitas nuklida, mulai dari N/Z =1 untuk nuklida ringan, hingga N/Z = 1,5 untuk nuklida berat (seperti gb.2.1).

Nuklida-nuklida tidak stabil alami ataupun yang diproduksi didalam reaktor nuklir, diatas atau dibawah kurva stabilitas nuklida, meluruh menuju lokasi stabilitas niklida dengan memancarkan sinar radioaktif.

Dilihat dari lokasi nuklida tidak stabil dalam diagram N-Z dan jenis sinar radioaktif yang dipancarkan, dikenal tiga macam peluruhan yaitu peluruhan α, β, dan γ. Gambar kurva stabilitas dan lokasi nuklida tidak stabil seperti yang ditunjukan gambar 2.1:

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)



Gambar 2.1 Kurva Stabilitas dan Lokasi Nuklida Tidak Stabil Pada Diagram N-Z (modifikasi Beiser,1990)

Radiasi yang dipancarkan senyawa radioaktif memiliki tenaga yang sangat kuat sehingga mampu mengionisasi. Ionisasi dipercaya sebagai penyebab utama kerusakan pada protoplasma. Kemampuan daya tembus berbanding terbalik dengan konsentrasi ionisasi dan kerusakan lokal. Semakin besar daya tembusnya, konsentrasi ionisasi dan kerusakan lokalnya berkurang. Dilihat dari kemampuan daya tembus sinar–sinar radioaktif, maka urutan daya tembusnya adalah sinar γ, sinar β, sinar α (Sasongko, 1997).

Peluruhan alfa memancarkan partikel α, yaitu partikel bermuatan positif dari inti atom yang terdiri dari dua proton dan dua neutron. Oleh karena partikel α memiliki sifat sama dengan inti helium, maka dinyatakan dengan simbol ${}^{4}_{2}He$. Nuklida radioaktif yang melakukan peluruhan α, kehilangan dua proton dan dua neutron membentuk nuklida baru. Apabila nuklida radioaktif sebelum peluruhan α

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)

dinyatakan dengan ${}^{A}_{Z}X$, maka setelah peluruhan α menjadi nuklida baru ${}^{A-4}_{Z-2}Y$, dengan reaksi inti :

$$ {}^{A}_{Z}X \rightarrow {}^{A-4}_{Z-2}Y + {}^{4}_{2}He \qquad \text{(R.1)} $$

Pada proses peluruhan β, ada dua macam sinar β yang bisa dipancarkan dari inti atom yaitu sinar β^- yang sifat dan massanya sama dengan elektron dan sinar β^+ yang massanya sama dengan elektron tapi bermuatan positif, disebut positron. Partikel β^- dinyatakan dengan ${}^{0}_{-1}e$ dan partikel β^+ dinyatakan dengan ${}^{0}_{+1}e$, peristiwa peluruhannya ditulis dengan persamaan reaksi inti (Beiser,1990).

$$ \text{Peluruhan } \beta^- : \ {}^{A}_{Z}X \rightarrow {}^{A}_{Z+1}Y + {}^{0}_{-1}e + \upsilon \qquad \text{(R.2)} $$

$$ \text{Peluruhan } \beta^+ : \ {}^{A}_{Z}X \rightarrow {}^{A}_{Z-1}Y + {}^{0}_{+1}e + \upsilon \qquad \text{(R.3)} $$

Pada proses peluruhan β^- nuklida radioaktif ${}^{A}_{Z}X$ berubah menjadi nuklida ${}^{A}_{Z+1}Y$ atau dalam nuklida terjadi penambahan satu proton dan pengurangan satu neutron, sehingga dikatakan peluruhan β^- didalam nuklida terjadi perubahan neutron menjadi proton. Pada proses peluruhan β^+, nuklida ${}^{A}_{Z}X$ berubah menjadi ${}^{A}_{Z-1}Y$ atau di dalam inti terjadi pengurangan satu proton dan penambahan satu neutron, sehingga dikatakan bahwa peluruhan β^+ didalam nuklida terjadi perubahan proton menjadi neutron.

Peluruhan γ memancarkan sinar γ yang merupakan radiasi elektromagnetik, terjadi pada nuklida yang berada dalam keadaan tereksitasi yaitu

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)

nuklida yang mempunyai tingkat energi diatas tingkat terendahnya. Tingkat energi terendah adalah energi ikat total dari nuklida stabil. Eksitasi terjadi saat nuklida yang melakukan peluruhan α, β, dan γ untuk mencapai tingkat energi dasar atau keadaan stabil, melakukan pelepasan energi melalui peluruhan γ. Jika dilihat pada diagram N-Z, tidak terjadi perubahan letak nuklida, karena tidak terjadi perubahan jumlah proton maupun neutron melainkan hanya terjadi perubahan tingkat energi. Nuklida radioaktif yang melakukan peluruhan γ ditulis dengan reaksi (Beiser, 1990).

$$ {}^{A}_{Z}X \rightarrow {}^{A}_{Z}X + \gamma + \upsilon \qquad \text{(R.4)} $$

2.3 Radioterapi

Radioterapi adalah suatu perlakuan atau treatmen terhadap penyakit tumor ganas atau kanker dengan menggunakan radiasi pengion, seperti sinar X, sinar Gamma,radiasi Betta, radiasi Alfa, neutron ataupun proton (Suhartono,1990).

Teleterapi dilakukan dengan menggunakan sumber radiasi yang berada beberapa centimeter dari permukaan tubuh. Sumber radiasi yang biasa digunakan antara lain berkas sinar X, sinar Gamma, elektron yang berenergi tinggi ataupun neutron. Penggunaan sumber radiasi untuk terapi berdasarkan pada letak kanker dan daya tembus (kualitas) radiasi, serta fasilitas yang tersedia di Rumah Sakit.

Pesawat teleterapi Co-60 adalah alat yang menggunakan radioisotop Co-60 sebagai pemancar γ dan digunakan untuk radioterapi dengan jarak sumber ke obyek yang disinari relatif jauh (Wasito, dkk,1990).

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)

2.3.1 Cobalt- 60 dalam Radioterapi

Cobalt–60 yang memiliki energi tinggi sangat bermanfaat dalam bidang radioterapi. Secara garis besar penggunaan Cobalt–60 dalam radioterapi dapat dibedakan menjadi dua, yaitu teleterapi dan brakhiterapi. Teleterapi berarti terapi radiasi dengan sumber radiasi berada diluar tubuh pasien, sedangkan brakhiterapi adalah terapi radiasi dengan sumber berada didalam tubuh pasien (Marthin,1992).

Dalam terapi radiasi ekternal dengan Cobalt-60 terutama ditujukan untuk jaringan tumor yang berada dibawah permukaan kulit sebagai contoh tumor nasofaring, tumor payudara, tumor paru, dan tumor rahim (Marthin, 1992).

Cobalt–60 dibuat dalam reaktor nuklir dengan memborbardir unsur cobalt-59 yang stabil dengan neutron, sehingga menjadi zat radioaktif. Berikut ini adalah reaksi penembakab Co-60 dengan neutron:

$$^{59}_{27}Co + ^{1}_{0}n \rightarrow ^{60}_{27}Co + \gamma \qquad \text{(R.5)}$$

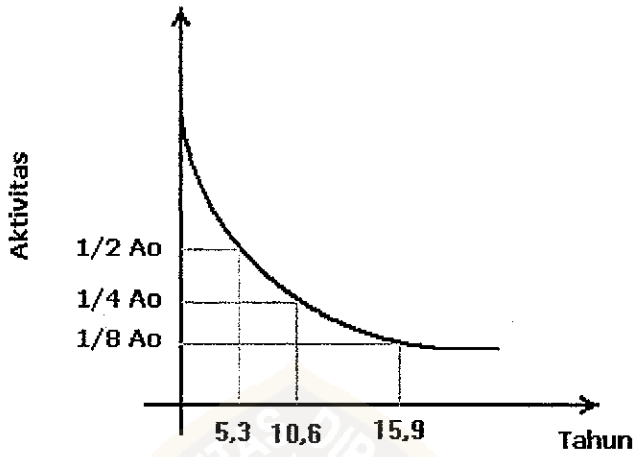
$$^{60}_{27}Co \rightarrow ^{60}_{28}Ni + ^{0}_{-1}\beta + \gamma_1 + \gamma_2 \qquad \text{(R.6)}$$

Waktu paruh Cobalt-60 adalah 5,3 tahun, dengan waktu paruh tersebut berarti setelah 5,3 tahun aktifitasnya akan berkurang menjadi setengahnya dan ¾ dari aktifitasnya akan meluruh setelah 10,6 tahun, sedangkan 7/8 aktifitas Cobalt-60 akan meluruh setelah 15,9 tahun. Aktifitas sumber tidak pernah nol, akan tetapi dalam selang waktu tertentu aktifitas radioaktif memenuhi hukum ekponensial sebagai berikut :

$$At = Ao\ e^{-\lambda t} \qquad (2.1)$$

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)

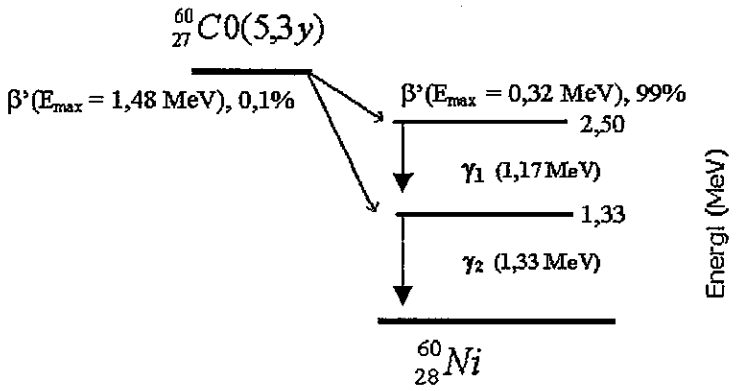
Dengan At adalah aktivitas sumber radiasi pada saat t (Ci), Ao adalah aktivitas sumber saat t = 0 (Ci), λ adalah konstanta peluruhan($menit^{-1}$) dan t adalah waktu peluruhan(menit). Berikut ini adalah gambar peluruhan Cobalt–60:



Grafik 2.2 Peluruhan Cobalt-60 (Hay & Hughes, 1983)

Sinar γ dari Cobalt–60 mempunyai energi 1,1732 MeV dan 1,3325 MeV yang merupakan hasil pancaran peluruhan Cobalt–60 (Shapiro,1981). Terbentuknya sinar γ merupakan hasil disintegrasi inti atom, inti atom yang mengalami disintegrasi dengan memancarkan partikel α akan terbentuk inti-inti baru dengan memiliki energi yang agak tinggi. Kemudian terjadi proses transisi ke tingkat energi yang lebih rendah atau tingkat dasar sambil memacarkan sinar γ. Berikut ini adalah diagram tingkat energi Cobalt–60 :

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 Diagram tingkat energi Cobalt-60 (Khan, 1994)

Proses peluruhan Co-60 menjadi $^{60}_{28}Ni$ disertai emisi β dengan energi 0,32 MeV dan radiasi γ dengan energi 1,1732 MeV dan 1,3325 MeV (lihat skema gambar2.3). Partikel β yang mempunyai daya tembus terbatas, tidak mampu menembus wadah sumber dan diserap bahan Co-60 dan *stainless steel capsul* sehingga radiasi yang keluar dari sumber radiasi relatif terdiri dari foton γ.

Sumber radiasi Co-60 berbentuk batang silinder padat terselubung didalam *stainless steel capsul.* Silinder dimasukkan kedalam kapsul yang disegel dengan las, sehingga kekuatannya relatif aman. Kapsul sumber radiasi disekrup didalam sebuah lubang pada tepi roda yang berputar pada sebuah sumbu. Dalam kedudukan *OFF,* kapsul sumber radiasi berada pada posisi terlindung di dalam wadah. Pada waktu *ON* sebuah *electromotor* pada system pengendali radiasi memutar sumbu roda pemegang sumber, sehingga sumber radiasi bergerak ke mulut muara berkas radiasi. Pegas pengaman yang salah satu ujungnya melekat

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)

pada sumber roda, terputar dan dalam kondisi tegang, sehingga cenderung memutar balik roda pemegang sumber ke posisi aman. Sistem pengendali radiasi diatur melalui pengaturan waktu dari panel kontrol diluar ruang pesawat teleterapi cobalt-60 (Wasito dkk,1990).

2.3.2 Headsource pada Pesawat Cobalt-60

Wadah sumber biasa disebut *Headsource* dan ada yang menyebutnya *sourcehousing*, dibuat dari bahan *lead shielding* yang dirancang sedemikian rupa berfungsi sebagai perisai (*shielding*) sehingga terjamin keamanan dari kebocoran radiasi bagi petugas yang berada disekitarnya dan terjamin untuk dapat tahan api jika terjadi kebakaran (Anonim, 1994).

Headsource dibuat sedemikian rupa, sehingga dalam kedudukan radiasi *ON* laju paparan radiasi saat jarak satu meter dari sumber tidak lebih dari 0,1 % dari laju paparan berkas radiasi sinar guna, dan saat kondisi sumber tertutup, *OFF* laju paparan dosis radiasi harus seminimal mungkin agar petugas yang berada disekitarnya aman dari radiasi.

2.3.3 Kolimator

Kolimator adalah sistem pembatas ukuran berkas radiasi yang berfungsi mengatur luas lapangan radiasi sesuai yang dikehendaki. Sistem kolimasi didesain *multiple leaves lead diaphragms* sedemikian rupa sehingga dapat dengan leluasa diatur luas lapangan radiasi sesuai keperluan. Luas lapangan radiasi berbentuk empat persegi panjang, dapat diatur mulai 2 cm x 2 cm sampai 32 cm x 32 cm (Anonim,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)

2.3.4 Gantri

Gantri merupakan penyangga utama, sekaligus badan pesawat yang memungkinkan sumber dapat diputar sesuai arah penyinaran yang diperlukan, mulai dari 0^0 sampai 360^0. Untuk keperluan arah penyinaran dari atas atau dari bawah, samping kanan atau kiri bahkan penyudutan dapat dilakukan. Hal ini bertujuan memudahkan petugas dalam bekerja melakukan eksternal radiasi kepada penderita (Meredith,1977).

2.3.5 Meja Pemeriksaan

Technical and operating manual Alcyon II, treatment couch sering disebut meja pemeriksaan, tempat penderita dilakukan eksternal radiasi, biasanya dengan posisi tiduran atau duduk diatasnya. Meja pemeriksaan dapat diatur naik turun, menyamping kiri atau kanan dari posisi *isocentris*, sehingga tidak mengalami kesulitan saat melakukan ekternal radiasi (Anonim,1994).

2.4 Efek Biologi Radiasi

Cobalt-60 sebagai sumber radiasi pengion mempunyai kemampuan merusak jaringan tubuh. Kerusakan jaringan oleh karena radiasi dikenal sebagai efek biologi radiasi pengion, dimana tingkat kerusakan jaringan yang terjadi tergantung dosis radiasi yang diserapnya. Ada dua kemungkinan efek biologi yang timbul akibat radiasi pengion, pertama efek yang timbul dianggap sebanding dengan dosis serap dan yang kedua tidak adanya efek bila dosis serap dibawah dosis minimal.

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)

Efek biologi radiasi pengion yang terjadi pada tubuh dapat digolongkan menjadi tiga macam, yaitu efek somatik non stokastik, efek somatik stokastik dan efek genetik (Anonim,1994).

Pengaruh dosis radiasi dalam radioterapi perlu diperhitungkan. Penyinaran seluruh tubuh dengan dosis dibawah 10 cGy dan 100 cGy untuk sebagian tubuh yang diberikan dalam beberapa hari tidak akan menimbulkan efek somatik non stokastik akan tetapi untuk efek somatik stokastik dan efek genetik dengan dosis yang rendah sekalipun akan mungkin terjadi dan harus diterima.

Pasien yang mendapat radioterapi, kenyataan adanya efek genetika radiasi pengion terhadap tubuh manusia diabaikan mengingat keuntungan yang diperoleh. Hal lain yang perlu diperhatikan adalah tidak terlampauinya dosis toleransi organ atau jaringan sehat disekitar tumor. Pada tabel 2.1 terdapat klasifikasi dosis toleransi organ :

Tabel 2.1 Klasifikasi dosis toleransi organ (Travis,1994)

Dosis total (cGy)	Organ yang mengalami komplikasi
Rendah : 1000 – 2000	Gonad : Ovarium dan testis Organ yang tumbuh : Payudara, sumsum tulang dan kartilago. Lensa.
Sedang : 2000 – 4500	Lambung, usus halus, Colon Liver (3500 – 4500) Ginjal, Paru (> 2500) Jantung (> 45000)
Tinggi : 5000 – 7000	Tyroid dan glandula pituitary otot yang sedang tumbuh. Kelenjar limfe
Sangat Tinggi : > 7500	Struktur epitel Cavum oris, esophagus, rectum, pancreas, glandula salivaria, vesica urinaria. Tulang dan cartilago. CNS (Otak dan medulla spinalis) Ureter, Vagina, Uretra. Payudara. Otot, darah, ductus billiaris.

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)

Efek radiasi pengion tergantung pada beberapa hal, yaitu energi radiasi pengion, luas lapangan radiasi, dosis radiasi dan juga ditentukan oleh tingkat sensitifitas jaringan (Gabriel,1996). Dalam rencana terapi perlu memperhatikan sensitifitas organ. Seringkali lapangan radiasi dari berkas kolimator mengenai organ– organ lain yang sebetulnya tidak diinginkan.

2.5 Dosimetri

Dosimetri dalam bidang radioterapi diartikan sebagai cara pengukuran kuantitatif radiasi yang ditinjau baik dari sumber radiasi maupun responnya terhadap materi (Viridianti,1998). Dalam menentukan besar radiasi pengion yang diterima tubuh merupakan salah satu faktor penting dalam bidang radiologi dan radioterapi. Beberapa sifat radiasi pengion dapat merusak jaringan tubuh yang dikenainya. Maka untuk mencegah kerusakan–kerusakan tersebut pengertian dan pengetahuan tentang dosimetri sangat diperlukan. Beberapa besaran dalam dosimetri adalah :

1. Penyinaran atau *exposure (X)*

   Penyinaran atau *exposure (X)* didefinisikan sebagai kemampuan radiasi sinar-X atau Gamma untuk menimbulkan ionisasi di udara. Satuannya adalah rontgen (R), dengan 1R adalah besarnya penyinaran yang menyebabkan terbentuknya muatan listrik sebesar 1 esu *(electro static unit*) pada suatu elemen volume udara sebesar 1cc, dalam kondisi temperatur dan tekanan normal (Andreo dkk,1987).

$$X = dQ/dm \qquad (2.2)$$

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 dQ adalah jumlah muatan pasangan ion yang terbentuk disuatu elemen volume udara (coulomb), X adalah penyinaran (Rontgen, 1R = 2,58 x 10^{-4} C.kg^{-1} udara), dm adalah massa elemen udara (kg).

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

2. Dosis Serap

Dosis serap (D) dinyatakan sebagai jumlah energi radiasi yang diserap materi tiap satuan massa.(Andreo dkk,1987).

$$D = d\hat{e}/dm \qquad (2.3)$$

Dengan dê adalah energi rata–rata yang menyebabkan ionisasi terhadap dm massa materi, D adalah dosis serap. Dosis serap, dalam satuan SI adalah J.kg^{-1}, secara khusus diberikan nama Gray (Gy).

3. Laju Dosis Serap

Laju dosis serap ($\check{D}$) menyatakan besarnya dosis serap yang diterima jaringnan tubuh persatuan waktu atau lamanya penyinaran. (Andreo, 1987)

$$\check{D} = dD/dt \qquad (2.4)$$

Dengan $\check{D}$ dalah laju dosis serap, D adalah dosis serap dan dt adalah lamanya waktu penyinaran.

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 Alat Ukur Radiasi

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

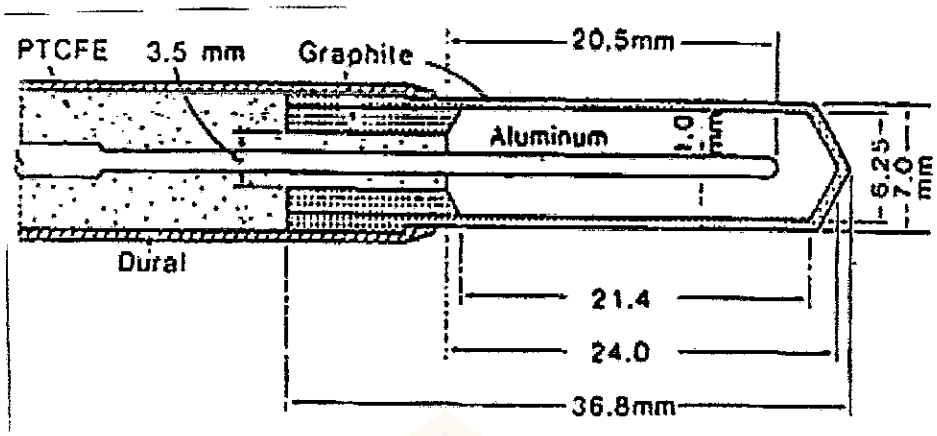
2.6.1 Detektor

Detektor yang digunakan adalah model *ionization chamber* yang peka terhadap radiasi sehingga mampu merespon sejumlah radiasi yang mengenainya (Khan, 1994). Setiap bahan akan berinteraksi dan sensitif terhadap jenis radiasi tertentu, sehingga suatu bahan akan memiliki karakteristik sebagai bahan detektor (Andreo,1987). Detektor hanya mampu mendeteksi energi radiasi tertentu, sehinggga suatu ketika dibutuhkan mendeteksi radiasi dengan energi yang berbeda maka harus digunakan detektor lain.

Pada tahun 1955 Farmer berhasil menciptakan detektor yang mampu mendeteksi sinar X dan sinar γ yang dimanfaatkan di radioterapi yang disebut *Dosimeter Farmer* gambar 2.4 menunjukan *Dosimeter Farmer* yang bekerja berdasarkan prinsip bilik pengionan udara bebas, detektornya berbentuk tudung, *thimble chamber* dengan dinding *graphit* murni dan terpusat elektroda terbuat dari

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)

alumunium murni, bahan penyekatnya *polytrichlorofluoroethylena* (PTCFE) (Khan,1994).



Gambar 2.4. Dosimeter Farmer (Khan, 1994)

2.6.2 Prosedur pengoperasian Dosimeter Farmer

Periksa dosimeter farmer, amati warna silica gel jika berwarna biru menandakan bahwa alat bisa digunakan. Selanjutnya pemasangan baterai dan dilanjutkan dengan pemutaran *FUNCTION SWITCH* dari posisi *OFF* ke posisi *BATT* (*Battery Condition Indikator*) hingga numerik display menampilkan nilai 10 volt. Kemudian putar lagi pada posisi Pol.V menampilkan nilai sekitar 247 Volt jika semua uji fungsi beres maka *FUNCTION SWITCH* dikembalikan ke posisi *OFF*.

2.6.3 Elektrometer

Elektrometer adalah alat penunjang alat ukur dosimeter berupa perangkat elektronik yang berfungsi merubah respon detektor menjadi suatu informasi 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)

dapat dinilai dan diamati (khan,1994). Elektrometer yang digunakan adalah elektrometer yang mempunyai sifat–sifat hambatan masuknya sangat tinggi, yaitu sekitar 10^{14} ohm. Dan mampu mengukur beda potensial hingga 0,01 volt. Tujuan utama dari alat ini adalah mengukur muatan atau arus dari bilik pengionan dan mengkonversikannya kesuatu bentuk yang baik untuk dibaca, dikontrol, dan disimpan. Alat ini menggunakan catu daya yang digunakan dalam hubungannya dengan bilik pengionan dan berfungsi sebagai tegangan pengumpul. Bila dilengkapi dengan mikroprocessor maka otomatis dapat melakukan perhitungan koreksi terhadap tekanan (p), temperatur dan faktor kalibrasi (F_k).

Prinsip kerja dari elektrometer :

Interaksi radiasi foton dengan detektor akan menghasilkan sinyal pulsa yang tingginya bersesuaian dengan tenaga radiasi foton yang mengenai detektor. Mula–mula pulsa yang dihasilkan akan diperkuat atau dipertinggi dan dibentuk dalam penguat awal dan kemudian dalam penguat. Pulsa yang dikeluarkan penguat, dikirim menuju suatu alat yang memilah–milah pulsa menurut tingginya *(diskriminator)* dan diteruskan pada alat cacah yang akan menghitung semua pulsa yang dikeluarkan sesuai jangka waktu yang ditetapkan sebelumnya.

2.6.4 Stabilitas alat ukur

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

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)

Dalam dosimetri radiotherapi, 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 terapi pun harus memenuhi persyaratan tertentu. Alat ukur radiasi yang digunakan pada pengukuran sumber radiasi therapi 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 pengetahuan stabilitas atau prosentase penyimpangan alat ukur. Prinsipnya adalah menyinari detektor dengan suatu sumber radiasi berkala dan bacaan alat ukur diharapkan selalu konstan. Agar diperoleh ketepatan penyinaran dengan sumber pengecek Sr–90 yang dirancang khusus untuk keperluan ini. Dalam sistem ini 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 standart 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 pada saat pengukuran (Suhartono,1990)

$$K = \frac{3{,}46(273{,}15 + T)}{P} \qquad (2.5)$$

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)

$$Ms = M \cdot K \qquad .(2.6)$$

b. Koreksi peluruhan radioaktif (Suhartono,1990)

$$Mt = M_0 . e^{\left(\frac{-0.693}{t1/2} \cdot \frac{n}{365,25}\right)} \qquad (2.7)$$

Dengan M adalah bacaan alat ukur, T dan P adalah temperatur dan tekanan udara selama pengukuran. Ms adalah bacaan sebenarnya, Mo adalah harga bacaan standart pada waktu pengecekan stabilitas awal, Mt adalah harga bacaan standart dikoreksi dengan peluruhan radioaktif, n adalah perbedaan jumlah hari antara pengecekan awal dan pengecekan saat dilakukan, t1/2 adalah waktu paro sumber pengecek dan K adalah faktor koreksi.

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

$$P = \left| \frac{Ms - M_t}{M_t} \right| x\,100\% \qquad (2.8)$$

Jika harga P<1 % maka alat ukur radiasi dinyatakan stabil. Tetapi jika P>1% maka alat ukur radiasi ini tidak boleh dipergunakan.

2.7 Distribusi Dosis

Jika diberikan dosis yang sama maka dosis yang diserap oleh pasien berbeda-beda. Perbedaan ini tergantung kepada banyak faktor diantaranya energi sinar, jarak dari sumber radiasi ke permukaan medium (SSD), luas lapangan penyinaran, dan kedalaman obyek. Perhitungan dosis yang diberikan kepada pasien akan bergantung kepada parameter-parameter tersebut (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)

2.8 Prosentase Dosis Kedalaman (PDD)

Jumlah radiasi yang diserap oleh badan atau jaringan disebut dosis serap dan banyaknya radiasi yang diserap oleh badan atau jaringan pada suatu kedalaman tertentu disebut prosentase dosis kedalaman (PDD). Prosentase Dosis Kedalaman (PDD) adalah hasil bagi dari dosis serap pada suatu kedalaman tertentu (Dd) dengan dosis serap pada kedalaman maximum (D_{max}) yang dinyatakan dalam suatu prosentase (Khan,1994). Berikut ini adalah rumus perhitungan prosentase dosis serap kedalaman (PDD):

$$PDD = \frac{Dd}{D_{\max}} \text{x}\, 100\% \qquad (2.9)$$

Dengan PDD adalah Prosentase dosis kedalaman, Dd adalah dosis serap pada kedalaman tertentu dan D_{max} adalah dosis serap kedalaman maksimum.

2.9 Dosis Maksimum

Dosis maximum merupakan dosis serap terbesar sepanjang sumbu penyinaran. Dosis maximum dituliskan dengan notasi D_{max} (Khan,1994). Persamaan Dosis Serap maksimum adalah sebagai berikut:

$$D_{max} = \frac{Dd}{PDD} \text{x}\, 100\% \qquad (3.0)$$

Dengan D_{max} adalah dosis serap kedalaman maximum, D_d adalah dosis serap pada suatu kedalaman, dan PDD adalah Prosentase Dosis pada suatu kedalaman.

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)