



**EFEK VARIASI WAKTU DAN *ANGULAR SENSITIVITY*
DETEKTOR KAMAR IONISASI TERHADAP DOSIS RADIASI**

SKRIPSI

Oleh
Fajriah Winda Rizki
NIM 081810201047

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS JEMBER
2013**



**EFEK VARIASI WAKTU DAN *ANGULAR SENSITIVITY*
DETEKTOR KAMAR IONISASI TERHADAP DOSIS RADIASI**

SKRIPSI

diajukan guna melengkapi tugas akhir dan memenuhi salah satu syarat
untuk menyelesaikan Program Studi Fisika (S1)
dan untuk mencapai gelar Sarjana Sains

Oleh
Fajriah Winda Rizki
NIM 081810201047

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS JEMBER
2013**

PERSEMBAHAN

Dengan rasa cinta, syukur dan terima kasih saya persembahkan karya kecil ini kepada :

1. Ibunda Sa'adah tercinta yang selalu memberikan do'a, motivasi, semangat dengan segenap kasih sayang dan cinta kasih;
2. bapak dan ibu guru serta dosen yang telah memberikan ilmu;
3. dosen pembimbing Drs. Yuda Cahyoargo Hariadi, M.Sc., Ph.D., Dra. Arry Yuriatun Nurhayati, Betty Rahayuningsih, S.Si.;
4. kakakku A. Yasin dan pamanku Subairi Adi Gunawan, S.Ag serta semua keluarga besar di situbondo yang selalu memberi motivasi;
5. untuk Asrori, Raudatul Magfiroh, Anza Hana, Yuswi Ari Savitri, M. Sabirin, Sri Nanda, Siti Diah Ayu dan teman-teman angkatan 2008;
6. semua anggota PALAPA F.MIPA Universitas Jember;
7. Almamater tercinta Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember.

MOTTO

Kecerdasan tidak banyak berperan dalam proses penemuan. Ada suatu lompatan dalam kesadaran, sebutlah itu intuisi atau apapun namanya, solusinya muncul begitu saja dan kita tidak tahu bagaimana atau mengapa.

(Albert Einstein)*

Tanda kecerdasan sejati bukanlah pengetahuan tapi imajinasi.

(Albert Einstein)**

Cobalah tidak untuk menjadi seseorang yang sukses, tetapi menjadi seseorang yang bernilai.

(Albert Einstein)**

*<http://berita-terhangat.blogspot.com/2012/11/kata-mutiara-albert-einstein.html>

**<http://www.rioshare.org/2012/12/40-kata-mutiara-albert-einstein.html#ixzz2KCfF4LyB>

PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Fajriah Winda Rizki

NIM : 081810201047

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa skripsi yang berjudul “*Efek Variasi Waktu Dan Angular Sensitivity Detektor Kamar Ionisasi Terhadap Dosis Radiasi*” adalah benar-benar hasil karya sendiri, kecuali dalam melakukan pengutipan substansi disebutkan sumbernya, dan belum pernah diajukan ke institusi manapun, serta bukan karya jiplakan. Saya bertanggung jawab atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai dengan sikap ilmiah yang harus dijunjung tinggi.

Penelitian ini merupakan penelitian bersama dari penelitian bersama dosen dan mahasiswa, serta kerja sama dengan Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya dan hanya dapat dipublikasikan dengan mencantumkan nama pembimbing.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya, tanpa adanya tekanan dan paksaan dari pihak manapun serta bersedia mendapat sanksi akademik jika ternyata di kemudian hari pernyataan ini tidak benar.

Jember, Mei 2013

Yang menyatakan,

Fajriah Winda Rizki
NIM 081810201047

SKRIPSI

EFEK VARIASI WAKTU DAN *ANGULAR SENSITIVITY* DETEKTOR KAMAR IONISASI TERHADAP DOSIS RADIASI

Oleh

Fajriah Winda Rizki

NIM 081810201047

Pembimbing

Dosen Pembimbing Utama : Drs. Yuda Cahyoargo Hariadi, M.Sc., Ph.D.

Dosen Pembimbing Anggota : Dra. Arry Yuriatun Nurhayati

Dosen Pembimbing Lapangan : Betty Rahayuningsih, S.Si, M.Si.

PENGESAHAN

Skripsi berjudul “Efek Variasi Waktu Dan *Angular Sensitivity* Detektor Kamar Ionisasi Terhadap Dosis Radiasi” telah diuji dan disahkan pada:

Hari :

Tanggal :

Tempat : Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Tim Penguji:

Dosen Pembimbing Utama

Dosen Pembimbing Anggota

Drs. Yuda C. Hariadi, M.Sc., Ph.D.
NIP 196203111987021001

Dra. Arry Y. Nurhayati
NIP 196109091986012001

Pembimbing Lapangan

Betty Rahayuningsih, S.Si, M.Si.
NIP 197103061999032001

Dosen Penguji I

Dosen Penguji II

Drs. Sujito, Ph.D.
NIP 196102041987111001

Nurul Priyantari, S.Si, M.Si.
NIP 197003271997022001

Mengesahkan
Dekan Fakultas Matematika dan Fakultas Ilmu Pengetahuan Alam

Prof. Drs. Kusno, DEA., Ph.D.
NIP 196101081986021001

RINGKASAN

Efek Variasi Waktu Dan *Angular Sensitivity* Detektor Kamar Ionisasi Terhadap Dosis Radiasi; Fajriah Winda Rizki, 081810201047; 2013; 45 halaman; Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Jember.

Dewasa ini penggunaan zat radioaktif dan sumber radiasi lainnya semakin meningkat dalam bidang kesehatan, seperti radioterapi, kedokteran nuklir, serta aplikasi dalam bidang industri, sehingga diperlukan suatu jaminan keselamatan dalam pemanfaatannya. Salah satunya melalui terkalibrasinya alat ukur radiasi. Kalibrasi sangat penting dalam menekan angka kecelakaan medik dan dalam upaya peningkatan keselamatan pasien pengobatan radiasi. Kalibrasi adalah proses dimana respon dari sebuah dosimeter atau instrument pengukuran dikarakterisasi melalui perbandingan terhadap standar nasional yang sesuai (Lamperti *et al.*, 2001).

Pada penelitian ini akan menentukan penyimpangan ditinjau dari variasi waktu penyinaran dan *angular sensitivity* dari detektor kamar ionisasi pada saat kalibrasi dengan sumber irradiator Cs-137 di Instalasi Alat Ukur Radiasi Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya.

Berdasarkan hasil dan analisis data didapat bahwa laju dosis ekuivalen pada kedalaman 10 mm (Hp(10)) dengan variasi waktu merupakan akumulasi dosis, karena dosis yang diterima tidak terjadi perbedaan yang sangat besar serta nilai penyimpangan yang masih berada di dalam batas yang ditentukan. Dari semua variasi waktu yang ditentukan untuk semua nilai penyimpangan (Ds/Du) berkisar antara 0.9888 sampai 1.0024, ini menunjukkan bahwa penyimpangan yang didapat tidak melebihi batas yang ditentukan, yaitu berkisar antara 1.2 – 0.8 (BATAN, 2005). Deviasi yang diterima berada di bawah 2% ini disebabkan sensitivitas detektor yang terkena radiasi homogen.

Untuk laju dosis ekuivalen pada kedalaman 10 mm atau Hp(10) dengan variasi sudut pada saat sudut 0° merupakan nilai acuan untuk dosis ekuivalen Hp(10) pada

perubahan sudut yang ditentukan. Dari grafik yang telah dibuat didapatkan bahwa pada sudut $\pm 1^\circ$ - $\pm 5^\circ$ memiliki nilai dosis ekivalen Hp(10) yang semakin menurun walaupun perubahannya tidak begitu besar, sedangkan pada sudut $\pm 6^\circ$ - $\pm 10^\circ$ sudah mulai terjadi penurunan sudut yang sangat signifikan. Hal ini sesuai dengan teori bahwasanya maksimum penyimpangan sudut yaitu sebesar $\pm 5^\circ$ (IAEA, 2000). Pada besar sudut dengan nilai penyimpangan $\pm 15^\circ$ hingga $\pm 90^\circ$ semakin menurun hingga berada pada kisaran dosis ekivalen Hp(10) 14 mSv. Dari hasil yang diperoleh menyatakan bahwa semakin besar penyimpangan sudut yang diberikan maka semakin kecil dosis yang diterima hal ini disebabkan posisi detektor tidak tegak lurus dengan sumber radiasi, maka radiasi yang diterima tidak optimal, sehingga menyebabkan ada sebagian radiasi yang dihamburkan.

Mengacu dari hasil di atas dapat disimpulkan bahwa dosis ekivalen Hp(10) yang diterima detektor kamar ionisasi pada variasi waktu mengindikasikan bahwa Hp(10) merupakan dosis akumulasi dari variasi waktu yang ada, dengan kata lain dosis yang diterima berbanding lurus dengan lamanya penyinaran (BAPETEN, tanpa tahun). Sedangkan untuk dosis ekivalen Hp(10) dengan variasi sudut dapat disimpulkan bahwa penyimpangan sudut sebesar $\pm 90^\circ$ masih berada pada batas deviasi yang ditentukan oleh IAEA (2000) yaitu di bawah 15%, akan tetapi tidak diizinkan untuk digunakan karena tidak memenuhi syarat penyimpangan sudut maksimal sebesar $\pm 5^\circ$.

PRAKATA

Segala puji syukur penulis panjatkan kehadiran Allah SWT atas segala limpahan rahmat, nikmat dan hidayah-Nya sehingga skripsi yang berjudul “Efek Variasi Waktu Dan *Angular Sensitivity* Detektor Kamar Ionisasi Terhadap Dosis Radiasi” terselesaikan dengan baik dan sebagai salah satu persyaratan untuk menyelesaikan pendidikan program strata satu (S1) Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember.

Penyusunan skripsi ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak, oleh karena itu penulis menyampaikan terimakasih kepada:

1. Drs. Yuda C. Hariadi, M.Sc., Ph.D., selaku Dosen Pembimbing Utama, Dra. Arry Y. Nurhayati, selaku Dosen Pembimbing Anggota dan Betty Rahayuningsih, S.Si, M.Si., selaku Dosen Pembimbing Lapangan yang telah dengan sabar memberikan nasehat, bimbingan, arahan, perhatian, koreksi dan bimbingan dalam penyelesaian dan penyempurnaan penelitian ini;
2. Drs. Sujito, Ph.D. selaku Dosen Penguji I dan Nurul Priyantari, S.Si, M.Si. selaku Dosen Penguji II telah memberikan saran, bimbingan dan nasehat;
3. Bapak Dr. Edy Supriyanto, S.Si., M.Si., selaku Ketua Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam;
4. Puguh Hiskiawan, S.Si., M.Si. selaku Dosen Pembimbing Akademik terimakasih atas bimbingannya selama ini;
5. dosen dan staf Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam terimakasih atas kerjasamanya;
6. semua teman-teman angkatan 2008 dan warga fisika terimakasih atas bantuan dan motivasinya.

Akhirnya penulis menyadari bahwa karya skripsi ini sangat jauh dari kesempurnaan, untuk itu segala kritikan dan saran dari semua pihak sangat penulis harapkan demi kesempurnaan skripsi ini.

Jember, Mei 2013

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PERSEMBAHAN	iii
HALAMAN MOTTO	iv
HALAMAN PERNYATAAN	v
HALAMAN PEMBIMBINGAN	vi
HALAMAN PENGESAHAN	vii
RINGKASAN	viii
PRAKATA	x
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR GAMBAR	xiv
DAFTAR LAMPIRAN	xv
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Tujuan Penelitian	4
1.4 Manfaat Penelitian	5
1.5 Batasan Masalah	5
BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA	6
2.1 Radioaktivitas	6
2.1.1 Pengertian dan Manfaat	6
2.1.2 Peluruhan Radioaktif.....	7
2.1.3 Aktivitas Radiasi dan Satuannya.....	10
2.1.4 Sifat-Sifat Sinar Radioaktif.....	12
2.2 Irradiator Cs-137	13

2.3 Detektor Kamar Ionisasi	14
2.4 Proteksi Radiasi.....	15
2.5 Besaran dan Satuan Dasar dalam Radiasi	17
2.5.1 Dosis Serap	17
2.5.2 Dosis Ekuivalen	18
2.6 Faktor Kalibrasi (Penyimpangan).....	19
BAB 3. METODOLOGI PENELITIAN	21
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	21
3.2 Alat dan Bahan.....	21
3.3 Diagram Tahap-Tahap Penelitian	25
3.3.1 Observasi.....	25
3.3.2 Persiapan Penelitian	26
3.3.3 Penelitian.....	28
3.3.4 Penyusunan Laporan	32
BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN	33
4.1 Hasil dan Analisis.....	33
4.1.1 Hasil dan Analisis Data Pengukuran Laju Dosis Ekuivalen pada Kedalaman 10 mm atau Hp(10) terhadap Variasi Waktu.....	33
4.1.2 Hasil dan Analisis Pengukuran Dosis terhadap Variasi Sudut.....	36
4.2 Pembahasan	41
BAB 5. PENUTUP.....	45
5.1 Kesimpulan.....	45
5.2 Saran	45
DAFTAR PUSTAKA	
DAFTAR ISTILAH	
DAFTAR SINGKATAN	
LAMPIRAN	

DAFTAR TABEL

	Halaman
4.1 Data primer dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) dan penyimpangan terhadap variasi waktu serta <i>error</i> dari 3 pengulangan.....	33
4.2 Data penjumlahan dari data primer dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) dan penyimpangan terhadap variasi waktu.....	34
4.2 Nilai Hp(10) terhadap variasi sudut serta <i>error</i> dari 3 pengulangan	37

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
2.1 Unsur radioaktif meluruh secara eksponensial	8
2.2 Irradiator Cs-137	13
2.3 Grafik penerimaan dosis dengan perubahan sudut 0° hingga 360° .	15
3.1 1). <i>Irradiator</i> Cs-137.....	21
2). Kontrol Unit.....	21
3.2 Detektor Kamar Ionisasi 600 cc.....	22
3.3 <i>Hygro-Termograph</i>	23
3.4 <i>Farmer Dosemeter</i>	24
3.5 <i>Reference source</i> Sr-90.....	24
3.6 Diagram Alir Penelitian	25
3.7 Konstruksi Alat Dosis Radiasi Dengan Variasi Waktu dan Sudut ..	27
3.8 Kontrol Unit	27
4.1 Grafik data primer dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi waktu dan dengan nilai <i>error</i> pada pengukuran	35
4.2 Grafik data penjumlahan waktu dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi waktu	35
4.3 Grafik penyimpangan (Ds/Du) pada data primer dan menjumlahkan waktu dengan nilai batas atas 1.2 dan nilai batas bawah 0.8.....	36
4.4 Grafik dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi sudut yang telah ditentukan	39
4.5 Grafik efektifitas penerimaan dosis pada detektor (%) untuk sudut -90° hingga 90°	40
4.6 Grafik efektifitas penerimaan dosis pada detektor (%) untuk sudut -10° hingga 10°	40

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
A Perhitungan Data Hp(10) Terhadap Variasi Waktu	52
B Perhitungan Data Hp(10) Terhadap Variasi Sudut.....	55
C Gambar Penelitian	58

BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Peran teknologi nuklir dalam bidang kesehatan, seperti radioterapi, kedokteran nuklir, serta aplikasi dalam berbagai bidang semakin meningkat. Hal tersebut juga menuntut terjaminnya keselamatan yang lebih baik dalam pemanfaatannya. Salah satunya melalui terkalibrasinya alat ukur radiasi (Wurdianto *et al.*, 2007). Kalibrasi sangat penting dalam menekan angka kecelakaan medik dan dalam upaya peningkatan keselamatan pasien pengobatan radiasi (KOMPAS, 03/07/2012).

Kalibrasi adalah proses dimana respon dari sebuah dosimeter atau instrumen pengukuran dikarakterisasi melalui perbandingan terhadap standar nasional yang sesuai (Lamperti *et al.*, 2001). Hal tersebut untuk menjamin bahwa alat pengukur radiasi memberikan bacaan akurat dan benar dengan ketidakpastian tertentu yang memenuhi peraturan yang dikeluarkan oleh otoritas yang bersangkutan (Arwui *et al.*, 2011).

Dalam meminimalkan kecelakaan medik, Perhimpunan Onkologi Radiasi Indonesia mendorong pusat-pusat radioterapi untuk diaudit. Menurut Scalliet audit bersifat menyeluruh, bukan hanya pada kalibrasi peralatan tetapi juga bagi operator. Melalui audit, kecelakaan yang tidak dapat dihindari baik bagi negara yang telah menerapkan audit seperti Amerika atau Inggris, akan dapat diminimalkan, tetapi juga melalui audit radioterapi membantu radiasi yang efektif dan efisien serta aman. Hal tersebut karena radiasi yang tidak tepat dapat membahayakan pasien karena menyangkut penggunaan energi nuklir dengan tenaga sampai 20 megavolt. Faktanya dari 24 pusat radioterapi di Indonesia, baru empat bersedia diaudit (KOMPAS, 03/07/2012). Hal ini berarti bahwa hanya seperenam dari pusat radioterapi telah

melakukan audit, padahal sebagai pusat radioterapi sudah seharusnya benar-benar terkalibrasi.

Alat ukur radiasi standar lokal maupun alat ukur radiasi lain yang digunakan untuk mengukur keluaran (output) pesawat radiotrapi di rumah sakit harus dikalibrasi terhadap alat ukur standar nasional sekurang-kurangnya sekali dalam 1 tahun (BAPETEN, 2006). Sedangkan dalam ketentuan yang berlaku, alat ukur radiasi standar nasional harus dikalibrasi terhadap alat ukur radiasi standar primer di instansi terkait setahun sekali di *Primary Standard Dosimetry Laboratory* (PSDL) (Trijoko, 1996).

Lebih jauh dijelaskan oleh Trijoko (1996) faktor kalibrasi paparan yang diberikan oleh PSDL yaitu *Electrotechnical Laboratory* (ETL) Jepang hanya untuk berkas foton sinar-X dan 50 kV sampai dengan 250 kV (energi efektif 25.2 keV sampai 125 keV) dan berkas sinar gamma Co-60 dengan energi rata-rata 1250 keV. Untuk berkas sinar gamma Cs-137 dengan energi 662 keV ETL-Jepang tidak memberikan faktor kalibrasi paparannya, sehingga Fasilitas Kalibrasi Tingkat Nasional (FKTN) Pusat Standarisasi dan Penelitian Keselamatan Radiasi (PSPKR) BATAN hanya memberikan faktor kalibrasi seperti yang diberikan ETL-Jepang. Untuk mendapatkan faktor kalibrasi paparan dengan nilai energi diatas 125 keV digunakan metode interpolasi guna didapat kondisi kesetimbangan untuk berkas Cs-137.

Penelitian pada sumber radiasi Cs-137 juga dilakukan melalui uji banding dosimeter perorangan film untuk deteksi radiasi gamma dari sumber radiasi Cs-137 (Herlina *et al.*, 2006). Berdasarkan pada hasil yang diperoleh selama tahun 2002 sampai tahun 2004, didapatkan deviasi antara dosis yang diberikan oleh fasilitas kalibrasi dengan dosis yang dievaluasi oleh laboratorium sebesar 19 %. Hasil yang diperoleh tersebut masih berada dalam batas rentang atas yaitu +50 % dan bawah -33 %.

Kalibrasi pada alat ukur aktivitas “*dose calibrator*” secara simultan juga dilakukan di Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi (PTKMR) BATAN untuk mengetahui respon alat pada setting tertentu terhadap berbagai sumber radioaktif. Sumber yang digunakan adalah Co-60, Cs-137, Ra-226, I-131 dan Tc-99m. Nilai faktor kalibrasi yang ditampilkan tersebut didapatkan dengan membandingkan aktivitas sumber standar masing-masing. Teknik tersebut dapat digunakan untuk mengkalibrasi alat, sayangnya hasil tersebut belum memberikan penjelasan pada sumber Cs-137 (Wurdiyanto *et al.*, 2007).

Penelitian yang dilakukan di *Secondary Standards Dosimetry Laboratories* (SSDL) Ghana yaitu untuk mengurangi radiasi hambur dengan sumber Cs-137. Objek yang digunakan *Thermoluminisence Dosemeter* (TLD) dengan menggunakan *lead block collimator* dan *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) *slab phantom*. Variasi yang digunakan merubah jarak antara sumber dan objek yaitu 1 m, 2 m dan 3 m dengan dosis yang sama yaitu 1 mSv. Dari hasil yang diperoleh pancaran dosis yang direkam *lead door* sangat tinggi (Arwui *et al.*, 2011).

El-Sersy *et al.* (2012) mengkarakterisasi radiasi dari sumber Cs-137 untuk tujuan kalibrasi dan *dosimetric* pada *National Institute for Standards* (NIS), melalui penggunaan ketebalan lapisan timbal yang berbeda untuk mencakup seluruh skala dari detektor yang dikalibrasi. Didapatkan bahwa penggunaan timbal kolimator pada sudut 15° dapat mengurangi hamburan sebesar 12% pada jarak dua meter dari sumber. Hasil ini dapat memberikan kontribusi pada peningkatan proteksi dan hasil-hasil sesuai dengan *International Atomic Energy Agency* (IAEA) dengan peningkatan pada 2.4% yang berada dalam batasan ketidakpastian.

Mengacu pada hasil-hasil penelitian di atas, belum secara jelas ditentukan penyimpangan ditinjau dari variasi waktu dan sensitivitas sudut pada detektor kamar ionisasi pada saat kalibrasi. Menurut IAEA (2000) sensitivitas sudut pada alat detektor hanya bisa terbaca akurat pada output radiasi dengan nilai maksimum

kemiringan yaitu sebesar $\pm 5^\circ$. Pada kasus alat Irradiator Cs-137 sebagai sumber penghasil radiasi gamma yang mempunyai tingkat energi 0,662 MeV dengan waktu paruh 30 tahun (*Radioactive Material Safety Data Sheet*, 2001), menunjukkan bahwa walaupun alat tersebut dalam kondisi *off* maka akan tetap mengeluarkan radiasi karena merupakan zat radioaktif, karena itu dalam kalibrasi suatu alat dengan Irradiator Cs-137 perlu ditentukan lamanya waktu yang diberikan sehingga dapat diketahui banyaknya dosis yang diserap oleh sebuah detektor dengan membandingkan hasil tersebut terhadap dosis perhari yang dimiliki irradiator melalui perhitungan. Hal inilah yang melatar belakangi penelitian ini, yaitu ingin dikaji secara lebih dalam apakah penjumlahan waktu tersebut akurat sehingga dosis yang dihasilkan juga merupakan penjumlahan antar kedua perhitungan tersebut. Bila hal ini benar maka tidak dibutuhkan adanya pengulangan penyinaran dari awal untuk kalibrasi alat radiasi (akumulasi dosis).

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan di atas dapat dirumuskan beberapa masalah yaitu :

1. Bagaimana akurasi dosis ekivalen detektor kamar ionisasi dengan penjumlahan waktu yang diberikan?
2. Bagaimana pengaruh *angular sensitivity* pada dosis ekivalen apabila nilai kemiringan detektor kamar ionisasi melebihi batas maksimum yang telah ditentukan dengan variasi sudut?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah :

1. Membuktikan bahwa waktu penjumlahan yang dilakukan adalah akurat sehingga dosis yang diterima oleh detektor akurat.
2. Membuktikan nilai maksimum *angular sensitivity* detektor kamar ionisasi sehingga diperoleh nilai yang akurat pada output radiasi.

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat yang diharapkan dari hasil penelitian ini adalah :

1. Dapat memberikan referensi untuk kalibrasi alat radiasi.
2. Dapat menjelaskan bahwa waktu yang digunakan untuk acuan penyerapan dosis pada detektor adalah akurat.
3. Dapat menjelaskan batas maksimum kemiringan detektor sehingga didapat *angulare sensitivity* yang akurat.
4. Sebagai masukan untuk menambah referensi bagi radioterapi dan radiodiagnostik.
5. Menambah pengetahuan di dunia fisika.

1.5 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah :

1. Faktor koreksi hasil pengukuran berupa tekanan udara, suhu kelembaban udara diasumsikan sama dengan kondisi pada saat dilakukan pengukuran dan tidak mempengaruhi stabilitas alat ukur.
2. Pembatasan permasalahan kalibrasi alat ukur telah terkalibrasi oleh lembaga BATAN dan telah mendapatkan sertifikasi kelayakan atas penggunaannya, cara kerja, spesifikasi dan *maintenance* alat ukur tidak dibahas.

BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Radioaktivitas

2.1.1 Pengertian dan Manfaat

Pada abad ke-20 berdasarkan hasil riset yang dilakukan oleh Becquerel, Pierre Currie dan Marrie Currie serta para ahli lainnya, dapat diketahui bahwa beberapa inti atom dapat berubah dengan sendirinya secara spontan menjadi inti atom lain dan memancarkan radiasinya. Gejala ini disebut radioaktivitas, dan zat yang bersifat demikian disebut zat radioaktif (Sutrisno *et al.*, 1994:177). Radioaktivitas adalah gejala perubahan keadaan inti atom secara spontan yang disertai radiasi gelombang elektromagnetik (Susetyo, 1988:19). Pada perkembangan selanjutnya, para ahli kemudian dapat memanfaatkan energi yang dihasilkan dari proses radioaktivitas ini sehingga menjadi sumber daya energi yang bermanfaat bagi kehidupan umat manusia. Pada bidang kedokteran radioisotop banyak digunakan sebagai alat diagnosis dan alat terapi berbagai macam penyakit.

a. Diagnosa

Radioisotop merupakan bagian yang sangat penting pada proses diagnosis suatu penyakit. Dengan bantuan peralatan pembentuk citra (*imaging devices*), dapat dilakukan penelitian proses biologis yang terjadi dalam tubuh manusia. Dalam penggunaannya untuk diagnosis, suatu dosis kecil radioisotop yang dicampurkan dalam larutan yang larut dalam cairan tubuh dimasukkan ke dalam tubuh, kemudian aktivitasnya dalam tubuh dapat dipelajari menggunakan gambar 2 dimensi atau 3 dimensi yang disebut tomografi. Salah satu radioisotop yang sering digunakan adalah technisium-99m, yang dapat digunakan untuk mempelajari metabolisme jantung, hati, paru-paru, ginjal, sirkulasi darah dan struktur tulang. Tujuan lain dari penggunaan di bidang diagnosis adalah untuk analisis biokimia yang disebut radio-immunoassay.

Teknik ini dapat digunakan untuk mengukur konsentrasi hormon, enzim, obat-obatan dan substansi lain dalam darah (BATAN, 2005).

b. Terapi

Penggunaan radioisotop di bidang pengobatan yang paling banyak adalah untuk pengobatan kanker, karena sel kanker sangat sensitif terhadap radiasi. Sumber radiasi yang digunakan dapat berupa sumber eksternal, berupa sumber gamma seperti Co-60 atau sumber internal, yaitu berupa sumber gamma atau beta yang kecil seperti Iodine-131 yang biasa digunakan untuk penyembuhan kanker kelenjar tiroid (BATAN, 2005).

c. Sterilisasi Peralatan Kedokteran

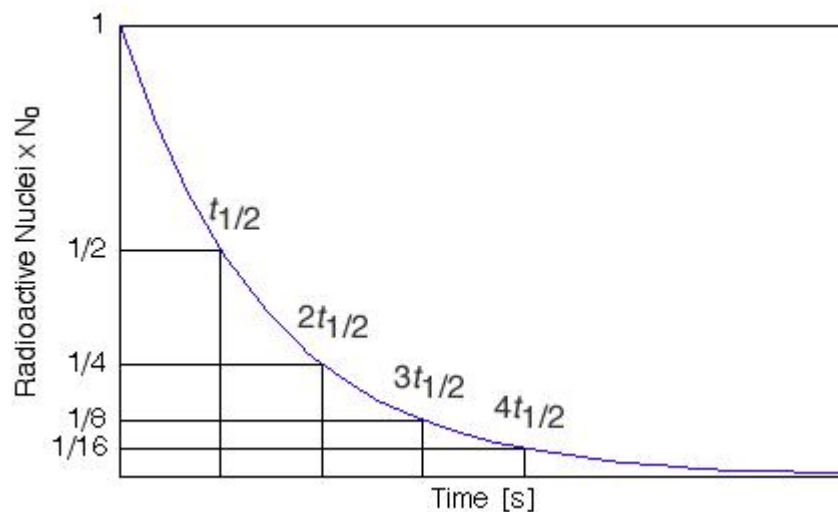
Dewasa ini banyak peralatan kedokteran yang disterilkan menggunakan radiasi gamma dari Co-60. Metode sterilisasi ini lebih ekonomis dan lebih efektif dibandingkan sterilisasi menggunakan uap panas, karena proses yang digunakan merupakan proses dingin, sehingga dapat digunakan untuk benda-benda yang sensitif terhadap panas seperti bubuk, obat salep, dan larutan kimia. Keuntungan lain dari sterilisasi dengan menggunakan radiasi adalah proses sterilisasi dapat dilakukan setelah benda tersebut dikemas dan masa penyimpanan benda tersebut tidak terbatas sepanjang kemasannya tidak rusak (BATAN, 2005).

2.1.2 Peluruhan Radioaktif

Roentgen (1895) mendeteksi sinar-X dengan fluoresensi yang ditimbulkan dalam bahan tertentu (Beiser, 1999:441). Ketika Becquerel pada tahun 1896 mempelajari hal tersebut, hal yang dipersoalkan adalah proses baliknya terjadi dengan intensitas tinggi, cahaya menstimulasi bahan fluoresen untuk menghasilkan sinar-X. Selanjutnya Becquerel melakukan eksperimen dengan meletakkan garam uranium pada plat fotografik yang ditutupi kertas hitam, kemudian sistem ini disinari cahaya matahari dan ia mendapatkan plat fotografik itu seperti berkabut sesudah

dicuci. Dalam waktu singkat Becquerel menemukan sumber radiasi yang mempunyai daya tembus itu berasal dari uranium yang terdapat dalam garam fluoresen. Radiasi itu juga dapat mengionisasi gas dan sebagian radiasi itu terdiri dari partikel yang bergerak cepat (Soedjo, 2004:309).

Pierre dan Marie Curie ketika melakukan ekstraksi uranium dari bahan tambang pitchblende dalam laboratorium yang sama, telah menemukan dua unsur lain yang juga radioaktif. Unsur pertama dinamakan polonium, unsur kedua yang ternyata seribu kali lebih radioaktif daripada uranium, disebut radium (Beiser, 1999:441). Dari eksperimen terbukti bahwa peluruhan radioaktif memenuhi hukum eksponensial atau dikenal dengan hukum peluruhan (Sutrisno *et al.*, 1994:181).



Gambar 2.1 Unsur radioaktif meluruh secara eksponensial
Sumber: Sutrisno *et al.*, 1994:182

Dari gambar di atas dapat dijelaskan bahwa peluruhan tidak terjadi secara serentak atau bersamaan, melainkan peluruhan dianggap sebagai peristiwa statistik. Besarnya peluang atau probabilitas peluruhan yang terjadi dapat dinyatakan sebagai berikut:

$$\text{Peluang atau probabilitas peluruhan} = \lambda dt \quad (2.1)$$

Dimana λ adalah suatu konstanta yang disebut konstanta peluruhan. Apabila N adalah jumlah nuklida yang belum meluruh pada suatu saat, dN adalah jumlah nuklida yang akan meluruh dalam waktu dt , maka dapat dituliskan:

$$dN = -\lambda dt \quad (2.2)$$

sehingga,

$$\frac{dN}{N} = -\lambda dt \quad (2.3)$$

$$\int_{N_0}^{N(t)} \frac{dN}{N} = -\lambda \int_0^t dt \quad (2.4)$$

$$\ln N(t) - \ln N_0 = -\lambda t \quad (2.5)$$

$$\ln \frac{N(t)}{N_0} = \ln e^{-\lambda t} \quad (2.6)$$

Hukum peluruhan radioaktif eksponensial dapat dirumuskan seperti berikut:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2.7)$$

dimana,

N_0 = Jumlah nuklida pada saat $t=0$

$N(t)$ = Jumlah nuklida radioaktif pada saat t

(Muljono, 2003:63-24)

2.1.3 Aktivitas Radiasi dan Satuannya

Laju peluruhan inti radioaktif ini disebut aktivitas. Semakin besar aktifitasnya, semakin banyak inti atom yang meluruh tiap detik (Krane, 1992:359). Secara simbolis aktivitas dinyatakan dengan A, sehingga secara matematis dapat dituliskan :

$$A(t) = \left| \frac{dN}{dt} \right| N_0 e^{-\lambda t} = \lambda N(t) \quad (2.8)$$

$$A_0 = \lambda N_0 \quad (2.9)$$

dimana,

$A(t)$ = Aktivitas radiasi pada saat t

A_0 = Aktivitas radiasi pada saat t = 0

λ = Konstanta Peluruhan

Oleh karena, $N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$ dan $A(t) = \lambda N_0 e^{-\lambda t}$ maka diperoleh hubungan :

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (2.10)$$

Persamaan di atas menyatakan bahwa aktivitas radiasi berkurang secara eksponensial dengan waktu (Sutrisno *et al.*, 1994:182-183).

Sedangkan waktuparuh adalah interval waktu dimana aktivitas radiasi berkurang dengan separuhnya (Sutrisno *et al.* 1994:183). Apabila waktu paruh dinyatakan dengan T, maka pada t = T, $A(t) = A_0/2$ atau $N(t) = N_0/2$, sehingga secara matematis dapat dituliskan:

$$\frac{A}{2} = A_0 e^{-\lambda T} \quad (2.11)$$

$$\ln 2 = -\lambda T \quad (2.12)$$

atau,

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda} \quad (2.13)$$

Sejak tahun 1976 dalam sistem satuan internasional (SI) aktivitas radiasi dinyatakan dalam satuan Becquerel (Bq) yang didefinisikan sebagai:

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ peluruhan perdetik}$$

Sebelum itu digunakan satuan Curie (Ci) untuk menyatakan aktivitas radiasi yang di definisikan sebagai:

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ peluruhan perdetik}$$

Mengingat satuan Becquerel adalah relatif baru, sedangkan satuan Curie dipergunakan cukup lama, pada kenyataan sekarang kedua satuan tersebut sama-sama digunakan. Hubungan antara kedua satuan tersebut adalah:

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

atau,

$$1 \text{ Bq} = 27.027 \times 10^{-12} \text{ Ci}$$

(BAPETEN, 1999)

Apabila ditinjau definisi Curie sebenarnya adalah menyatakan jumlah peluruhan persatuan waktu, karena jumlah peluruhan dapat berbeda dengan jumlah radiasi yang dipancarkan (Sutrisno *et al.*, 1994:183).

2.1.4 Sifat-Sifat Sinar Radioaktif

Ketiga macam sinar radioaktif yaitu sinar alfa, sinar beta dan sinar gamma memiliki sifat-sifat khusus seperti di bawah ini:

a. Sinar Alfa

Sinar alfa berupa inti atom helium dan bermuatan listrik positif sebesar dua kali muatan elektron (Gautreau *et al.*, 2006:163). Daya ionisasi partikel alfa sangat besar, kurang lebih 100 kali dari ionisasi sinar beta, dan 10.000 kali daya dari sinar gamma. Oleh karena daya ionisasi partikel alfa sangat besar maka daya tembusnya kecil sehingga pemakaiannya dalam radioterapi sangat terbatas, yaitu berkisar antar 3.4 cm hingga 8.6 cm tergantung pada energi sinar alfa. Partikel alfa bermuatan listrik maka akan dibelokkan jika melewati medan listrik atau medan magnet, karena di dalam medan listrik atau medan magnet partikel tersebut mendapatkan gaya listrik atau gaya Lorentz. Partikel alfa dipancarkan dari nuklida radioaktif dengan kecepatan yang bervariasi antara 1/10 hingga 1/100 kecepatan cahaya (Sutrisno *et al.*, 1994:181).

b. Sinar Beta

Ada dua macam sinar beta yaitu e^- yang berupa elektron dan e^+ yang berupa positron (Gautreau *et al.*, 2006:164). Daya ionisasinya di udara 1/100 kali daya ionisasi partikel alfa. Kecepatan partikel beta yang dipancarkan oleh berbagai nuklida radioaktif terletak antara 1/100 hingga 99/100 kecepatan cahaya. Karena partikel beta sangat ringan sehingga mudah sekali dihamburkan jika melewati medium. Partikel beta akan dibelokkan jika melewati medan listrik atau medan magnet (Sutrisno *et al.*, 1994:181).

c. Sinar Gamma

Sinar gamma adalah radiasi elektromagnetik terdiri dari foton yang energinya besar. Sinar gamma dipancarkan dari nuklida tereksitasi dengan panjang gelombang antara 0.5 hingga 0.005 Å, ($1 \text{ Å} = 10^{-10} \text{ m}$). Daya ionisasi di dalam medium sangat kecil, sehingga daya tembusnya sangat besar dibandingkan dengan daya tembus sinar

beta maupun sinar alfa. Sinar gamma diblokkan jika melewati medan magnet dan medan listrik (Sutrisno *et al.*, 1994:181).

2.2 Irradiator Cs-137

Irradiator adalah suatu perangkat peralatan yang digunakan untuk mengatur jumlah penyinaran dalam hal ini menggunakan zat radioaktif Cs-137. Pengaturan dilakukan dengan penyetingan waktu penyinaran. Irradiator ini digunakan untuk menyinari sejumlah film kalibrasi dan untuk kalibrasi alat ukur radiasi (Rahayuningsih, 2010). Pengukuran sumber standar Cs-137 dengan menggunakan alat ukur standar dimaksudkan untuk memeriksa apakah alat ukur standar benar-benar stabil (Wurdiyanto, 2007).



Gambar 2.2 Irradiator Cs-137

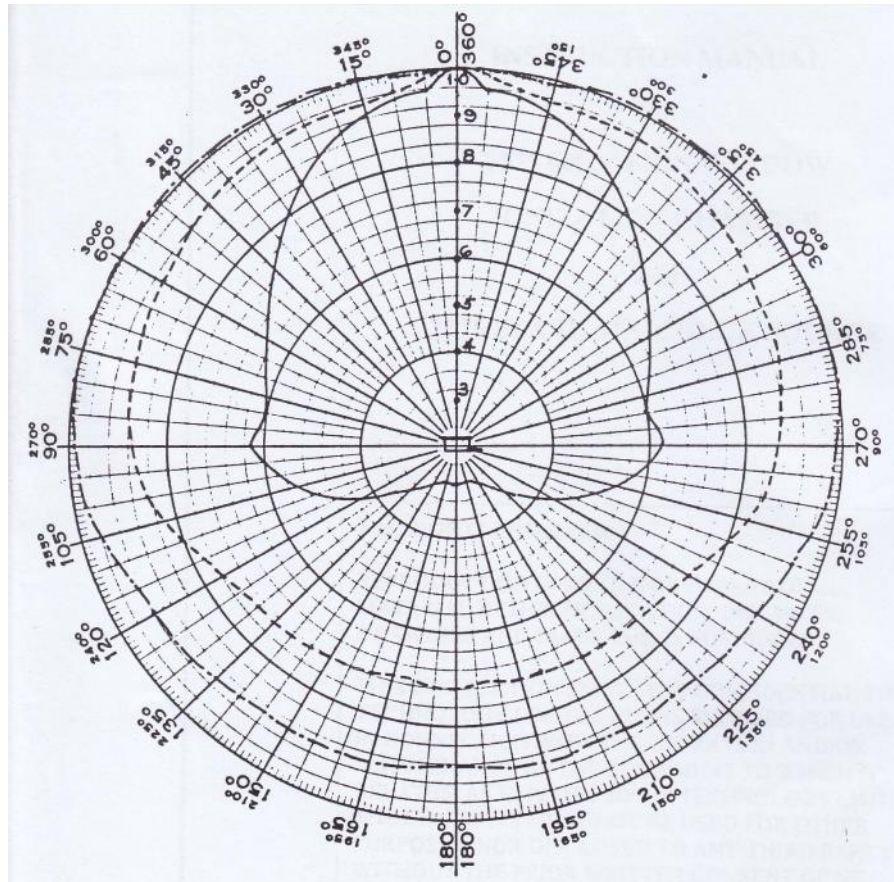
Sumber Cs-137 adalah Sumber radiasi yang menghasilkan radiasi gamma, mempunyai energi 661.66 keV dan waktu paruh panjang yaitu 30 tahun (*Operation Manual*, 1994:6). Nomor massa nuklid ^{137}Cs adalah 137: nuklid ini mengandung 55 proton dan 82 neutron, yang jumlah totalnya adalah 137 partikel, massa atomnya adalah 136.90707 u, yang dibulatkan secara numerik menjadi 137 (Halliday *et al.*, 1999:133)

2.3 Detektor Kamar Ionisasi

Detektor isian gas merupakan detektor yang paling sering digunakan untuk mengukur radiasi. Detektor ini terdiri dari dua elektroda, positif dan negatif, serta berisi gas di antara kedua elektrodanya. Elektroda positif disebut sebagai anoda, yang dihubungkan ke kutub listrik positif, sedangkan elektroda negatif disebut sebagai katoda, yang dihubungkan ke kutub negatif. Kebanyakan detektor ini berbentuk silinder dengan sumbu yang berfungsi sebagai anoda dan dinding silindernya sebagai katoda (Hendriyanto, 2006).

Detektor kamar ionisasi beroperasi pada tegangan paling rendah. Jumlah elektron yang terkumpul di anoda sama dengan jumlah yang dihasilkan oleh ionisasi primer. Dalam kamar ionisasi ini tidak terjadi pelipat-gandaan (multiplikasi) jumlah ion oleh ionisasi sekunder. Dalam daerah ini dimungkinkan untuk membedakan antara radiasi yang berbeda ionisasi spesifikasinya, misalnya antara partikel alfa, beta dan gamma. Namun, arus yang timbul sangat kecil, kira-kira 10^{-12} A sehingga memerlukan penguat arus sangat besar dan sensitivitas alat baca yang tinggi. Keuntungan detektor jenis ini adalah dapat membedakan energi radiasi yang memasukinya, serta tegangan kerja yang dibutuhkan dalam pengoperasiannya tidak terlalu tinggi (Hendriyanto, 2006). *Geiger Mueller survey meter* lebih sensitif daripada detektor kamar ionisasi, tetapi detektor kamar ionisasi bisa menerima respon yang lebih presisi pada radiasi yang tinggi (*Radioactive Material Safety Data Sheet*, 2001).

Sensitivitas sudut pada alat detektor hanya bisa terbaca akurat pada output radiasi dengan nilai maksimum kemiringan yaitu sebesar $\pm 5^\circ$ (IAEA, 2000). Pada gambar dibawah merupakan kondisi pada saat detektor menerima dosis dengan perubahan sudut sebesar 360° :



Gambar 2.3. Grafik penerimaan dosis dengan perubahan sudut 0° hingga 360°
 Sumber: *Instruction Manual*, 1995

2.4 Proteksi Radiasi

Mengingat radiasi dapat membahayakan kesehatan, maka pemakaian radiasi perlu diawasi, baik melalui peraturan-peraturan yang berkaitan dengan pemanfaatan radiasi dan bahan-bahan radioaktif, adanya badan pengawas yang bertanggungjawab agar peraturan-peraturan tersebut diikuti. Di Indonesia, badan pengawas tersebut adalah Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN).

Filosofi proteksi radiasi yang dipakai sekarang ditetapkan oleh Komisi Internasional untuk Proteksi Radiasi *International Commission on Radiological Protection (ICRP)* dalam suatu pernyataan yang mengatur pembatasan dosis radiasi, yang intinya sebagai berikut:

- a. Suatu kegiatan tidak akan dilakukan kecuali mempunyai keuntungan yang positif dibandingkan dengan risiko, yang dikenal sebagai azas justifikasi;
- b. Paparan radiasi diusahakan pada tingkat serendah mungkin yang bisa dicapai (*as low as reasonably achievable, ALARA*) dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial, yang dikenal sebagai azas optimasi;
- c. Dosis perorangan tidak boleh melampaui batas yang direkomendasikan oleh ICRP untuk suatu lingkungan tertentu, yang dikenal sebagai azas limitasi (Wiryosimin, 1995:94).

Konsep untuk mencapai suatu tingkat serendah mungkin merupakan hal mendasar yang perlu dikendalikan, tidak hanya untuk radiasi tetapi juga untuk semua hal yang membahayakan lingkungan. Mengingat bahwa tidak mungkin menghilangkan paparan radiasi secara keseluruhan, maka paparan radiasi diusahakan pada tingkat yang optimal sesuai dengan kebutuhan dan manfaat dari sisi kemanusiaan (BATAN, 2005)

Nilai Batas Dosis (NBD) yang ditetapkan dalam ketentuan ini berlaku untuk pekerja radiasi, para magang, dan pelajar, tetapi tidak termasuk dosis penyinaran yang berasal dari alam dan untuk tujuan medik. NBD merupakan jumlah penyinaran eksterna selama masa kerja dan dosis terikat yang berasal dari permukaan zat radioaktif selama masa tersebut (BAPETEN, 1999). Menurut keputusan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 01/Ka-BAPETEN/V-99 tentang Ketentuan Keselamatan Kerja Terhadap Radiasi pada ayat 3.3.3 menyebutkan, nilai batas dosis dalam satu tahun untuk pekerja radiasi adalah 50 mSv (5 rem) (BAPETEN, 1999). Sedang untuk masyarakat umum adalah 5 mSv (500 mrem), NBD untuk para magang dan siswa yang berumur serendah-rendahnya 18 tahun, yang sedang melaksanakan latihan atau kerja praktek, atau yang karena keperluan pendidikannya terpaksa menggunakan sumber radiasi pengion, sama dengan NBD yang berlaku untuk pekerja radiasi (BAPETEN, 1999). Menurut laporan penelitian UNSCEAR, secara rata-rata setiap orang menerima dosis 2.8 mSv (280 mrem) per tahun, berarti seseorang hanya

akan menerima sekitar setengah dari nilai batas dosis untuk masyarakat umum (BATAN, 2005).

Ada dua catatan yang berkaitan dengan nilai batas dosis ini. Pertama, adanya anggapan bahwa nilai batas ini menyatakan garis yang tegas antara aman dan tidak aman. Hal ini tidak seluruhnya benar, nilai batas ini hanya menyatakan batas dosis radiasi yang dapat diterima oleh pekerja atau masyarakat, sejauh pengetahuan yang ada hingga saat ini, yang lebih penting dari pemakaian nilai batas ini adalah diterapkannya prinsip ALARA pada setiap pemanfaatan radiasi. Kedua, adanya perbedaan nilai batas dosis untuk pekerja radiasi dan masyarakat umum. Nilai batas ini berbeda karena pekerja radiasi dianggap dapat menerima risiko yang lebih besar daripada masyarakat umum, antara lain karena pekerja radiasi mendapat pengawasan dosis radiasi dan kesehatan secara berkala (BATAN, 2005).

2.5 Besaran dan Satuan Dasar dalam Dosimeter

Dosimeter merupakan kegiatan pengukuran dosis radiasi dengan teknik pengukurannya didasarkan pada pengukuran ionisasi yang disebabkan oleh radiasi dalam gas, terutama udara. Radiasi mempunyai ukuran atau satuan untuk menunjukkan banyaknya dosis radiasi yang diberikan atau diterima oleh suatu medium yang terkena radiasi. Radiasi mempunyai satuan karena radiasi membawa atau mentransfer energi dari sumber radiasi yang diteruskan pada medium yang menerima radiasi. Ada beberapa besaran dan satuan dasar yang berhubungan dengan radiasi pengion yaitu:

2.5.1 Dosis serap

Radiasi dapat menyebabkan ionisasi pada jaringan atau medium yang dilaluinya. Untuk mengukur besarnya energi radiasi yang diserap oleh medium perlu diperkenalkan suatu besaran yang tidak bergantung pada jenis radiasi, energi radiasi maupun sifat bahan penyerap, tetapi hanya bergantung pada jumlah energi radiasi yang diserap persatuan massa bahan yang menerima penyerapan radiasi tersebut.

Untuk mengetahui jumlah energi yang diserap oleh medium digunakan besaran dosis serap. Dosis serap didefinisikan sebagai jumlah energi yang diserap oleh bahan per satuan massa bahan tersebut (Rahayuningsih, tanpa tahun). Dosis serap semula didefinisikan untuk penggunaan pada suatu titik tertentu, namun untuk tujuan proteksi radiasi digunakan pula untuk menyatakan dosis rata-rata pada suatu jaringan. Satuan yang digunakan sebelumnya adalah rad yang di definisikan sebagai:

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/gr}$$

Sedangkan saat ini digunakan satuan baru yaitu gray (Gy), dimana:

$$1 \text{ gray (Gy)} = 1 \text{ Joule/kg}$$

Dengan demikian diperoleh hubungan:

$$1 \text{ gray (Gy)} = 100 \text{ rad}$$

(BAPETEN, tanpa tahun)

2.5.2 Dosis Ekivalen

Dosis ekivalen (H) adalah dosis serap yang sama tetapi berasal dari jenis radiasi yang berbeda dan memberikan efek/akibat yang berbeda pada sistem tubuh makhluk hidup. Jenis radiasi yang memiliki daya ionisasi besar akan dapat menyebabkan kerusakan biologik yang besar pula (BATAN, tanpa tahun).

Secara matematis Dosis ekivalen (H) adalah hasil kali antara dosis serap rata-rata dari radiasi R ($H_{T,R}$) pada organ atau jaringan T, dosis serap ($D_{T,R}$) dengan faktor bobot radiasi (w_R). Dengan satuan Sievert (Sv) dalam falsafah baru menurut publikasi ICRP No.26 Tahun 1977, jika medan radiasi terdiri dari berbagai jenis dan energi dengan berbagai w_R , dosis ekivalen merupakan penjumlahan masing-masing perkalian dosis serap rata-rata dengan faktor bobot radiasinya (BAPETEN, 2003).

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.14)$$

(Rahayuningsih, tanpa tahun)

Dosis ekivalen perorangan atau $H_p(d)$ adalah dosis ekivalen suatu titik jaringan lunak di kedalaman d (model bola ICRU) sesuai dengan yang berdaya

tembus radiasi kuat atau lemah, kedalaman d dalam hal radiasi yang berdaya tembus kuat seperti sinar gamma dan neutron adalah 10 mm, sehingga $H_p(d)$ dapat ditulis sebagai $H_p(10)$, sedang kedalaman untuk radiasi tembus lemah seperti sinar-X atau sinar beta untuk kulit adalah 0.07 mm dan untuk lensa mata 3 mm, sehingga $H_p(d)$ masing-masing ditulis sebagai $H_p(0.07)$ dan $H_p(3)$ (BAPETEN, 2003).

Dosis ekuivalen pada kedalaman 10 mm, $H_p(10)$, untuk jarak 2 m dari sumber radiasi dihitung menggunakan persamaan berikut:

$$H_p(10)_{2m} = F_{konv} \times K_{u,2m} \quad (2.15)$$

Dimana;

$H_p(10)_{2m}$: dosis ekuivalen pada kedalaman 10 mm dari permukaan kulit (mSv) untuk jarak 2 m dari sumber radiasi

$K_{u,2m}$: kerma udara (mGy/jam) untuk jarak 2 m dari sumber radiasi

F_{konv} : faktor konversi (mSv/mGy) = 1.21 (untuk sumber Cs 137)

(Herlina, 2006)

2.6 Faktor Kalibrasi (Penyimpangan)

Sudah merupakan suatu ketentuan bahwa setiap alat ukur proteksi radiasi harus dikalibrasi secara periodik oleh instansi yang berwenang. Hal ini dilakukan untuk menguji ketepatan nilai yang ditampilkan alat terhadap nilai sebenarnya. Perbedaan nilai antara yang ditampilkan dan yang sebenarnya harus dikoreksi dengan suatu parameter yang disebut sebagai faktor kalibrasi (F_k). Dalam melakukan pengukuran, nilai yang ditampilkan alat harus dikalikan dengan faktor kalibrasinya. Secara ideal, faktor kalibrasi ini bernilai satu, akan tetapi pada kenyataannya tidak banyak alat ukur yang mempunyai faktor kalibrasi sama dengan satu. Nilai yang masih dapat 'diterima' berkisar antara 0.8 sampai dengan 1.2. Faktor Kalibrasi dapat dihitung dengan persamaan berikut.

$$F_k = \frac{D_s}{D_u} \quad (2.16)$$

Dimana D_s adalah nilai dosis sebenarnya, sedangkan D_u adalah nilai yang ditampilkan alat ukur (BATAN, 2005).

BAB 3. METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilakukan pada bulan Oktober 2012 hingga selesai di Instalasi Alat Ukur Radiasi Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya.

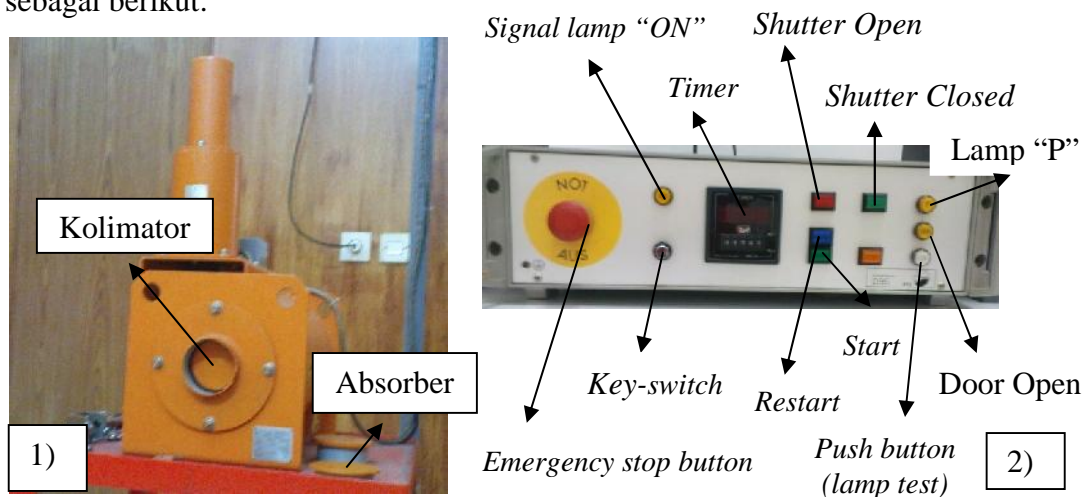
3.2 Alat dan Bahan

Pengukuran output radiasi dengan detektor kamar ionisasi, adapun alat dan bahan yang digunakan sebagai berikut:

a. *Irradiator Cs-137*

Merk/ Model : OB6

Alat ini digunakan untuk kalibrasi alat ukur radiasi di Instalasi Alat Ukur Radiasi Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya dapat digambarkan sebagai berikut:



Gambar 3.1 1). *Irradiator Cs-137*
2). Kontrol Unit

- b. Detektor kamar ionisasi 600 cc
Tipe : 2575 600 cc Thin Window
(*Instruction Manual*, 1995:1)

Alat ini digunakan sebagai objek penyinaran dapat digambarkan sebagai berikut;



Gambar 3.2 Detektor Kamar Ionisasi 600 cc

- c. Meja kalibrasi, digunakan untuk meletakkan detektor kamar ionisasi;
d. CCTV, digunakan untuk merekam kondisi dalam ruangan radiasi;
e. Laser *alignment*, digunakan untuk membantu posisi detektor kamar ionisasi tegak lurus dengan berkas radiasi;
f. Absorber 1/10, digunakan untuk menutup kolimator agar radiasi tidak langsung mengenai detektor kamar ionisasi;
g. Penggaris/meteran, digunakan untuk mengukur jarak antara sumber radiasi dengan alat detektor kamar ionisasi;
h. Termometer, digunakan untuk mengukur suhu dalam ruangan *irradiator*;
i. Barometer, digunakan untuk mengukur tekanan udara dalam ruangan *irradiator*;
j. Higrometer, digunakan untuk mengukur kelembaban ruangan *irradiator*;

k. *Hygro-Termograph*

Merk : Sekonik ST 50A

No. Seri : HE 21-000422

Alat ini digunakan untuk mengukur suhu dan kelembapan udara dapat digambarkan sebagai berikut;



Gambar 3.3 *Hygro-Termograph*

l. Peralatan alat ukur standar (*Farmer Dosemeter*)

Merk : 2670 A

NO. Seri : 140

Nama Dosemeter : Farmer NE 2670 A/140

Det. NE 2575 C/502

Nk : $52.2 \pm 0.10 \mu\text{Gy/nC}$

(*Instruction Manual for 2670 Farmer, 1997:2*)

Tanggal dikeluarkan sertifikat : 19 Desember 2011

Alat ini digunakan untuk melakukan pengukuran dosis pada alat *irradiator* Cs-137 saat melakukan *chek* stabilitas dapat digambarkan sebagai berikut:



Gambar 3.4 *Farmer Dosemeter*

m. *Reference source Sr-90*

Tipe : Point Source 2576 A

Waktu paruh : 28.7 tahun

(*Instruction Manual*, 1995:15)

Alat ini digunakan untuk sumber radiasi acuan ketika melakukan *check* stabilitas pada alat *farmer dosemeter*;

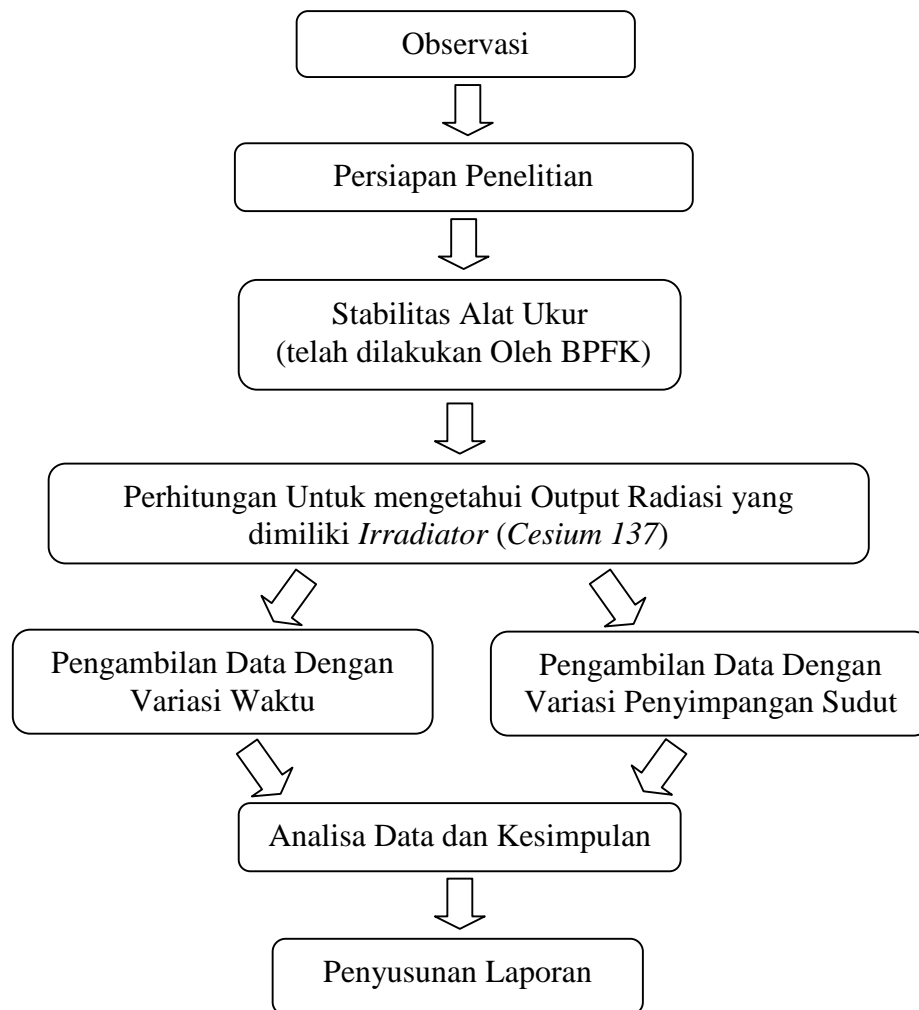


Gambar 3.5 *Reference source Sr-90*

n. Busur, digunakan untuk mengukur besarnya penyimpangan sudut pada detektor kamar ionisasi.

3.3 Diagram Tahap-Tahap Penelitian

Secara garis besar proses penelitian keseluruhan seperti pada diagram dalam gambar 3.6



Gambar 3.6 Diagram Alir Penelitian

3.3.1 Observasi

Pada penelitian ini dilakukan observasi guna mengetahui kondisi, serta mengetahui kasus yang terjadi. Pada observasi awal yang dilakukan meliputi persiapan alat, menghitung dosis setiap hari dan dosis pada saat penelitian, melakukan stabilitas alat radiasi serta mengetahui deviasi yang digunakan pada saat

stabilitas dan mengetahui kondisi detektor yang akan digunakan (detektor telah terkalibrasi). Dalam observasi ini juga mencari data tentang kalibrasi terakhir yang telah dilakukan untuk alat stabilitas (*farmer dosemeter*) dan irradiator Cs-137 yang akan digunakan, sehingga kepastian dalam pengukuran ketika penelitian bisa dinyatakan valid dan akurat.

3.3.2 Persiapan Penelitian

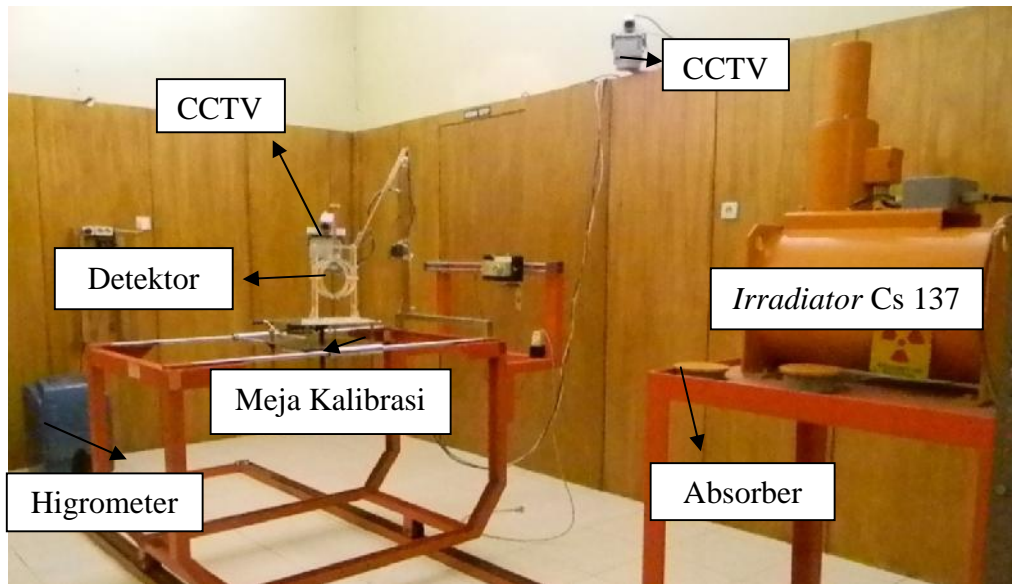
Dalam tahap persiapan penelitian yang meliputi persiapan stabilitas alat, kontrol unit, konstruksi alat untuk pengukuran dosis radiasi dengan variasi waktu dan konstruksi alat untuk dosis radiasi dengan variasi sudut.

a. Stabilitas Alat *Irradiator Cs-137*

Sebelum menggunakan alat ukur, maka harus diyakinkan bahwa alat ukur yang dipakai akan memberikan bacaan yang bisa dipercaya dan akurat. Untuk itu sebelum *Irradiator Cs-137* digunakan perlu dilakukan tes kestabilan dari alat itu sendiri. Stabilitas alat ini dilakukan dengan menggunakan *farmer dosemeter* yang dihubungkan dengan *reference source* dengan sumber radiasi acuan yaitu Stronsium (Sr-90) dengan waktu paruh 28,5 tahun.

b. Konstruksi Alat Dosis Radiasi Dengan Variasi Waktu dan Variasi Sudut

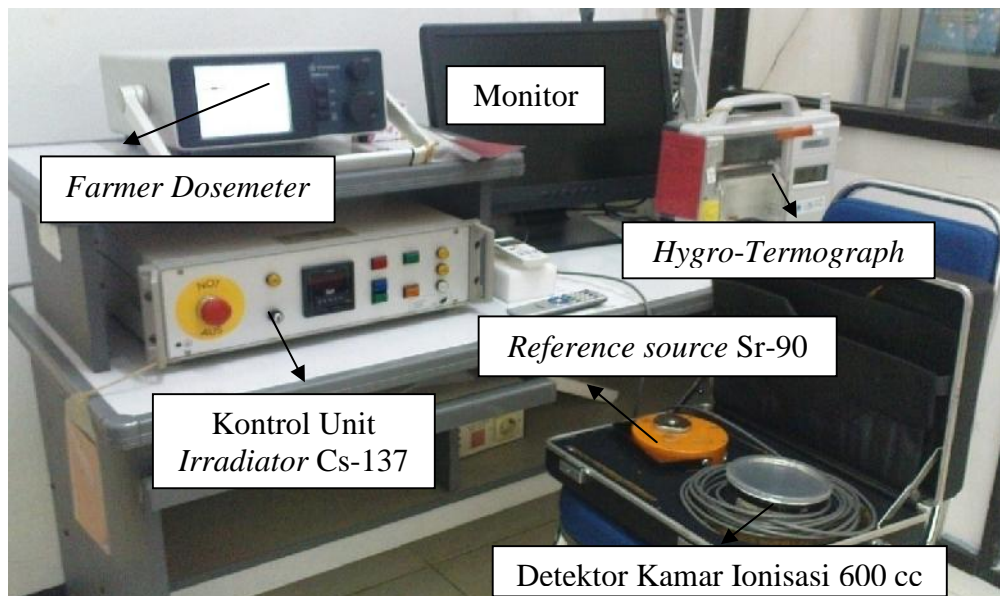
Konstruksi alat untuk pengukuran dosis radiasi dengan variasi waktu dan variasi sudut dapat digambarkan sebagai gambar berikut :



Gambar 3.7 Konstruksi Alat Dosis Radiasi Dengan Variasi Waktu dan Variasi Sudut

c. Kontrol Unit

Pada kontrol unit semua alat yang akan digunakan harus dalam kondisi stabil dan baik serta monitor untuk CCTV dinyalakan sehingga bisa mengontrol kondisi dalam ruangan *irradiator* Cs-137, susunan ruangan yang ada dalam kontrol unit sebagai berikut:



Gambar 3.8 Kontrol Unit

3.3.3 Penelitian

Dalam penelitian ini ada beberapa tahapan yaitu stabilitas alat ukur standar, membaca dosis luaran (*output*) dari pesawat *irradiator*, pengambilan data untuk pengukuran dosis radiasi dengan variasi waktu dan pengambilan data untuk dosis radiasi dengan variasi sudut.

a. Pemeriksaan stabilitas alat *Irradiator Cs-137*

Sebelum menggunakan alat ukur, maka harus diyakinkan bahwa alat ukur yang dipakai akan memberikan bacaan yang bisa dipercaya dan akurat. Untuk itu sebelum *Irradiator Cs-137* digunakan perlu dilakukan tes kestabilan dari alat itu sendiri. Pemeriksaan ini dilakukan dengan menggunakan *farmer dosemeter* yang dihubungkan dengan *reference source* dengan sumber radiasi acuan yaitu Stronsium (Sr-90) dengan waktu paruh 28.5 tahun. Pemeriksaan stabilitas alat akan dilakukan untuk setiap kali pengambilan data. Untuk menghitung dosis radiasi dari sumber Sr-90 (*Reference Source*) pada saat pengukuran. Dengan menggunakan persamaan:

$$B = B_c \times e^{-\left(\frac{0,693}{T_{1/2}}\right)t} \quad (3.1)$$

dimana:

$T_{1/2}$ = waktu paruh sumber Sr-90 (28.5 tahun);

B_c = laju dosis ekivalen sumber standar pada saat dibuat;

B = laju dosis ekivalen pada saat dilakukan pengukuran;

t = waktu dari saat laju dosis acuan (B_c) dibuat sampai dengan saat cek stabilitas dilakukan (dalam tahun);

Detektor kamar ionisasi diletakkan pada *reference source* Sr-90 dan selanjutnya dihubungkan dengan alat *farmer dosemeter*. Alat ukur standar (*farmer dosemeter*) siap dioperasikan sesuai dengan instruksi kerjanya, dosis yang terbaca dicatat, hal tersebut dilakukan sebanyak 5 kali. Untuk menghitung % deviasi menggunakan persamaan:

$$\% \text{ deviasi} = \{(B-B_i)/B\} \times 100\% \quad (3.2)$$

dimana :

B : laju dosis ekivalen pada saat dilakukan pengukuran (hitung);

B_i : laju dosis ekivalen pada saat dilakukan pengukuran (alat);

Alat dikatakan stabil apabila % deviasi < 1%, jika melebihi 1% hal di atas diulangi (Rahayuningsih, 2010).

b. Dosis luaran (*output*) dari pesawat *irradiator* Cs-137

Setelah alat ukur dinyatakan stabil, alat ini bisa digunakan untuk membaca dosis luaran (*output*) dari pesawat *irradiator* Cs-137. Hal ini dimaksud untuk mengetahui berapa dosis luaran pada saat dilakukan pengukuran. Dosis ini digunakan untuk menghitung waktu penyinaran untuk detektor kamar ionisasi sesuai dengan dosis yang dikehendaki dan dengan variasi waktu yang telah ditentukan. *Irradiator* Cs-137 dioperasikan sesuai dengan petunjuk pengoperasiannya, pemegang detektor kamar ionisasi diletakkan di atas meja kalibrasi. Termometer, barometer dan higrometer ditempatkan di dalam ruang pesawat *irradiator* Cs-137, serta detektor kamar ionisasi ditempatkan pada pemegang detektor pada jarak 200 cm di tengah berkas radiasi dalam posisi tegak lurus dengan berkas radiasi dibantu dengan laser *alignment*. Nilai suhu, tekanan udara dan nilai kelembaban ruangan dimasukkan pada alat *farmer dosemeter* untuk mendapatkan bacaan terkoreksi. Waktu penyinaran dipilih sesuai dosis yang diinginkan dan kemudian detektor kamar ionisasi disinari selama 5 menit. Absorber dengan rasio 1/10 dipasang pada kolimator, kemudian detektor kamar ionisasi disinari selama 250 detik dan bacaannya dicatat. Penyinaran alat ukur standar (detektor kamar ionisasi) tersebut diulangi minimal 5 (lima) data. Kemudian diulangi dengan tanpa absorber. Untuk menghitung laju dosis ekivalen H_p(10) standar dengan persamaan berikut:

$$H_p(10) = 1,21 \mu\text{Sv}/\mu\text{Gy} \times \hat{A}_s ; \quad (3.3)$$

(BATAN, 2006)

Dimana: $H_p(10)$: laju dosis ekuivalen (mSv/menit)

\hat{A}_s : laju dosis rata-rata pada saat pengukuran (mGy/menit)

c. Pengambilan data dosis radiasi *irradiator* Cs-137 dengan variasi waktu

Setelah didapatkan data luaran *irradiator* Cs-137, langkah selanjutnya adalah menghitung waktu yang dibutuhkan untuk penyinaran masing-masing dosis. Pertama menghitung lama waktu penyinaran untuk masing-masing dosis ekuivalen yang dikehendaki. Dengan persamaan:

$$t = \frac{D}{H_p(10)} \quad (3.4)$$

Dimana:

t : waktu yang dibutuhkan untuk menyinari dosis D

D : dosis yang diinginkan (mSv)

Selanjutnya laser, CCTV dan monitor TV dinyalakan. Untuk detektor kamar ionisasi diletakkan pada jarak 200 cm dari sumber ke permukaan detektor dengan menggunakan laser dan penggaris. Sumber radiasi, tekanan udara, suhu udara dan kelembapan udara dicatat. Kemudian menutup ruang kalibrasi dan lama waktu penyinaran diatur dengan menekan tombol waktu penyinaran yang ada pada pesawat *irradiator* Cs-137, selanjutnya menyinari detektor kamar pengion, selesai penyinaran data yang diperoleh dicatat. Hal di atas diulangi dengan variasi waktu yang berbeda. Untuk variasi pertama hanya menggunakan sekali penyinaran yaitu tanpa ada spasi waktu yang diberikan ketika penyinaran, dengan variabel 10s, 20s, 30s, 40s, 50s, 60s, 70s, 80s, 90s, 100s dan dengan waktu penjumlahan yang berbeda. Untuk penjumlahan waktu yang dilakukan adalah :

1. 20s adalah penjumlahan dari 10s+10s,
2. 30s adalah penjumlahan dari 20s+10s,
3. 40s adalah penjumlahan dari 30s+10s dan 20s+20s,
4. 50s adalah penjumlahan dari 40s+10s dan 30s+20s,
5. 60s adalah penjumlahan dari 50s+10s, 40s+20s dan 30s+30s,
6. 70s adalah penjumlahan dari 60s+10s, 50s+20s dan 40s+30s,
7. 80s adalah penjumlahan dari 70s+10s, 60s+20s, 50s+30s dan 40s+40s,
8. 90s adalah penjumlahan dari 80s+10s, 70s+20s, 60s+30s dan 50s+40s,
9. 100s adalah penjumlahan dari 90s+10s, 80s+20s, 70s+30s, 60s+40s dan 50s+50s.

Untuk setiap data dilakukan tiga kali pengulangan, dari data yang diperoleh dilakukan analisis.

d. Pengambilan data output radiasi *irradiator* Cs-137 dengan variasi sudut

Setelah didapatkan data luaran *irradiator* Cs-137 dengan variasi waktu yang telah ditentukan, langkah selanjutnya adalah melakukan penyinaran dengan posisi detektor tidak tegak lurus dengan berkas sinar, penyimpangan ini sesuai dengan sudut yang telah ditentukan. Pertama laser, CCTV dan monitor TV dinyalakan. Detektor kamar ionisasi ditempatkan pada pemegang detektor pada jarak 200 cm di tengah berkas radiasi dalam posisi tegak lurus dengan sumber radiasi dibantu dengan laser *aligment* dan busur. Tekanan udara, suhu udara dan kelembaban udara dicatat. Menutup ruang kalibrasi dan lama waktu penyinaran diatur dengan menekan tombol waktu penyinaran yang ada pada pesawat *irradiator* Cs-137, kemudian menyinari detektor kamar ionisasi, selesai penyinaran data yang diperoleh dicatat. Hal di atas diulangi dengan variasi kemiringan sudut yang berbeda, variabel untuk perubahan sudut yaitu sebesar 0° , $+1^\circ$, $+2^\circ$, $+3^\circ$, $+4^\circ$, $+5^\circ$, $+6^\circ$, $+7^\circ$, $+8^\circ$, $+9^\circ$, $+10^\circ$, $+15^\circ$, $+20^\circ$, $+25^\circ$, $+30^\circ$, $+35^\circ$, $+45^\circ$, $+50^\circ$, $+55^\circ$, $+60^\circ$, $+65^\circ$, $+70^\circ$, $+75^\circ$, $+80^\circ$, $+85^\circ$, $+90^\circ$, -1° , -2° , -3° , -4° , -5° , -6° , -7° , -8° , -9° , -10° , -15° , -20° , -25° , -30° , -35° , -45° , -50° , -55° ,

-60°, -65°, -70°, -75°, -80°, -85°, -90°. Untuk setiap variabel data dilakukan pengulangan sebanyak tiga kali dan dari data yang diperoleh dilakukan analisis.

3.3.4 Penyusunan Laporan

Data untuk laju dosis ekuivalen pada kedalaman 10 mm (Hp(10)) dengan variasi waktu dan variasi sudut dianalisis. Hasil pengolahan data lapangan kemudian dibandingkan dengan teori dan hasil-hasil penelitian lain.

BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil dan Analisis Data

4.1.1 Hasil dan Analisis Data Pengukuran Laju Dosis Ekivalen pada Kedalaman 10 mm atau Hp(10) terhadap Variasi Waktu

Penelitian yang dilakukan untuk laju dosis ekivalen pada kedalaman 10 mm atau Hp(10) terhadap variasi waktu yaitu tanpa merubah sudut yang telah ditentukan sebesar 0° . Jarak detektor kamar ionisasi terhadap Irradiator Cs-137 adalah sejauh 200 cm dan untuk suhu pada saat penelitian yaitu sebesar $23.9^\circ\text{C} - 24^\circ\text{C}$. Dari hasil tersebut diperoleh dosis ekivalen Hp(10) dengan variasi waktu 10s, 20s, 30s, 40s, 50s, 60s, 70s, 80s, 90s, 100s dan dengan waktu penjumlahan yang berbeda.

Data primer hasil pengukuran nilai dosis ekivalen Hp(10) dengan variasi waktu yang menggunakan tiga kali pengulangan disajikan pada Tabel 4.1 dan data penjumlahan dari data primer dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) dan penyimpangan (Ds/Du) terhadap variasi waktu serta *error* dari 3 pengulangan pada Tabel 4.2.

Tabel 4.1 Data primer dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) dan Ds/Du terhadap variasi waktu serta *error* dari 3 pengulangan

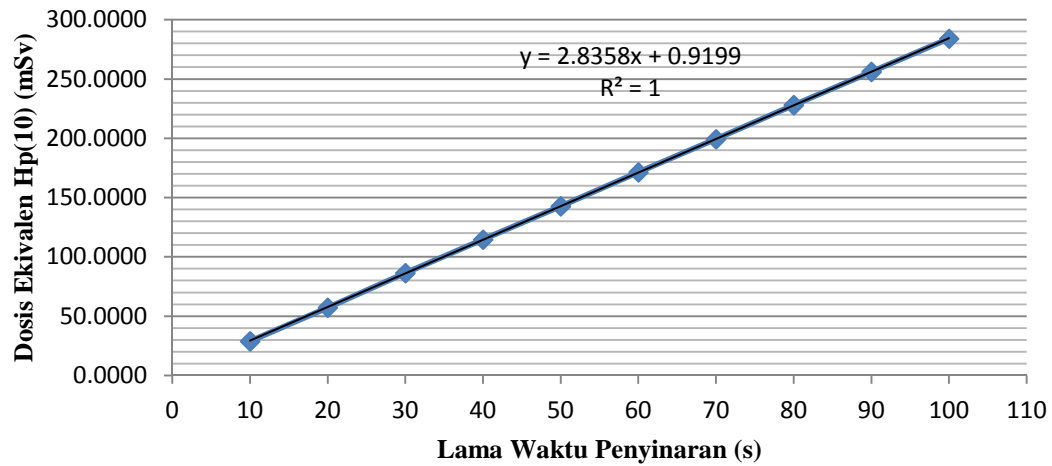
No.	Lama Waktu Penyinaran (s)	Rata-rata Dosis Ekivalen Hp(10) (mSv) dan <i>Error</i>	Ds/Du
1	10	28.9460 ± 0.0302	1
2	20	57.2423 ± 0.0328	1
3	30	86.3920 ± 0.0030	1
4	40	114.5983 ± 0.0055	1
5	50	142.7719 ± 0.0016	1
6	60	171.4328 ± 0.0064	1
7	70	199.3435 ± 0.0226	1
8	80	228.0205 ± 0.0237	1
9	90	256.0844 ± 0.0505	1
10	100	284.0798 ± 0.0067	1

Tabel 4.2 Data penjumlahan dari data primer dengan nilai dosis ekivalen Hp(10), penyimpangan Ds/Du dan %Deviasi terhadap variasi waktu

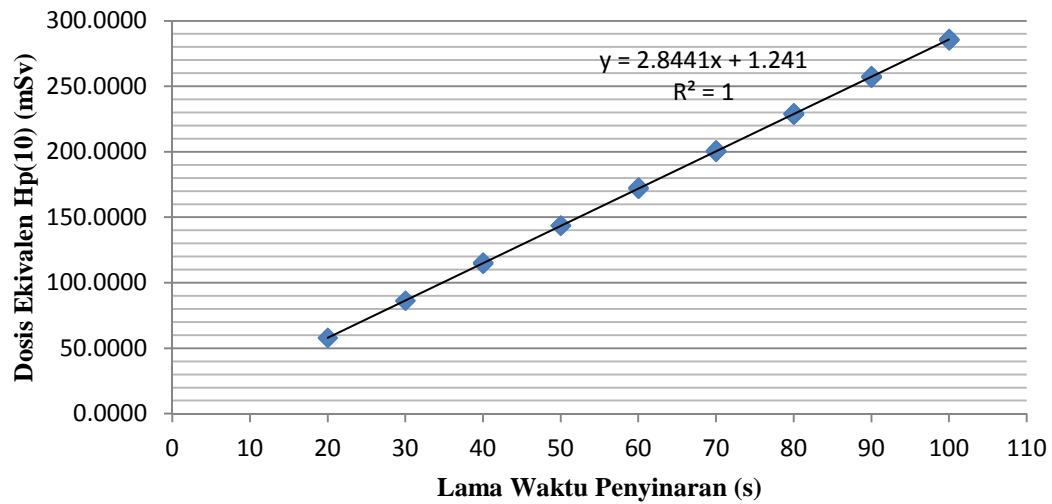
Lama Waktu Penyinaran (s)	Rata-rata Dosis Ekivalent HP(10) (mSv) (Ds)	Waktu Penjumlahan (s)	Rata-rata Dosis Ekivalen HP(10) (mSv) (Du)	(Ds/Du)	% Deviasi
20	57.2423	10 + 10	57.8920	0.9888	-1.1351
30	86.3920	20+10	86.1883	1.0024	0.2358
40	114.5983	30+10	115.3380	0.9936	-0.6455
40		20+20	114.4846	1.0010	0.0993
50	142.7719	40+10	143.5443	0.9946	-0.5410
50		30+20	143.6343	0.9940	-0.6040
60	171.4328	50+10	171.7180	0.9983	-0.1663
60		40+20	171.8406	0.9976	-0.2379
60		30+30	172.7840	0.9922	-0.7882
70	199.3435	60+10	200.3788	0.9948	-0.5194
70		50+20	200.0142	0.9966	-0.3365
70		40+30	200.9903	0.9918	-0.8261
80	228.0205	70+10	228.2895	0.9988	-0.1180
80		60+20	228.6751	0.9971	-0.2871
80		50+30	229.1639	0.9950	-0.5015
80		40+40	229.1966	0.9949	-0.5158
90	256.0844	80+10	256.9665	0.9966	-0.3445
90		70+20	256.5857	0.9980	-0.1958
90		60+30	257.8248	0.9932	-0.6796
90		50+40	257.3702	0.9950	-0.5021
100	284.0798	90+10	285.0304	0.9967	-0.3346
100		80+20	285.2627	0.9959	-0.4164
100		70+30	285.7355	0.9942	-0.5828
100		60+40	286.0311	0.9932	-0.6869
100		50+50	285.5439	0.9949	-0.5154

Grafik data primer dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi waktu disajikan pada gambar 4.1 dengan nilai *error* pada pengukuran. Untuk gambar 4.2

adalah grafik data penjumlahan waktu dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi waktu.



Gambar 4.1 Grafik data primer dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi waktu dan dengan nilai *error* pada pengukuran



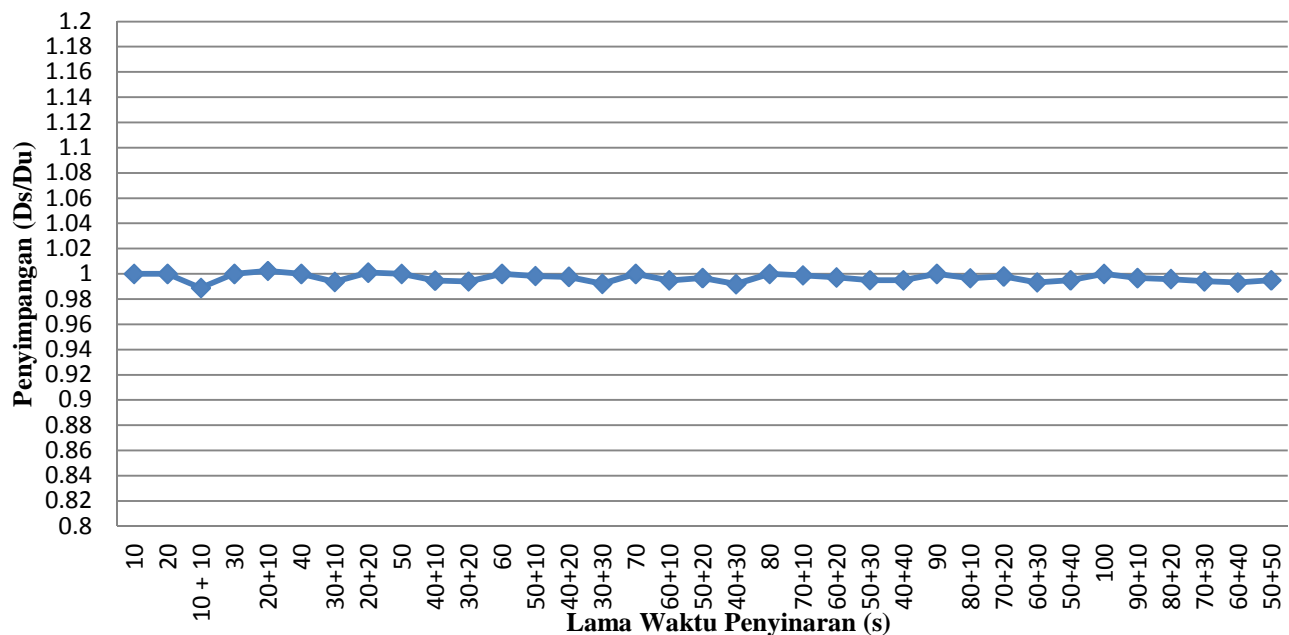
Gambar 4.2 Grafik data penjumlahan waktu dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi waktu

Persamaan garis miring yang didapat untuk data primer adalah $y=2.835x+0.919$ dan $R^2=1$ sedangkan untuk penjumlahan waktu adalah $y=2.844x+1.241$ dan $R^2=1$.

Apabila diumpamakan dengan $y=ax+b$ untuk data primer dan data penjumlahan menjadi $y'=a'x+b$ maka a dibagi a' harus mendekati 1 sehingga:

$$\frac{a}{a'} = \frac{2.835}{2.844} = 0.9968 \cong 1$$

Hasil grafik dari penyimpangan (Ds/Du) terhadap variasi waktu yang telah ditentukan mempunyai nilai antara 0.9888 sampai 1.0024. Pada grafik di bawah menggunakan batas skala atas yaitu sebesar 1.2 dan batas skala bawah yaitu 0.8.



Gambar 4.3 Grafik penyimpangan (Ds/Du) pada data variasi waktu dengan batas nilai atas 1.2 dan batas nilai bawah 0.8

4.1.2 Hasil dan Analisis Pengukuran Dosis Terhadap Variasi Sudut

Penelitian yang dilakukan untuk dosis ekuivalen $H_p(10)$ terhadap variasi sudut yaitu tanpa merubah waktu yang telah ditentukan sebesar 5s. Dari hasil tersebut diperoleh dosis ekuivalen $H_p(10)$ dengan variasi sudut sebesar 0 hingga $\pm 90^\circ$. Hasil pengukuran nilai dosis ekuivalen $H_p(10)$ dengan berbagai variasi sudut dapat dilihat

pada Tabel 4.3 dan grafik pengukuran dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi sudut dapat dilihat pada Gambar 4.4.

Tabel 4.3 Nilai dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi sudut serta *error* dari 3 pengulangan

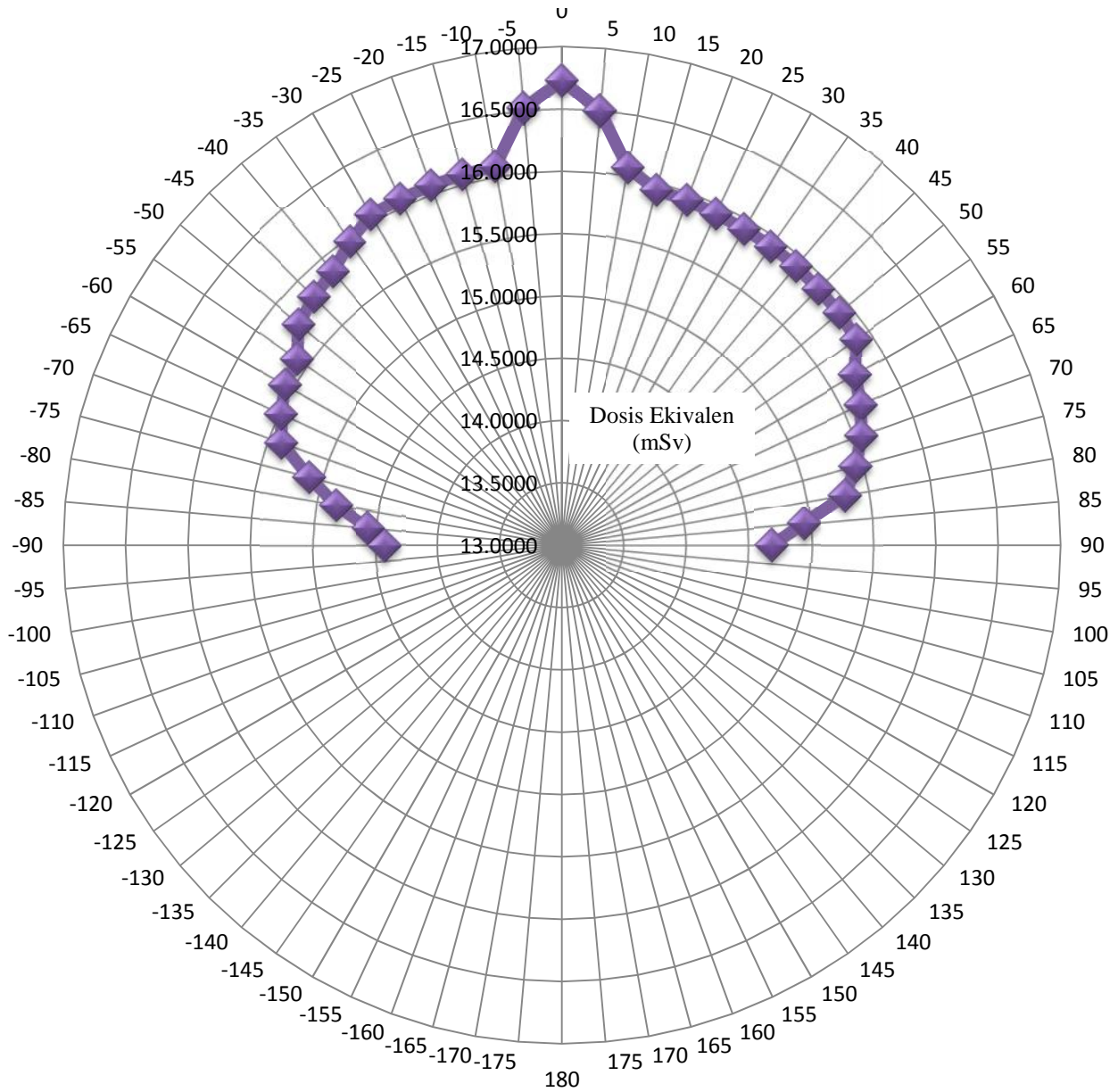
No.	Sudut (°)	Lama Waktu Penyinaran (s)	Dosis Ekivalen HP(10) dan Error(mSv)	Efektifitas %	% Deviasi	Ds/Du
1	0	5	16.7287±0.0040	100.0000	0.0000	1.0000
2	1	5	16.6484±0.0040	99.5202	0.4798	1.0048
3	2	5	16.5189±0.0027	98.7463	1.2537	1.0127
4	3	5	16.5133±0.0001	98.7125	1.2875	1.0130
5	4	5	16.5056±0.0004	98.6667	1.3333	1.0135
6	5	5	16.4984±0.0014	98.6233	1.3767	1.0140
7	6	5	16.2600±0.0017	97.1984	2.8016	1.0288
8	7	5	16.1475±0.0008	96.5257	3.4743	1.0360
9	8	5	16.1099±0.0003	96.3015	3.6985	1.0384
10	9	5	16.0833±0.0006	96.1423	3.8577	1.0401
11	10	5	16.0664±0.0007	96.0411	3.9589	1.0412
12	15	5	15.9418±0.0000	95.2961	4.7039	1.0494
13	20	5	15.9380±0.0002	95.2739	4.7261	1.0496
14	25	5	15.9268±0.0005	95.2069	4.7931	1.0503
15	30	5	15.9232±0.0010	95.1852	4.8148	1.0506
16	35	5	15.9196±0.0005	95.1635	4.8365	1.0508
17	40	5	15.9176±0.0004	95.1514	4.8486	1.0510
18	45	5	15.9034±0.0004	95.0670	4.9330	1.0519
19	50	5	15.8994±0.0011	95.0429	4.9571	1.0522
20	55	5	15.8776±0.0051	94.9127	5.0873	1.0536
21	60	5	15.7151±0.0050	93.9411	6.0589	1.0645
22	65	5	15.6449±0.0012	93.5216	6.4784	1.0693
23	70	5	15.5554±0.0037	92.9863	7.0137	1.0754
24	75	5	15.4404±0.0042	92.2992	7.7008	1.0834
25	80	5	15.3081±0.0024	91.5083	8.4917	1.0928
26	85	5	14.9455±0.0013	89.3408	10.6592	1.1193
27	90	5	14.6838±0.0044	87.7761	12.2239	1.1393
28	-1	5	16.6867±0.0005	99.7493	0.2507	1.0025
29	-2	5	16.5476±0.0007	98.9174	1.0826	1.0109

Lanjutan Tabel 4.3 Nilai dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi sudut serta *error* dari 3 pengulangan

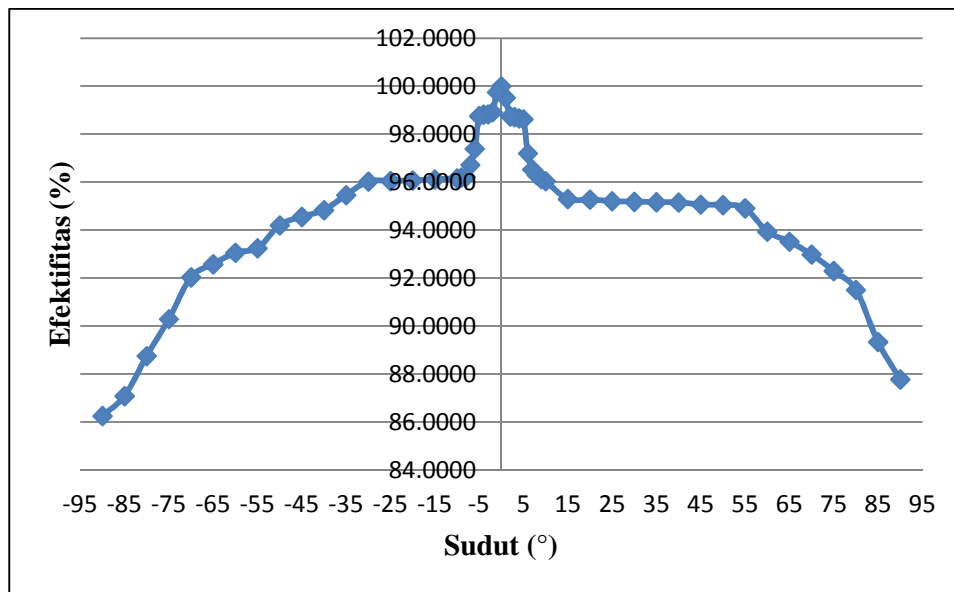
No.	Sudut (°)	Lama Waktu Penyinaran (s)	Dosis Ekivalen HP(10) dan Error(mSv)	Efektifitas %	% Deviasi	Ds/Du
30	-3	5	16.5326±0.0009	98.8282	1.1718	1.0119
31	-4	5	16.5314±0.0032	98.8210	1.1790	1.0119
32	-5	5	16.5209±0.0008	98.7583	1.2417	1.0126
33	-6	5	16.2922±0.0016	97.3913	2.6087	1.0268
34	-7	5	16.1797±0.0033	96.7186	3.2814	1.0339
35	-8	5	16.0950±0.0010	96.2123	3.7877	1.0394
36	-9	5	16.0918±0.0004	96.1930	3.8070	1.0396
37	-10	5	16.0861±0.0003	96.1592	3.8408	1.0399
38	-15	5	16.0789±0.0009	96.1158	3.8842	1.0404
39	-20	5	16.0720±0.0011	96.0748	3.9252	1.0409
40	-25	5	16.0672±0.0012	96.0459	3.9541	1.0412
41	-30	5	16.0644±0.0040	96.0290	3.9710	1.0414
42	-35	5	15.9696±0.0002	95.4624	4.5376	1.0475
43	-40	5	15.8643±0.0005	94.8332	5.1668	1.0545
44	-45	5	15.8175±0.0028	94.5535	5.4465	1.0576
45	-50	5	15.7586±0.0026	94.2015	5.7985	1.0616
46	-55	5	15.5993±0.0010	93.2491	6.7509	1.0724
47	-60	5	15.5675±0.0049	93.0586	6.9414	1.0746
48	-65	5	15.4872±0.0037	92.5788	7.4212	1.0802
49	-70	5	15.3964±0.0027	92.0364	7.9636	1.0865
50	-75	5	15.1048±0.0034	90.2932	9.7068	1.1075
51	-80	5	14.8475±0.0026	88.7549	11.2451	1.1267
52	-85	5	14.5684±0.0008	87.0865	12.9135	1.1483
53	-90	5	14.4293±0.0011	86.2547	13.7453	1.1594

Dalam bentuk grafik untuk masing-masing penyimpangan sudut yang telah dilakukan seperti pada gambar 4.4. Pada sudut 0° nilai dosis ekivalen Hp(10) sebagai nilai acuan dan terlihat pada grafik berada pada puncak, dan pada sudut ±5° nilai dosis ekivalen Hp(10) sudah mulai menurun, pada sudut ±10° nilai dosis ekivalen Hp(10) menurun drastis hingga terlihat seperti bukit. Pada sudut ±15° hingga ±70° nilai dosis ekivalen Hp(10) menurun secara beraturan (sedikit demi sedikit menurun),

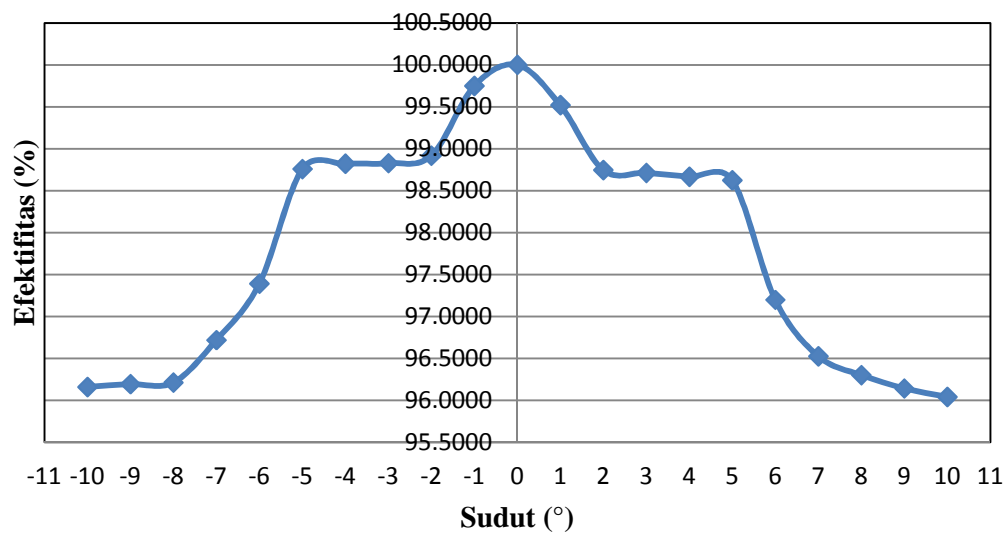
ketika pada sudut $\pm 75^\circ$ hingga $\pm 90^\circ$ nilai dosis ekivalen Hp(10) mulai menurun secara drastis seperti terlihat pada gambar 4.4.



Gambar 4.4 Grafik dosis ekivalen Hp(10) terhadap variasi sudut yang telah ditentukan



Gambar 4.5 Grafik efektifitas penerimaan dosis pada detektor (%) untuk sudut -90° hingga 90°



Gambar 4.6 Grafik efektifitas penerimaan dosis pada detektor (%) untuk sudut -10° hingga 10°

Hasil pengukuran dosis ekivalen $H_p(10)$ dengan variasi sudut yang menggunakan objek detektor kamar ionisasi 600cc didapat efektifitas penyimpangan dari pengukuran pada saat posisi detektor tidak tegak lurus dengan sumber radiasi,

adapun grafik efektifitas dapat dilihat pada gambar 4.5 untuk sudut -90° hingga 90° dengan variabel spasi sudut sebesar 1° . Untuk grafik efektifitas dengan perbesaran grafik pada data -10° hingga 10° dapat dilihat pada grafik 4.6

4.2 Pembahasan

Berdasarkan hasil dan analisis penelitian untuk laju dosis ekuivalen pada kedalaman 10 mm atau Hp(10) didapatkan bahwa pemberian perlakuan variasi waktu pada detektor kamar ionisasi, dengan variabel jarak konstan yaitu sejauh 200 cm karena radiasi berbanding terbalik dengan kuadrat jarak (BAPETEN, tanpa tahun) memberikan hasil dosis ekuivalen Hp(10) yang tidak terlalu berbeda jauh, dan dengan nilai *error* yang kecil. Hal ini dapat terlihat pada gambar 4.1 dengan data primer yang sangat linier. Dalam hasil penjumlahan waktu data primer juga terlihat bahwa grafik pada gambar 4.2 juga linier. Hal ini dapat dilihat dari persamaan garis miring yang didapat pada data primer sebesar $y=2.835x+0.919$ dan $R^2=1$ sedangkan untuk penjumlahan waktu sebesar $y=2.844x+1.241$ dan $R^2=1$ dari data tersebut dapat dibandingkan nilai a dan a' dengan hasil mendekati $\cong 1$. Hal tersebut mengindikasikan bahwa dosis ekuivalen Hp(10) merupakan akumulasi dosis dari variasi waktu yang ada, dengan kata lain dosis yang diterima berbanding lurus dengan lamanya penyinaran (BAPETEN, tanpa tahun).

Grafik pada gambar 4.3 penyimpangan (D_s/D_u) paling tinggi yaitu pada variasi waktu $20s+10s$ dan penyimpangan (D_s/D_u) terkecil adalah pada $10s+10s$. Dari semua variasi waktu yang ditentukan untuk semua nilai penyimpangan (D_s/D_u) berkisar antara 0.9888 sampai 1.0024, hal ini menunjukkan bahwa penyimpangan yang didapat tidak melebihi batas yang ditentukan, yaitu berkisar antara 0.8 hingga 1.2 (BATAN, 2005).

Pada kasus ini deviasi dosis ekuivalen Hp(10) yang disinari dengan sumber Cs-137 di bawah 2% ini disebabkan sensitivitas detektor yang terkena paparan radiasi

homogen, sehingga perhitungan dosisnya mempunyai deviasi yang kecil. Sedangkan dalam penelitian Herlina (2006) dengan metode yang berbeda menyatakan bahwa hasil uji banding selama tahun 2002 sampai dengan 2004 deviasi dosis ekivalen yang disinari dengan sumber Cs-137 di bawah 19% ini disebabkan saat evaluasi sensitivitas dosimeter yang terkena paparan radiasi tidak homogen, sehingga berakibat perhitungan dosisnya mempunyai deviasi yang cukup besar.

Berdasarkan hasil dan analisis untuk laju dosis ekivalen pada kedalaman 10 mm atau Hp(10) dengan variasi sudut pada saat sudut 0° (gambar 4.4) nilai dosis ekivalen Hp(10) sebagai nilai acuan untuk perubahan sudut yang divariasikan dengan nilai ekivalent Hp(10) sebesar 16.7287 mSv. Pada grafik (gambar 4.4) semakin besar sudut maka nilai dosis ekivalent Hp(10) semakin kecil. Pada penyimpangan sudut sebesar $\pm 5^\circ$ nilai dosis ekivalen Hp(10) mulai menurun secara beraturan, sedangkan pada penyimpangan sudut sebesar $\pm 10^\circ$ nilai dosis ekivalen Hp(10) terjadi penurunan secara drastis. Hal ini sesuai dengan teori bahwasanya *angular sensitivity* pada alat detektor hanya bisa terbaca akurat pada output radiasi dengan nilai maksimum kemiringan yaitu sebesar $\pm 5^\circ$ (IAEA, 2000). Pada hasil dan analisis terlihat (gambar 4.4) pada penyimpangan $\pm 15^\circ$ hingga $\pm 80^\circ$ nilai dosis ekivalen Hp(10) masih berada pada kisaran 15 mSv, sedangkan pada sudut $\pm 85^\circ$ hingga $\pm 90^\circ$ semakin menurun dengan nilai dosis ekivalen Hp(10) kisaran 14 mSv. Dari hasil yang diperoleh menyatakan bahwa semakin besar penyimpangan sudut yang diberikan maka semakin kecil nilai dosis ekivalen Hp(10) yang diterima.

Pada semua hasil diperoleh bahwa sensitivitas sudut akurat pada sudut 0° , sesuai hasil pengukuran pada penyimpangan sudut yang semakin besar terjadi penurunan radiasi dosis ekivalen Hp(10), kondisi ini disebabkan oleh radiasi yang dipancarkan tidak tepat langsung diterima detektor kamar ionisasi. Karena posisi detektor kamar ionisasi yang tidak tegak lurus dengan sumber radiasi, maka radiasi yang diterima tidak optimal, sehingga menyebabkan ada sebagian radiasi yang dihamburkan.

Pada efektifitas penerimaan dosis oleh detektor kamar ionisasi menunjukkan bahwa pada sudut 0° adalah acuan untuk perubahan sudut yang divariasikan pada grafik (gambar 4.5) berada pada titik puncak. Pada penyimpangan sudut sebesar -1° dan 1° efektifitas sudutnya berada pada 99.7493% dan 99.5202% terlihat sangat kecil penurunan nilai dosis ekivalent Hp(10) yang diterima detektor hal ini juga menyebabkan grafik menurun, hingga pada sudut $\pm 2^\circ$ berada pada lembah dengan efektifitas sudut sebesar 98.9174% hingga 98.7463%. Pada sudut $\pm 3^\circ$ hingga $\pm 5^\circ$ grafik tidak begitu drastis turun sehingga membentuk garis lurus dan mulai turun pada sudut $\pm 6^\circ$ hingga $\pm 10^\circ$ (efektifitas sudut sebesar $\pm 97\%$ hingga $\pm 96\%$), sedangkan pada sudut $\pm 15^\circ$ hingga $\pm 90^\circ$ (efektifitas sudut sebesar $\pm 95\%$ hingga $\pm 86\%$) mengalami efektifitas sudut yang semakin berkurang secara eksponensial sesuai dengan penyimpangan sudut yang diberikan, semakin besar sudut yang diberikan maka semakin kecil *angular sensitivity* yang diterima oleh detektor.

Pada hasil dan analisis didapatkan persentasi deviasi terkecil pada sudut -1° sebesar 0.2507%, sedangkan presentasi deviasi terbesar pada sudut -90° yaitu sebesar 13.7453%. Pada seluruh hasil yang didapatkan % deviasi masih berada di bawah $\pm 15\%$ sesuai batas yang diizinkan oleh IAEA (2000).

Dari data yang diperoleh untuk dosis ekivalen Hp(10) dengan variasi sudut sangat variatif hal ini bisa dilihat pada grafik (gambar 4.4) tetapi data tersebut masih terjadi selisih antara sudut kiri (-) dan sudut kanan (+), padahal seharusnya ketika detektor diputar pada posisi + atau - dengan posisi sudut yang sama memiliki nilai dosis yang sama pula. Asumsi ini karena detektor kamar ionisasi 600 cc simetris dan dengan *sensitive depth* sedalam 61,5 mm (*Intruccion Manual for 2575 600cc Thin Window Ionization Chamber and 2576 Stability Check Soursce*, 7), sehingga masih terjadinya perbedaan pengukuran meskipun tidak terlalu besar dimungkinkan karena busur yang digunakan memiliki nilai skala terkecil (NST) sebesar 1° , sehingga dengan penyimpangan sudut yang kecil dimungkinkan juga masih dapat mempengaruhi dosis ekivalen Hp(10) yang diterima.

BAB 5. PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Mengacu dari hasil di atas dapat disimpulkan bahwa laju dosis ekivalen pada kedalaman 10 mm atau Hp(10) dengan variasi waktu merupakan akumulasi dosis, karena dosis yang diterima tidak terjadi perbedaan besar, serta nilai penyimpangan yang masih berada di dalam batas yang ditentukan. Dari semua variasi waktu yang ditentukan untuk semua nilai penyimpangan (D_s/D_u) berkisar antara 0.9888 sampai 1.0024, ini menunjukkan bahwa penyimpangan yang didapat tidak melebihi batas yang ditentukan, yaitu berkisar antara 1.2 – 0.8 (BATAN, 2005). Deviasi yang diterima berada di bawah 2% ini disebabkan sensitivitas detektor yang terkena radiasi homogen. Hal ini mengindikasikan bahwa dosis ekivalen Hp(10) merupakan akumulasi dosis dari variasi waktu yang ada, dengan kata lain dosis yang diterima berbanding lurus dengan lamanya penyinaran (BAPETEN, tanpa tahun).

Makin besar penyimpangan sudut, makin kecil dosis ekivalen (Hp10) yang diterima. Pada penyimpangan sudut sebesar $\pm 1^\circ - \pm 5^\circ$ terjadi penurunan nilai dosis ekivalen Hp(10) yang beraturan, sedangkan pada sudut $\pm 6^\circ - \pm 10^\circ$ terjadi penurunan dosis ekivalen secara drastis. Hal ini sesuai dengan teori bahwasanya *angular sensitivity* pada alat detektor bisa terbaca akurat pada output radiasi dengan nilai maksimum kemiringan yaitu sebesar $\pm 5^\circ$ (IAEA, 2000). Walaupun pada sudut $\pm 90^\circ$ deviasi dosis ekivalen terbesar 13.74% yang dihasilkan masih lebih kecil dari nilai maksimal sebesar 15% yang ditentukan IAEA (2000), tetapi dari hasil menunjukkan bahwa semakin besar sudut yang diberikan, akan semakin kecil *angular sensitivity* yang diterima oleh detektor.

5.2 Saran

Untuk mendapatkan hasil yang lebih baik pada dosis terhadap variasi waktu, diperlukan data dengan waktu penyinaran yang lebih lama dalam skala jam, sedangkan untuk dosis terhadap variasi sudut sebaiknya diambil data dengan sudut sampai 360° sehingga didapa tgrafik lingkaran serta dengan spasi sudut 1° .

DAFTAR PUSTAKA

- Arwui, P. Deatanyah, P. Wororchi-Gordon, W. Ankaah, J. Emi-Reynolds, G. Amoako, J. Adu, S. Obeng, M. Hasford, F. Lawluvi, H. Kpeglo, D dan Sosu, E. Assessment of the Effectiveness of Collimation of Cs-137 Panoramic Beam on TLD Calibration Using a Constructed Lead Block Collimator and an ICRU Slab Phantom at SSDL in Ghana. 2011. *International Journal of Science and Technology* : 169-173
- BAPETEN. 1999a. *Keputusan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 01/Ka-BAPETEN/V-99 Tentang Ketentuan Keselamatan Kerja Terhadap Radiasi*. Jakarta: BAPETEN
- BAPETEN. 1999b. *Keputusan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor : 02/Ka-BAPETEN/V-99 Tentang Baku Tingkat Radioaktivitas di Lingkungan*. Jakarta: BAPETEN
- BAPETEN. 2003. *Keputusan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor : 02-P/Ka-BAPETEN/V-99 Tentang Sistem Pelayanan Pemantauan Dosis Eksterna Perorangan*. Jakarta: BAPETEN
- BAPETEN. 2006. *Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 1 Tahun 2006 Tentang Laboratorium Dosimetri, Kalibrasi Alat Ukur Radiasi dan Keluaran Sumber Radiasi Terapi, dan Standardisasi Radionuklida*. Jakarta: BAPETEN
- BAPETEN. tanpa tahun. *Proteksi Radiasi dan Pengembangannya, Materi 2. Materi Rekrualifikasi Petugas Proteksi Radiasi Bidang Kesehatan*. Jakarta: BAPETEN
- BAPETEN. tanpa tahun. *Program Dan Penanggulangan Kedaruratan Tenaga Nuklir, Materi 12. Materi Rekrualifikasi Petugas Proteksi Radiasi Bidang Kesehatan*. Jakarta: BAPETEN
- BATAN. 2005. *Pengenalan Radiasi*. http://www.batan.go.id/pusdiklat/elearning/proteksiradiasi/pengenalan_radiasi/1-4.htm (22 juni 2012)
- Beiser, A. 1999. *Konsep Fisika Modern Edisi Keempat*. Jakarta : Erlangga

- El-Sersy, A. Khaled, N dan Eman, S. Characterization Of Cs-137 Beam For Calibration And Dosimetric Application. 2012. *International Journal of Nuclear Energy Science and Engineering Volume 2* : 62-64
- Gautreau, R. dan Savin, W. 2006. *Schaum's Outlines Fisika Modern*. Jakarta: Erlangga
- Halliday, D dan Resnick, R. 1999. *Fisika Modern Edisi Ketiga*. Jakarta: Erlangga
- Hendriyanto. 2006. *Jenis Detektor Radiasi*. http://www.batan.go.id/pusdiklat/elearning/Pengukuran_Radiasi/Dasar_04.htm (10 Juli 2012)
- Herlina, N. Budiantari, T. Ruslanto, O. dan Tuyono. 2006. Uji Banding Dosimeter Perorangan Film untuk Deteksi Radiasi Gamma Dari Sumber ^{137}Cs . *PTKMR BATAN ISSN : 1410-5381* : 320-330
- IAEA Safety Standards. 2000. *Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments*. Vienna: VIC Library Cataloguing in Publication Data
- KOMPAS. 03 Juli 2012. <http://health.kompas.com/read/2012/07/03/07003159/Audit.Radioterapi.untuk.Cegah.Kecelakaan.Medis> [10 Juli 2012]
- Krane, K. 1992. *Fisika Modern*. Terjemahan Wospakrik, Hans. Jakarta: Universitas Indonesia
- Lamperti, P.J. dan O'brien, M. 2000. *NIST Measurement Services : Calibration of X-Ray and Gamma Ray Measuring Instrumenst*. NIST Special Publication 250-258
- Muljono. 2003. *Fisika Modern*. Yogyakarta: ANDI
- Ne Technology Limited. 1995. *Instruction Manual for 2575 600cc Thin Window Ionization Chamber and 2576 Stability Check Source*. Bath Road, Beenham, Reading. Berkshire RG7 5PR England
- Ne Technology Limited. 1997. *Instruction Manual for 2670 Farmer*. Bath Road, Beenham, Reading. Berkshire RG7 5PR England
- Radioactive Material Safety Data Sheet. 2001. [Www.stuarthunt.com](http://www.stuarthunt.com) (20 September 2012)

- Rahayuningsih, B. 2010. *Kalibrasi Dosimeter Film untuk Pemantauan Dosis Radiasi dengan Menggunakan Jaringan Saraf Tiruan*. Surabaya: ITS Library
- Rahayuningsih, B. dan Hernawati, R. tanpa tahun. *Quality Control Radiography*. Surabaya: BPFK Surabaya
- Soedoyo, P. 2004. *Fisika Dasar*. Yogyakarta: ANDI
- STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH. 1994. *STS Irradiator OB2 OB6 Opration Manual*. Braunschweig: Amersham "The Healthy Science Group"
- Sunaryati, S. 1998. Interkomparasi Pengukuran Dosis Untuk Sumber Radiasi Terapi Co-60 dan Cs-137. *Pusat Standarisasi dan Penelitian Keselamatan Radiasi Badan Tenaga Atom Nasional. Buletin ALARA 1(3): 25-27*
- Susetyo, W. 1988. *Spektrometri Gamma*. Yogyakarta: Gadjah Mada University Press
- Sutrisno, Mulyatno, Soelaiman, I dan Rahman. 1994. *Fisika II*. Jakarta: Universitas Terbuka, Depdikbud
- Trijoko, S. 1996. Penentuan Faktor Kalibrasi Berkas Pesawat Terapi Cs-137 dengan Metode Interpolasi. *PSPKR BATAN Cermin Dunia Kedokteran No. 112: 57-59*
- Wiryoimin, S. 1995. *Mengenal Asas Proteksi Radiasi*. Bandung: ITB
- Wurdiyanto, G. Wijoyo dan Candra, H. 2007. Kalibrasi Alat Ukur Radiasi Aktivitas Dose Calibrator Secara Simultan. *Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi – Badan Tenaga Nuklir Nasional. : 134-144*

DAFTAR ISTILAH

A

Angulare Sensitivity adalah sudut dimana detektor bisa menerima radiasi secara optimal

Azas Justifikasi adalah prinsip untuk suatu kegiatan yang tidak akan dilakukan kecuali mempunyai keuntungan yang positif dibandingkan dengan risiko

Azas Limitasi adalah prinsip untuk dosis perorangan yang tidak boleh melampaui batas yang direkomendasikan oleh ICRP untuk suatu lingkungan tertentu

Azas Optimasi adalah prinsip untuk paparan radiasi yang diusahakan pada tingkat serendah mungkin yang bisa dicapai (*as low as reasonably achievable, ALARA*) dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial

D

Detektor adalah suatu bahan yang peka terhadap radiasi, yang bila dikenai radiasi akan menghasilkan tanggapan mengikuti mekanismenya

Dosimeter adalah salah satu alat ukur untuk mengukur nilai laju dosis radiasi

F

Faktor kalibrasi adalah faktor penyesuaian dari kondisi ideal ke kondisi sebenarnya untuk suatu variable tertentu.

I

Irradiator adalah suatu perangkat peralatan yang digunakan untuk mengatur jumlah penyinaran dalam hal ini menggunakan zat radioaktif

K

Kalibrasi adalah proses dimana respon dari sebuah dosimeter atau instrumen pengukuran dikarakterisasi melalui perbandingan terhadap standar nasional yang sesuai

R

Radioaktifitas adalah gejala perubahan keadaan inti atom secara spontan yang disertai radiasi gelombang elektromagnet

Radioisotop adalah isotop dari zat radioaktif

W

Waktuparuh adalah interval waktu dimana aktivitas radiasi berkurang dengan separuhnya

DAFTAR SINGKATAN

ALARA	: <i>As Low As Reasonably Achievable</i>
BAPETEN	: Badan Pengawas Tenaga Nuklir
BATAN	: Badan Tenaga Nuklir
BPFK	: Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan
Co-60	: Cobalt-60
Cs-137	: Cesium-137
ETL	: Electrotechnical Laboratory
FKTN	: Fasilitas Kalibrasi Tingkat Nasional
I-131	: Iodine-131
IAEA	: <i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	: <i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	: <i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
NBD	: Nilai Batas Dosis
NIS	: <i>National Institute for Standards</i>
PSDL	: <i>Primary Standards Dosimetry Laboratory</i>
PSPKR	: Pusat Standarisasi dan Penelitian Keselamatan Radiasi
PTKMR	: Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi
Ra-226	: Radium-226
SSDL	: <i>Secondary Standards Dosimetry Laboratories</i>
Tc-99m	: Technetium-99m
TLD	: <i>Thermoluminescence Dosimeter</i>

LAMPIRAN A
PERHITUNGAN DATA Hp(10) TERHADAP VARIASI WAKTU

Tanggal : 23 Januari 2013

Pukul : 11.00-12.00 WIB

Suhu : 23.9 - 24° c

Tanpa Absorber

➤ **Data Primer**

No	Lama Waktu Penyinaran (s)	PD 1 (cGy)	PD 2 (cGy)	PD 3 (cGy)	Dosis Rata-rata (mGy)	Dosis Ekuivalen Hp10 (mSv)	Ds/Du
1	10	2.4019	2.3455	2.4293	23.9223	28.9460 ± 0.0302	1
2	20	4.7431	4.7698	4.6794	47.3077	57.2423 ± 0.0328	1
3	30	7.1445	7.1360	7.1390	71.3983	86.3920 ± 0.0030	1
4	40	9.4748	9.4620	9.4760	94.7093	114.5983 ± 0.0055	1
5	50	11.7980	11.8020	11.7980	117.9933	142.7719 ± 0.0016	1
6	60	14.1590	14.1680	14.1770	141.6800	171.4328 ± 0.0064	1
7	70	16.4510	16.4620	16.5110	164.7467	199.3435 ± 0.0226	1
8	80	18.8060	18.8630	18.8650	188.4467	228.0205 ± 0.0237	1
9	90	21.1970	21.2130	21.0820	211.6400	256.0844 ± 0.0505	1
10	100	23.4670	23.4850	23.4810	234.7767	284.0798 ± 0.0067	1

Keterangan:

- PD 1 : Pengukuran dosis pertama
- PD 2 : Pengukuran dosis kedua
- PD 3 : Pengukuran dosis ketiga
- Hp(10) : Dosis Ekuivalen pada kedalaman 10 mm dari permukaan kulit
Dosis Rata-rata (mGy) x 1,21 (mSv/mGy)

➤ **Data Penjumlahan dari Data Primer**

Lama Waktu Penyinaran (s)	Dosis Ekivalent HP(10) (mSv) (Ds)	Waktu Penjumlahan (s)	Dosis Ekivalen HP(10) (mSv) (Du)	(Ds/Du)	% Deviasi
20	57.2423 ± 0.0328	10 + 10	57.8920	0.9888	-1.1351
30	86.3920 ± 0.0030	20+10	86.1883	1.0024	0.2358
40	114.5983 ± 0.0055	30+10	115.3380	0.9936	-0.6455
40		20+20	114.4846	1.0010	0.0993
50	142.7719 ± 0.0016	40+10	143.5443	0.9946	-0.5410
50		30+20	143.6343	0.9940	-0.6040
60	171.4328 ± 0.0064	50+10	171.7180	0.9983	-0.1663
60		40+20	171.8406	0.9976	-0.2379
60		30+30	172.7840	0.9922	-0.7882
70	199.3435 ± 0.0226	60+10	200.3788	0.9948	-0.5194
70		50+20	200.0142	0.9966	-0.3365
70		40+30	200.9903	0.9918	-0.8261
80	228.0205 ± 0.0237	70+10	228.2895	0.9988	-0.1180
80		60+20	228.6751	0.9971	-0.2871
80		50+30	229.1639	0.9950	-0.5015
80		40+40	229.1966	0.9949	-0.5158
90	256.0844 ± 0.0505	80+10	256.9665	0.9966	-0.3445
90		70+20	256.5857	0.9980	-0.1958
90		60+30	257.8248	0.9932	-0.6796
90		50+40	257.3702	0.9950	-0.5021
100	284.0798 ± 0.0067	90+10	285.0304	0.9967	-0.3346

100	80+20	285.2627	0.9959	-0.4164
100	70+30	285.7355	0.9942	-0.5828
100	60+40	286.0311	0.9932	-0.6869
100	50+50	285.5439	0.9949	-0.5154

Keterangan:

➤ % Deviasi : $\frac{Ds-Du}{Ds} \times 100\%$

LAMPIRAN B
DATA Hp (10) TERHADAP VARIASI SUDUT

Tanggal : 23 Januari 2013

Pukul : 12.00-13.30 WIB

Suhu : 23,9 - 24° c

Tanpa Absorber

NO	Sudut (°)	Lama Waktu Penyinaran (s)	PD 1 (cGy)	PD 2 (cGy)	PD 3 (cGy)	Dosis rata-rata (mGy)	Dosis Ekivalen HP10 (mSv)	<i>Error</i>	% Deviasi	Efektifitas %
1	90	5	1.2064	1.2174	1.2168	12.1353	14.6838	0.0044	12.2258	87.7742
2	85	5	1.2331	1.2368	1.2356	12.3517	14.9455	0.0013	10.6610	89.3390
3	80	5	1.2635	1.2690	1.2629	12.6513	15.3081	0.0024	8.4936	91.5064
4	75	5	1.2726	1.2830	1.2726	12.7607	15.4404	0.0042	7.7028	92.2972
5	70	5	1.2866	1.2902	1.2799	12.8557	15.5554	0.0037	7.0156	92.9844
6	65	5	1.2936	1.2942	1.2911	12.9297	15.6449	0.0012	6.4804	93.5196
7	60	5	1.2910	1.3005	1.3048	12.9877	15.7151	0.0050	6.0609	93.9391
8	55	5	1.3191	1.3127	1.3048	13.1220	15.8776	0.0051	5.0892	94.9108
9	50	5	1.3155	1.3141	1.3124	13.1400	15.8994	0.0011	4.9591	95.0409
10	45	5	1.3147	1.3136	1.3147	13.1433	15.9034	0.0004	4.9349	95.0651
11	40	5	1.3158	1.3158	1.3149	13.1550	15.9176	0.0004	4.8506	95.1494
12	35	5	1.3154	1.3164	1.3152	13.1567	15.9196	0.0005	4.8385	95.1615
13	30	5	1.3169	1.3143	1.3167	13.1597	15.9232	0.0010	4.8168	95.1832
14	25	5	1.3166	1.3155	1.3167	13.1627	15.9268	0.0005	4.7951	95.2049
15	20	5	1.3174	1.3169	1.3173	13.1719	15.9380	0.0002	4.7281	95.2719

16	15	5	1.3175	1.3175	1.3175	13.1750	15.9418	0.0000	4.7059	95.2941
17	10	5	1.3287	1.3279	1.3268	13.2780	16.0664	0.0007	3.9609	96.0391
18	9	5	1.3297	1.3283	1.3296	13.2920	16.0833	0.0006	3.8596	96.1404
19	8	5	1.3315	1.3309	1.3318	13.3140	16.1099	0.0003	3.7005	96.2995
20	7	5	1.3333	1.3345	1.3357	13.3450	16.1475	0.0008	3.4763	96.5237
21	6	5	1.3427	1.3421	1.3466	13.4380	16.2600	0.0017	2.8036	97.1964
22	5	5	1.3657	1.3627	1.3621	13.6350	16.4984	0.0014	1.3787	98.6213
23	4	5	1.3635	1.3643	1.3645	13.6410	16.5056	0.0004	1.3353	98.6647
24	3	5	1.3648	1.3649	1.3645	13.6473	16.5133	0.0001	1.2895	98.7105
25	2	5	1.3696	1.3627	1.3633	13.6520	16.5189	0.0027	1.2558	98.7442
26	1	5	1.3796	1.3787	1.3694	13.7590	16.6484	0.0040	0.4819	99.5181
27	0	5	1.3848	1.3867	1.3761	13.8253	16.7287	0.0040	0.0000	100.0000
28	-1	5	1.3783	1.3797	1.3792	13.7907	16.6867	0.0005	0.2528	99.7472
29	-2	5	1.3682	1.3681	1.3664	13.6757	16.5476	0.0007	1.0846	98.9154
30	-3	5	1.3669	1.3649	1.3672	13.6633	16.5326	0.0009	1.1738	98.8262
31	-4	5	1.3677	1.3698	1.3612	13.6623	16.5314	0.0032	1.1810	98.8190
32	-5	5	1.3642	1.3664	1.3655	13.6537	16.5209	0.0008	1.2437	98.7563
33	-6	5	1.3452	1.3451	1.3491	13.4647	16.2922	0.0016	2.6108	97.3892
34	-7	5	1.3418	1.3373	1.3324	13.3717	16.1797	0.0033	3.2834	96.7166
35	-8	5	1.3318	1.3296	1.3291	13.3017	16.0950	0.0010	3.7897	96.2103
36	-9	5	1.3294	1.3305	1.3298	13.2990	16.0918	0.0004	3.8090	96.1910
37	-10	5	1.3298	1.3289	1.3296	13.2943	16.0861	0.0003	3.8428	96.1572
38	-15	5	1.3298	1.3273	1.3294	13.2883	16.0789	0.0009	3.8862	96.1138
39	-20	5	1.3297	1.3266	1.3285	13.2827	16.0720	0.0011	3.9272	96.0728
40	-25	5	1.3291	1.3285	1.3260	13.2787	16.0672	0.0012	3.9561	96.0439

41	-30	5	1.3339	1.3260	1.3230	13.2763	16.0644	0.0040	3.9730	96.0270
42	-35	5	1.3200	1.3194	1.3200	13.1980	15.9696	0.0002	4.5395	95.4605
43	-40	5	1.3115	1.3115	1.3103	13.1110	15.8643	0.0005	5.1688	94.8312
44	-45	5	1.3115	1.3066	1.3036	13.0723	15.8175	0.0028	5.4485	94.5515
45	-50	5	1.2987	1.3024	1.3060	13.0237	15.7586	0.0026	5.8005	94.1995
46	-55	5	1.2908	1.2884	1.2884	12.8920	15.5993	0.0010	6.7528	93.2472
47	-60	5	1.2823	1.2829	1.2945	12.8657	15.5675	0.0049	6.9433	93.0567
48	-65	5	1.2763	1.2775	1.2860	12.7993	15.4872	0.0037	7.4231	92.5769
49	-70	5	1.2769	1.2702	1.2702	12.7243	15.3964	0.0027	7.9655	92.0345
50	-75	5	1.2538	1.2453	1.2459	12.4833	15.1048	0.0034	9.7087	90.2913
51	-80	5	1.2295	1.2289	1.2228	12.2707	14.8475	0.0026	11.2469	88.7531
52	-85	5	1.2040	1.2028	1.2052	12.0400	14.5684	0.0008	12.9153	87.0847
53	-90	5	1.1943	1.1919	1.1913	11.9250	14.4293	0.0011	13.7471	86.2529

Keterangan:

- PD 1 : Pengukuran dosis pertama
- PD 2 : Pengukuran dosis kedua
- PD 3 : Pengukuran dosis ketiga
- Hp(10) : Dosis Ekuivalen pada kedalaman 10 mm dari permukaan kulit
Dosis Rata-rata (mGy) x 1,21 (mSv/mGy)
- %Deviasi : $\frac{Ds - Du}{Ds} \times 100\%$
- Efektifitas % : 100% - %deviasi

LAMPIRAN C

Gambar Penelitian

A. Gambar pada saat pengambilan data dengan variasi waktu



B. Gambar pada saat pengambilan data dengan variasi sudut

