

**PENGUKURAN KONTAMINASI ^{131}I DI TIROID KONDISI
KEDARURATAN NUKLIR**

SKRIPSI

Sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar
Sarjana Sains dalam bidang Fisika

Oleh :
Muhammad Solihul M
0610930043



JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN
ALAM
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG

2011

LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI

**PENGUKURAN KONTAMINASI ^{131}I DI TIROID KONDISI
KEDARURATAN NUKLIR**

Oleh :
MUHAMMAD SOLIHUL M
0610930043

Setelah dipertahankan di depan Majelis Penguji
pada tanggal
dan dinyatakan memenuhi syarat untuk memperoleh gelar
Sarjana Sains dalam bidang Fisika

Pembimbing I

Pembimbing II

Drs. Unggul Punjung Juswono, M.SC
NIP. 196501111990021002

Drs. Bunawas, APU
NIP. 195608071986021001

Mengetahui,

Ketua Jurusan Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Brawijaya

Drs. Adi Susilo, M.Si, Ph.D
NIP. 196312271991031002

LEMBAR PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : MUHAMMAD SOLIHUL M
NIM : 061093043-93
Jurusan : Fisika
Penulis Tugas Akhir Berjudul :

PENGUKURAN KONTAMINASI ^{131}I DI TIROID KONDISI KEDARURATAN NUKLIR

Dengan ini menyatakan bahwa :

1. Isi dari Skripsi yang saya buat adalah benar-benar karya sendiri dan tidak menjiplak karya orang lain, nama-nama dan karya-karya yang ada dalam daftar pustaka digunakan semata-mata untuk acuan.
2. Apabila di kemudian hari ternyata Skripsi yang saya tulis terbukti hasil jiplakan, maka saya akan bersedia menanggung segala resiko yang akan saya terima.

Demikian pernyataan ini dibuat dengan segala kesadaran.

Malang,2011

Yang menyatakan,

(Muhammad Solihul M)

NIM. 0610930043

UNIVERSITAS BRAWIJAYA

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



PENGUKURAN KONTAMINASI ^{131}I DI TIROID KONDISI KEDARURATAN NUKLIR

ABSTRAK

Sebagian besar hasil reaksi fisi yang dapat dilepaskan ke lingkungan adalah berupa radionuklida ^{131}I . Isotop ^{131}I dapat masuk ke dalam tubuh manusia dan terakumulasi di tiroid secara ingesti dan inhalasi. Pengukuran ^{131}I di tiroid untuk kondisi kedaruratan nuklir telah dilakukan menggunakan beberapa alat ukur radiasi portable (surveymeter) untuk mengetahui tingkat kontaminasi ^{131}I yang berupa aktivitas, intake dan dosis interna. Pada penelitian ini, phantom tiroid digunakan untuk mensimulasikan kelenjar tiroid dan tubuh manusia sesungguhnya.

Tahapan-tahapan dalam pengukuran ini meliputi kalibrasi surveymeter, pengukuran intensitas radiasi di tiroid, dan perkiraan aktivitas, intake serta dosis interna akibat akumulasi ^{131}I di tiroid. Kalibrasi surveymeter meliputi pembuatan kurva kalibrasi dan perhitungan faktor kalibrasi menggunakan alat standar berupa spektrometer gamma. Pengukuran intensitas radiasi dilakukan pada jarak 8 cm dan 14 cm yang diterapkan pada tiroid usia anak-anak, remaja dan dewasa untuk manusia acuan Indonesia.

Dari kalibrasi surveymeter menunjukkan bahwa Ludlum model 44-9 merupakan surveymeter yang lebih layak digunakan daripada Ludlum 19 dan Ludlum 3-98, yang mana kurva kalibrasinya memiliki koefisien korelasi dan faktor kalibrasi berturut-turut sebesar $R=0,937$ dan $FK = 0,85$. Hasil pengukuran intensitas radiasi menunjukkan bahwa terdapat perbedaan yang signifikan antara perubahan jarak pengukuran terhadap nilai aktivitas yang diperoleh. Nilai intake ^{131}I di tiroid dapat diperoleh melalui hasil perkalian aktivitas terhadap fraksi intake, sedangkan dosis internal diperoleh melalui perkalian antara intake dan faktor konversi dosis menurut model biokinetik ^{131}I dalam tubuh. Nilai dosis yang dihasilkan untuk semua kelompok usia berkisar antara 0,014 - 0,028 Sv.

Kata kunci : kalibrasi surveymeter, tiroid, kedaruratan nuklir, aktivitas, intake, dosis interna

MEASUREMENT OF ^{131}I CONTAMINATION IN THYROID IN EMERGENCY SITUATIONS

ABSTRACT

One of the most radionuclides released in nuclear fission is ^{131}I . Isotop ^{131}I can come into human body and accumulate in thyroid gland through inhalation and ingestion. Measurement of ^{131}I in thyroid for emergency situations had been conducted by using some of portable monitor radiation (surveymeter) to find level of ^{131}I contamination, such as activity, intake dan internal dose. In this research, thyroid phantom is applied to simulate the real thyroid gland.

The first step in this research was to calibrate surveymeters, then to measure radiation intensity in thyroid phantom, and to estimate activity, intake and also internal dose caused by ^{131}I accumulation in thyroid. Surveymeters were calibrated to get curve of calibration and calibration factor by mean of gamma spectrometer as a standard equipment. Intensity of radiation was measured for three group of ages Indonesian reference man : children, adolescents, and adults at two various distances : 8 cm and 14 cm.

From the calibration showed that Ludlum model 44-9 is better than the others surveymeter, which got $R=0,937$ and calibration factor $FK = 0,85$. Beside that, the result of intensity measurement show that the activity of ^{131}I in thyroid significantly different for the distances 8 cm and 14 cm. Intake can be determined from multiplication between activity and fraction of retention, and then internal dose from multiplication between intake and dose conversion factor. The internal doses obtained for every group of ages are ranged from 0,014-0,028 Sv.

Keyword : surveymeter calibration, thyroid gland, nuclear emergency, activity, intake, internal dose.

KATA PENGANTAR

Segala puji semata milik Allah, Tuhan semesta alam, tidak ada yang berhak disembah selain Dia, hanya Dia-lah tempat bergantung, Dia tidak beranak dan tidak pula diperanakkan, dan tak ada satupun yang setara dengan-Nya. Dialah ALLAH yang atas kuasa-Nyalah penulis dapat menyelesaikan laporan skripsi ini. Semoga kesejahteraan juga dilimpahkan kepada Nabi Muhammad SAW yang telah mewariskan sifat-sifat teladan yang baik bagi seluruh manusia.

Betapa banyak hal berharga yang penulis dapatkan selama pelaksanaan skripsi ini. Bantuan dari banyak pihak-pun terasa sangat berarti dalam perjalanan sebelum, selama dan sesudah pelaksanaan program ini. Sehingga, perkenankanlah penulis menuangkan rasa terima kasih tersebut pada lembar ini, khususnya kepada :

1. Orang tua dan keluarga sekalian, yang banyak memberi semangat dan keceriaan selama hidup penulis.
2. Drs. Unggul. P. Juswono, M. Sc selaku Dosen Pembimbing I.
3. Pak Bunawas, selaku Dosen Pembimbing II, terima kasih atas segala ilmu berharganya dan kebersediannya Bapak direpotkan oleh penulis.
4. Bapak Eko Pudjadi, Bapak Gatot, Bapak Mahsun, Bapak Misdar serta seluruh staf kerja di PTKMR Jakarta yang banyak memberi ilmu dan pelajaran hidup.
5. Bapak Adi Susilo selaku Ketua Jurusan Fisika Fakultas MIPA Universitas Brawijaya.
6. Seluruh staf Tata Usaha Jurusan Fisika atas segala bantuannya.
7. Semua teman angkatan 2006, senang mengenal kalian semua, serta keluarga besar Fisika, terima kasih atas kasih sayang, semangat dan persahabatan ini.
8. Keluarga Besar Pondok Sahabat yang telah banyak menghibur penulis dan memberi nasehat-nasehat berharga sehingga penulis mampu mempertahankan semangat hingga tugas ini selesai.

Penulis pun menyadari, tentunya masih ada kekurangan dalam penulisan skripsi ini, sehingga kritik serta masukan sangat penulis harapkan demi perbaikan dimasa yang akan datang.

Akhir kata, terimalah permohonan maaf penulis atas segala kesalahan yang ada, dan terima kasih sebanyak-banyaknya atas kebaikan para pembaca sekalian.

Wassalamu'alaikum Warohmatullahi Wabarokaatuh....

Malang, 1 juni
2011

Penulis

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



DAFTAR ISI

	Halaman
JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	ii
LEMBAR PERNYATAAN	iii
ABSTRAK	iv
ABSTRACT	v
KATA PENGANTAR	vi
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Radioaktivitas.....	5
2.1.1 Peluruhan zat radioaktif.....	7
2.1.2 Aktivitas zat radioaktif.....	8
2.2 Interaksi radiasi dengan materi	
2.2.1 Interaksi partikel bermuatan dengan materi.....	9
2.2.2 Interaksi foton dengan materi.....	16
2.3 Detektor radiasi	
2.3.1 Detektor isian gas.....	20
2.3.2 Detektor sintilasi.....	23
2.3.3 Detektor semikonduktor.....	25
2.4 Dosimetri radiasi.....	26
2.5 Kedaruratan nuklir.....	30
2.6 Sumber ¹³¹ I di lingkungan.....	30
2.7 Organ tiroid	
2.7.1 Fungsi dan anatomi kelenjar tiroid.....	31
2.7.2 Perjalanan ¹³¹ I dari lingkungan menuju manusia....	32
2.7.3 Pengaruh ¹³¹ I pada organ tiroid.....	34

2.8 Metode pengukuran radiasi di tiroid.....	35
--	----

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Tempat dan Waktu Penelitian	37
3.2 Alat dan Bahan Penelitian	37
3.3 Tahapan Penelitian	38
3.4 Tata Laksana Penelitian.....	40
3.4.1 Pembuatan phantom	40
3.4.2 Pengujian Phantom tiroid	42
3.4.3 Pengisian ¹³¹ I dan ¹³³ Ba ke dalam tiroid	42
3.4.4 Kalibrasi Surveymeter	43
3.4.5 Kalibrasi Spektrometer Gamma	45
3.4.6 Perhitungan intake dan dosis	46

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Simulator ¹³¹ I.....	49
4.2 Perkiraan kontaminasi ¹³¹ I di Tiroid.....	49
4.3 Perkiraan intake serta dosis dan hubungan aktivitas terhadap jarak pengukuran.....	53
4.4 Regulasi dan penanggulangan Kontaminasi ¹³¹ I di tiroid kondisi kedaruratan nuklir	56
4.5 Dekontaminasi ¹³¹ I	59

BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan.....	63
5.2 Saran.....	63

DAFTAR PUSTAKA	64
-----------------------------	----

LAMPIRAN	67
-----------------------	----

Daftar Gambar

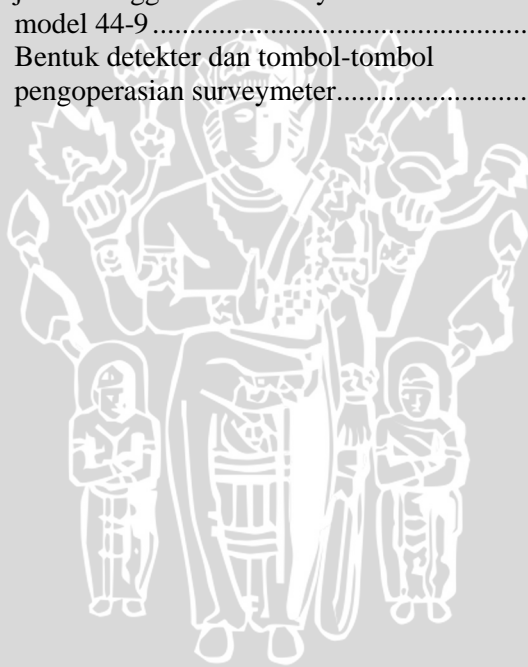
Gambar 2-1	Pita kestabilan	5
Gambar 2-2	Sifat radiasi dalam medan magnet	6
Gambar 2-3	Proses terjadinya ionisasi.....	10
Gambar 2-4	Tingkat-tingkat energi atom hidrogen	13
Gambar 2-5	Eksitasi elektron.....	14
Gambar 2-6	Mekanisme efek fotolistrik	16
Gambar 2-7	Mekanisme efek Compton	17
Gambar 2-8	Proses terjadinya produksi pasangan	19
Gambar 2-9	Proses terjadinya pemisahan pasangan	20
Gambar 2-10	Skema detektor isian gas.....	21
Gambar 2-11	Daerah kerja detektor isian gas	22
Gambar 2-12	Skema detektor sintilasi	23
Gambar 2-13	Mekanisme deteksi radiasi nuklir pada detektor HPGe.....	25
Gambar 2-14	Sistem pendingin pada detektor HPGe	26
Gambar 2-15	Anatomi kelenjar tiroid.....	32
Gambar 2-16	Skema perjalanan ¹³¹ I menuju tubuh.....	33
Gambar 3-1	Skema penelitian.....	39
Gambar 3-2	Bentuk phantom tiroid	41
Gambar 3-3	Bentuk phantom separuh badan	41
Gambar 3-4	Skema pengukuran radiasi di tiroid menggunakan surveymeter	44
Gambar 3-5	Skema pengukuran radiasi menggunakan spectrometer gamma.....	46
Gambar 4-1	Kurva kalibrasi Ludlum model 19	50
Gambar 4-2	Kurva kalibrasi Ludlum model 3-98.....	50
Gambar 4-3	Kurva kalibrasi Ludlum model 44-9.....	51
Gambar 4-4	Kurva kalibrasi pada spektrometer gamma.....	52
Gambar 4-5	Model pancaran radiasi gamma	54
Gambar 4-6	Tahapan dekontaminasi eksterna	60

DAFTAR TABEL

Tabel 2-1	Faktor bobot radiasi pada bebera jenis radiasi	28
Tabel 2-2	Faktor bobot organ untuk beberapa organ	29
Tabel 3-1	Spesifikasi detektor pada surveymeter	37
Tabel 3-2	Data spesifikasi sumber standar ^{131}I dan ^{133}Ba	38
Table 3-3	Nilai fraksi intake ^{131}I di tiroid secara inhalasi	48
Table 3-4	Nilai bobot dosis per unit intake/Faktor Konversi dosis untuk ^{131}I di tiroid secara inhalasi	48
Table 4-1	Faktor kalibrasi masing-masing surveymeter	52
Tabel 4-2	Pengaruh jarak pengukuran terhadap aktivitas, dan perkiraan intake serta dosis akibat inhalasi ^{131}I menggunakan Ludlum model 44-9	53
Tabel 4-3	Pengaruh jarak pengukuran terhadap aktivitas, dan perkiraan intake serta dosis akibat inhalasi ^{131}I menggunakan Ludlum model 44-9	53
Tabel 4-4	Pengaruh jarak pengukuran terhadap aktivitas, dan perkiraan intake serta dosis akibat inhalasi ^{131}I menggunakan Ludlum model 44-9	54
Tabel 4-5	Takaran harian KIO_3 yang diberikan pada berbagai usia	57

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1	Tabel hasil pengukuran ^{131}I pada phantom tiroid untuk berbagai aktivitas	67
Lampiran 2	Tabel hasil pengukuran ^{131}I pada phantom tiroid untuk berbagai aktivitas menggunakan spektrometer gamma	69
lampiran 3	Tabel hasil pengukuran ^{131}I pada phantom tiroid untuk aktivitas yang tidak diketahui	70
lampiran 4	Tabel hasil pengukuran ^{133}Ba pada phantom tiroid (aktivitas sama) pada berbagai jarak menggunakan surveymeter Ludlum model 44-9	71
lampiran 5	Bentuk detektor dan tombol-tombol pengoperasian surveymeter.....	72



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pemanfaatan teknologi nuklir telah meliputi berbagai bidang seperti bidang kedokteran, pembangkit tenaga listrik, perindustrian, pertanian, pengairan, peternakan dan lain sebagainya. Teknologi nuklir yang semakin meningkat ini tidak lepas dari masalah proteksi radiasi yang berhubungan erat dengan keselamatan individu terhadap paparan radiasi yang mengenyainya. Tanpa adanya jaminan keselamatan ini, suatu kegiatan yang menggunakan teknologi nuklir tidak boleh dilaksanakan karena potensi kecelakaan nuklir yang mungkin dapat terjadi dan dapat menimbulkan keadaan darurat. Kejadian yang tidak diinginkan dalam pemakaian teknologi nuklir perlu diperhatikan dan diantisipasi khususnya dari aspek kesehatan.

Salah satu sumber radiasi nuklir berasal dari kegiatan manusia, seperti kegiatan medik, percobaan nuklir dan pembangkit listrik tenaga nuklir (PLTN). Kegiatan-kegiatan tersebut akan menghasilkan radionuklida hasil reaksi fisi, seperti stronsium-90 (^{90}Sr), cesium-137 (^{137}Cs), yodium-131 (^{131}I), zirkonium-95, kripton-85 (^{85}Kr), dan aktivasi seperti kobal-60 (^{60}Co), karbon-14 (^{14}C), dan nitrogen-14 (^{14}N), transuranik dapat menghasilkan plutonium-239 (^{239}Pu) (Wardana, 2007). Dari semua radionuklida tersebut, yang perlu mendapatkan perhatian khusus yaitu ^{131}I . Unsur ^{131}I bisa terlepas melebihi batas yang diijinkan jika terjadi kecelakaan pada kegiatan nuklir yang dilakukan manusia. Karena unsur radioaktif ini bersifat mudah menguap, maka besar kemungkinan masuk ke dalam tubuh melalui saluran pernafasan (inhalasi) kemudian terakumulasi di kelenjar tiroid. Tidak hanya itu, ^{131}I yang terlepas ini kemungkinan akan mengendap pada rerumputan sehingga pada akhirnya masuk ke dalam tubuh manusia melalui jalur rantai makanan.

Kelenjar tiroid merupakan organ yang menghasilkan hormon tiroksin (T4) dan triiodotironin (T3) yang diperlukan dalam pertumbuhan dan perkembangan. Hormon-hormon tersebut merangsang semua aspek metabolisme sel, termasuk sintesis protein dan konsumsi oksigen. Organ tiroid mengumpulkan sebagian besar yodium dari total yang masuk ke dalam tubuh untuk menghasilkan hormon-hormon tersebut. Namun jika yang masuk ke tiroid adalah

¹³¹I yang bersifat radioaktif, maka radiasi yang dikeluarkan dapat merusak sel dan mengurangi kinerja organ tiroid. Apalagi jika ini terjadi pada anak-anak yang sangat rawan terkena kanker tiroid setelah paparan radiasi seperti yang terjadi pada kecelakaan Chernobyl.

Agar masalah kesehatan tersebut dapat dihindari, maka kedaruratan nuklir harus dipersiapkan sedini mungkin, walaupun kemungkinan terjadinya kecelakaan nuklir rendah. Kedaruratan nuklir dilakukan melalui pengukuran yang cepat dan akurat mengenai jumlah kontaminasi zat radioaktif yang ditimbulkan. Menurut IAEA kecepatan gerak dan set-up paling lambat 24 jam alat ukur radiasi sudah dilokasi kejadian setelah deklarasi kedaruratan nuklir. Selanjutnya hasil pengukuran akan memberikan informasi atau petunjuk dalam memantau lokasi-lokasi yang berhubungan dengan tempat produksi ataupun tempat pemanfaatan ¹³¹I baik dalam keadaan normal maupun bila terjadi kecelakaan.

Berkaitan dengan langkah antisipasi tersebut, pada penelitian ini akan dilakukan pengujian beberapa alat ukur radiasi untuk pengukuran tingkat kontaminasi ¹³¹I di organ tiroid kondisi kedaruratan nuklir. Alat ukur radiasi yang digunakan berukuran kecil sehingga mudah dibawa (*portable*), sehingga diharapkan dapat mempercepat persiapan pada kondisi darurat nuklir.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang diatas permasalahan yang dapat dirumuskan yaitu, berapa nilai faktor kalibrasi alat ukur radiasi portable (survey meter), bagaimanakah pengaruh ukuran dan jarak pengukuran radiasi phantom terhadap aktivitas ¹³¹I di tiroid, bagaimanakah memperkirakan asupan ¹³¹I (*intake*) serta dosis interna di tiroid, bagaimanakah regulasi serta penanggulangan kontaminasi ¹³¹I pada kondisi kedaruratan nuklir ?

1.3 Batasan Masalah

Agar penelitian dapat berjalan sesuai dengan yang diharapkan, maka dengan melihat rumusan masalah diatas, penelitian ini dibatasi dalam beberapa hal yaitu : kontaminasi zat radioaktif di tiroid berasal dari ¹³¹I yang masuk dengan cara inhalasi, pengujian

sifat-sifat material phantom tidak dilakukan dan kedalaman phantom pada tubuh di setiap kelompok usia dianggap sama.

1.4 Tujuan Penelitian

Penelitian ini memiliki tujuan untuk mengetahui pengaruh jarak pengukuran terhadap aktivitas ^{131}I di tiroid, mengetahui tingkat kontaminasi ^{131}I di tiroid, dan memperkirakan dosis interna dari hasil pengukuran surveymeter.

1.5 Manfaat Penelitian

Kecelakaan pada tempat-tempat pemanfaatan tenaga nuklir bisa terjadi kapan saja. Pemantauan lingkungan terkait pemanfaatan teknologi nuklir mutlak harus dilakukan untuk memberitahu masyarakat bahwa pemanfaatan teknologi nuklir dalam keadaan aman atau tidak. Oleh karena itu, dengan menggunakan alat ukur radiasi portable untuk mengetahui nilai konsentrasi ^{131}I di tiroid akan bermanfaat dalam memberikan informasi secara cepat mengenai kondisi lingkungan yang terkontaminasi partikel radioaktif ^{131}I .



UNIVERSITAS BRAWIJAYA

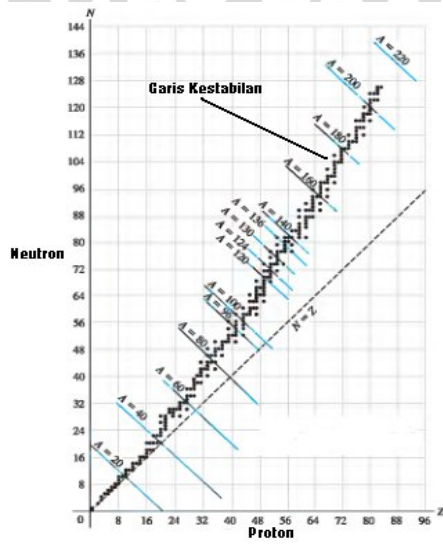
(Halaman ini sengaja dikosongkan)



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Radioaktivitas

Radioaktivitas merupakan hasil dari disintegrasi atau peluruhan inti atom yang tidak stabil. Kestabilan inti dipengaruhi oleh perbandingan jumlah neutron dan proton dalam inti tersebut. Sebuah kurva yang menunjukkan perbandingan ini dapat dilihat pada Gambar 2-1.



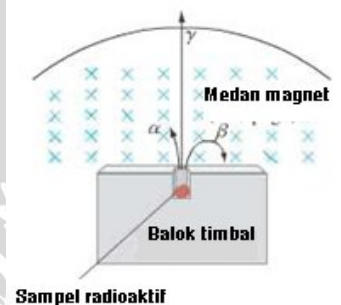
Gambar 2-1 : Grafik hubungan antara jumlah Neutron (N) dan Proton (Z). Untuk inti atom yang lebih berat, N relatif lebih besar dari pada Z. Kelompok nuklida stabil yang berada di sepanjang kurva dinamakan garis kestabilan (Fishbane dkk, 2005).

Pada nilai Z yang rendah, inti atom yang stabil cenderung memiliki perbandingan jumlah neutron N dan proton Z yang sama, sedangkan ketika jumlah Z meningkat, jumlah N cenderung melebihi jumlah Z. Oleh karena itu, kurva yang terdapat pada Gambar 2-1, nuklida-nuklida stabil berada pada daerah yang dinamakan garis kestabilan (Fishbane dkk, 2005).

Suatu bahan yang dapat menunjukkan gejala radioaktivitas dinamakan bahan radioaktif. Bahan ini mengandung inti-inti yang tidak stabil, sehingga menyebabkan inti tersebut meluruh sambil

melepaskan beberapa radiasi yang memiliki karakteristik yang berbeda.

Pada tahun 1898 Rutherford dan ilmuwan lainnya telah mempelajari keberadaan sinar (*rays*) yang teremisi ketika terjadi peristiwa radioaktivitas. Mereka menemukan bahwa sinar-sinar tersebut dapat diklasifikasikan menjadi tiga tipe berdasarkan daya tembus mereka ketika mengenai bahan. Tipe pertama memiliki sifat dapat menembus selembar kertas. Tipe berikutnya dapat melewati pelat aluminium setebal 3 mm, dan tipe yang terakhir dapat melewati beberapa cm dari ketebalan logam timbal. Ketiga tipe ini kemudian berturut-turut diberi nama radiasi alfa(α), beta(β) dan gamma(γ).



Gambar 2-2 : Kinetika beberapa radiasi pada medan magnet (Giancoli, 2001).

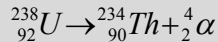
Disamping daya tembusnya terhadap bahan, ketiga jenis radiasi tersebut memiliki muatan yang berbeda. Hal ini ditunjukkan dengan menempatkan radiasi tersebut pada medan magnet. Ketika radiasi α , β dan γ tersebut melewati medan magnet, masing-masing radiasi akan dibelokkan pada arah yang berbeda (Gambar 2-2). Sehingga dari eksperimen ini disimpulkan bahwa radiasi α bermuatan positif, β bermuatan negatif dan γ bersifat netral. Berkaitan dengan hal itu beberapa radiasi yang dipancarkan ini ternyata mirip dengan partikel yang sudah dikenal, dimana radiasi γ adalah foton berenergi yang sangat tinggi yang energinya bahkan lebih tinggi dari sinar-X, radiasi β adalah elektron dan radiasi α tidak lain merupakan inti dari atom helium (${}^4_2\text{He}$).

Lebih jauh lagi, ketiga jenis radiasi tersebut jika mengenai suatu atom atau molekul, maka dapat menyebabkan terjadinya ionisasi (perubahan atom atau molekul menjadi ion) baik secara

langsung maupun tidak. Oleh karena itu radiasi α , β dan γ juga tergolong dalam jenis radiasi pengion.

2.1.1 Peluruhan zat radioaktif

Peluruhan zat radioaktif merupakan proses pengurangan komposisi inti (proton dan neutron) dari suatu atom yang tidak stabil. Karena terjadinya pengurangan pada komposisi inti atom, proses ini menghasilkan atom lain yang lebih stabil. Sebagai contoh, sebuah inti atom ${}_{92}^{238}\text{U}$ pada saat meluruh menghasilkan inti ${}_{90}^{234}\text{Th}$ dan partikel ${}_{2}^{4}\alpha$ yang dapat ditulis dalam reaksi peluruhan berikut :



Inti atom ${}_{90}^{234}\text{Th}$ yang terbentuk pada reaksi diatas sesungguhnya masih merupakan atom radioaktif, sehingga peluruhan akan terus berlangsung hingga akhirnya diperoleh inti atom yang stabil.

Kehadiran suatu zat radioaktif dalam kehidupan sehari-hari jarang ditemukan dalam bentuk atom tunggal, akan tetapi sejumlah atom akan terakumulasi dalam bentuk padat maupun cair. Sehingga dalam banyak aplikasi sangat penting sekali menghitung berapa jumlah inti atom yang meluruh pada waktu tertentu.

Jika dianggap pada selang waktu Δt suatu inti atom meluruh, maka perubahan jumlah inti atom ΔN akan sebanding dengan jumlah atom N dan interval waktu Δt . Perubahan jumlah inti atom dapat dirumuskan dengan

$$\Delta N \approx -N\Delta t \quad (1)$$

Tanda negatif muncul karena selama peluruhan nilai N akan berkurang. Karena peluruhan merupakan proses yang bersifat acak, maka pada sisi kanan persamaan diberi sebuah konstanta λ yang menunjukkan kebolehjadian dalam proses peluruhan. Konstanta ini memiliki dimensi waktu resiprok (*reciprocal time*) yaitu 1/sekon. Adapun persamaan (1) berubah menjadi

$$\Delta N = -\lambda N\Delta t \quad (2)$$

Dengan memproses lebih lanjut persamaan 2 akan diperoleh persamaan baru sebagai berikut :

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (3)$$

dimana N_0 adalah jumlah inti atom awal dan N jumlah atom pada waktu t .

Kecepatan peluruhan sampel radioaktif tertentu biasanya diukur dengan *waktu paruh*, $t_{1/2}$, yang didefinisikan sebagai interval waktu dimana jumlah inti atom induk dibagian awal interval akan berkurang oleh faktor setengah. Paruh waktu diperoleh dalam bentuk λ sebagai

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0,693}{\lambda} \quad (4)$$

Dengan demikian, setelah memulai dengan inti atom dengan jumlah N_0 , $N_0/2$ akan tertinggal setelah waktu $t_{1/2}$ (Gautreau & Savin, 2006).

2.1.2 Aktivitas zat radioaktif

Aktivitas zat radioaktif menyatakan jumlah zat radioaktif yang melakukan peluruhan (desintegrasi) setiap satuan waktu. Untuk menyatakan aktivitas zat radioaktif digunakan satuan *becquerel*, yang disingkat Bq. Zat radioaktif dikatakan beraktivitas satu Bq apabila zat itu melakukan satu kali peluruhan setiap detiknya. Jadi :

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ disintegrasi per sekon (dps)}$$

Satuan Bq merupakan satuan yang sangat kecil.

Selain Bq, satuan lain yang juga digunakan untuk menyatakan aktivitas zat radioaktif, yaitu dalam *curie* yang disingkat Ci. Pada umumnya untuk zat radioaktif dengan tingkat aktivitas rendah digunakan satuan Bq, sedangkan untuk aktivitas tinggi digunakan satuan Ci. Satu Ci semula didefinisikan sebagai aktivitas 1 gram Radium-226 yang melakukan peluruhan $3,7 \times 10^{10}$ disintegrasi per sekon (dps). Karena $1 \text{ dps} = 1 \text{ Bq}$, maka

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq} \quad (5)$$

Aktivitas zat radioaktif hanya menunjukkan jumlah inti radioaktif yang melakukan peluruhan, tetapi tidak menunjukkan jumlah radiasi yang dipancarkannya. Dalam setiap kali melakukan peluruhan, zat radioaktif dapat memancarkan lebih dari satu macam radiasi.

Mengingat aktivitas zat radioaktif menyatakan jumlah zat yang meluruh (ΔN) tiap satuan waktu (Δt), maka aktivitas dari suatu zat radioaktif dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$A = \Delta N / \Delta t = \lambda N \quad (6)$$

dengan : A = aktivitas zat radioaktif (Bq)
 λ = konstanta peluruhan (s^{-1})
 N = jumlah atom radioaktif

Jumlah atom radioaktif selalu berkurang setiap saat karena terjadinya peluruhan. Oleh karena itu, aktivitas zat radioaktif pun selalu berkurang setiap saat. Dari persamaan (3) dan (6) diperoleh :

$$\begin{aligned} N &= N_0 e^{-\lambda t} \\ \lambda N &= \lambda N_0 e^{-\lambda t} \\ A_t &= A_0 e^{-\lambda t} \end{aligned} \quad (7)$$

dengan : A_t = aktivitas zat radioaktif setelah waktu t
 A_0 = aktivitas zat radioaktif mula-mula

2.2 Interaksi Radiasi Dengan Materi

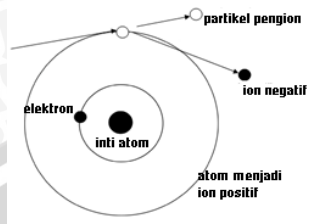
2.2.1 Interaksi partikel bermuatan dengan materi

Termasuk dalam kelompok ini adalah partikel radiasi alfa dan radiasi beta, karena radiasi alfa yang tidak lain adalah inti helium, yaitu ${}^4_2\text{H}^+$ yang bermuatan positif, dan radiasi beta yang merupakan elektron dan positron yang bermuatan negatif dan positif. Oleh karena radiasi alfa dan radiasi beta termasuk dalam kelompok radiasi bermuatan maka interaksinya dengan materi akan menimbulkan efek :

- A. Ionisasi
- B. Eksitasi
- C. Absorpsi

A. Ionisasi

Ionisasi adalah proses fisik yang mengubah suatu atom atau molekul menjadi ion melalui penambahan atau pelepasan partikel bermuatan seperti elektron atau yang lainnya. Pada peristiwa ionisasi molekul ataupun atom yang semula tidak bermuatan listrik dipaksa menjadi bermuatan listrik. Peristiwa ionisasi dapat digambarkan sebagai berikut,



Gambar 2-3 : Proses terjadinya ionisasi.

Partikel berupa elektron dapat bergerak bebas dari suatu senyawa, molekul atau atom. Geraknya yang bebas ini dapat menumbuk senyawa, molekul atau atom lain, seperti yang terlihat pada Gambar 2-3 dimana partikel menumbuk suatu atom. Suatu partikel menumbuk atom dan mengenai elektron pada kulit terluar sehingga terpental keluar. Elektron yang terpental keluar ini disebut ion negatif, sedangkan atom yang kehilangan elektronnya menjadi ion positif.

Setiap partikel bermuatan bila berinteraksi dengan materi dapat menimbulkan ionisasi, karena dalam setiap lintasannya pada materi yang dikenai akan meninggalkan sejumlah pasangan ion positif dan ion negatif. Radiasi Alfa yang bermuatan positif akan menghasilkan 10.000-70.000 pasangan ion per cm panjang lintasannya. Akan tetapi jejak lintasannya tidak terlalu jauh, karena massanya yang besar (bermassa 4) dan juga karena muatannya yang positif mudah ditarik oleh elektron bebas (yang bermuatan negatif) yang banyak sekali tersebar di alam ini. Di udara radiasi alfa hanya mampu melintas sejauh 2-3 cm (Wardana, 2007).

Ionisasi yang dihasilkan oleh radiasi Beta yang bermuatan negatif lebih sedikit bila dibandingkan dengan radiasi Alfa yang bermuatan positif. Radiasi beta yang berinteraksi dengan materi akan menghasilkan 60-7000 pasangan ion per cm panjang lintasannya, jauh lebih sedikit bila dibandingkan dengan lintasan radiasi alfa (Wardana, 2007). Hal ini disebabkan karena massanya relatif amat sangat kecil (massanya bisa dianggap sama dengan nol) dan muatannya yang negatif membantu dalam perjalanannya melintasi materi, karena didorong oleh gaya coulumb elektron yang bermuatan negatif yang banyak terdapat di alam ini. Untuk radiasi beta yang bermuatan positif (positron) yang kebolejadiannya di alam sangat kecil, jelas jauh lebih sedikit kemampuannya untuk mengionisasikan

materi yang dilaluinya. Hal ini disebabkan karena sebelum mengionisasikan materi, terlebih dahulu positron ini akan ditangkap oleh elektron yang banyak tersebar di alam.

B.Eksitasi

Jika ditinjau sebuah atom hidrogen, yang terdiri dari satu elektron yang mengitari sebuah inti atom yang bermuatan positif dan dengan menganggap jari-jari orbit lingkarannya adalah r serta elektron (bermassa m) bergerak dengan laju v , maka selama elektron mengitari inti atom terdapat gaya tarik Coulumb yang berperan memberikan percepatan sentripetal v^2/r , jadi

$$F = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q_1 q_2}{r^2} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{e^2}{r^2} = \frac{mv^2}{r} \quad (8)$$

Jika persamaan ini, dicari hubungannya dengan energi kinetik elektron (dengan anggapan inti atom diam) akan diperoleh

$$K = \frac{1}{2} mv^2 = \frac{1}{8\pi\epsilon_0} \frac{e^2}{r} \quad (9)$$

Energi potensial sistem elektron-inti adalah energi potensial Coulumb :

$$V = -\frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{e^2}{r} \quad (10)$$

Dengan demikian energi total sistem adalah

$$E = K + V = \frac{1}{8\pi\epsilon_0} \frac{e^2}{r} - \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{e^2}{r}$$

$$E = -\frac{1}{8\pi\epsilon_0} \frac{e^2}{r} \quad (11)$$

Energi total bertanda negatif; ini berlaku untuk setiap elektron atomik, dan mencerminkan bahwa elektron itu terikat pada inti. Jika E lebih besar dari nol, elektronnya tidak akan mengikuti orbit tertutup disekeliling inti.

Fisika klasik meramalkan bahwa sebuah muatan listrik yang mengalami percepatan, seperti elektron yang mengorbit dalam model ini, harus meradiasikan energi elektromagnet secara kontinu. Ketika energi ini dipancarkan, energi totalnya menurun, dan elektron berspiral menuju inti atom sehingga atom akhirnya runtuh ke inti. Untuk mengatasi kesulitan ini, Bohr mengusulkan gagasan keadaan "mantap satsioner" yaitu keadaan gerak tertentu dimana elektron tidak meradiasikan energi elektromagnet. Dari sini Bohr menyimpulkan bahwa dalam keadaan ini momentum sudut orbital elektron bernilai kelipatan bulat dari \hbar .

Vektor momentum sudut dalam fisika klasik didefinisikan sebagai $\mathbf{l} = \mathbf{r} \times \mathbf{p}$. Untuk momentum sudut elektron yang beredar mengelilingi inti atom, \mathbf{r} tegak lurus \mathbf{p} , sehingga dapat disederhanakan menjadi $l = rp = mvr$. Jadi postulat Bohr adalah

$$mvr = n\hbar \quad (12)$$

dimana : m = massa elektron (kg)

$n = 1, 2, 3, 4, \dots$

v = kecepatan (m/s)

p = momentum linier (kg.m/s)

Dengan menggunakan pernyataan tersebut dan hubungan bagi energi kinetik,

$$\frac{1}{2}mv^2 = \frac{1}{2}m\left(\frac{n\hbar}{mr}\right)^2 = \frac{1}{8\pi\epsilon_0} \frac{e^2}{r} \quad (13)$$

maka diperoleh nilai jari-jari r yang diperkenankan, yakni :

$$r_n = \frac{4\pi\epsilon_0\hbar^2}{me^2} n^2 \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (14)$$

Jari-jari terdalam bisa disebut jari-jari Bohr dari atom hidrogen dan dinyatakan dengan lambang a_0 , dan jari-jari yang lain dapat diekspresikan oleh

$$r_n = n^2 a_0 \quad (15)$$

Sehingga jarak antara orbit yang berdekatan bertambah besar.

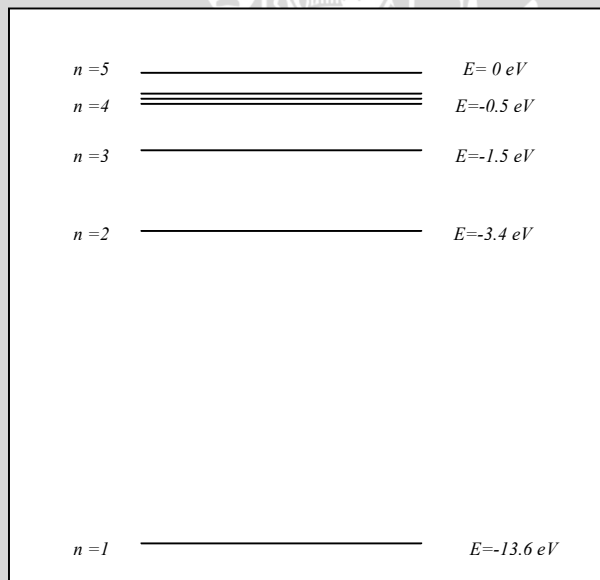
Berbagai orbit yang diijinkan berkaitan dengan energi elektron yang berbeda-beda. Dengan mensubstitusikan r_n dari

persamaan 3-13 menuju persamaan 3-10 maka diperoleh persamaan sebagai berikut :

$$E_n = -\frac{me^4}{8\epsilon_0^2 h^2} \left(\frac{1}{n^2} \right) = \frac{E_1}{n^2} \quad n = 1, 2, \dots \quad (16)$$

Energi yang ditentukan oleh persamaan (15) disebut tingkat energi dari atom hidrogen dan ditunjukkan pada Gambar 2-4.

Jadi, energi elektron terkuantisasi-artinya, hanyalah nilai-nilai energi tertentu yang diperkenankan, seperti diperlihatkan pada gambar tersebut. Pada tingkat terendahnya, dengan $n=1$, elektron memiliki energi $E_1 = -13,6 \text{ eV}$ dan beredar dengan jari-jari edar sebesar $0,0529 \text{ nm}$. Ini adalah keadaan dasar. Semua keadaan yang lebih tinggi ($n=2$ dengan $E_2 = -3,4 \text{ eV}$, $n=3$ dengan $E_3 = -1,5 \text{ eV}$, dan seterusnya) adalah keadaan eksitasi (Krane, 2008).



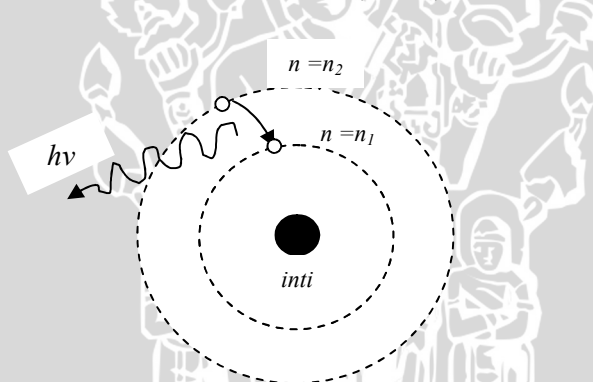
Gambar 2-4 : Tingkat-tingkat energi atom hidrogen.

Energi eksitasi suatu keadaan eksitasi n adalah energi di atas keadaan dasar, $E_n - E_1$. Jadi, keadaan eksitasi pertama ($n=2$) memiliki energi eksitasi sebesar $-3,4 \text{ eV} - (-13,6 \text{ eV})$ atau $10,2 \text{ eV}$,

keadaan eksitasi kedua memiliki energi eksitasi 12,1 eV, dan seterusnya.

Bohr juga mempostulatkan bahwa elektron dapat berpindah dari satu tingkat energi ke tingkat energi yang lain. Apabila elektron berpindah dari tingkat energi rendah menuju tingkat energi tinggi maka energi akan diserap untuk melakukan proses tersebut. Elektron yang berpindah dari tingkat energi rendah menuju tingkat energi yang lebih tinggi menyebabkan elektron tereksitasi. Akan tetapi keadaan elektron tereksitasi ini tidak stabil sehingga elektron kembali dari tingkat energi tinggi menuju tingkat energi rendah yang disertai pelepasan energi dalam bentuk radiasi (deeksitasi).

Pada tingkat yang lebih rendah, energi yang dimiliki elektron lebih rendah daripada di tingkat sebelumnya. Perbedaan energi ini muncul sebagai sebuah kuantum radiasi berenergi $h\nu$ yang sama besar dengan beda energi antara kedua tingkat tersebut. Artinya, jika elektron melompat dari $n = n_1$ ke $n = n_2$, seperti Gambar 2-5, maka terpancar sebuah foton dengan energi $h\nu = E_{n_2} - E_{n_1}$.



Gambar 2-5 : Sebuah elektron melompat dari keadaan n_1 ke keadaan n_2 , dan memancarkan sebuah foton.

Proses eksitasi dapat terjadi karena partikel radiasi bermuatan yang berinteraksi dengan materi yang menyebabkan struktur atom bahan terganggu atau dalam keadaan tereksitasi. Pada radiasi alfa, peristiwa eksitasi yang terjadi disebabkan karena energi radiasi alfa yang ditransfer ke elektron orbital dari struktur atomnya. Keadaan ini yang menyebabkan atom suatu bahan terganggu.

Pada radiasi beta, peristiwa eksitasi bisa terjadi karena pengaruh adanya peristiwa *stopping power* yang menyebabkan energi radiasi beta hilang di sepanjang lintasannya. Energi radiasi beta yang hilang ini menyebabkan atom-atom yang ada di sepanjang lintasan radiasi beta juga terganggu (Wardana, 2007).

C.Absorpsi

Peristiwa absorpsi adalah peristiwa terserapnya partikel radiasi oleh suatu bahan yang terkena radiasi. Pada peristiwa absorpsi ini ada radiasi yang terserap seluruhnya oleh materi, ada yang hanya sebagian terserap oleh materi dan sisanya ada yang diteruskan keluar dari materi. Akibat peristiwa absorpsi radiasi oleh suatu bahan (materi), bahan akan menjadi panas sesuai dengan energi radiasi yang ditransfer ke atom-atom bahan.

Partikel radiasi yang bermassa besar akan lebih mudah terabsorpsi daripada partikel yang bermassa kecil. Hal ini mudah dipahami karena massa yang besar relatif gerak kinetisnya lebih lambat daripada massa yang kecil. Selain daripada itu, muatan yang dibawa partikel radiasi juga berpengaruh pada peristiwa absorpsi. Partikel radiasi yang bermuatan positif akan lebih mudah tertangkap oleh elektron-elektron bahan. Dengan kata lain partikel radiasi yang bermuatan positif akan lebih mudah diabsorpsi oleh materi.

Berdasarkan uraian tersebut di atas dapat ditarik kesimpulan bahwa pada interaksi radiasi dengan materi, radiasi alfa lebih mudah diabsorpsi daripada radiasi beta. Dengan dasar pengertian ini maka radiasi alfa dapat ditahan oleh kertas sedangkan radiasi beta baru bisa ditahan oleh papan kayu yang tebal. Kenyataan ini sesuai dengan harga koefisien absorpsi linear kayu yang memang lebih tinggi daripada koefisien absorpsi linear kertas. Bila dikaitkan dengan koefisien absorpsi linear materi, maka proses penyerapan akan mengikuti persamaan de'alembert berikut ini :

$$I = I_0 e^{-\mu t} \quad (17)$$

Dimana :

I = intensitas radiasi setelah menembus bahan (J/m^2s)

I_0 = intensitas radiasi mula-mula ($J/s.m^2$)

μ = koefisien absorpsi linier bahan (m^{-1} atau cm^{-1})

t = tebal bahan (m atau cm)

Untuk mengetahui banyaknya radiasi yang terserap oleh suatu bahan digunakan satuan dosis serap atau *Radiation Absorbed Dose* yang disingkat *Rad*. Jadi dosis serap merupakan ukuran banyaknya energi yang diberikan oleh radiasi pengion kepada medium. Dosis serap sebesar 1 Rad sama dengan energi yang diberikan kepada bahan sebesar 1 Joule/kg (Wardana, 2007).

2.2.2 Interaksi foton dengan materi

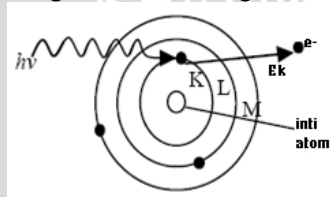
Foton merupakan partikel tidak bermassa dan juga tidak bermuatan. Ketika foton mengenai suatu materi, kemungkinan peristiwa yang bisa ditimbulkan yaitu *efek fotolistrik*, *efek compton*, dan *produksi pasangan*.

A. Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik adalah interaksi antara foton dengan sebuah elektron yang terikat kuat dalam atom yaitu elektron pada kulit bagian dalam suatu atom, biasanya kulit K atau L. Foton akan menumbuk elektron tersebut dan karena elektron itu terikat kuat maka elektron akan menyerap seluruh tenaga foton. Sebagai akibatnya elektron akan dipancarkan keluar dari atom dengan tenaga gerak sebesar selisih tenaga foton dan tenaga ikat elektron (Knoll, 2000), yaitu

$$E_k = h\nu - E_b \tag{18}$$

Dengan E adalah energi foton(eV), E_k adalah energi kinetik elektron (eV), E_b adalah energi ikat elektron (eV), h adalah konstanta Planck ($6,63 \times 10^{-34}$ J.s) dan ν adalah frekuensi gelombang elektromagnetik yang diserap atau yang dipancarkan elektron (Hz). Efek fotolistrik secara skematis dapat digambarkan sebagai berikut :

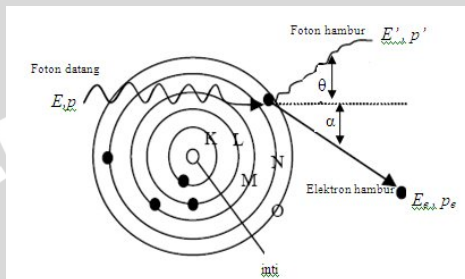


Gambar 2-6. : Mekanisme terjadinya efek fotolistrik (Amalia & Munir, 2001).

B. Hamburan Compton

Hamburan Compton terjadi antara foton dan sebuah elektron bebas yang terdapat pada kulit terluar sebuah atom. Apabila foton

menumbuk elektron tersebut maka berdasarkan hukum kekekalan momentum tidak mungkin elektron akan dapat menyerap seluruh energi foton seperti pada efek fotolistrik. Foton akan menyerahkan sebagian energinya kepada elektron dan kemudian terhambur sebesar sudut terhadap arah gerak foton datang yang ditunjukkan pada Gambar 2-7.



Gambar 2-7 : Mekanisme terjadinya hamburan compton (Amalia & Munir, 2001).

Pada keadaan awal, foton memiliki energi E yang diberikan oleh

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \quad (19)$$

Dan momentumnya adalah

$$p = \frac{E}{c} \quad (20)$$

Elektron, pada keadaan diam, memiliki energi diam $m_e c^2$. Setelah hamburan foton memiliki energi E' dan momentum p' dan bergerak pada arah yang membuat sudut θ terhadap arah foton datang. Elektron memiliki energi total E_e dan momentum p_e dan bergerak pada arah yang membuat sudut α terhadap foton datang. Dalam interaksi ini berlaku persyaratan kekekalan energi dan momentum, yakni :

$$E_{awal} = E_{akhir}$$

$$E + m_e c^2 = E' + E_e \quad (21a)$$

$$(p_x)_{awal} = (p_x)_{akhir}$$

$$p = p_e \cos \alpha + p' \cos \theta \quad (21b)$$

$$(p_y)_{awal} = (p_y)_{akhir}$$

$$0 = p_e \sin \alpha - p' \sin \theta$$

Ketiga persamaan diatas diselesaikan secara serempak dengan memilih untuk mengukur energi dan arah foton hambur, maka E_e dan α dieliminasi. Sudut α dihilangkan dengan menggabungkan persamaan-persamaan momentum :

$$p_e \cos \alpha = p - p' \cos \theta$$

$$p_e \sin \alpha = p' \sin \theta$$

Selanjutnya kuadratkan dan dijumlahkan, memberikan

$$p_e^2 = p^2 - 2pp' \cos \theta + p'^2 \quad (22)$$

atau

$$p_e^2 c^2 = (hv)^2 - 2(hv)(hv') \cos \theta + (hv')^2$$

Dengan menggunakan hubungan relativistik antara energi dan momentum diperoleh

$$E_e^2 = c^2 p_e^2 + m_e^2 c^4 \quad (23)$$

Apabila persamaan (22) dicari hubungannya dengan energi kinetik K akan diperoleh ekspresi berikut.

$$(K + m_e c^2)^2 = c^2 p_e^2 + m_e^2 c^4$$

$$K^2 + 2K m_e c^2 = p_e^2 c^2$$

Karena $K = hv - hv'$, maka dari hubungan kinetik akan didapatkan

$$p_e^2 c^2 = (hv)^2 - 2(hv)(hv') + (hv')^2 + 2m_e c^2 (hv - hv') \quad (24)$$

Dengan melakukan penjabaran lebih lanjut akan diperoleh persamaan

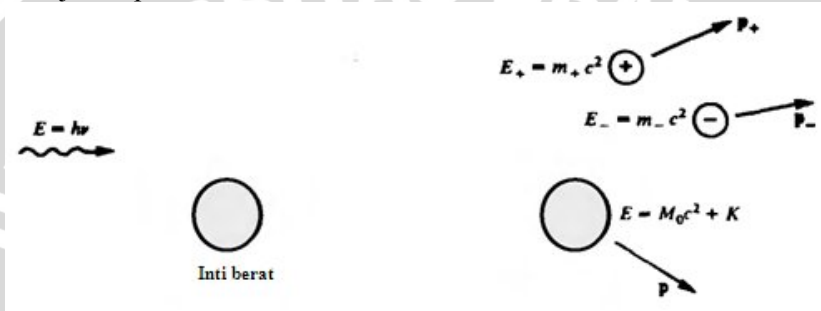
$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta) \quad (25)$$

Kuantitas $h/m_e c$ biasanya disebut panjang gelombang compton, nilainya untuk sebuah elektron adalah $0,0234 \text{ \AA}$ (Gautreau & Savin, 1999). Perhatikan bahwa perubahan panjang gelombang ini

bergantung hanya pada sudut hamburan θ dan tidak bergantung pada energi foton datang.

C. Produksi pasangan

Produksi pasangan terjadi karena interaksi antara foton dengan medan listrik dalam inti atom berat. Jika interaksi itu terjadi, maka foton akan lenyap dan sebagai gantinya akan timbul sepasang elektron-positron. Gambaran proses terjadinya produksi pasangan ditunjukkan pada Gambar 2-8.



Gambar 2-8: Proses terjadinya produksi pasangan (Gautreau & Savin, 1999).

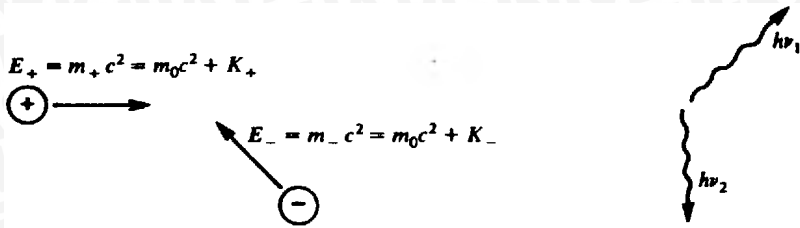
Ketika muatan suatu sistem bernilai awal nol, maka dua partikel yang berlawanan muatannya harus diciptakan guna mengkonversi muatan. Untuk menggabungkan sebuah pasangan, foton datang harus memiliki energi yang setidaknya setara dengan energi diam pasangan tersebut, dan setiap kelebihan energi foton akan muncul sebagai energi kinetik partikel.

Produksi pasangan tidak dapat terjadi di ruang hampa. Oleh karenanya terlihat kehadiran nukleus berat pada gambar diatas. Nukleus membawa sejumlah momentum foton datang, tapi karena massanya yang besar, energi kinetik lompatannya, $K \approx p^2/2M_0$, biasanya diabaikan terhadap energi-energi kinetik pasangan elektron-positron. Dengan demikian, kekekalan energi dapat diterapkan dengan mengabaikan nukleus berat, sehingga menghasilkan

$$h\nu = m_+ c^2 + m_- c^2 = K_+ + K_- + 2m_0 c^2 \quad (26)$$

karena positron dan elektron memiliki massa diam yang sama, yaitu $m_0 = 9,11 \times 10^{-31}$ kg.

Kebalikan proses produksi pasangan juga dapat terjadi yang dinamakan *pemisahan pasangan* (Gambar 2-9).



Gambar 2-9: Proses terjadinya pemisahan pasangan (Gautreau & Savin,1999).

Peristiwa pemisahan pasangan terjadi bila positron berdekatan dengan elektron dan keduanya saling mendekati di bawah pengaruh gaya tarik menarik dari muatan yang berlawanan. Kedua partikel tersebut musnah pada saat yang sama dan massa yang musnah tersebut menjadi energi dan foton sinar gamma yang tercipta (Beiser, 1990).

Sedikitnya dua foton harus dihasilkan untuk memenuhi kekekalan energi dan momentum. Adapun persamaan yang dapat diperoleh sebagai berikut :

$$E_{awal} = E_{akhir} \text{ atau } 2m_0c^2 + K_+ + K_- = hv_1 + hv_2 \quad (27)$$

$$p_{awal} = p_{akhir} \text{ atau } m_+ v_+ + m_- v_- = \frac{h}{2\pi} \mathbf{k}_1 + \frac{h}{2\pi} \mathbf{k}_2 \quad (28)$$

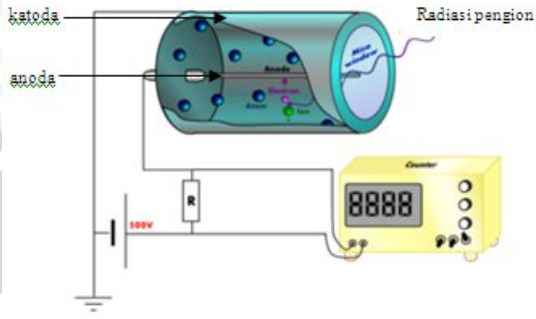
dengan \mathbf{k} adalah vektor perambatan foton, $|\mathbf{k}|=2\pi/\lambda$.

Berlawanan dengan produksi pasangan, ternyata pemisahan pasangan dapat dilakukan di ruang hampa dan prinsip-prinsip energi dan momentum dapat diterapkan (Gautreau & Savin,1999).

2.3 Detektor Radiasi

2.3.1 Detektor isian gas

Detektor jenis ini biasanya terdiri dari sebuah tabung berdinding logam yang diisi dengan gas dan mempunyai kawat di tengahnya. Dinding tabung merangkap sebagai katoda sedang kawat yang di tengah itu sebagai anoda. Skema sebuah detektor isian gas dapat dilihat pada Gambar 2-10.



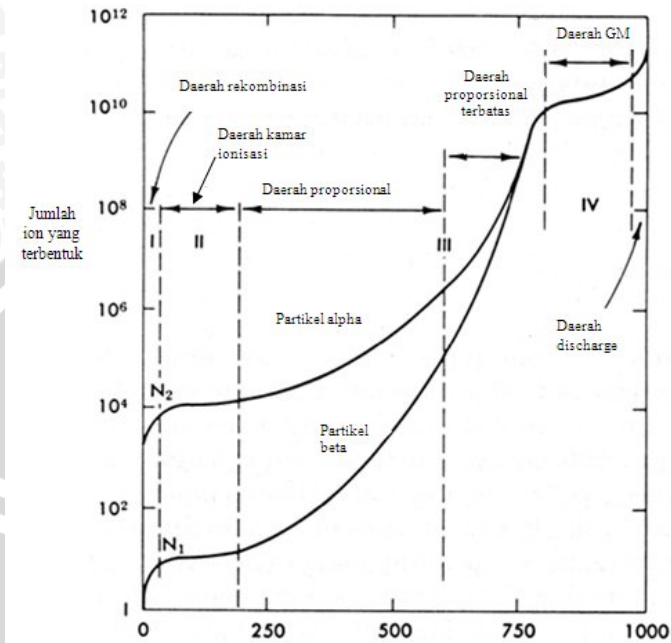
Gambar 2-10 : Skema detektor isian gas.

Apabila dikenakan suatu tegangan diantara elektroda melalui tahanan luar R maka akan timbul medan listrik dalam tabung yang berisi gas itu. Kapasitas elektroda dan seluruh sistem adalah C_0 .

Apabila sinar gamma melalui gas dalam tabung detektor, maka sinar gamma akan berinteraksi dengan atom-atom gas melalui proses fotolistrik, hamburan Compton dan pembentukan pasangan. Interaksi tersebut menghasilkan elektron bebas dan ion positif. Apabila tidak ada medan listrik, elektron akan bergabung kembali dengan ion positif; tetapi jika ada medan listrik, elektron akan bergerak menuju kawat anoda dan ion positif menuju katoda. Biasanya elektron bergerak dengan laju yang lebih tinggi dibandingkan ion positif. Sebagai akibatnya, di anoda akan terkumpul muatan negatif netto sebesar Q yang akan menimbulkan beda potensial sebesar Z/C_0 . Beda potensial sesaat ini menimbulkan signal pulsa listrik yang dapat diproses selanjutnya oleh suatu penguat awal dan seterusnya.

Cacah ion yang terbentuk bergantung pada besar tegangan V yang dikenakan pada detektor. Variasi cacah ion yang terjadi terhadap tegangan ditunjukkan pada Gambar 2-11.

Apabila tegangan dinaikan maka elektron dan ion positif akan bergerak lebih cepat masing-masing ke arah elektroda yang berlawanan muatannya sehingga memperkecil kemungkinan terjadinya penggabungan kembali dan dengan demikian ada lebih banyak ion dan elektron yang mencapai elektroda.



Gambar 2-11 : Pembagian daerah kerja beberapa detektor isian gas.

Kalau tegangan dinaikan terus, maka kemungkinan terjadinya penggabungan kembali elektron dan ion positif dapat diabaikan. Ion-ion yang sampai pada elektroda akan menghasilkan suatu signal pulsa. Daerah ini adalah daerah II, yang biasa dinamakan daerah jenuh atau daerah kamar ionisasi. Detektor isian gas yang bekerja pada daerah ini adalah detektor kamar ionisasi.

Karena kenaikan tegangan pada daerah III, elektron yang dibebaskan akan mempunyai tenaga gerak yang cukup besar untuk mengakibatkan ionisasi sekunder, yaitu mengionkan atom-atom gas lainnya karena tumbukan (dengan ion-ion primer). Hal ini menaikkan jumlah muatan yang akan dikumpulkan pada elektroda dan dengan demikian menaikkan tinggi pulsa yang dihasilkan. Pada awal daerah III, tinggi pulsa yang terjadi sangat tergantung pada tenaga sinar gamma (atau radiasi alfa dan beta) yang dideteksi. Kesebandingan antara tinggi pulsa yang terjadi dengan tenaga radiasi memungkinkan penggunaan detektor yang bekerja pada daerah ini untuk membedakan tenaga-tenaga radiasi yang dideteksi. Daerah III ini

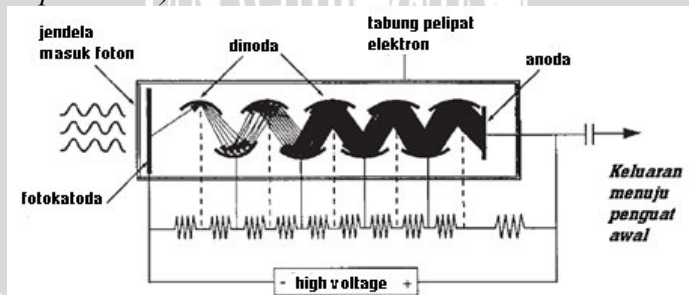
dinamakan daerah kesebandingan dan detektor isian gas yang bekerja pada daerah tegangan ini dinamakan detektor kesebandingan atau detektor proporsional.

Dalam daerah IV, tegangan terus dinaikkan maka tidak ada lagi kesebandingan dan tinggi pulsa tidak lagi bergantung pada besar tenaga radiasi yang dideteksi. Semua pulsa yang terjadi akan mempunyai tinggi yang sama tidak peduli berapa besar tenaga radiasi yang menyebabkannya. Daerah ini dinamakan daerah Geiger-Mueller dan detektor yang digunakan di sini adalah detektor Geiger-Mueller.

Di atas daerah Geiger-Mueller, apabila tegangan dinaikkan terus maka akan terjadi lucutan listrik secara terus menerus dalam tabung gas dan sebagai akibatnya detektor menjadi rusak.

2.3.2 Detektor sintilasi

Pada detektor sintilasi, radiasi nuklir yang mengenai bahan sintilator akan menimbulkan pendar cahaya. Misalnya radiasi Gamma, mengenai kristal sintilator dan berinteraksi dengan atom kristal dengan cara efek fotolistrik, hamburan Compton, atau produksi pasangan. Elektron primer yang dihasilkan dari ketiga macam cara tersebut akan melepaskan energinya dengan mengeksitasi dan mengionisasi atom kristal. Atom yang tereksitasi akan kembali ke tingkat dasarnya dengan melepas energinya dalam bentuk pendar cahaya. Pendar cahaya ini kalau menabrak fotokatoda yang sensitif pada alat pengganda elektron akan menyebabkan terlemparnya elektron dari katoda. Elektron katoda ini selanjutnya akan memberikan pulsa setelah melewati rangkaian pelipat elektron (*Photo Multiplier Tube*).



Gambar 2-12 : Skema detektor sintilasi (Ranger, 1999).

Ada bermacam-macam detektor sintilasi yang dapat dipakai untuk mendeteksi baik radiasi α , β dan γ . Dalam spektrometri- γ , detektor sintilasi yang paling sering digunakan adalah yang terbuat dari kristal tunggal natrium iodida yang telah dikotori dengan sedikit talium dan diberi nama detektor NaI(Tl).

Adanya fotokatoda dan dinoda-dinoda pada tabung pelipat elektron menjadikan detektor sintilasi berbeda dengan detektor-detektor yang lain. Fotokatoda dibuat dari bahan yang mempunyai potensial ionisasi rendah sehingga jika permukaannya terkena tumbukan foton maka akan dilepaskan elektron. Cacah dan tenaga gerak elektron yang dilepaskan ini bergantung pada intensitas dan energi foton yang mengenai sintilator. Makin tinggi energi gamma yang mengenai sintilator, makin tinggi energi foton yang dihasilkan dan makin tinggi pula energi gerak elektron yang dilepaskan dari fotokatoda. Tingkat energi sinar gamma dicerminkan pada tinggi pulsa yang dihasilkan. Sinar gamma yang mempunyai energi tinggi akan menghasilkan pulsa yang tinggi sedang sinar gamma bertenaga rendah akan menghasilkan pulsa yang rendah pula. Di lain pihak intensitas sinar gamma yang dideteksi mempengaruhi cacah elektron yang dibebaskan. Makin tinggi intensitas sinar gamma makin banyak elektron yang dibebaskan dan makin banyak pula pulsa yang dihasilkan oleh detektor (Wardana, 2007).

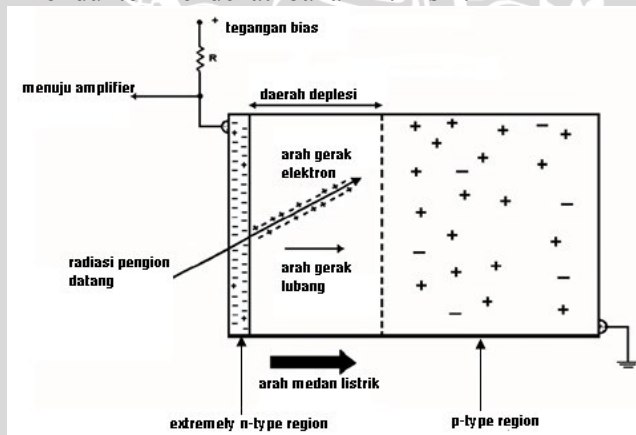
Antara fotokatoda dan anoda terdapat dinoda-dinoda yang mempunyai tegangan tinggi dan diatur sedemikian hingga tegangan dinoda yang dibelakang selalu lebih tinggi daripada tegangan dinoda yang di depannya. Elektron yang dilepaskan oleh fotokatoda akan dipercepat oleh medan listrik dalam tabung pelipat ganda foton (atau lebih tepat : tabung pelipat ganda elektron) menuju dinoda pertama. Dalam proses tumbukan akan melepaskan elektron-elektron lain yang kemudian dipercepat menuju dinoda kedua dan demikian seterusnya. Anoda adalah dinoda terakhir.

Sebuah tabung pelipat ganda elektron biasanya mempunyai 10 tingkat dinoda atau lebih dan pada anoda bisa didapatkan faktor penggandaan antara 10^7 - 10^8 kali. Dengan demikian sinar gamma yang dideteksi akan menghasilkan pulsa listrik sebagai keluaran detektor NaI(Tl). Pulsa ini akan diproses lebih lanjut oleh penguat awal dan peralatan elektronik lainnya.

2.3.3 Detektor Semikonduktor

Detektor semikonduktor merupakan detektor yang terbuat dari bahan-bahan semikonduktor. Bahan-bahan semikonduktor tersebut berupa silikon dan germanium. Karena terbuat dari bahan semikonduktor, perkembangan detektor ini biasanya mengikuti kemajuan teknologi semikonduktor.

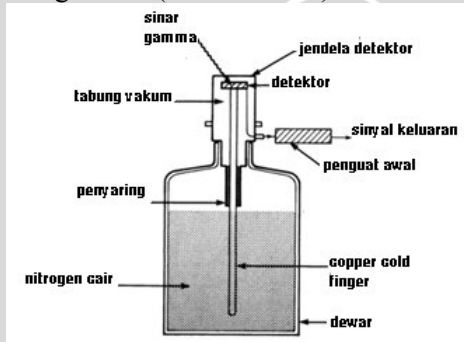
Salah satu contoh detektor semikonduktor yang sering digunakan adalah detektor HPGe (*High Purity Germanium*). Detektor HPGe merupakan detektor dengan sambungan p-i-n dimana i berarti intrinsik (murni). Detektor HPGe dibuat dengan menguapkan lapisan litium pada daerah tipe-p dari kristal germanium pada suhu $\pm 400^{\circ}\text{C}$ dalam sebuah evaporator hampa selama beberapa menit. Litium adalah atom donor yang berfungsi mengkompensasi atom-atom akseptor yang masih terdapat pada material detektor. Lapisan litium yang sudah diuapkan kemudian berdifusi kedalam kristal dalam jangka waktu singkat dan jarak yang pendek (Debertin & Helmer, 1988). Selanjutnya tegangan bias balik yang diberikan pada sambungan pn akan mendorong pembawa mayoritas dari kedua sisi sambungan dan membentuk *depletion region* yang besarnya sebanding dengan banyaknya atom-atom akseptor yang terkompensasi. Proses kompensasi ini sedemikian rupa sehingga selisih antara atom akseptor dan atom litium mendekati nol dan sifat-sifat semikonduktor mendekati bahan intrinsik.



Gambar 2-13 : Mekanisme deteksi radiasi nuklir oleh detektor HPGe.

Kemudian jika terdapat radiasi nuklir yang menembus detektor HPGe maka di dalam depletion region timbul pasangan lobang-elektron (electron-hole pair) seperti yang tampak pada Gambar 2-13. Medan listrik yang ditimbulkan oleh bias balik akan membawa muatan keluar depletion region masuk ke daerah di luar p-n junction. Jumlah muatan yang terbebaskan sebanding dengan energi radiasi dan ini menimbulkan pulsa listrik.

Namun elektron-elektron yang tereksitasi ke pita konduksi melalui interaksi radiasi, elektron tereksitasi secara termal, dan mode eksitasi ini menghasilkan cacah noise. Untuk mengurangi noise ini, detektor harus dioperasikan pada temperatur yang rendah. Temperatur yang sering dipakai mendekati 77°K dengan menggunakan nitrogen cair (Gambar 2-14).



Gambar 2-14 : Sistem pendingin pada detektor HPGe.

2.4 Dosimetri Radiasi

Metode pengukuran dosis radiasi dikenal dengan sebutan dosimetri radiasi. Selama perkembangannya, besaran yang dipakai dalam pengukuran jumlah radiasi selalu didasarkan pada jumlah ion yang terbentuk dalam keadaan tertentu atau pada jumlah energi radiasi yang diserahkan kepada bahan. Radiasi mempunyai satuan karena radiasi membawa atau mentransfer energi dari sumber radiasi yang diteruskan kepada medium yang menerima radiasi. Sampai saat ini ICRP masih tetap menggunakan besaran makroskopis yang disebut besaran dosimetri.

Ada beberapa satuan dasar yang berhubungan dengan radiasi pengion yang disesuaikan dengan kriteria penggunaannya yaitu :

1. Dosis Serap

Dosis serap yaitu besaran yang tidak bergantung pada jenis radiasi, energi radiasi maupun sifat bahan penyerap, tetapi hanya bergantung pada jumlah energi radiasi yang diserap per satuan massa bahan yang menerima penyinaran tersebut. Jadi dosis radiasi merupakan jumlah energi yang diserahkan oleh radiasi atau banyaknya energi yang diserap oleh bahan per satuan massa bahan. Dan secara matematis dapat ditulis dengan :

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (29)$$

Keterangan :

D = Dosis serap

dE = energi yang diserap oleh medium

dm = massa medium

Jika dE dalam *Joule (J)* dan dm dalam kilogram (kg), maka $D = J/kg$ atau *Gray (Gy)* atau *100 radiation absolut dose (rad)*. Sedangkan turunan dosis serap terhadap waktu disebut laju dosis serap dirumuskan sebagai :

$$D = \frac{dD}{dt} \quad (30)$$

Dimana D dinyatakan sebagai *Gray/detik*.

2. Dosis equivalen

Dalam proteksi radiasi, besaran dosimetri yang lebih berguna karena berhubungan langsung dengan efek biologi adalah dosis ekivalen. Besaran dosis ekivalen lebih banyak digunakan berkaitan dengan pengaruh radiasi terhadap tubuh manusia atau sistim biologi lainnya. Dalam konsep ini radiasi apapun jenisnya asal nilai dosis ekivalen sam akan menimbulkan efek biologi yang sama pula terhadap jaringan tertentu. Dalam perhitungan dosis ekivalen ada faktor yang ikut menentukan yaitu kualitas radiasi.

Kualitas radiasi ini mencakup jenis dan energi dari radiasi yang bersangkutan. ICRP 60 memperkenalkan kualitas radiasi sebagai faktor bobot radiasi, w_R . Dosis ekivalen dalam organ T yang menerima penyinaran radiasi R (H_{TR}) ditentukan melalui persamaan :

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R} \quad (31)$$

Keterangan :

$D_{T,R}$ = Dosis serap rata-rata untuk organ atau jaringan T yang menerima radiasi R.

w_R = adalah faktor bobot dari radiasi R

Karena w_R tidak berdimensi maka satuan dari dosis ekivalen sama dengan dosis serap yaitu J/kg . Namun untuk membedakan antara kedua besaran tersebut dosis ekivalen diberi satuan *Sievert* (Sv). Penetapan nilai faktor bobot radiasi (w_R) telah dilakukan oleh ICRP melalui Publikasi ICRP Nomor 60 Tahun 1990. Pemberian nilai w_T ini berdasarkan jenis dan energi radiasi seperti diperlihatkan pada Tabel 2-1.

Tabel 2-1 : Faktor bobot radiasi untuk beberapa jenis dan energi radiasi

Jenis dan rentang energi radiasi	Faktor bobot (w_R)
Foton semua energy	1
Elektron dan muon, semua energi	2
Neutron dengan energi (E_n) :	
$E_n \leq 10 \text{ keV}$	5
$10 \text{ keV} < E_n \leq 100 \text{ keV}$	10
$100 \text{ keV} < E_n \leq 2 \text{ MeV}$	20
$2 \text{ MeV} < E_n \leq 20 \text{ MeV}$	10
$E_n > 20 \text{ MeV}$	5
Proton selain proton terpentil (recoil), energi $> 2 \text{ MeV}$	5
Partikel- α , hasil belah inti berat	20

3. Dosis Efektif

Keefektifan radiasi dalam menimbulkan efek tertentu pada suatu organ diperlukan besaran baru yang disebut besaran dosis efektif. Besaran ini merupakan penurunan dari besaran dosis ekuivalen yang dibobot. Faktor pembobot dosis ekuivalen untuk organ T disebut faktor jaringan, w_T . Nilai ini dipilih agar setiap dosis ekuivalen yang diterima seragam di seluruh tubuh menghasilkan dosis efektif yang nilainya sama dengan dosis ekuivalen yang seragam itu. Dosis efektif dalam organ T, H_E yang menerima radiasi dengan dosis ekuivalen H_T ditentukan melalui persamaan :

$$H_E = w_T H_T \quad (32)$$

Adapun untuk nilai w_T telah ditetapkan oleh ICRP melalui Publikasi ICRP Nomor 60 Tahun 1990. Nilai faktor bobot jaringan (w_T) ini dikembangkan dengan menggunakan “*manusia acuan*” dengan jumlah yang sama untuk setiap jenis kelamin dan mencakup rentang umur yang cukup lebar. Nilai w_T untuk berbagai jenis jaringan diberikan pada Tabel 2-2.

Tabel 2-2 : Faktor bobot jaringan untuk berbagai bagian organ tubuh

Jenis jaringan/organ	w_T
Gonad	0,20
Sumsum merah tulang	0,12
Usus besar	0,12
Parau-paru	0,12
Lambung	0,12
Bladder	0,05
Payudara	0,05
Hati	0,05
Esophagus	0,05
Tiroid	0,05
Kulit	0,01
Permukaan tulang	0,01
Organ sisa	0,05

2.5 Kedaruratan Nuklir

Kedaruratan radiologi (*radiological emergency*) yaitu suatu kondisi yang dianggap memiliki bahaya atau risiko negatif akibat paparan radiasi dari suatu sumber radiasi. Karena sumber radiasi digunakan dalam berbagai bidang termasuk industri, medis dan riset, radiasi kondisi darurat bisa terjadi kapan saja.

Melalui pemanfaatan teknologi nuklir yang demikian luas dan ditambah posisi geografis Indonesia yang rawan gempa dapat diperkirakan kemungkinan terjadinya kecelakaan nuklir (Prayitno, 2008). Oleh karena itu upaya-upaya proteksi manusia dan lingkungan dalam kondisi kedaruratan radiologi sangat dibutuhkan.

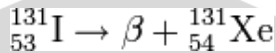
Dalam kondisi kedaruratan radiologi, pemantauan radioaktivitas lingkungan harus dilakukan dalam upaya-upaya perlindungan terhadap masyarakat dan lingkungan. Sebagai contoh jika suatu negara yang telah memiliki dan mengoperasikan beberapa instalasi nuklir, apalagi perencanaan dimasa yang akan datang terdapat pembangunan PLTN harus menentukan sistem kedaruratan yang akan digunakan dengan mempertimbangkan sistem yang sudah ada di berbagai negara (Khusyairi dan Pramono, 2007).

2.6 Sumber ^{131}I di lingkungan

Yodium (iodine) merupakan sebuah unsur dengan nomor atom 53 yang memiliki banyak isotop. Salah satu isotop tersebut yang memiliki waktu paruh panjang dibandingkan isotop yodium yang lain adalah yodium-131 (^{131}I).

Sebagian besar ^{131}I berasal dari reaktor nuklir yang mengiradiasikan neutron menuju target Tellurium yang ada di alam. Irradiasi tellurium alam ini hampir seluruhnya menghasilkan ^{131}I yang memiliki waktu paruh lebih dari hitungan jam. Ketika isotop alam ^{130}Te menyerap sebuah neutron dan memancarkan radiasi beta untuk menjadi ^{131}Te . ^{131}Te memiliki waktu paruh yang pendek 25 menit dan selanjutnya meluruh menjadi ^{131}I yang juga masih bersifat radioaktif. ^{131}I meluruh dengan waktu paruh 8.04 hari sambil memancarkan radiasi beta yang diikuti radiasi gamma. Emisi radiasi beta maksimal dicapai pada energy 606 keV dengan limpahan (yield) 89% dan energy gamma tertinggi diperoleh pada 364 keV dengan

limpahan 81%. Inti-inti ^{131}I yang mengalami peluruhan ini akan bertransformasi menjadi inti $^{131}_{54}\text{Xe}$ dengan reaksi sebagai berikut :



Sumber ^{131}I lainnya juga berasal dari reaksi pembelahan inti ^{235}U . Mekanisme pengeluaran ^{131}I ini dapat berupa pengujian senjata nuklir dan ketika terjadi kecelakaan nuklir. Ketika atom Uranium atau Plutonium mengalami pembelahan (fisi), sekitar 1,5%-2% dari hasil pembelahan tersebut akan menjadi ^{131}I (http://www.atsdr.cdc.gov/csem/iodine/exposure_pathways.html).

2.7 Organ Tiroid

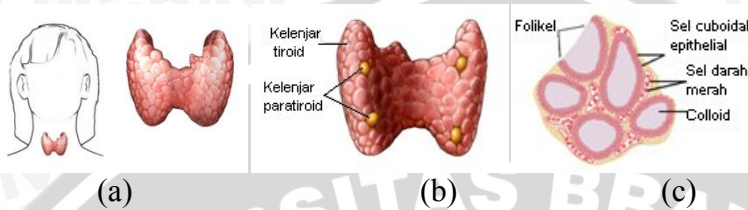
2.7.1 Fungsi dan anatomi kelenjar tiroid

Kelenjar tiroid adalah kelenjar dengan dua lobus yang saling dihubungkan oleh isthmus tipis yang terletak di bawah larinx di dalam leher. Organ tiroid terdiri dari folikel-folikel tertutup (diameter 100-300 mikrometer) berisi *colloid* yang merupakan substansi yang disekresikan dan dibatasi oleh sel-sel cuboidal epithelial (Gambar 2-15c). Di dalam *colloid* terdapat unsur pokok berupa glikoprotein tiroglobulin yang mengandung hormon tiroid pada molekulnya. Ditambah lagi kelenjar tiroid memiliki aliran darah mencapai kira-kira 5 kali berat kelenjar setiap menitnya dan persediaan ini sama besarnya dengan darah yang terdapat pada organ lain di tubuh.

Setiap manusia memiliki ukuran kelenjar tiroid yang berbeda-beda. Dalam keadaan normal kelenjar tiroid pada orang dewasa beratnya antara 15-20 gram.

Kelenjar tiroid bagi manusia memiliki peran yang sangat penting karena kelenjar ini mensekresikan hormon tiroksin (T4) dan triiodotironin (T3). Kedua hormon ini berperan menstimulasi semua aspek metabolisme sel termasuk sintesis protein, konsumsi oksigen dan sangat diperlukan untuk pertumbuhan dan perkembangan. Tidak adanya sekresi tiroid sama sekali biasanya menyebabkan laju metabolisme turun sebesar -30 sampai -40 dan sekresi tiroksin yang berlebihan dapat menyebabkan laju metabolisme basal meningkat mencapai +60 sampai +100. Sekresi tiroid diatur oleh *Thyroid*

Stimulating Hormon (TSH) yang diekskresikan oleh kelenjar hipofisis anterior.



Gambar 2-15 : (a) Kelenjar tiroid dilihat dari depan. (b) Kelenjar tiroid bagian belakang. (c) Struktur anatomi kelenjar tiroid (Guyton & Hall, 2006).

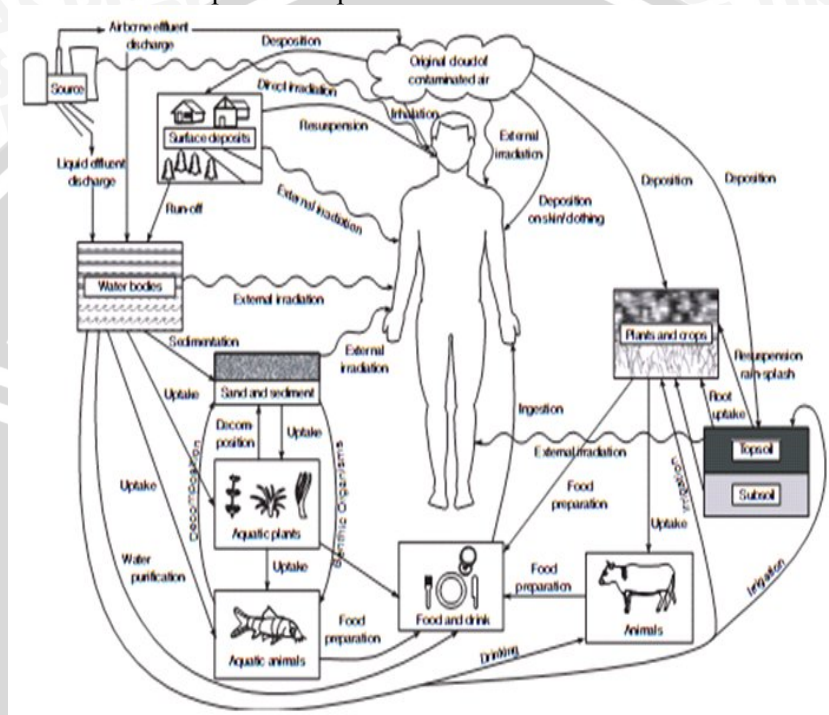
Pembentukan tiroksin dalam jumlah normal, kira-kira 50 mg yodium dibutuhkan setiap tahun atau kira-kira 1 mg perminggu. Untuk mencegah defisiensi yodium, garam meja yang sering digunakan diyodisasi dengan satu bagian natrium yodida untuk setiap 100.000 bagian natrium klorida (Guyton, 2006).

Ketidakcocokan jumlah yodium selama masa perkembangan atau masa dewasa juga dapat menimbulkan permasalahan medis, termasuk penurunan mental, komplikasi jantung, gangguan metabolisme dan gangguan kesehatan mental. Karena potensi ketidakpastian dalam memperoleh jumlah yodium yang tepat, tubuh menghasilkan sejumlah mekanisme seperti penyerapan (absorpsi), pengumpulan, akumulasi dan ekskresi yodium dalam bentuk anion yodida (I^-) monovalent. System ini meliputi sejumlah besar sistem organ dan proses fisiologi yang berbeda, semuanya menjamin supaya proses dan pemanfaatan yodium dilakukan secara tepat. Yodium yang masuk ke tubuh baik secara ingesti akan diserap kedalam peredaran darah melalui usus dan pengumpulan yodium sebagian besar berada di organ tiroid. Yodium ditransportasikan kedalam tiroid dari pembuluh darah oleh sebuah protein yaitu NIS atau *sodium iodide symporter*.

2.7.2 Perjalanan ^{131}I dari lingkungan menuju manusia

Karena I-131 bersumber dari kegiatan yang menggunakan bahan-bahan nuklir, maka ketika I-131 dilepaskan, disamping secara langsung masuk ke dalam tubuh, isotop ini akan melewati berbagai rute sebelum masuk ke dalam tubuh manusia. Isotop ^{131}I yang

terlepas dan terbawa udara suatu saat akan jatuh kemudian terbawa air, jatuh ke permukaan tanah dan ada yang menempel pada tumbuh-tumbuhan dan rerumputan. Skema jalur masuknya ^{131}I ke tubuh manusia dapat dilihat pada Gambar 2-16.



Gambar 2-16 : Skema perjalanan ^{131}I menuju tubuh manusia.

Kontaminasi akibat distribusi ^{131}I ini suatu saat nanti akan sampai juga ke dalam tubuh manusia melalui jalur rantai makanan. ^{131}I berada di air akan mengkontaminasi organisme yang hidup didalamnya. Selain itu, tumbuh-tumbuhan yang terkena akibat jatuhnya (*fallout*) ^{131}I akan termakan oleh hewan-hewan ternak. Salah satu contoh hewan ternak ini adalah sapi. Ketika sapi ini memakan rerumputan yang terkontaminasi tersebut, maka zat ^{131}I juga akan terbawa ke dalam tubuh sapi. Karena susu dan daging sapi merupakan salah satu bahan konsumsi manusia, maka ^{131}I yang masih tersisa akan ikut masuk ke dalam tubuh manusia.

Waktu paruh efektif ^{131}I di tiroid kira-kira 170 jam (7,4 hari). Ini berarti setelah 3 minggu, jumlah ^{131}I di tiroid telah menurun hampir 90%. ICRP memperkirakan bahwa 30% dari total yodium yang masuk ke dalam tubuh akan tersimpan di tiroid. Yodium yang disimpan di tiroid berada pada kelenjar dengan waktu paruh biologi 120 hari.

2.7.3 Pengaruh ^{131}I pada organ tiroid

Yodium adalah zat esensial untuk fungsi yang tepat bagi kelenjar tiroid. Sel tiroid memiliki kemampuan untuk mengambil yodium dan tidak membedakan antara yang stabil maupun yodium radioaktif. Proses metabolisme, biodistribusi dan ekskresi secara umum sama untuk setiap yodium. Hanya ada dua isotop yodium yang terdapat di alam, I^{127} dan I^{129} . Isotop I^{127} merupakan isotop stabil dan terdistribusi luas dalam lingkungan. Sedangkan isotop lainnya seperti ^{123}I , ^{124}I , ^{125}I dan ^{131}I bersumber dari reaktor nuklir, cyclotron dan aplikasi medis.

Radioisotop ^{131}I merupakan zat radioaktif yang cukup menarik perhatian karena keberadaannya yang cukup melimpah akibat kebocoran reaktor nuklir dan sering digunakan dalam aplikasi medis. Pada kondisi tertentu bisa saja zat radioaktif terlepas ke lingkungan walaupun kemungkinannya kecil. Oleh karena itu keberadaan ^{131}I perlu diwaspadai karena sifatnya juga mudah menguap sehingga kemungkinan besar akan masuk tubuh melalui saluran pernapasan. Yodium radioaktif masuk ke dalam tubuh melebihi dosis maksimal yang ditentukan dapat menyebabkan kerusakan jaringan akibat radiasi pengion yang dipancarkan.

Sensitivitas kelenjar tiroid terhadap radiasi pengion berbeda berdasarkan umur. Umur terhadap waktu paparan merupakan faktor yang paling penting yang mempengaruhi risiko kanker, dan kelenjar tiroid pada anak-anak memiliki risiko tertinggi untuk beberapa organ (Ron et al., 1995). Risiko kanker menurun dengan peningkatan umur pada saat pemaparan. Orang dewasa rupanya lebih resistan terhadap pengaruh kanker tiroid oleh radiasi eksternal ^{131}I . Kelenjar tiroid pada anak-anak berkembangbiak lebih cepat daripada kelenjar orang dewasa. Fakta ini adalah alasan utama mengapa pengaruh radiasi segera muncul setelah pajanan kepada golongan anak-anak (Hempelmann, 1968).

Kecelakaan yang terjadi di Chernobyl ternyata menguatkan hubungan antara radiasi pengion dan kanker tiroid. Hal tersebut memperjelas bahwa radiasi pengion lebih banyak mempengaruhi kanker tiroid pada anak-anak terutama yang umurnya paling muda, khususnya mereka yang terkena ^{131}I melalui saluran pencernaan, yang memiliki defisiensi yodium (*iodine-deficient diets*) dan mengakibatkan disfungsi pada kelenjar tiroid (Cardis et al., 2005).

Berkaitan dengan pengaruh radiasi paparan radiasi terhadap manusia, maka ICRP 60 1990 menetapkan batas per tahun dari *intake* sebagai jumlah dari zat radioaktif yang masuk ke tubuh. Untuk pekerja radiasi batas dosis per tahun yang diberikan adalah 20 mSv dan untuk orang awam 1 mSv per tahun.

2.8 Metode Pengukuran Radiasi di Tiroid

Pemantauan dosis radiasi interna di organ tiroid dapat dilakukan dengan metode *in-vivo* dan *in-vitro*. *In-vivo* adalah penentuan tingkat radiasi atau aktivitas radionuklida melalui pengukuran secara langsung menggunakan alat cacah tertentu, sedangkan *in-vitro* adalah penentuan tingkat radiasi secara tidak langsung dengan melakukan analisis terhadap contoh zat-zat yang diekskresikan tubuh misalnya urin, feses atau keringat (Tedjasari, 1994). Data-data yang dibutuhkan pada saat melakukan pemantauan radiasi ini yaitu aktivitas ^{131}I dalam Bq, perkiraan jumlah asupan ^{131}I (*intake*) serta dosis yang dihasilkannya dalam Sv.

Pada setiap pengukuran radiasi, alat ukur radiasi harus dikalibrasi terlebih dahulu. ada dua teknik kalibrasi baik untuk pemantauan radiasi- β , gamma maupun neutron yang saat ini digunakan secara rutin (Akhadi, 2000). Pertama, menyinari alat ukur radiasi yang akan dikalibrasi dalam medan radiasi yang diketahui laju dosisnya. Ketepatan pengukuran laju dosis dari sumber radiasi harus dapat dipertanggungjawabkan. Teknik ini dikenal sebagai kalibrasi menggunakan laju dosis standar. Persamaan yang digunakan untuk metode ini yaitu :

$$FK = \frac{\text{Laju dosis sebenarnya (dari sumber)}}{\text{Laju dosis terukur (oleh alat)}} \quad (33)$$

Di mana FK adalah faktor kalibrasi. Setiap melakukan pengukuran radiasi, hasil bacaan alat tersebut harus dikalikan dengan nilai FK yang diperoleh.

Kedua, membandingkan hasil bacaan alat ukur radiasi yang akan dikalibrasi dengan hasil bacaan alat ukur radiasi standar. Teknik ini dikenal sebagai kalibrasi menggunakan alat ukur radiasi standar. Adapun persamaan untuk memperoleh faktor kalibrasinya adalah

$$FK = \frac{\text{Bacaan alat ukur standar}}{\text{Bacaan alat ukur yang dikalibrasi}} \quad (34)$$



BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan di Laboratorium Aerosol, ruang bengkel, dan Ruang cacah, yang terdapat di Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi (PTKMR)-BATAN Jakarta Selatan. Penelitian ini berlangsung mulai bulan Februari 2010 sampai dengan bulan Maret 2010.

3.2 Alat dan Bahan Penelitian

Peralatan yang digunakan pada penelitian ini adalah sistem pencacah spektrometer gamma yang dilengkapi dengan detektor HPGe jenis *coaxial* buatan ORTEC model GMX-25P4 dengan efisiensi relatif 28,7%. Sistem spektrometer gamma ini terdiri dari detektor HPGe yang diletakan dalam sistem pelindung timbal (Pb) setebal 10 cm. Pre-Amplifier menempel pada badan detektor. Amplifier, Sumber tegangan tinggi, MCA (*Multi Channel Analyzer*) yang tergabung dalam suatu modul *inspector*. Sistem spektrometer gamma dioperasikan dengan perangkat lunak Maestro 32.

Disamping peralatan berupa sistem spektrometer gamma, penelitian ini juga menggunakan tiga buah survey meter dengan spesifikasi sebagai berikut :

Tabel 3-1 : Spesifikasi detektor pada monitor radiasi portable

Merk	Jenis detector	Material detector
Spek.Gamma model GMX-25P4	Semikonduktor	HPGe
Ludlum model 19	Sintilasi	NaI(Tl) 2" x 2"
Ludlum model 44-9	Geiger-Mueller	Gas halogen
Ludlum model 3-98	Geiger-Mueller	Gas halogen

Peralatan lain adalah tabung marinelli, pipet mikro, masker penutup hidung dan seperangkat alat pompa listrik.

Adapun bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah sumber standar ^{131}I dan ^{131}Ba berbentuk cair dengan spesifikasi ditunjukkan pada Tabel 3-2, larutan NaOH 0,1M, larutan HCl 1M, phantom tiroid dan phantom manusia separuh badan yang

terbuat dari polyester resin, perekat Araldite dan kantong plastik mika.

Tabel 3-2 : Data spesifikasi sumber standar ^{133}Ba dan ^{131}I

Nuklida	Energi (keV)	Yield (%)	$T_{1/2}$ (hari)	Aktivitas
^{133}Ba	356,01	62,3	3794,4	20,68 kBq/10ml ⁽¹⁾
^{131}I	364,48	81,6	8,04	0,8 $\mu\text{Ci/cc}$ dalam 100ml ⁽²⁾

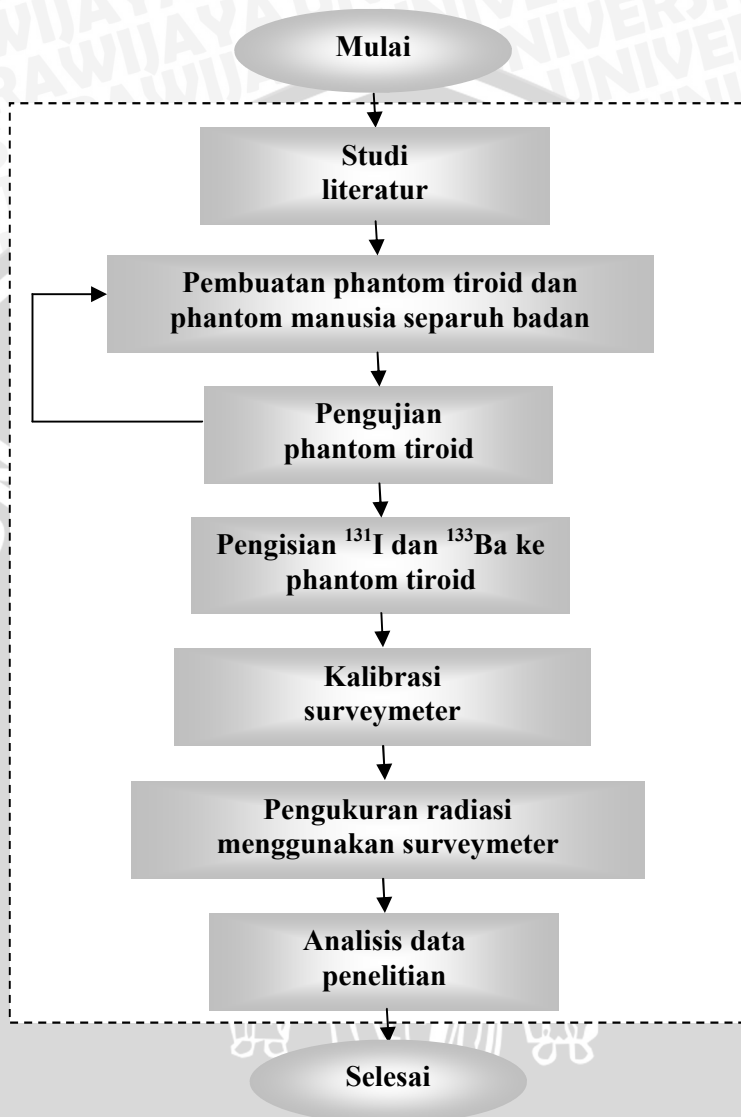
Keterangan : 1) distandarisasi pada tanggal 15 Januari 2010

2) distandarisasi pada tanggal 3 Maret 2010

3.3 Tahapan Penelitian

Penelitian ini terdiri dari berbagai langkah kerja yang dikombinasi menjadi satu sehingga pada akhirnya diperoleh informasi atau jawaban tentang rumusan-rumusan masalah yang sudah ditetapkan. Langkah-Langkah tersebut harus sesuai dengan aturan-aturan dalam proteksi radiasi yang sudah ditetapkan seperti menggunakan masker, sarung tangan, tidak mengantuk saat menggunakan zat radioaktif dan lain sebagainya agar tidak menimbulkan dampak yang fatal bagi kesehatan dan lingkungan kerja. Adapun langkah-langkah dalam penelitian ini secara umum digambarkan sebagai berikut :





Gambar 3-1: Skema penelitian.

Berdasarkan Gambar 3-1 tersebut penelitian ini dibagi dalam tujuh langkah. Dalam tulisan ini, langkah-langkah yang dianggap

penting saja yang akan dijelaskan yaitu yang terdapat pada sub-bab berikutnya.

3.4 Tata Laksana Penelitian

Pengukuran kontaminasi ^{131}I pada organ tiroid meliputi pembuatan phantom tiroid dan manusia separuh badan, pengujian phantom, pembuatan sumber standar ^{131}I dan ^{133}Ba . Karena penelitian ini merupakan kondisi darurat nuklir, maka kecepatan gerak dan setup alat sangat diperlukan, karena menurut IAEA (*International Atomic Energy Agency*), peralatan tersebut paling lambat 24 jam sudah dilokasi kejadian setelah pengumuman kedaruratan nuklir.

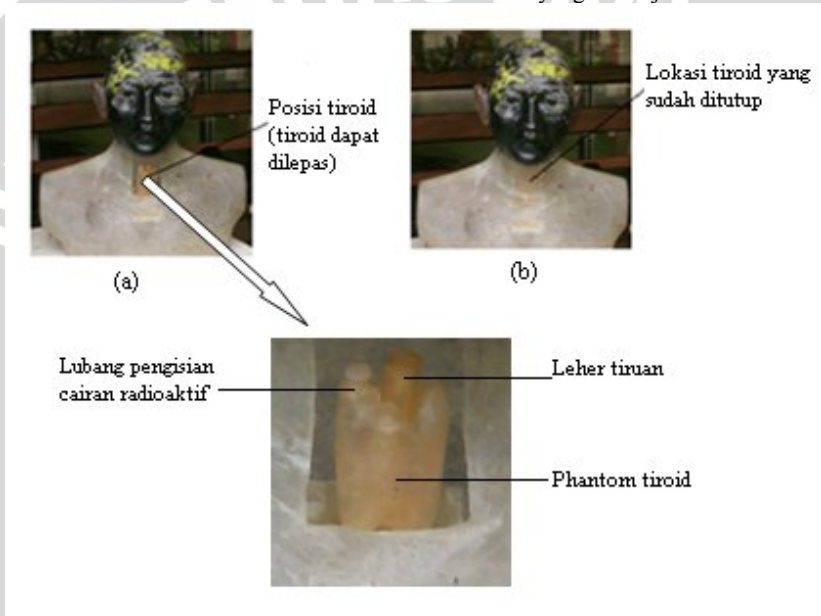
3.4.1 Pembuatan phantom

Tujuan pembuatan phantom adalah untuk mewakili bagian dari tubuh manusia. Sebab jika digunakan tubuh manusia secara langsung akan memiliki resiko terkena efek negatif dari pancaran radiasi. Selain itu, bahan-bahan pembuatan phantom juga harus mirip dengan material penyusun tubuh manusia.

Pembuatan phantom tiroid dilakukan di ruang bengkel PTKMR-BATAN yang meliputi pembuatan model, pembuatan cetakan, pengisian bahan ke dalam cetakan dan tahap *finishing*. Pada penelitian ini dibuat dua buah phantom yaitu phantom tiroid dan phantom separuh badan. Phantom tiroid dibuat dari bahan fiber glass (polyester resin) yang dianggap sebagai jaringan lunak tiroid dengan ukuran phantom yang bervariasi menurut kelompok usia yaitu anak-anak, remaja, dan dewasa. Berdasarkan referensi orang Indonesia, phantom tiroid usia anak-anak memiliki volume 4,8 ml; remaja 9,6 ml; dan dewasa 16,6 ml. Phantom tiroid memiliki lubang pengisian cairan radioaktif di bagian atas dan dibuat berongga dengan ketebalan dinding 2 mm serta bentuk luarnya mirip dengan phantom tiroid manusia sebenarnya yaitu berbentuk kupu-kupu (Gambar 3-2). Di samping itu, phantom tiroid juga didesain agar dapat dilepas dan dipasang kembali dari posisinya yang berada pada bagian leher phantom separuh badan (Gambar 3-3a).



Gambar 3-2 : Phantom tiroid yang sudah jadi.



Gambar 3-3 : Bentuk phantom manusia separuh badan (untuk usia dewasa) dalam tahap finishing.

Pembuatan phantom separuh badan memiliki tahap pembuatan yang sama. Walaupun demikian, pembuatan phantom separuh badan memerlukan waktu yang cukup lama karena memiliki tingkat kesulitan yang lebih tinggi jika dibandingkan ketika membuat phantom tiroid. Phantom separuh badan dibuat menurut ukuran masing-masing usia yaitu anak-anak, remaja, dan dewasa. Pada bagian leher phantom dibuat sebuah ruangan yang dapat ditutup

kembali (Gambar 3-3b). Ruangan ini adalah tempat dimana posisi tiroid diletakan.

3.4.2 Pengujian phantom tiroid

Pengujian phantom tiroid bertujuan untuk mengetahui apabila terjadi kebocoran pada phantom tersebut. Pengujian ini dilakukan dengan meniupkan udara kedalam phantom tiroid yang berada dalam air. Phantom yang bagus tidak akan menimbulkan gelembung-gelembung udara. Ini menunjukkan phantom tiroid tersebut tidak mengalami kebocoran dan layak dipakai dalam penelitian. Jika phantom mengalami kebocoran, gelembung-gelembung udara akan muncul pada sisi phantom yang bocor. Phantom seperti ini tidak bisa digunakan, sehingga phantom tiroid yang lebih bagus (tidak retak dan berlubang) perlu diadakan atau dibuat kembali.

3.4.3 Pengisian ^{131}I dan ^{133}Ba ke dalam tiroid

Phantom tiroid yang sudah dijamin tidak bocor, selanjutnya diisi dengan cairan radioaktif ^{133}Ba . Phantom tiroid diisi dengan cairan karena organ tiroid manusia juga sebagian besar terdiri dari cairan, sehingga diperoleh komposisi yang mirip antara phantom tiroid dengan organ tiroid sebenarnya. Cairan ^{133}Ba ini diisikan pada phantom tiroid yang memiliki ukuran yang berbeda (menurut usia) dengan nilai aktivitas yang sama. Karena cairan ^{133}Ba yang akan diisikan pada phantom hanya 800 μl , sedangkan ukuran volume phantom lebih besar dari nilai tersebut, maka pengisian cairan radioaktif ini disertai juga dengan pengisian larutan pengemban HCl 1M agar cairan radioaktif ^{133}Ba dapat memenuhi sebagian besar ruang pada phantom tiroid.

Teknik pengisian cairan radioaktif yang tidak dilakukan secara sekaligus, namun dilakukan dengan memasukan cairan ^{133}Ba sedikit demi sedikit yang diselingi pengisian larutan pengemban sedikit demi sedikit juga. Misalnya, cairan radioaktif ^{133}Ba sebanyak 200 μl diisi ke phantom tiroid yang dilanjutkan dengan pengisian sedikit larutan pengemban HCl 1M. Tahap berikutnya adalah phantom tiroid tersebut dikocok-kocok agar cairannya homogen. Langkah ini dilakukan secara berulang sampai jumlah ^{133}Ba yang diinginkan terisi ke dalam phantom tiroid. Perlu diketahui bahwa

larutan pengemban yang dimasukan jumlahnya menyesuaikan dengan ukuran volume phantom tiroid, sehingga cairan yang sudah bercampur hampir memenuhi ruang phantom. Agar cairan yang terdapat dalam phantom tidak keluar, maka lubang pengisian ditutup menggunakan karet silikon dan diberikan perekat untuk memastikan agar lubang pengisian benar-benar tertutup.

Pada pembuatan sumber standar ^{131}I prosedurnya tidak jauh berbeda dengan pembuatan sumber standar ^{133}Ba . Perbedaannya adalah cairan ^{131}I menggunakan larutan pengemban NaOH 0,1M. Cairan ^{131}I dimasukan ke dalam 5 buah phantom tiroid berukuran sama dengan aktivitas yang berbeda. Perlakuan seperti ini digunakan untuk menguji linieritas dari alat ukur radiasi yang digunakan.

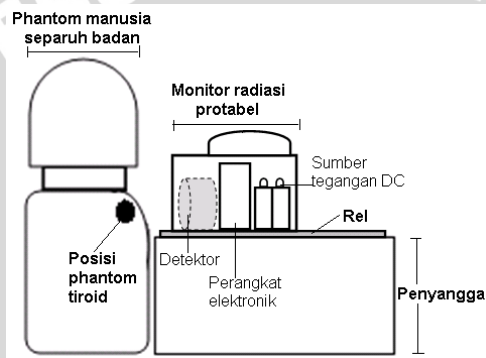
3.4.4 Kalibrasi surveymeter

Langkah awal dalam kalibrasi survey meter adalah memeriksa kondisi sumber tegangan DC (baterai) pada monitor survey meter apakah masih penuh atau tidak. Hal ini dilakukan dengan menggerakkan bagian faktor pengali pada posisi BAT (menekan tombol BAT untuk suvey meter yang lain). Baterai survey meter yang penuh ditunjukan jika jarum analog di monitor akan menyimpang maksimum pada bagian BAT TEST. Sedangkan baterai yang lemah ditunjukan ketika jarum analog berada pada skala yang rendah pada BAT TEST. Langkah berikutnya adalah menggerakkan tombol ON untuk menghidupkan survey meter. Pada survey meter yang memiliki detektor internal dan eksternal, maka pada saat pengukuran harus dipastikan detektor mana (internal atau eksternal) yang akan digunakan dengan memilih tombol INT atau EXT. Untuk lebih jelasnya, skema bagian luar survey meter serta tombol-tombol pengoperiannya untuk merk Ludlum secara umum disajikan pada Lampiran 5.

Selanjutnya, kalibrasi survey meter dilakukan dengan mengukur jumlah cacah radiasi yang terpancar dari phantom tiroid yang telah dibuat. Jumlah cacah ini diukur dengan dua perlakuan. Pertama, radiasi phantom tiroid diukur pada jarak 8 cm dari permukaan phantom tiroid, baik menggunakan phantom yang sudah diketahui aktivitasnya atau belum. Ini bertujuan untuk memperoleh kurva kalibrasi dan juga faktor kalibrasi surveymeter. Perlakuan kedua, cacah radiasi pada phantom diukur pada jarak berbeda yaitu 8

cm dan 14 cm. Ini dilakukan untuk mengetahui hubungan jarak pengukuran terhadap aktivitas radionuklida yang dihitung dari hasil pengukuran.

Sebelum pengujian tersebut dilakukan, terlebih dahulu dilakukan pengukuran radiasi latar (pengukuran tanpa menggunakan sumber radioaktif). Pengukuran radiasi latar ini dilakukan pada jarak-jarak yang telah ditentukan yaitu 8 cm dan 14 cm. Adapun skema pengukuran mulai dari pengukuran radiasi latar dan pengukuran ketika terdapat sumber radioaktif ditunjukkan sebagai berikut:



Gambar 3-2 : Skema pengukuran tingkat radiasi dari sumber radioaktif menggunakan monitor radiasi portabel.

A. Uji linieritas survey meter

Pada uji linieritas ini, cacahan diukur melalui phantom dengan ukuran sama yang memiliki aktivitas radioaktif berbeda. Sumber radioaktif yang digunakan ^{131}I . Aktivitas yang diberikan kedalam phantom tiroid adalah 1377 Bq, 2754 Bq, 4131 Bq, 5508 Bq, 6885 Bq untuk ^{131}I . Berdasarkan Gambar 3-2 phantom tiroid diletakkan pada posisi bawah leher phantom manusia separuh badan. Selanjutnya, pengukuran dilakukan menggunakan monitor radiasi yang diletakkan pada jarak yang cukup dekat dengan phantom tiroid agar radiasi yang terpancar dapat terdeteksi dengan baik. Langkah-langkah tersebut dilakukan pada masing-masing surveymeter yang berbeda. Hasil yang diperoleh dari pengukuran tersebut diplot dalam bentuk sebuah kurva yang dinamakan kurva kalibrasi.

B. Faktor kalibrasi

Ada dua teknik kalibrasi yang digunakan secara rutin dalam pemantauan radiasi nuklir yaitu kalibrasi menggunakan laju dosis standar dan kalibrasi menggunakan alat ukur standar. Pada penelitian ini teknik yang digunakan adalah kalibrasi menggunakan alat ukur standar. Dan alat standar yang digunakan adalah spektrometer gamma.

Untuk mencari faktor kalibrasi alat, percobaan yang dilakukan adalah dengan mengukur tiga buah phantom tiroid yang diisi cairan ^{131}I dengan aktivitas sembarang dan masing-masing phantom memiliki aktivitas yang berbeda. Ketiga phantom tersebut diukur menggunakan survey meter dan spektrometer gamma dan hasilnya dimasukkan ke dalam persamaan kurva kalibrasi dan diperoleh nilai aktivitas ^{131}I yang terdapat dalam phantom tiroid. Nilai aktivitas yang diperoleh dari kurva kalibrasi survey meter dibandingkan dengan nilai aktivitas dari kurva kalibrasi spektrometer gamma (lihat kalibrasi spektrometer gamma) menggunakan persamaan (36) dan pada akhirnya diperoleh nilai faktor kalibrasi.

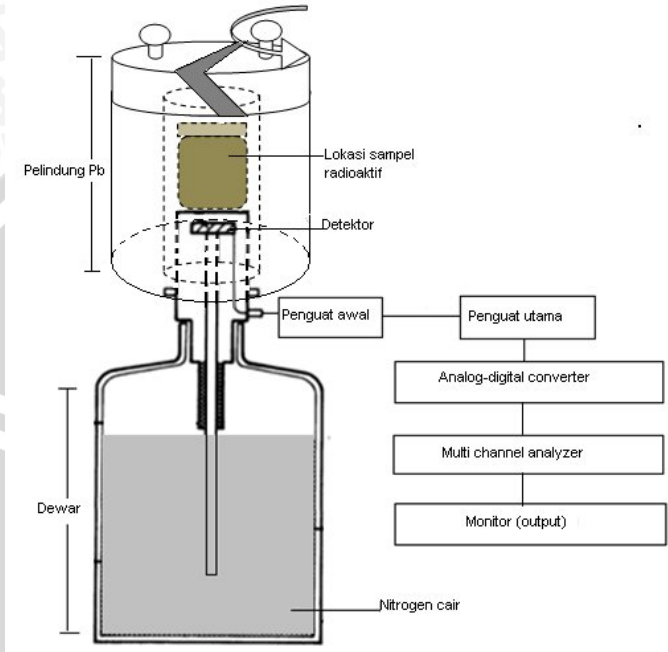
C. Uji pengaruh jarak pengukuran terhadap aktivitas

Pengujian pengaruh jarak tiroid terhadap aktivitas dilakukan dengan mencacah phantom tiroid yang terisi oleh larutan Ba-133 dengan aktivitas sama yaitu 1636 Bq. Salah satu surveymeter yang dianggap terbaik dari hasil kalibrasi diambil untuk mencacah tingkat radiasi didalamnya dalam waktu tertentu dengan jarak adalah 8 cm dan 14 cm dari permukaan phantom. Jarak ini dipilih karena tingkat radiasi phantom cukup kecil sehingga untuk jarak yang relatif jauh, radiasi nuklir tidak akan terdeteksi. Posisi monitor radiasi harus benar-benar tepat menghadap ke phantom tiroid agar diperoleh hasil pencacahan radiasi yang maksimal.

3.4.5 Kalibrasi spektrometer gamma

Dalam penelitian ini, kalibrasi spektrometer gamma bertujuan untuk memperoleh suatu kurva kalibrasi, yaitu kurva hubungan antara aktivitas zat radioaktif dan hasil pengukuran spektrometer gamma dalam cps (cacah per sekon). Kalibrasi dilakukan menggunakan 5 buah phantom tiroid yang diisi larutan ^{131}I dengan aktivitas yang berbeda-beda yaitu 1377 Bq, 2754 Bq, 4131

Bq, 5508 Bq dan 6885 Bq. Masing-masing sampel tersebut kemudian dibungkus dengan plastik mika dan dimasukkan kedalam sebuah wadah *marinelli* dan ditempatkan tepat diatas detektor (Gambar 3-3).



Gambar 3-3 : Skema pencacahan sampel radioaktif menggunakan spektrometer gamma.

Sebelum phantom tiroid dicacah, pertama-tama dilakukan pengukuran cacah latar (pencacahan tanpa sumber radioaktif) selama 360 detik (10 menit). Pada tahap ini, wadah *marinelli* tidak terisi sumber radioaktif. Tahap berikutnya phantom tiroid beserta wadah *marinelli* dicacah masing-masing selama 360 detik.

3.4.6 Perhitungan intake dan dosis

Pengukuran kontaminasi ^{131}I di tiroid dapat diukur secara langsung pada individu dengan cara menggunakan alat ukur radiasi yang telah dikalibrasi. Data-data yang dibutuhkan untuk mengetahui kontaminasi ^{131}I adalah aktivitas (Bq), perkiraan jumlah asupan radionuklida ^{131}I , dan dosis yang dihasilkannya. Nilai aktivitas ^{131}I yang terdapat di tiroid dapat diketahui dengan cara melakukan

pengukuran langsung menggunakan alat ukur radiasi yang sudah dikalibrasi, kemudian hasil yang terbaca pada alat dimasukkan ke dalam persamaan kurva kalibrasi. Setelah aktivitas ^{131}I di tiroid diketahui, langkah berikutnya adalah menghitung intake dan dosis. Perhitungan diawali dengan menghitung intake, yaitu jumlah radionuklida ^{131}I yang masuk ke dalam tubuh, baik melalui saluran secara inhalasi maupun ingesti. Perhitungan intake dapat dilakukan dengan menggunakan tabel fraksi aktivitas yang diperoleh dari perhitungan berdasarkan pola metabolisme atau distribusi radionuklida di dalam tubuh. Selanjutnya setelah intake diketahui, maka dilakukan perhitungan dosis dengan menggunakan faktor konversi dosis atau bobot dosis per satuan intake (Sv/Bq) yang nilainya berbeda untuk setiap radionuklida dan berbagai kelompok usia. Nilai intake dan dosis berturut-turut ditentukan menggunakan persamaan berikut :

$$I_{I-131}(t_0) = \frac{M_{Tiroid,I-131}(t)}{f_{Tiroid,I-131}(g,t)} \quad (34)$$

$$H_{Tiroid}(\tau) = I_{I-131}(t_0) \cdot h_{I-131}(g,\tau) \quad (35)$$

- Keterangan :
- $I_{I-131}(t_0)$: Jumlah intake pada waktu t_0
 - $M_{Tiroid,I-131}(t)$: Hasil pengukuran menggunakan alat pada waktu t
 - $f_{Tiroid,I-131}(g,t)$: Fraksi intake ^{131}I di tiroid pada usia g untuk waktu t setelah intake
 - $H_{Tiroid}(\tau)$: Dosis ekuivalen (Sv)
 - $h_{Tiroid}(g,\tau)$: Bobot dosis radiasi per satuan intake yang diterima tiroid pada usia g (Sv/Bq)

Nilai $f_{\text{tiroid}, I-131}(g, t)$ dan $h_{\text{tiroid}}(g, \tau)$ dapat dilihat pada Tabel 3-3 dan 3-4 (ICRP68, 1995).

Tabel 3-3 : Nilai $f_{\text{tiroid}, I-131}(g, t)$ untuk ^{131}I di tiroid secara inhalasi

Waktu setelah intake (hari)	Pekerja	Kelompok masyarakat					
		Dewasa	0,25 tahun	1 tahun	5 tahun	10 tahun	15 tahun
1	0,25	0,25	0,24	0,24	0,24	0,24	0,24
2	0,26	0,27	0,24	0,25	0,26	0,26	0,26
3	0,26	0,26	0,23	0,24	0,25	0,26	0,26
4	0,26	0,26	0,22	0,23	0,24	0,26	0,26
5	0,26	0,26	0,21	0,22	0,24	0,26	0,26
6	0,26	0,26	0,20	0,22	0,23	0,25	0,26

Tabel 3-4 : Nilai bobot dosis radiasi per unit intake (h_{I-131}) ^{131}I di tiroid untuk berbagai usia ($\text{Sv} \times \text{Bq}^{-1}$) secara inhalasi

Umur	Faktor konversi
Dewasa	1.5×10^{-7}
0,25	1.4×10^{-6}
1	1.4×10^{-6}
5	7.3×10^{-7}
10	3.7×10^{-7}
15	2.2×10^{-7}

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengukuran kontaminasi ^{131}I di tiroid telah diketahui sangat penting dilakukan. Pengukuran tingkat kontaminasi ^{131}I ini secara langsung dapat diukur menggunakan alat ukur radasi dengan dengan cara menempatkan detektor tepat pada posisi tiroid. Namun, agar dapat melakukan pengukuran, setiap alat ukur radiasi tidak dapat dilakukan tanpa dilakukan kalibrasi terlebih dahulu. Oleh karena itu, pembahasan pada bab ini akan meliputi perkiraan kontaminasi ^{131}I dalam tiroid, perkiraan intake (asupan) ^{131}I di dalam tubuh dan penentuan nilai dosis akibat radiasi internal.

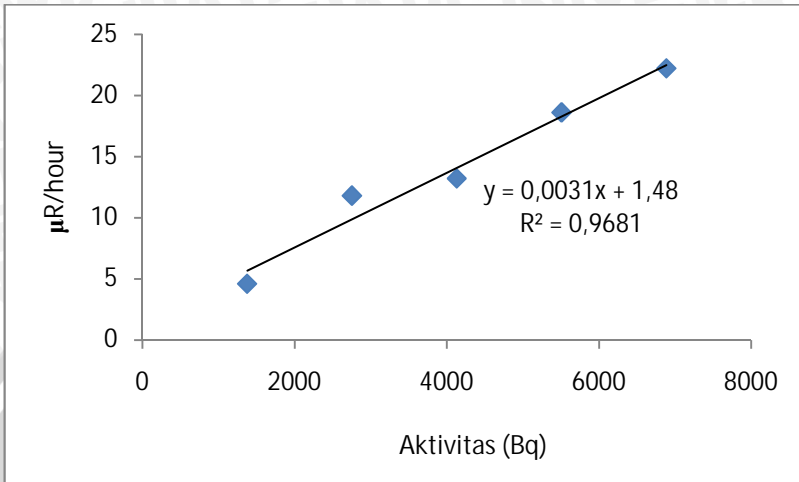
4.1 Simulator ^{131}I

Simulator ^{131}I adalah suatu isotop radioaktif yang dapat mensimulasikan unsur ^{131}I . Jadi, pada saat melakukan pengukuran kontaminasi ^{131}I di tiroid dan persediaan ^{131}I terbatas, maka ^{131}I tersebut dapat digantikan oleh unsur lain. Salah satu unsur radioaktif yang sering digunakan dalam kedokteran nuklir sebagai pengganti ini adalah ^{133}Ba .

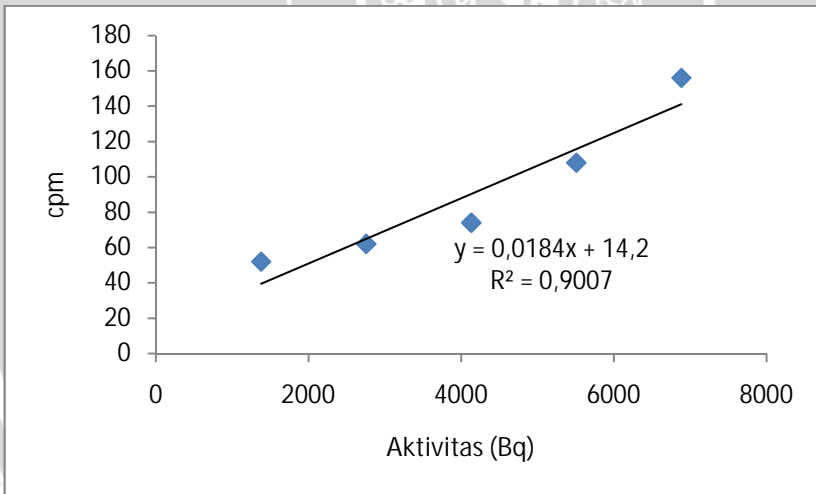
Pemilihan ^{133}Ba sebagai simulator ini karena energi gamma 356,01 keV (62,3%) yang dimiliki, nilainya berdekatan dengan nilai energi gamma ^{131}I yaitu 364,48 keV (81,6%). Kedua nilai energi ini memiliki limpahan yang paling tinggi di masing-masing unsurnya dan perbedaan kedua puncak energi ini adalah 2,33%. Perbedaan nilai efisiensi antara ^{133}Ba dan ^{131}I juga tidak terlalu besar yaitu 2,56%. Disamping itu pula ^{133}Ba memiliki waktu paro yang lebih panjang dari ^{131}I yaitu 10,54 tahun, sehingga efektif dijadikan sebagai sumber standar (Candra, 2009).

4.2 Perkiraan Kontaminasi ^{131}I Dalam Tiroid

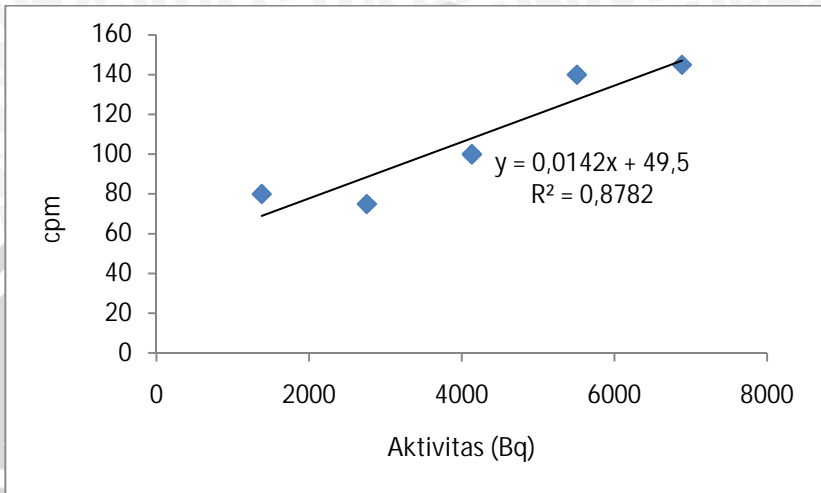
Hasil yang terbaca pada alat ukur radiasi adalah dalam bentuk cps, cpm dan $\mu\text{R/h}$. Namun, banyaknya zat radioaktif ^{131}I di tiroid dinyatakan dalam satuan aktivitas Bq. Oleh karena itu harus dicari hubungan antara aktivitas ini terhadap respon alat ukur (dalam cpm atau mikroR/jam) yang digunakan. Adapun hasil dari hubungan ini untuk masing-masing surveymeter disajikan pada Gambar 4-1 sampai Gambar 4-3.



Gambar 4-1 : Kurva kalibrasi pada Ludlum model 19



Gambar 4-2 : Kurva kalibrasi pada Ludlum model 3-98

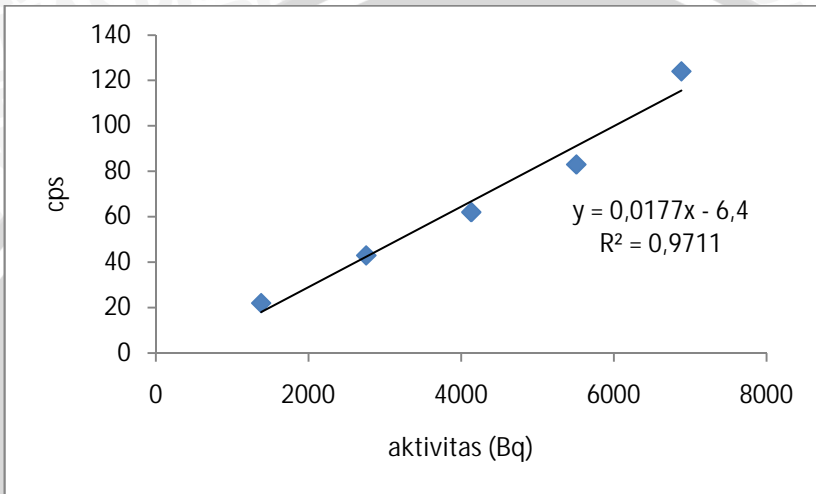


Gambar 4-3 : Kurva kalibrasi pada Ludlum model 44-9

Berdasarkan Gambar 4-1 sampai Gambar 4-3, menunjukkan bahwa terdapat hubungan kurva yang linier antara aktivitas dan nilai cacah yang diberikan oleh alat ukur radiasi. Semakin besar nilai aktivitas zat radioaktif, hasil pencacahan pada alat ukur semakin meningkat. Kurva yang terbentuk dari hubungan aktivitas dan hasil pencacahan disebut kurva kalibrasi. Hasil yang linier pada kurva tersebut dapat dijelaskan karena interaksi radiasi terhadap detektor yang sedemikian rupa sehingga respon atau pencacahan dari alat akan sebanding dengan efek radiasi atau sebanding dengan sifat radiasi yang diukur (Wardana, 2005). Pada alat ukur radiasi, besaran fisis yang dideteksi adalah tingkat radiasi dari suatu sumber radioaktif, kemudian diproses dan selanjutnya ditampilkan dalam bentuk data-data yang bisa diinterpretasikan, yang dalam hal ini ditampilkan dalam bentuk laju cacah per detik (cps) dan paparan per jam ($\mu\text{R/h}$). Jadi semakin besar aktivitas sumber, baik laju cacah ataupun paparan juga akan semakin besar.

Kurva kalibrasi yang memiliki korelasi terbaik ditunjukkan oleh Ludlum model 19 (Gambar 4-2) dengan nilai $R=0,984$ dan persamaannya mengikuti $y=0,003x+1,48$. Korelasi ini memiliki nilai yang tidak jauh berbeda seperti yang dihasilkan pada pengukuran

menggunakan spektrometer gamma yaitu $R=0,985$ yang diperlihatkan pada Gambar 4-4. Nilai korelasi yang diperoleh Ludlum model 19 termasuk baik karena hampir mendekati nilai 1.



Gambar 4-4: Kurva kalibrasi menggunakan spektrometer gamma

Pada saat mengukur tingkat radiasi sumber, hasil pengukuran yang didapatkan adalah dalam bentuk satuan cacah per detik (cps) atau $\mu\text{R/h}$. Oleh karena itu, untuk memperoleh aktivitas sumber radioaktif pada phantom tiroid, hasil pencacahan harus dimasukkan ke dalam persamaan kurva kalibrasi. Sedangkan faktor kalibrasi untuk masing-masing surveymeter diberikan pada tabel dibawah ini.

Tabel 4-1: Faktor kalibrasi masing-masing surveymeter

Nama alat	Faktor kalibrasi rata-rata
Ludlum 3-98	$1,31 \pm 0,11$
Ludlum 44-9	$0,85 \pm 0,06$
Ludlum 19	$1,34 \pm 0,03$

4.3 Perkiraan Intake Serta Dosis Dan Hubungan Aktivitas Terhadap Jarak Pengukuran

Radionuklida ^{131}I merupakan isotop pemancar radiasi beta dan gamma. Namun, karena ^{131}I terdapat dalam tubuh, maka sebagian besar radiasi beta akan terserap oleh jaringan tubuh dan hanya sedikit sekali bahkan tidak ada radiasi beta yang mencapai detektor. Oleh karena itu, radiasi gamma saja yang dapat dideteksi oleh detektor pada saat melakukan pengukuran.

Radiasi gamma yang dipancarkan akan naik intensitasnya jika aktivitas ^{131}I meningkat, dan besar tidaknya aktivitas dalam tiroid dipengaruhi oleh jumlah ^{131}I yang dikandung organ tersebut. Oleh karena itu, aktivitas yang dihasilkan pada saat pengukuran secara tidak langsung dapat menunjukkan tingkat kontaminasi ^{131}I di tiroid. Adapun aktivitas yang diperoleh dari perhitungan data hasil pengukuran yang dilakukan untuk jarak 8 cm dan 14 cm pada beberapa kelompok usia ditunjukkan pada Tabel 4-2 sampai 4-4.

A. Pada anak-Anak

Tabel 4-2: Pengaruh jarak pengukuran terhadap aktivitas, dan perkiraan intake serta dosis akibat inhalasi ^{131}I menggunakan Ludlum model 44-9

Jarak (cm)	Aktivitas terukur (Bq)	Intake (Bq)	Waktu intake	Dosis (Sv)
8	1821	71856	1 hari	0,026
14	36	75572		0,028

B. Pada remaja

Tabel 4-3: Pengaruh jarak pengukuran terhadap aktivitas, dan perkiraan intake serta dosis akibat inhalasi ^{131}I menggunakan Ludlum model 44-9

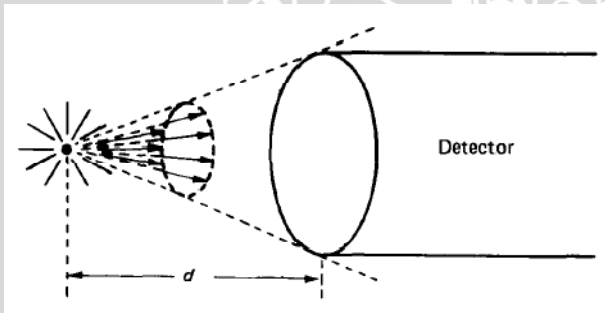
Jarak (cm)	Aktivitas terukur (Bq)	Intake (Bq)	Waktu intake	Dosis (Sv)
8	1821	71856	1 hari	0,016
14	36	75572		0,017

C. Pada dewasa

Tabel 4-4: Pengaruh jarak pengukuran terhadap aktivitas, dan perkiraan intake serta dosis akibat inhalasi ^{131}I menggunakan Ludlum model 44-9

Jarak (cm)	Aktivitas terukur (Bq)	Intake (Bq)	Waktu intake	Dosis (Sv)
8	4500	115000	1 hari	0,017
14	750	93571		0,014

Tabel 4-2 merupakan hasil yang diperoleh menggunakan data hasil pengukuran radiasi di tiroid untuk kelompok usia anak-anak. Aktivitas terukur menunjukkan jumlah ^{131}I yang ada di tiroid setelah melewati berbagai jalur dalam tubuh. Pada kelompok usia anak-anak, aktivitas yang diperoleh untuk setiap jarak memiliki perbedaan yang signifikan. Hasil seperti ini juga terjadi untuk kelompok usia remaja dan dewasa. Perbedaan yang cukup berarti ini karena perbedaan jarak pengukuran dapat menjadikan radiasi yang mengenai detektor juga berbeda. Radiasi gamma yang berasal dari ^{131}I dapat digambarkan dengan pancaran radiasi yang menyebar ke segala arah seperti pada Gambar 4.6. Sehingga, semakin jauh jarak pengukuran, radiasi yang terdeteksi semakin sedikit dan ini membuat aktivitas menjadi semakin kecil.



Gambar 4.5 : Model pancaran radiasi gamma
[Sumber : Tsoufanidis, 1995]

Selain aktivitas, Tabel 4-2 sampai 4-4 juga memberikan informasi tentang perkiraan intake dan dosis yang diakibatkan oleh kontaminasi ^{131}I yang masuk ke dalam secara inhalasi. Intake adalah

jumlah ^{131}I yang masuk ke dalam tubuh, sedangkan dosis dalam hal ini adalah dosis tara terikat yang diterima tiroid yang diperoleh dari perkalian intake dan faktor konversi dosis.

Perhitungan dosis tara terikat akibat radiasi radionuklida ^{131}I , diperlukan beberapa parameter dosimetri. Parameter utama adalah waktu terjadinya intake atau asupan radionuklida ke dalam tubuh. Pada praktek di lapangan, informasi tentang waktu intake tidak selalu tersedia, sehingga untuk keperluan perhitungan dosis dibuatlah asumsi-asumsi. Pada setiap waktu terjadinya intake ini terdapat suatu fraksi aktivitas yang diperoleh dari perhitungan berdasarkan pola metabolisme atau distribusi dan retensi radionuklida di dalam tubuh (model dosimetri dan biokinetik).

Setiap radionuklida mempunyai perilaku yang berbeda di dalam tubuh, dengan pola distribusi dan retensi yang spesifik, bergantung pada sifat fisis dan kimia radionuklida tersebut. Untuk radionuklida ^{131}I , ketika unsur tersebut masuk ke dalam tubuh secara inhalasi, maka 0,63 bagian terdistribusi dalam kompartemen transfer atau darah dan sisanya dikeluarkan melalui ekshalasi. Dalam jangka waktu yang tidak lama, selanjutnya 0,3 bagian ^{131}I dari yang ada dalam darah akan terdeposit dalam kelenjar tiroid dengan waktu paruh biologi 80 hari sedangkan sisanya dikeluarkan melalui urin dengan waktu paruh biologi 6 jam (Tedjasari, 2005).

Nilai intake dan dosis dihitung dengan menggunakan persamaan (37) dan (38). Perhitungan intake dan dosis dilakukan berdasarkan asumsi bahwa waktu intake pada 1 hari sebelum pengukuran dan diterapkan pada phantom tiroid ukuran usia remaja (15 tahun). Dengan memasukkan nilai fraksi aktivitas (f_{tiroid}) untuk waktu $t_0=1$ hari dan aktivitas-aktivitas yang terukur (Tabel 4-2 sampai Tabel 4-4) menuju persamaan (34) dan (35).

Nilai intake dan dosis ^{131}I di tiroid berturut-turut dapat diperoleh melalui hasil perkalian aktivitas terhadap fraksi intake dan faktor konversi dosis menurut model biokinetik ^{131}I dalam tubuh. Nilai dosis yang dihasilkan berkisar antara 0,014 - 0,028 Sv. Nilai ini masih berada pada batas yang diijinkan.

4.4 Regulasi dan Penanggulangan Kontaminasi ^{131}I Di Tiroid Kondisi Kedaruratan Nuklir

Efek merugikan dari pemberian dosis radiasi terhadap jaringan biologis dapat dibagi menjadi dua jenis, yaitu efek stokastik dan efek deterministik. Efek stokastik adalah suatu efek akibat radiasi yang hasilnya akan terdeteksi setelah melalui masa tenang yang lama. Misalnya kanker tiroid pada anak-anak muncul setelah terkena paparan radiasi di daerah yang terkontaminasi zat radioaktif semenjak 4 tahun sebelumnya (Hindie *et al*, 2003). Sedangkan efek deterministik adalah suatu efek yang mana pengaruh akibat terkena radiasi dapat dilihat setelah melalui waktu yang pendek. Organ tubuh yang terkena efek ini akan mengalami kerusakan dalam waktu singkat sehingga tidak dapat berfungsi lagi dengan baik. Sebagai contoh, lensa mata yang terkena paparan radiasi yang melampaui dosis ambang akan mengalami kerusakan penglihatan (katarak).

Batas dosis yang diijinkan untuk organ tiroid menurut ICRP 60 tahun 1990 adalah 1 mSv/tahun untuk masyarakat awam dan 20 mSv/tahun untuk pekerja radiasi. Oleh karena itu, dosis yang dihasilkan pada Tabel 4-2 berada diatas batas dosis yang diijinkan. Setiap dosis yang diterima oleh tubuh mengandung resiko tertentu. Oleh karena itu, setiap kegiatan yang tidak penting dalam penggunaan zat radioaktif harus dihindari dan terjadinya pencemaran radioaktif harus diwaspadai dan ditangani agar individu atau masyarakat yang terkontaminasi dapat dibuat serendah-rendahnya.

Kedaruratan nuklir adalah kondisi tidak terduga yang menyebabkan terjadinya pencemaran zat radioaktif di lingkungan. Salah satu contoh yang menyebabkan munculnya kondisi kedaruratan nuklir adalah terjadinya ledakan di instalasi nuklir. Terjadinya ledakan nuklir ini akan melepaskan hasil fisi berupa yodium radioaktif dalam jumlah besar. Isotop yodium radioaktif yang memiliki waktu paruh cukup panjang yaitu ^{131}I .

Unsur ^{131}I yang dilepaskan dapat diserap oleh tubuh melalui udara, air dan dari makanan yang tercemar akibat jatuhnya debu radioaktif ^{131}I . ^{131}I selanjutnya terdeposit ke dalam kelenjar tiroid dan radiasi yang dipancarkan dapat merusak organ tiroid sehingga menimbulkan kanker.

Kelenjar tiroid menyerap unsur yodium tanpa membedakan apakah radioaktif atau tidak. Ketika yodium yang bersifat nonradioaktif terlebih dahulu terisi di tiroid hingga konsentrasinya hampir jenuh, maka tiroid hanya dapat menyerap hanya sekitar 1% yodium tambahan yang bersifat radioaktif atau bukan. Kelenjar tiroid yang mengalami kejadian ini dikatakan telah terblokir (*to be blocked*) dan prinsip inilah yang digunakan untuk mengurangi konsentrasi yodium radioaktif (^{131}I) di dalam tiroid ketika terjadi kondisi kedaruratan nuklir.

Teknik pemblokiran ^{131}I ke dalam tiroid dilakukan dengan pemberian suplemen yodium stabil berupa Kalium iodide (KI) atau Kalium Iodat (KIO_3). KIO_3 biasanya menjadi pilihan karena cocok untuk berbagai usia termasuk anak-anak. Suplemen KIO_3 paling efektif diberikan sebelum terkena paparan dari ^{131}I dan kapsul KIO_3 yang diberikan akan melakukan pemblokiran (hampir jenuh di tiroid) ketika 48 jam sebelum terkena paparan. Petunjuk dan rekomendasi pada takaran harian yang diterapkan menggunakan KIO_3 yang mengandung 49 mg elemen yodium dari 85 mg KIO_3 diperlihatkan Tabel 4-3.

Tabel 4-3 : Takaran harian KIO_3 yang diberikan pada berbagai usia

Usia	Takaran harian (Tablet)
Dewasa	2
Anak-anak usia 3-12 tahun	1
Anak-anak usia 1 bulan – 3 tahun	$\frac{1}{2}$
Bayi baru lahir – 1 bulan	$\frac{1}{4}$

Untuk usia anak-anak dan balita, $\frac{1}{2}$ atau $\frac{1}{4}$ yang diberikan dapat dicampur dengan susu atau air. Pada kondisi kedaruratan, usia balita (1 bulan-3 tahun) diberikan $\frac{1}{2}$ tablet sebagai takaran awal.

Suplemen pemblokir ^{131}I akan terus dikonsumsi sampai ^{131}I dianggap sudah tidak mengkontaminasi lingkungan atau tergantung dari jumlah yodium radioaktif yang tercemar di lingkungan setelah terjadi kecelakaan nuklir. Waktu paruh ^{131}I adalah sekitar 8 hari. Ini berarti bahwa dalam 8 hari, jumlah ^{131}I akan berkurang sebanyak 50% melalui proses peluruhan radioaktif. Begitu juga setelah 16 hari, ^{131}I akan habis sebesar 75%, dalam waktu 24 hari berkurang

sebanyak 86,5%, dalam waktu 32 hari berkurang sebanyak 92,75% dan seterusnya. Oleh karena itu, langkah yang dapat dilakukan adalah dengan mengikuti saran dari pihak yang dapat dipercaya atau jika tidak masing-masing individu dapat membuat perkiraan terbaik. Dalam beberapa sumber, ada yang menyarankan untuk menggunakan suplemen yodium selama 80-90 hari setelah terjadinya kontaminasi radioaktif maksimum.

Tablet pemblokir ^{131}I KIO_3 (potassium iodate) dapat diberikan kepada sebagian besar masyarakat tanpa terjadi masalah. Akan tetapi, obat-obatan, suplemen atau bahkan makanan yang sifatnya umum yang dikonsumsi sehari-haripun terkadang menyebabkan efek samping pada beberapa orang. Efek samping tersebut diantaranya :

- Kelenjar tiroid dapat menjadi terlalu aktif (overactive thyroid gland)
- membesarnya kelenjar tiroid dan penebalan kulit serta jaringan tubuh terutama pada wajah
- kemungkinan efek berupa sakit kepala dan batuk-batuk
- *nausea*. Konsumsi KIO_3 dengan dosis tinggi dapat menyebabkan iritasi perut pada beberapa individu. Hal ini benar-benar terjadi terutama ketika menggunakan KI (potassium iodide).

Jika seseorang mengalami beberapa efek diatas ketika mengkonsumsi KIO_3 atau KI maka segera menghubungi dokter.

Karena terdapat efek samping dalam mengkonsumsi suplemen pemblokir ^{131}I , berarti tidak semua orang dapat mengkonsumsi tablet pemblokir yodium. Kemungkinan efek samping yang ditimbulkan menyebabkan risiko yang serius bagi beberapa individu. Kemungkinan-kemungkinan yang termasuk dalam kontraindikasi adalah sebagai berikut :

- Individu yang sangat sensitive terhadap yodium
- individu yang menderita *dermatitis herpetiformis* (suatu penyakit kulit)
- individu yang menderita *hypocomplementaemic vasculitis* (sebuah peradangan pembuluh darah)
- individu yang menderita *thyrotoxicosis* (sebuah kondisi yang dihasilkan dari kelenjar tiroid yang terlalu aktif)
- individu yang menderita penyakit ginjal

- individu yang menderita penyakit yang mempengaruhi kelenjar adrenalin
- individu yang menderita dehidrasi atau kejang-kejang akibat panas yang ekstrim
- individu yang memperoleh quinidine, captopril atau enalapril (semacam obat-obatan kimia)
- individu yang memperoleh *diuretics* (sesuatu yang dapat meningkatkan volume urine).

Jika beberapa diantara kondisi diatas terjadi pada seseorang, maka sebaiknya individu tersebut melakukan konsultasi pada dokter sebelum menentukan pilihan apakah mengkonsumsi tablet pemblokir ^{131}I atau tidak ketika memasuki masa krisis. Dan jika seseorang tersebut terlanjur menelan tablet yodium khususnya anak-anak, maka secepatnya menghubungi unit gawat darurat (UGD) rumah sakit terdekat atau menghubungi dokter.

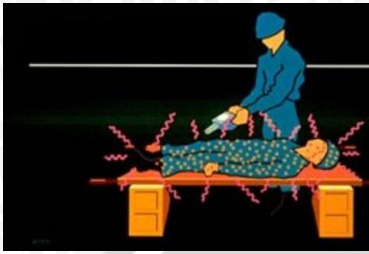
([www.Clspress.com/expert.4/KIO₃.pdf](http://www.Clspress.com/expert.4/KIO3.pdf))

4.4 Dekontaminasi I^{131}

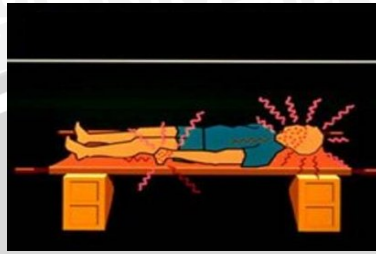
Pencegahan terhadap kontaminasi zat radioaktif ^{131}I di beberapa lokasi tertentu memiliki peluang untuk dilakukan. Namun, bagi individu-individu yang berada di lokasi yang sangat dekat bahkan berinteraksi langsung dengan kecelakaan nuklir, isotop ^{131}I dapat dengan cepat menempel pada tubuh dan juga masuk ke dalam tubuh secara inhalasi dan ingesti. Oleh karena itu, agar terhindar dari bahaya radiasi, maka dekontaminasi ^{131}I harus dilakukan, baik yang berada di luar maupun di dalam tubuh.

4.4.1 Dekontaminasi eksternal

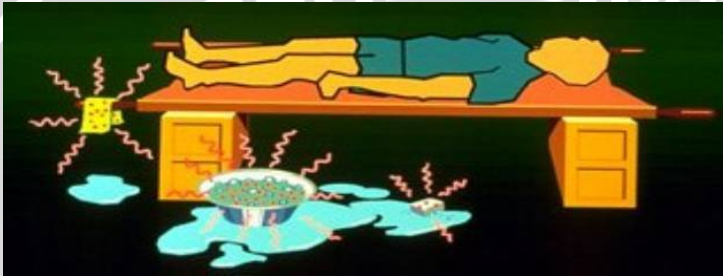
Kontaminasi radioaktif eksternal dapat berupa penempelan atau pengendapan suatu bahan radioaktif pada bagian luar tubuh seperti kulit, pakaian, sepatu, jas lab, sarung tangan dan masker akibat tersebarnya zat radioaktif dalam kondisi kedaruratan nuklir. Proses pembersihannya disebut dekontaminasi eksterna. Proses dekontaminasi eksterna secara sederhana ditunjukkan pada Gambar 4-6.



(a)



(b)



(c)

Gambar 4-6: Tahap-tahap dalam melakukan dekontaminasi eksternal

Apabila ada indikasi seseorang mengalami kontaminasi eksternal suatu radionuklida, maka proses dekontaminasi harus segera dilakukan, karena akibatnya tidak hanya sangat berbahaya bagi kulit, tetapi juga akan meningkatkan resiko kontaminasi internal (IAEA, 1998).

Tahap berikutnya, dekontaminasi dilakukan dengan cara melepaskan pakaian dan semua asesoris (sepatu, jas lab dll) secara hati-hati, kemudian bahan-bahan tersebut dibungkus menjadi satu untuk segera dimonitor kandungan radionuklidanya dan didekontaminasi secara terpisah. Sedangkan korban dimandikan secepatnya dengan air hangat dan sabun yang sesuai. Diusahakan agar kontaminan tidak tersebar ke mata, hidung, telinga dan mulut. Apabila zat kontaminan hanya menempel pada sebagian kecil kulit maka dilakukan dekontaminasi lokal secepatnya untuk mencegah kontaminan masuk ke dalam kulit yang dapat menyebabkan kontaminasi internal dan untuk mencegah terjadinya penyebaran kontaminasi baik pada korban maupun orang lain di sekitarnya.

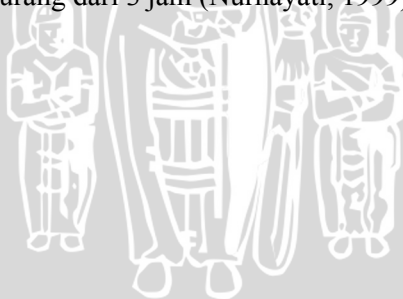
Kehati-hatian dalam proses dekontaminasi sangat dibutuhkan, jika terlalu semangat dikhawatirkan dapat melukai lapisan pelindung kulit sehingga mempermudah penyerapan kontaminan menembus kulit.

4.4.2 Dekontaminasi internal

Kontaminasi internal adalah masuknya radionuklida ke dalam tubuh akibat emisi tak terkendali dalam suatu kedaruratan nuklir dan proses pengeluarannya disebut dekontaminasi interna (Nurhayati, 1999). Kontaminasi internal terjadi ketika yodium radioaktif masuk secara inhalasi, ingesti dan melalui luka. Kemungkinan terbesar masuknya Yodium radioaktif ke dalam tubuh yaitu secara inhalasi dan melalui luka.

Teknik yang digunakan pada dekontaminasi yodium radioaktif yaitu dengan memanfaatkan agen pengeblok. Agensi pengeblok adalah senyawa kimia yang membuat jenuh suatu unsur radioaktif pada jaringan, sehingga dapat menurunkan jumlah radionuklida yang terserap.

Keseimbangan antara ^{131}I dan cairan tubuh tercapai kira-kira dalam 30 menit dan hampir 30% dari yang masuk terendap dalam tiroid. Pemberian yodium stabil dalam bentuk tablet kalium iodat atau kalium yodida akan menurunkan penyerapan oleh kelenjar tiroid kira-kira 90% jika diberikan kurang dari 2 jam setelah masuk dan kira-kira 50% jika kurang dari 3 jam (Nurhayati, 1999).



UNIVERSITAS BRAWIJAYA

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Kesimpulan yang diperoleh pada penelitian ini adalah bahwa pengukuran kontaminasi ^{131}I di tiroid untuk kondisi kedaruratan nuklir dapat dilakukan dengan menggunakan alat ukur radiasi portable (survey meter) yang diterapkan pada kelompok usia anak-anak, remaja, dan dewasa.

Kontaminasi isotop radioaktif ^{131}I di tiroid dapat dilihat dari nilai aktivitas yang dihasilkan melalui kurva kalibrasi dari hasil pengukuran. Semakin besar aktivitas, jumlah kandungan radioaktif juga semakin besar.

Terdapat perbedaan yang signifikan antara perubahan jarak pengukuran terhadap nilai aktivitas yang diperoleh. Perbedaan yang cukup berarti ini karena perbedaan jarak pengukuran dapat menjadikan radiasi yang mengenai detektor juga berbeda. Sehingga, semakin jauh jarak pengukuran, radiasi yang terdeteksi semakin sedikit dan ini membuat aktivitas menjadi semakin kecil.

Nilai intake dan dosis ^{131}I di tiroid berturut-turut dapat diperoleh melalui hasil perkalian aktivitas terhadap fraksi intake dan faktor konversi dosis menurut model biokinetik ^{131}I dalam tubuh. Nilai dosis yang dihasilkan berkisar antara 0,014 - 0,028 Sv. Nilai ini jauh diatas batas yang diijinkan untuk masyarakat awam yaitu 1 mSv.

5.2 Saran

Penelitian ini berkaitan dengan pengaruh radiasi terhadap tubuh manusia dan banyak hal yang harus diperhatikan dalam melakukan eksperimen. Oleh karena itu saran yang diberikan untuk penelitian berikutnya adalah, menguji sifat material phantom agar diperoleh kaitan dengan sifat jaringan pada tiroid dan dibuat rancangan pengukuran yang lebih bagus lagi seperti pemberian pelindung timbal (Pb) pada detektor serta pemegang alat, sehingga alat benar-benar tepat di posisi tiroid dan hasil pengukuran lebih optimal.

UNIVERSITAS BRAWIJAYA

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



DAFTAR PUSTAKA

- Ardisasmita, Syamsa, *Pengembangan Spektrometer Sinar-Gamma Dengan Sistem Identifikasi Isotop Radioaktif Menggunakan Metode Jaringan Syaraf Tiruan*, Pusat Pengembangan Teknologi Informasi dan Komputasi – BATAN.
- Bunawas dkk, 2006, *Pengembangan Wbc Mobile Untuk Pemantauan Kontaminasi Interna Pada Kedaruratan Nuklir di PTKMR-BATAN*, Prosiding Seminar Nasional Keselamatan, Kesehatan dan Lingkungan II, Puspitek Serpong.
- Candra dkk, 2009, *Pembuatan Sumber Standar Ba-133 Sebagai Simulator I-131*, Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi-BATAN Jakarta.
- Debertin, K. & Helmer, R.G, 1988, *Gamma and X-Ray Spectrometry with Semiconductor Detectors*, Elsevier Science Publishers B.V, Amsterdam.
- Fishbane, dkk, 2005, *Physics For Scientist And Engineer With Modern Physics 3th edition*, Pearson Prentice Hall, new jersey.
- Gautreau, Ronald & Savin, William, 2006, *Schaum's Outlines Fisika Modern Edisi Kedua*, Erlangga, Jakarta.
- Ginting, Ruminta, dkk, *Komparasi Perhitungan Dosis Radiasi Interna Pekerja PPTN Serpong Berdasarkan ICRP 30 Terhadap ICRP 68*, Prosiding Seminar Nasional Teknologi Pengelolaan Limbah VIII, hal 235-242.
- Hindie, E., dkk, (2003), *Eur. J. Nucl. Med.* 29, S497-S512.
- IAEA, 2009, *What is Radiological Emergency?*, (online) (http://trshare.triumf.ca/~safety/EHS/rpt/rpt_8/node9.html diakses 27 Desember 2009).
- ICRP Publication 71, 1995, *Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides: Part 4 Inhalation Dose Coefficient*, The International Commission of Radiological Protection Pergamon Press, Oxford.
- Kadarisman, 2009, *Penetapan Kontaminan Radionuklida Pemancar Gamma Dalam Produk ⁹⁹Mo Hasil Fisi Uranium Pengkayaan Rendah*, Pusat radioisotop dan Radiofarmaka (PRR)-BATAN Serpong.

- Khusyairi dan Pramono, 2007, *Kajian Sistem Kedaruratan Radiologi Korea (Care System) dan Rencana Pengembangan Sistem Kedaruratan Nuklir Nasional*, Seminar Nasional III SDM Teknologi Nuklir Yogyakarta.
- Knoll, Glenn F, 2000, *Radiation Detection and Measurement 3th edition*, John Wiley and Son.Inc, New York.
- Krane, Kenneth S., 2008, *Fisika Modern*, UI-Press, Jakarta.
- Kristiyanti, 2009, *Analisis Perhitungan Aktivitas Iodium untuk Diagnosis Pasien Tiroid*, Proseding Pertemuan Ilmiah Rekayasa Perangkat Nuklir PRPN-BATAN, Serpong.
- Muikku M dan Rahola T, *Portable Thyroid monitors for detection of ¹³¹I in emergency situations*, Radiation and nuclear safety authority, Helsinki finlandia
- Nurhayati, Siti, *Pengeluaran Radionuklida Dari Tubuh*, Pusat Penelitian dan Pengembangan Keselamatan Radiasi dan Biomedika Nuklir-BATAN Jakarta.
- Prayitno, Budi, 2008, *Kedaruratan Nuklir di Indonesia dan Penanggulangannya*, Pusat Teknologi Bahan Bakar Nuklir-BATAN.
- Susetyo, Wisnu, 1988, *Spektrometri Gamma dan Penerapannya Dalam Analisis Pengaktifan Neutron*, Gajah Mada University Press, Yogyakarta.
- Tedjasari dkk, 2005, *Komparasi Prakiraan Dosis Interna Secara In-vivo dan In-vitro*, Pusat Teknologi Limbah Radioaktif.
- Tsoufanidis, Nicholas, 1995, *Measurement and Detection of Radiation 2th edition*, Taylor & Francis, Whashington DC.
- Wardhana, W.A, 2007, *Teknologi Nuklir Proteksi Radiasi dan Aplikasinya*, ANDI Yogyakarta.

LAMPIRAN

Lampiran 1 : Tabel hasil pengukuran ^{131}I pada phantom tiroid untuk berbagai aktivitas.

a. Aktivitas 1377 Bq

Nama Alat	Cacah Latar	Respon Alat					Rata-rata
		1	2	3	4	5	
Ludlum model 3-98 (cpm)	30	80	80	80	80	70	82 ± 4
Ludlum model 44-9 (cpm)	25	125	100	100	75	125	105 ± 19
Ludlum model 19 ($\mu\text{R/h}$)	9	12	14	14	14	14	$13,6 \pm 0,8$

b. Aktivitas 2754 Bq

Nama Alat	Cacah Latar	Respon Alat					Rata-rata
		1	2	3	4	5	
Ludlum model 3-98 (cpm)	30	90	100	90	90	90	92 ± 4
Ludlum model 44-9 (cpm)	25	100	100	75	125	100	100 ± 16
Ludlum model 19 ($\mu\text{R/h}$)	9	20	20	22	22	20	$20,8 \pm 0,9$

c. Aktivitas 4131 Bq

Nama Alat	Cacah Latar	Respon Alat					Rata-rata
		1	2	3	4	5	
Ludlum model 3-98 (cpm)	30	100	100	100	100	120	104 ± 8
Ludlum model 44-9 (cpm)	25	100	125	125	150	125	125 ± 16
Ludlum model 19 ($\mu\text{R/h}$)	9	22	22	22	23	22	$22,2 \pm 0,4$

d. Aktivitas 5508 Bq

Nama Alat	Cacah Latar	Respon Alat					Rata-rata
		1	2	3	4	5	
Ludlum model 3-98 (cpm)	30	140	130	140	140	140	138 ± 4
Ludlum model 44-9 (cpm)	25	175	175	150	175	150	165 ± 12
Ludlum model 19 ($\mu\text{R/h}$)	9	26	28	26	28	30	$27.6 \pm 1,5$

e. Aktivitas 6885 Bq

Nama Alat	Cacah Latar	Respon Alat					Rata-rata
		1	2	3	4	5	
Ludlum model 3-98 (cpm)	30	180	190	190	180	190	186 ± 5
Ludlum model 44-9 (cpm)	25	150	175	175	175	175	170 ± 10
Ludlum model 19 ($\mu\text{R/h}$)	9	30	32	30	32	32	$31.2 \pm 0,9$

Lampiran 2 : Tabel hasil pengukuran ^{131}I pada phantom tiroid untuk berbagai aktivitas menggunakan spektrometer gamma.

Waktu pencacahan : 600 detik
Cacah latar : 0,0061 cps

Phantom ke-	Aktivitas (Bq)	Laju cacah (cps)
1	1377	$21,9 \pm 0,2$
2	2754	$43,1 \pm 0,3$
3	4131	$62,4 \pm 0,3$
4	5508	$83,5 \pm 0,4$
5	6885	$98,9 \pm 0,4$



Lampiran 3 : Tabel hasil pengukuran ^{131}I pada phantom tiroid untuk aktivitas yang tidak diketahui.

Nama alat	Intensitas radiasi terukur pada :		
	Phantom ke-1	Phantom ke-2	Phantom ke-3
Ludlum model 3-98	68 cpm	74 cpm	80 cpm
Ludlum model 44-9	110 cpm	125 cpm	130 cpm
Ludlum model 19	9,4 $\mu\text{R/h}$	11,2 $\mu\text{R/h}$	13,4 $\mu\text{R/h}$
Alat standar (Spektrometer gamma)	71 cps	82 cps	99cps

a. Perhitungan faktor kalibrasi pada phantom ke-1

Nama alat	Aktivitas standar (Bq)	Aktivitas terukur (Bq)	Perbedaan (%)	Faktor kalibrasi
Ludlum 3-98	3649	2989	18	1,22
Ludlum 44-9	3649	4321	18,4	0,84
Ludlum 19	3649	2640	28	1,38

b. Perhitungan faktor kalibrasi pada phantom ke-2

Nama alat	Aktivitas standar (Bq)	Aktivitas terukur (Bq)	Perbedaan (%)	Faktor kalibrasi
Ludlum 3-98	4271	3322	22	1,28
Ludlum 44-9	4271	5393	26,3	0,79
Ludlum 19	4271	3240	24	1,32

c. Perhitungan faktor kalibrasi pada phantom ke-3

Nama alat	Aktivitas standar (Bq)	Aktivitas terukur (Bq)	Perbedaan (%)	Faktor kalibrasi
Ludlum 3-98	5232	3656	30	1,43
Ludlum 44-9	5232	5750	10	0,91
Ludlum 19	5232	3973	24	1,32

Lampiran 4 : Tabel hasil pengukuran ^{133}Ba pada phantom tiroid (aktivitas sama) pada berbagai jarak menggunakan surveymeter Ludlum model 44-9.

Usia	Intensitas radiasi rata-rata pada jarak :	
	Jarak 8 cm	Jarak 14 cm
Anak-anak	(75 ± 0) cpm	(50 ± 0) cpm
Remaja	(75 ± 0) cpm	(50 ± 0) cpm
Dewasa	$(112,5 \pm 14,4)$ cpm	$(60,0 \pm 13,6)$ cpm

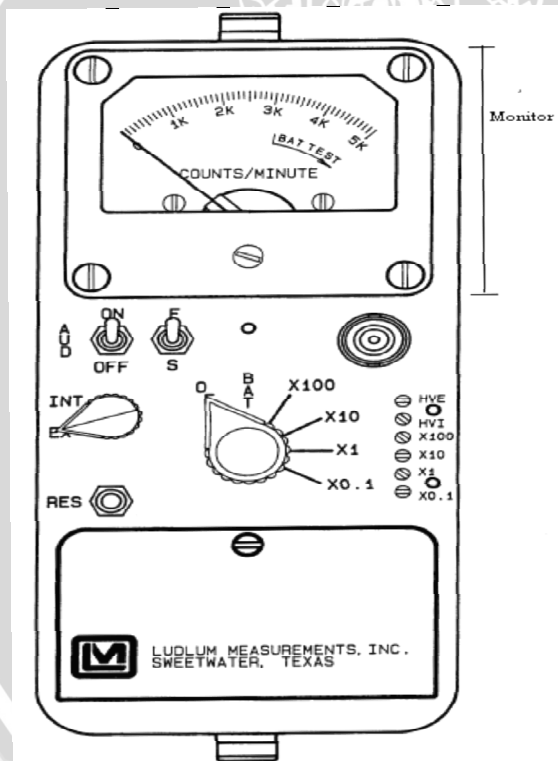


Lampiran 5

A. Bentuk detektor surveymeter Ludlum model 44-9



B. Tombol-tombol yang terdapat pada salah satu surveymeter



LAMPIRAN

Lampiran 1 : Tabel hasil pengukuran ^{131}I pada phantom tiroid untuk berbagai aktivitas.

a. Aktivitas 1377 Bq

Nama Alat	Cacah Latar	Respon Alat					Rata-rata
		1	2	3	4	5	
Ludlum model 3-98 (cpm)	30	80	80	80	80	70	82 ± 4
Ludlum model 44-9 (cpm)	25	125	100	100	75	125	105 ± 19
Ludlum model 19 ($\mu\text{R/h}$)	9	12	14	14	14	14	$13,6 \pm 0,8$

b. Aktivitas 2754 Bq

Nama Alat	Cacah Latar	Respon Alat					Rata-rata
		1	2	3	4	5	
Ludlum model 3-98 (cpm)	30	90	100	90	90	90	92 ± 4
Ludlum model 44-9 (cpm)	25	100	100	75	125	100	100 ± 16
Ludlum model 19 ($\mu\text{R/h}$)	9	20	20	22	22	20	$20,8 \pm 0,9$

c. Aktivitas 4131 Bq

Nama Alat	Cacah Latar	Respon Alat					Rata-rata
		1	2	3	4	5	
Ludlum model 3-98 (cpm)	30	100	100	100	100	120	104 ± 8
Ludlum model 44-9 (cpm)	25	100	125	125	150	125	125 ± 16
Ludlum model 19 ($\mu\text{R/h}$)	9	22	22	22	23	22	$22,2 \pm 0,4$

d. Aktivitas 5508 Bq

Nama Alat	Cacah Latar	Respon Alat					Rata-rata
		1	2	3	4	5	
Ludlum model 3-98 (cpm)	30	140	130	140	140	140	138 ± 4
Ludlum model 44-9 (cpm)	25	175	175	150	175	150	165 ± 12
Ludlum model 19 ($\mu\text{R/h}$)	9	26	28	26	28	30	$27.6 \pm 1,5$

e. Aktivitas 6885 Bq

Nama Alat	Cacah Latar	Respon Alat					Rata-rata
		1	2	3	4	5	
Ludlum model 3-98 (cpm)	30	180	190	190	180	190	186 ± 5
Ludlum model 44-9 (cpm)	25	150	175	175	175	175	170 ± 10
Ludlum model 19 ($\mu\text{R/h}$)	9	30	32	30	32	32	$31.2 \pm 0,9$

Lampiran 2 : Tabel hasil pengukuran ^{131}I pada phantom tiroid untuk berbagai aktivitas menggunakan spektrometer gamma.

Waktu pencacahan : 600 detik
Cacah latar : 0,0061 cps

Phantom ke-	Aktivitas (Bq)	Laju cacah (cps)
1	1377	$21,9 \pm 0,2$
2	2754	$43,1 \pm 0,3$
3	4131	$62,4 \pm 0,3$
4	5508	$83,5 \pm 0,4$
5	6885	$98,9 \pm 0,4$



Lampiran 3 : Tabel hasil pengukuran ^{131}I pada phantom tiroid untuk aktivitas yang tidak diketahui.

Nama alat	Intensitas radiasi terukur pada :		
	Phantom ke-1	Phantom ke-2	Phantom ke-3
Ludlum model 3-98	68 cpm	74 cpm	80 cpm
Ludlum model 44-9	110 cpm	125 cpm	130 cpm
Ludlum model 19	9,4 $\mu\text{R/h}$	11,2 $\mu\text{R/h}$	13,4 $\mu\text{R/h}$
Alat standar (Spektrometer gamma)	71 cps	82 cps	99cps

a. Perhitungan faktor kalibrasi pada phantom ke-1

Nama alat	Aktivitas standar (Bq)	Aktivitas terukur (Bq)	Perbedaan (%)	Faktor kalibrasi
Ludlum 3-98	3649	2989	18	1,22
Ludlum 44-9	3649	4321	18,4	0,84
Ludlum 19	3649	2640	28	1,38

b. Perhitungan faktor kalibrasi pada phantom ke-2

Nama alat	Aktivitas standar (Bq)	Aktivitas terukur (Bq)	Perbedaan (%)	Faktor kalibrasi
Ludlum 3-98	4271	3322	22	1,28
Ludlum 44-9	4271	5393	26,3	0,79
Ludlum 19	4271	3240	24	1,32

c. Perhitungan faktor kalibrasi pada phantom ke-3

Nama alat	Aktivitas standar (Bq)	Aktivitas terukur (Bq)	Perbedaan (%)	Faktor kalibrasi
Ludlum 3-98	5232	3656	30	1,43
Ludlum 44-9	5232	5750	10	0,91
Ludlum 19	5232	3973	24	1,32

Lampiran 4 : Tabel hasil pengukuran ^{133}Ba pada phantom tiroid (aktivitas sama) pada berbagai jarak menggunakan surveymeter Ludlum model 44-9.

Usia	Intensitas radiasi rata-rata pada jarak :	
	Jarak 8 cm	Jarak 14 cm
Anak-anak	(75 ± 0) cpm	(50 ± 0) cpm
Remaja	(75 ± 0) cpm	(50 ± 0) cpm
Dewasa	$(112,5 \pm 14,4)$ cpm	$(60,0 \pm 13,6)$ cpm



Lampiran 5

A. Bentuk detektor surveymeter Ludlum model 44-9



B. Tombol-tombol yang terdapat pada salah satu surveymeter

