# BAB II

# DASAR TEORI

## 2.1. Generator Radioisotop (Mettler dan Guigerteu, 1983)

Generator radioisotop pada dasarnya adalah suatu sistem pemerahan (*isotopic milking)* yang merupakan seperangkat alat untuk mendapatkan radioisotop murni. Generator radioisotop yang digunakan dalam kedokteran nuklir untuk menghasilkan radioisotop sebagai alat bantu diagnosis dan terapi harus memenuhi beberapa persyaratan yaitu

1. Radionuklida induk harus mempunyai sifat fisika dan kimia yang sesuai, dengan tujuan diagnosis dan terapi.
2. Radionuklida induk harus dapat menghasilkan radionuklida anakan yang mempunyai kemurnian kimia, radiokimia dan radionuklida yang cukup tinggi.
3. Radionuklida induk harus mudah dibuat dan memiliki waktu paro cukup lama agar dapat menghasilkan radioisotop anakan.
4. Radionuklida anakan harus mempunyai waktu paro yang pendek dan mudah dipisahkan dari radionuklida induk.
5. Pemilihan radionuklida anakan harus tepat sesuai dengan fungsi fisiologis yang akan dipelajari. Selain waktu paro yang pendek dan aktifitas tinggi, jenis radiasi dan energinya harus dipertimbangkan dalam kaitannya dengan faktor keamanan radiasi terhadap tubuh.Untuk keperluan diagnosis energinya antara 100-200 keV.
6. Aman, mudah dibawa dan sederhana dalam pengoperasian.



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)

7. Generator harus dalam kondisi baik setelah beberapa kali elusi sampai radioaktifitas radionuklida induk habis.

Ada beberapa jenis/cara untuk mendapatkan radioisotop yaitu :

1. Generator kolom kromatografi gel.
2. Generator kolom kromatografi alumina.
3. Generator sublimasi.
4. Generator ekstraksi pelarut.

Dalam bidang kedokteran nuklir, generator radioisotop yang banyak digunakan adalah Generator Kolom Khromatografi Alumina (Mattler dan Guigerteu, 1983) karena memiliki banyak keunggulan dibandingkan dengan yang lainnya, yaitu:

1. Sederhana dan mudah dioperasikan.
2. Efisiensi pemisahan tinggi.
3. Kemurnian radiokimia dan radionuklida yang tinggi.
4. Risiko/kemungkinan kontaminasi mikroorganisme rendah karena sistem tertutup.

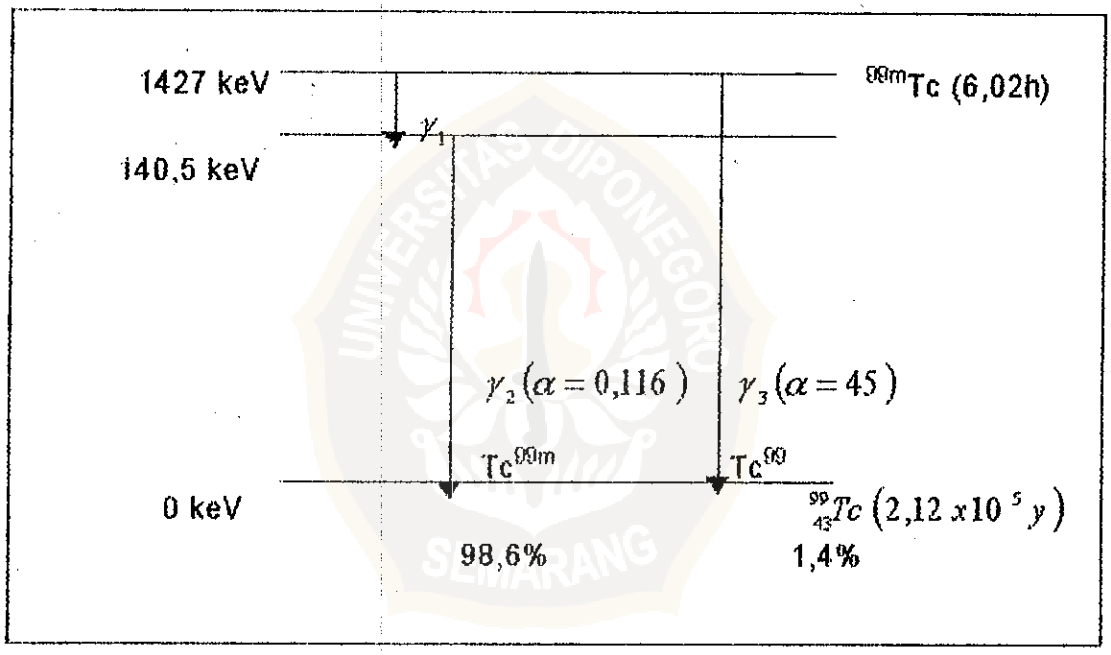
## 2.2. Radiofarmaka $Tc^{99m}$ (Mettler dan Guigerteu, 1983)

Radioisotop yang digunakan untuk keperluan diagnosis dan terapi disebut "radiofarmaka". Radiofarmaka yang digunakan antara lain adalah $Tc^{99m}$ yang merupakan salah satu radiofarmaka pemancar sinar gamma. Pemancar sinar gamma dari radiofarmaka ini yang dijadikan dasar pendeteksian sedangkan penentuan lokasinya dalam tubuh ditentukan oleh senyawa pembawa (sestamibi). Generator sistem ini dipilih karena sifat-sifat $Tc^{99m}$ yang memiliki kelebihan antara lain:

1. Meluruh secara transisi isomerik dan mengemisi sinar gamma murni energi tunggal pada 140,5 keV (90 %).

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. Mempunyai waktu paro singkat (6,02 jam)
3. Tidak memancarkan sinar beta dan radiasi lain.
4. Dapat dielusi setiap hari, karena waktu elusi yang optimal adalah 23 jam
5. Menghasilkan eluan yang isotonis, steril, bebas pirogen ($NaTcO_4$ dalam larutan salin)
6. Eluat $NaTcO_4$ yang dihasilkan dapat langsung dipakai untuk menandai berbagai jenis radiofarmaka.




**Gambar 2.1. Skema peluruhan $Tc^{99m}$ (Mettler dan Guigerten,1983 )**

Generator radioisotop yang digunakan sebagai sumber radiofarmaka $Tc^{99m}$ adalah jenis generator kolom khromatografi alumina. Prinsip pemisahannya berdasarkan pada perbedaan relatif koefisien distribusi alumina untuk

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)

anion molibdat dan perteknetat. Radioisotop $Mo^{99}$ dengan aktivitas tinggi diserapkan pada kolom alumina dan radioisotop $Tc^{99m}$ dalam bentuk perteknetat diilusi dengan larutan salin (NaCl 0,9%). Proses yang terjadi dalam generator adalah (lihat Gambar 2.1.):

$$Mo^{99}_{42} \xrightarrow[66\ j]{\beta^-} Tc^{99m}_{43} \xrightarrow[6,02\ j]{} Tc^{99}_{43} \xrightarrow[2,13 \times 10\ th]{\beta^-} Ru^{99}_{43} \quad \text{(stabil)} \qquad (2.1)$$

$Tc^{99m}$ akan terbentuk dalam kolom sebagai akibat peluruhan $Mo^{99}$ dengan memancarkan sinar beta sedangkan $Tc^{99m}$ sendiri akan meluruh menjadi $Tc^{99}$ dengan memancarkan sinar gamma (lihat Gambar 2.1).

Dalam sistem generator $Mo^{99}$- $Tc^{99m}$, perbandingan waktu paro radionuklida anakan terhadap radionuklida induk adalah 0,09. Dalam dunia medis radioisotop yang digunakan untuk keperluan diagnosis dan terapi disebut "radiofarmaka". $Tc^{99m}$ merupakan salah satu radiofarmaka pemancar sinar gamma yang dihasilkan dari elusi (*eluated*) generator $Tc^{99m}$. Sinar gamma yang dipancarkan mempunyai energi puncak 140 keV dan waktu paro 6,02 jam.

Unsur preparat radiofarmaka ini adalah $TcO_4$. Radiasi sinar gamma yang dipancarkan oleh radioisotop ini yang membuat suatu radiofarmaka dapat dideteksi dan diketahui lokasinya di dalam tubuh sedangkan senyawa pembawa (sestamibi) akan menentukan tempat akumulasi radiofarmaka tersebut di dalam tubuh.

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. Sestamibi (Gerson, 1987)

Sestamibi adalah senyawa pembawa radiofarmaka yang digunakan untuk membawa radiofarmaka yang diinginkan (jantung) karena sestamibi ini akan diakumulasi oleh intersel jantung.

Sestamibi yang nama kimianya adalah "Methoxy isobutyl isonitril", berfungsi sebagai zat perunut yang membawa radiofarmaka $Tc^{99m}$ ke lokasi otot jantung sehingga pancaran sinar gamma dari $Tc^{99m}$ yang berlokasi di otot jantung ini dapat dideteksi oleh kamera gamma untuk keperluan diagnosis.

Sestamibi ini merupakan kelompok dari isonitril yang dapat memperlihatkan dengan baik sekali untuk aplikasi klinis. Komposisi sestamibi (cardioscan) terdiri dari:

- Tera (2-methoxysobutylisicyano) copper (1) tetrafluoroborate 1 mg
- Stannous chloride dihydrate 100 µg
- Sodium citrate dihydrate 2,6 mg
- L-cysteine 1 mg
- Mannitol 20 mg

## 2.4. Kamera Gamma (Cho dkk, 1983)

Tubuh pasien yang diinjeksi dengan radiofarmaka sestamibi $Tc^{99m}$ akan memancarkan sinar gamma yang dapat ditangkap dengan kamera gamma.Sinar gamma ini akan ditangkap oleh kolimator dan diteruskan ke detektor sintilasi NaITl dan akan berinteraksi dengan atom-atom di dalamnya sehingga terjadi efek foto listrik dan hamburan Compton.

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)

Melalui beberapa interaksi berturut-turut, sinar gamma akan menyerahkan sebagian atau seluruh tenaganya menjadi tenaga gerak elektron.

Elektron ini akan menyerahkan tenaganya melalui proses ionisasi dan mengerjakan atom-atom pengelip (*scintillator*). Sebagian besar tenaga yang diserap ini akan dilepaskan dalam bentuk tenaga panas, akan tetapi sebagian yang lain dilepaskan dalam bentuk cahaya kelipan. Kelipan cahaya yang dihasilkan oleh detektor NaITl dapat masuk secara efektif ke dalam PMT dengan bantuan reflektor yang dilekatkan pada PMT menggunakan perekat bening dari silikon. Ujung dari PMT setelah perekat silikon adalah fotokatoda, yaitu suatu elektroda peka cahaya bila permukaannya terkena tumbuk foton akan melepaskan elektron. Cacah dan tenaga gerak elektorn yang dilepaskan ini bergantung pada internsitas dari tenaga sinar gamma yang mengenai sintilator NaITl . Antara fotokatoda dan anoda terdapat dinoda-dinoda tegangan tinggi yang diatur sedemikian rupa hingga teganggan dinoda yang di belakang selalu lebih tinggi dari tegangan dinode yang di depannya. Elektron yang dilepaskan oleh fotokatoda akan dipercepat oleh medan listrik dalam PMT menuju dinoda pertama.

Dalam proses tumbukkan akan dilepaskan elektron-elektron lain yang kemudian dipercepat menuju dinoda ke dua dan seterusnya. Anoda merupakan dinoda terakhir. Masing-masing elektron yang membentur dinoda menyebabkan beberapa elektron lainnya terlempar dari dinoda tersebut sehingga akan melipat-gandakan arus elektron awal. Proses ini diulangi sekitar 10 kali sebelum semua elektron yang dihasilkan dikumpulkan oleh lempeng yang ada pada ujung PMT. Kemudian pulsa arus keluaran ini diperkuat dengan perangkat penguat.

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)

Penguatan diperlukan dalam pendeteksian dengan detektor karena tinggi pulsa yang dihasilkan hanya berkisar beberapa "milivolt" saja sehingga diperlukan penguat awal yang bersifat cukup linier terhadap pulsa arus yang masuk, kemudian pulsa-pulsa yang dihasilkan tersebut dialiri secara simultan ke rangkaian pulsa aritmatik. Dalam rangkaian ini terdapat tiga jalur utama pengolahan sinyal yang masing-masing disebut jalur X,Y dan Z. Jalur X dan Y memberi informasi posisi yang proporsional dengan ukuran amplitudo pulsa. Jalur Z merupakan jalur yang memproses sinyal Z yang merupakan jumlah energi mewakili jumlah energi tertentu dihasilkan dari interaksi dalam pulsa.

Kejadian pembentukkan sinyal X, Y, Z ini berlangsung berulang-ulang dan secara akumulasi memperlihatkan citra fungsi organ dalam 2 dimensi, 3 dimensi pada alat tampilan.

Proses selanjutnya yang dialami oleh sinyal X dan Y adalah proses normalisasi. Dalam proses ini diadakan koreksi terhadap sinyal X dan Y dengan membagi kedua sinyal tersebut dengan sinyal Z oleh suatu sirkuit pengoreksi, sehingga dengan demikian informasi posisi tidak tergantung terhadap energi.

Sinyal Z kemudian diteruskan ke suatu perangkat penganalisis pulsa yang disebut penganalisis tinggi pulsa (*Pulse High Analyzer/PHA*) yang berfungsi untuk memilah pulsa yang diinginkan, sehingga sinyal Z dengan energi tertentu yang terpilih saja yang dapat menampilkan titik dengan koordinat (X,Y) pada layar gambar sebagai citra dari titik-titik sumber radiasi terkait.

Bagian pokok penganalisis tinggi pulsa ini adalah bagian selektor tinggi pulsa dan sebuah alat pembaca yang disebut *scaler*. Keluaran seleksi tinggi pulsa merupakan suatu pulsa logika yang kemudian akan diteruskan ke perangkat *Analog*

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)

*to Digital Converter/ADC* yang akan mengubah sinyal analog menjadi sinyal digital pada bagian pemroses data.

Bagian pemroses data dapat berupa seperangkat komputer yang dapat digunakan untuk merekam dan mengolah citra sehingga dihasilkan citra yang kualitasnya telah ditingkatkan, sehingga akan lebih informatif dan lebih mudah untuk di interpretasikan.

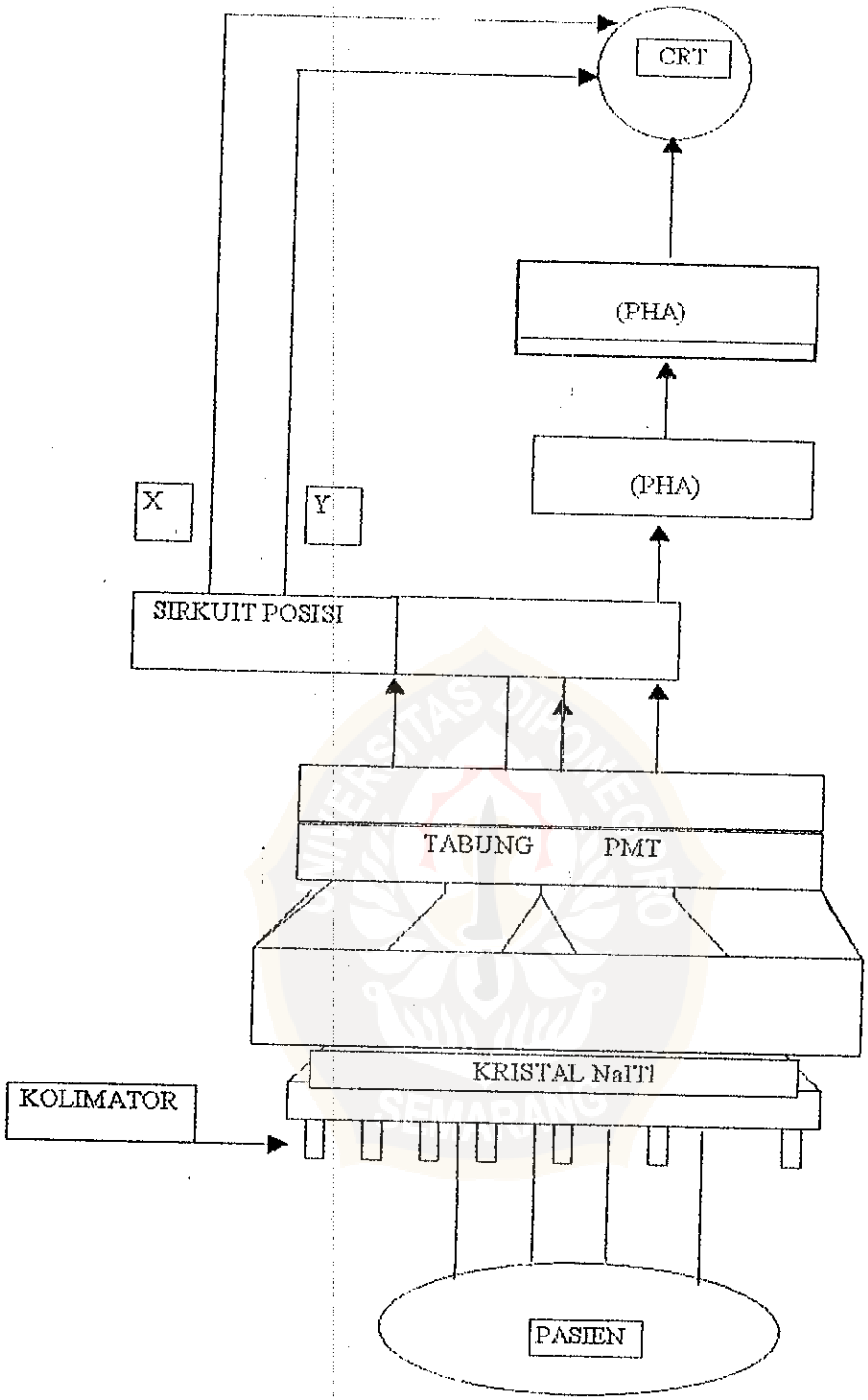
Setelah sinyal-sinyal diolah oleh bagian data prosesor, kemudian ke layar tabung katoda (*Cathode Ray Tube*/CRT), yang berfungsi untuk memvisualkan sinyal-sinyal yang dipilih dalam bentuk gambar dan visual bentuk lain, juga berfungsi sebagai rangkaian pengontrol kualitas dari gambar yang dihasilkan .

### 2.4.1. Resolusi Kamera Gamma

Menurut Cho dkk(1993) tingkat resolusi merupakan salah satu karakteristik unjuk kerja sistem pendeteksian dengan kamera gamma, yang menggambarkan kemampuan sistempendeteksian untuk memisahkan dua puncak energi yang tercacah berdekatan.

Skema dasar dari kamera gamma disajikan pada Gambar 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)




**Gambar 2.2. Skema dasar prinsip dan formasi piranti Kamera Gamma (Mettler dan Guigerteu, 1983)**

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)

### 2.4.1.1. Resolusi spasial

Menurut Cho dkk (1993) resolusi spasial merupakan ciri penampilan kamera gamma yang menunjukkan kemampuan dalam memisahkan dua buah sumber radioisotop titik atau garis yang ditampilkan alat penampil sebagai kesatuan yang terpisah. Secara kuantitatif resolusi spasial dinyatakan sebagai lebar paruh tanggapan sumber berbentuk garis tipis tegak lurus pada sumbunya, atau sebagai jarak terpendek dari dua sumber yang masih dapat dibedakan satu dengan yang lainnya. Makin kecil nilai ini maka makin baik resolusi spasialnya.

Resolusi spasial ini ditentukan oleh resolusi intrinsik ($R_i$) yaitu merupakan resolusi yang ditampilkan oleh detektor itu sendiri dan resolusi kolimator ($R_c$) yakni resolusi yang ditampilkan oleh kolimator. Perpaduan kedua resolusi ini akan menentukan resolusi spasial sistem ($R_s$) yang dapat meramalkan posisi suatu sumber dari berbagai jarak terhadap kolimator. Paduan kedua resolusi dapat ditulis sebagai berikut :

$$R_s^2 = R_i^2 + R_c^2 \qquad (2.2)$$

Resolusi kolimator akan semakin baik jika sumber diposisikan semakin dekat dengan permukaan kolimator sedangkan resolusi intrinsik akan semakin baik dengan bertambahnya jumlah PMT (dengan diameter yang sama), dengan kata lain diameter masing-masing tabung bertambah kecil. $R_i$ bertambah dengan bertambahnya jumlah energi foton yang masuk .

Faktor-faktor yang dapat menurunkan resolusi intrinsik di antaranya adalah penguatan kekuatan PMT, cacat atau berkurangnya mutu dari kristal. Resolusi

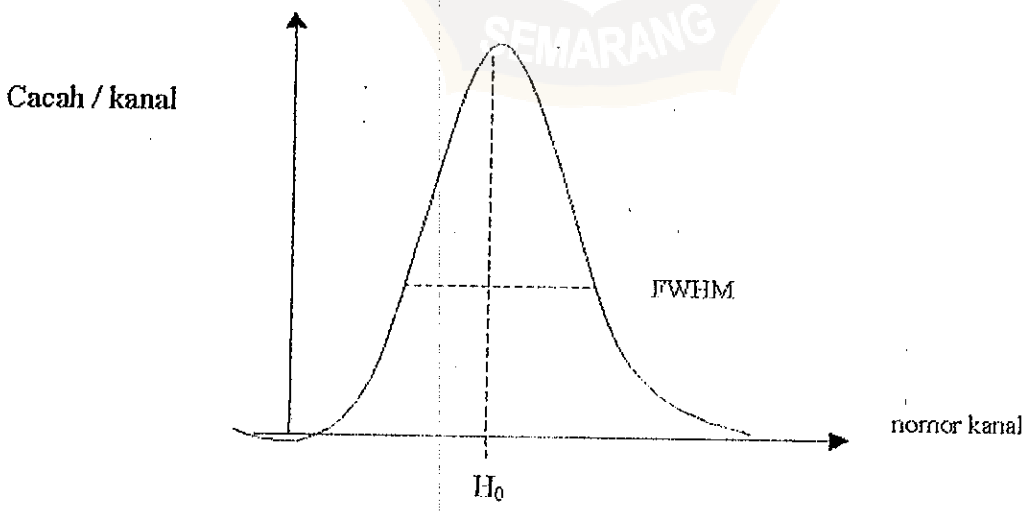
This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep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

kolimator dapat diatur kualitasnya dengan memilih kolimator yang sesuai dengan jenis radioisotopnya, serta mengatur jarak kolimator dengan sumber radiasi sehingga dapat menghasilkan resolusi spasial sistem yang baik.

### 2.4.1.2. Resolusi energi

Menurut Cho dkk (1993) selain resolusi spasial, secara terminologi dalam alat kamera gamma terdapat besaran yang disebut "resolusi energi". Resolusi energi lebih berorientasi pada energi hasil interaksi foton di dalam kristal atau dapat juga karakteristik unjuk kerja dari kamera gamma yang menunjukkan kemampuan membedakan foton-foton gamma dengan energi yang berbeda, terutama di antara radiasi primer dan radiasi hamburan.

Resolusi energi merupakan salah satu faktor yang mempengaruhi resolusi intrinsik detektor. Resolusi energi biasanya dinyatakan dalam persen (%) lebar paro, yaitu lebar paroh dibanding energi puncak. Atau lebar distribusi pada level yang tingginya setengah tinggi koordinat puncak dibagi dengan letak pusat spektrum (*Full Width at Half Maximum /FWHM*).




**Gambar 2.3. Spektum sinar Gamma (Beller, 1995)**

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)

Resolusi energi merupakan fungsi energi yang masuk sehingga dengan meningkatnya energi yang masuk, maka tingkat resolusinya meningkat pula. Pengertian meningkat disini adalah bahwa unjuk kerja detektor makin baik namun nilai resolusinya menurun, karena semakin kecil nilai resolusi maka semakin besar unjuk kerja dari detektor. Angka resolusi energi ini dapat diatur agar didapat angka yang optimal yaitu dengan mengubah-ubah tegangan tinggi. Pada pengubahan tegangan tinggi ini terjadi pergeseran puncak spektrum, makin besar tegangan tinggi yang diberikan maka puncak spektrum akan bergeser ke nomor kanal yang lebih besar, selain itu kurva spektrum juga semakin lebar dan tinggi puncaknya semakin rendah.

Faktor-faktor yang dapat mempengaruhi menurunnya resolusi energi antara lain adalah kekurangtepatan dalam menentukan penguatan optimal PMT dan kerusakan dari 1 atau 2 buah PMT. Kondisi ini disebabkan karena hal ini dapat diterangkat sebagai berikut:

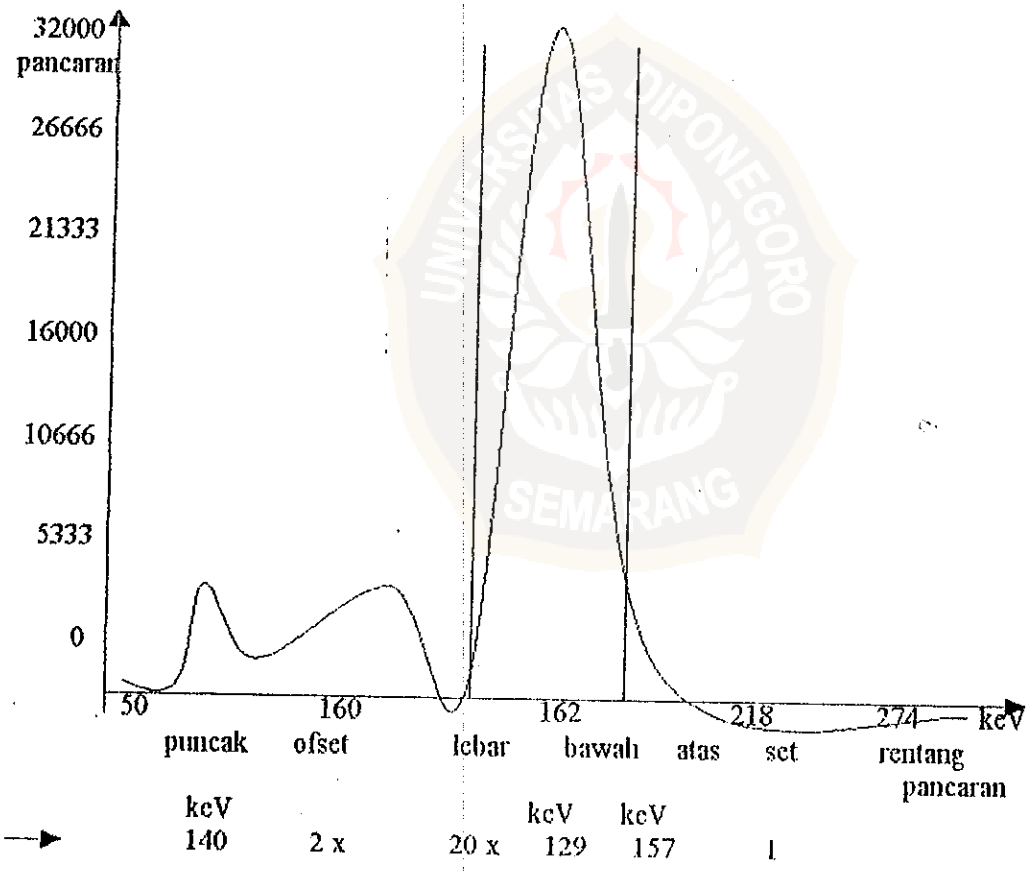
Tegangan tinggi yang digunakan dihubungkan dengan PMT dasar sehingga adanya perubahan tegangan dapat menyebabkan beda potensial antara foto katoda dan dinoda-dinoda berubah pula. Pada kondisi tegangan tinggi optimal, perubahan beda potensial ini akan menyebabkan penggandaan elektron pada dinoda yang sebanding dengan energi radiasi, namun pada kondisi selain optimal terdapat kemungkinan fluktuasi jumlah elektron sehingga pulsa keluaran tidak menyatakan hasil yang sebanding dengan energi radiasi.

Pada kondisi tegangan di bawah kondisi optimum, puncak akan berada pada nomor kanal yang kecil artinya terdapat kemungkinan energi radiasi yang rendah yang bukan energi dari sumber tetapi ikut tercacah dan kemudian dijumlahkan

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 energi radiasi dari sumber. Pulsa yang tidak dikehendaki namun ikut tercacah ini misalnya berupa derau (*noise*).

Pada tegangan di atas tegangan optimal, energi puncak (*photo peak)* akan berada pada nomor kanal yang besar dan pada nomor kanan yang kecil terjadi cacah pulsa yang kecil. Ini berarti derau elektronik yang berada pada nomor kanal kecil dapat dibedakan dengan baik, namun untuk nomor kanal yang tinggi detektor justru kurang sensitif. Akibatnya jika terjadi dua puncak energi yang berdekatan maka kedua puncaknya tidak dapat terlihat dengan jelas dan dapat memberikan hasil cacah yang tumpang tindih (*overlap)*. Pada kasus dimana *FWHM,* spektrum tenaganya adalah sama dengan selisih energi kedua puncak




**Gambar 2.4. Puncak energi gamma (Garcia, 1989)**

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)

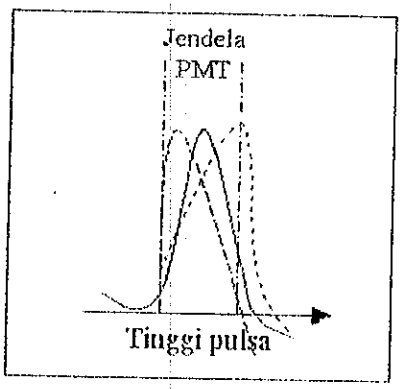
### 2.4.2. Keseragaman Medan Aliran

Menurut Cho dkk (1993) keseragaman medan aliran (*flood field uniformity*) merupakan salah satu karakteristik unjuk kerja kamera gamma yang menunjukkan derajat keseragaman rapat cacah yang terjadi pada citra bila detektor dibanjiri fluks radiasi yang seragam secara spasial, atau derajat kesetabilan laju cacah dari sumber radiasi titik yang melewati kolimator bila sumber digerakkan di dalam lingkup lapang pandang detektor. Gambaran mengenai keseragaman medan aliran ini dapat dilihat dari visualisasi yang ditampilkan dalam layar tabung sinar katoda.

Keseragaman medan aliran bisa merupakan tingkat keseragaman yang ditunjukkan oleh detektor itu sendiri atau disebut keseragaman medan aliran intrinsik atau bisa juga keseragaman yang ditunjukkan oleh detektor bersama dengan kolimator yang disebut keseragaman medan aliran sistem.

Hal utama yang menyebabkan ketidakseragaman medan aliran dalam kamera gamma adalah apa yang disebut dengan "non-uniformitas" efisiensi detektor. Hal ini timbul terutama dari adanya perbedaan kecil pada spektrum tinggi pulsa dari masing-masing PMT. Ini disebabkan oleh faktor sulitnya mengatur dan menyelaraskan semua PMT agar mempunyai respons keluaran yang tepat sama. Fenomena ini terlihat jelas jika menggunakan jendela (*Window pulse*) tinggi untuk seluruh pulsa keluaran.

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 2.5. Spektrum tinggi pulsa untuk berbagai PMT (Beller, 1995)**

Pada Gambar 2.5 ditunjukkan pulsa tinggi pada setelan PMT yang berbeda jika suatu penganalisis tinggi pulsa digunakan. Perbedaan spektrum ini menyebabkan perbedaan sensitifitas dari detektor yang pada akhirnya akan mempengaruhi keseragaman citra yang dihasilkan.

Faktor-faktor lain yang menyebabkan ketidakseragaman medan aliran antara lain adalah cacat atau menurunnya kualitas kristal dan kolimator yang digunakan.

### 2.4.3. Linearitas

Menurut Cho dkk (1993) linearitas merupakan tingkat kelinearan spasial dari gambar yang digambarkan oleh alat penampil terhadap pengaruh sejumlah pembelokan gambar atau distorsi spasial. Distorsial spasial adalah watak penampilan kamera gamma yang menunjukkan jumlah pembelokan spasial dari citra bila dibandingkan dengan obyeknya sehingga dengan adanya distrorsi tersebut maka jika obyek berupa garis lurus maka akan timbul sebagai garis bengkok pada citra yang dihasilkan.

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)

Kelinearan spasial ini dapat dikuantifikasikan sebagai pergeseran spasial maksimum di seluruh lapang pandang, dan dapat ditaksir dengan melihat citra dari obyek yang linear. Ada beberapa jenis distorsi di antaranya adalah *distorsi pinkusi* dan *distorsi barel*.

Ketidaklinearan dihasilkan ketika posisi sinyal X dan Y tidak berubah secara linear terhadap perubahan jarak dari suatu sumber radiasi terhadap muka detektor. Sebagai contoh, ketika suatu sumber radiasi bentuk garis digerakkan dari pinggir suatu PMT ke arah pusatnya, maka efisiensi pengkoleksian cahaya dari PMT tersebut berkembang secara lebih rapat dari pada perubahan jarak dari sumber yang dipindahkan tersebut. Hal ini menyebabkan gambar dari suatu sumber bentuk garis yang bersebelahan terdapat di muka (PMT) menjadi bengkok ke arah pusat, sehingga terjadi fenomena distorsi pinkusi/distorsi barel.

Faktor lain yang menyebabkan gambar yang dihasilkan kamera gamma tidak linear adalah perbedaan sensitifitas masing-masing PMT, ketidakseragaman pemantulan cahaya (secara optik) di muka PMT dan lain sebagainya.

### 2.4.4. Laju cacah

Menurut Cho dkk (1993) laju cacah dari kamera gamma menggambarkan hubungan antara laju cacah yang direkam oleh detektor terhadap intensitas peristiwa radiasi gamma yang sebenarnya terjadi.

Problem umum yang timbul pada karaktristik unjuk kerja laju cacah adalah ketidaklinearan hubungan laju cacah dengan intensitas radiasi yang dapat mengakibatkan pergeseran spasial dari citra pada laju cacah yang tinggi, karena pada

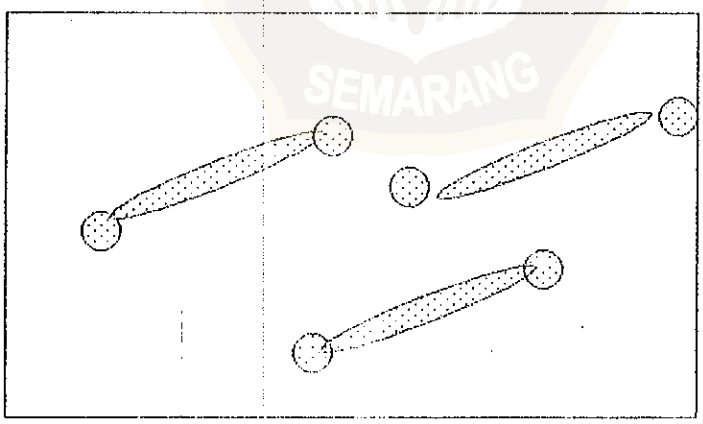
This document is Undip Institutional Repository Collection. The author(s) or copyright owner(s) agree that UNDIP-IR may, without changing the content, translate the submission to any medium or format for the purpose of preservation. The author(s) or copyright owner(s) also agree that UNDIP-IR may keep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

saat itu sistem penghitung cacah akan mengalami kehilangan cacah karena kurang sensitifnya alat penghitung .

Pada kejadian radiasi gamma yang begitu dekat dan dalam rentang waktu yang sangat singkat terjadi "tabrakan pulsa ", sinyal-sinyal yang masuk berdekatan akan dianggap oleh sirkuit elektronik sistem penghitung sebagai satu kejadian tunggal.

Jika salah satu atau keduanya dari kejadian merupakan kejadian puncak foton maka kombinasi keduanya mempunyai energi total yang melebihi batas yang diterima oleh penyeleksi energi pada jendela energi dari penganalisis tinggi pulsa sehingga kedua kejadian tersebut malahan akan ditolak

Kejadian tunggal yang sebenarnya dua kejadian itu, terlihat pada alat penampil seperti yang disajikan pada Gambar 2.6. Pada Gambar 2.6 terlihat citra yang tidak proposional terhadap dua kejadian, agar didapat hasil yang terbaik maka alat pencatat hitungan disetel pada kondisi optimum sehingga hasilnya benar-benar baik.



**Gambar 2.6. 2 Titik sumber dengan aktifitas relatif tinggi (Mettler dan Guigerten , 1983)**

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)

### 2.4.5. Sensitifitas

Menurut Cho dkk (1993) tingkat kesensitifan atau kepekaan merupakan salah satu karakteristik unjuk kerja kamera gamma yang menggambarkan peluang pengamatan radiasi gamma dalam detektor, dengan kata lain perbandingan antara kejadian radiasi yang dapat ditangkap detektor per unit area aktifitas dari suatu sumber dalam suatu luasan dengan diameter kristal tertentu.

Tingkat kesensitifan ini biasanya dikuantifikasi sebagai laju cacah per unit keaktifan untuk sumber radiasi yang datar dengan garis tengah dan jarak tertentu dari permukaan tempat kristal yang disinari tanpa kolimator atau dengan kolimator. Ada dua jenis sensitifitas yaitu "sensitifitas intrinsik" (tampa kolimator) dan "sensitifitas sistem" (dengan kolimator). Sensitifitas intrinsik berhubungan langsung dengan ketebalan kristal sebagai media interaksi radiasi yang menunjukkan koefisien penyerapan kristal sedangkan sensitifitas sistem berbanding langsung terhadap rasio dari area kristal yang dilapisi oleh kolimator dengan total area radiasi dan berbanding terbalik dengan ketebalan kristal.

Faktor-faktor yang dapat menurunkan sensitifitas intrinsik antara lain adalah kehilangan cacah akibat laju cacah tinggi, penguatan yang kurang atau ketidak seragaman dari penguatan pada PMT, distorsi, cacat atau penurunan mutu kristal dan lain sebagainya. Sensitifitas sistem akan menurun bila terjadi cacat pada kolimator.

## 2.5. Pencitraan

Menurut Gerson (1987) untuk mendeteksi perfusi otot jantung pada pasien penyakit jantung koroner digunakan isotop $Tl^{201}$. $Tl^{201}$ dengan sifatnya yang menyerupai kalium dapat pergi ke otot jantung, mempunyai energi puncak antara

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)

62-80 keV dan waktu paro 72 jam. Pencitraan diambil setelah 6 menit penyuntikan $Tl^{201}$ sebesar 3 mCi intravena (lewat pembuluh balik). Pencitraan yang dihasilkan dapat menunjukkan daerah yang diperdarahi oleh cabang LAD (*Left Anterior Descending*), LCX (*Left Circumflex*) dan RCA (*Right Coronary Artery*). Pencitraan pada tahap istirahat diambil 4 jam setelah penyuntikan $Tl^{201}$. Pencitraan diambil dalam 32 irisan (slise) di mana setiap irisan lamanya adalah 40 detik (untuk waktu uji latih jantung dan istirahat). Pencitraan dilakukan menggunakan *Single Photon Emission Computerized Tomography (SPECT).*

Menurut Hosen Kiat (1994) pendektesian otot jantung koroner dapat juga dipergunakan sestamibi $Tc^{99m}$. Kelelusaan waktu pencitraan dimana dapat dilakukan dalam satu hari pemeriksaan untuk uji latih jantung (*exercise*) dan istirahat (*resting*) atau dapat juga dilakukan dalam dua tahap dimana uji latih jantung dan istirahat dilakukan pada hari yang berbeda. Sestamibi $Tc^{99m}$ bersifat seperti layaknya $Tl^{201}$ pada pertukaran partikel dalam sell, maka hasil yang didapat pada pencitraannya adalah sama.

Energi gamma yang dipancarkan oleh Sestamibi $Tc^{99m}$ adalah 140 keV dengan waktu paro yang lebih pendek dari pada $Tl^{201}$ yakni hanya 6,02 jam. $Tc^{99m}$ telah dapat dihasilkan oleh Generator $Tc^{99m}$ dan Sestamibi mempunyai waktu daluarsa 6 bulan.

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)

### 2.5.1. Pencitraan dengan Planar

Gambar yang ditampilkan dalam 2 dimensi posisi yang diambil *Left anterior oblique* (LAO) 45°, LAO 70° dan anterior view. Masing-masing posisi dalam 6 menit. Posisi istirahat dan uji latih jantung sama (Beller, 1995).

### 2.5.2. Tomografi Emisi Foton Tunggal Terkomputerisasi (*Single Photon Emission Computerized Tomogragpy/* SPECT)

Gambar yang ditampilkan oleh SPECT adalah gambar 3 dimensi. Gambaran yang diambil 64 irisan, setiap irisan 20 detik dengan sudut 180° yang dimulai dari *right anterior oblique* 45° hingga *left pasterior oblique* 135°, posisi uji latih jantung dan istirahat sama (Garcia, 1989).

## 2.6. Proteksi Radiasi

Dalam menentukan risiko dan manfaat dari kegiatan yang menggunakan sumber radiasi perlu ditetapkan suatu sistem pembatas dosis berdasarkan pada (Soekotjo, 1996)

1. Setiap pemakaian zat radioaktif hanya didasarkan pada azas manfaat dan terlebih dahulu memperoleh persetujuan dari Badan Tenaga Atom Nasional.
2. Semua penyinaran harus diusahakan serendah rendahnya dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial.
3. Dosis ekivalen yang diterima oleh seseorang tidak boleh melampaui nilai batas dosis yang ditetapkan

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)

4. Nilai batas dosis yang berlaku berdasarkan Surat Keputusan Direktur Jenderal Badan Tenaga Atom Nasional No Pn03/160/Dj/89 yaitu sebesar 50 mSv per tahun.

Menurut Mohammad Ridwan dkk (1978) sumber bahaya radiasi merupakan sumber radiasi interna dan eksterna. Bahaya radiasi eksterna dikendalikan dengan menggunakan tiga prinsip dasar proteksi radiasi yaitu dengan memperhitungkan waktu, jarak dan perisai (penahan radiasi). laju dosis sinar gamma di suatu titik setelah melalui suatu bahan penyerap adalah:

$$D = D_0 e^{-\mu t} \qquad (2.3)$$

dengan :

$D_o$ = dosis tanpa penahan

t = tebal penahan

D = dosis dengan penahan

$\mu$ = koefisien serapan

Untuk memperoleh nilai dosis serap $D_t$ setengah dari dosis tanpa penahan Do, maka tebal harus dijadikan setengah dari tebal semula. Tebal paroh (*Half Value Thickness, HVT*) ini dapat diturunkan dari persamaan (2.3) :

$$HVT = \frac{0,693}{\mu} \qquad (2.4)$$

Menurut Suhaidi Muhammad (1996) sumber bahaya radiasi interna dapat dicegah dengan memperhatikan :

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)

a) tersebarnya zat radioaktif di sumbernya, yakni dengan cara mewadahi dan mengungkungnya.

b) pengawasan terhadap lingkungan

c) pengawasan terhadap pekerja

d) membatasi jumlah zat radioaktif yang akan ditangani pada suatu waktu tertantu

e) memisahkan tempat kerja di dalam laboratorium

f) pemakaian pakaian pelindung untuk pekerja radiasi.

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)