



UNIVERSITAS INDONESIA

**PENGARUH KEMIRINGAN SUDUT GANTRI
PADA DOSIS PERMUKAAN FANTOM
BERKAS RADIASI GAMMA COBALT-60**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat memperoleh gelar sarjana sains

**AMSORI
0303020112**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI S1 FISIKA
PEMINATAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA
DEPOK
JUNI 2009**

Universitas Indonesia

Pengaruh kemiringan..., Amsori, FMIPA UI, 2009

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

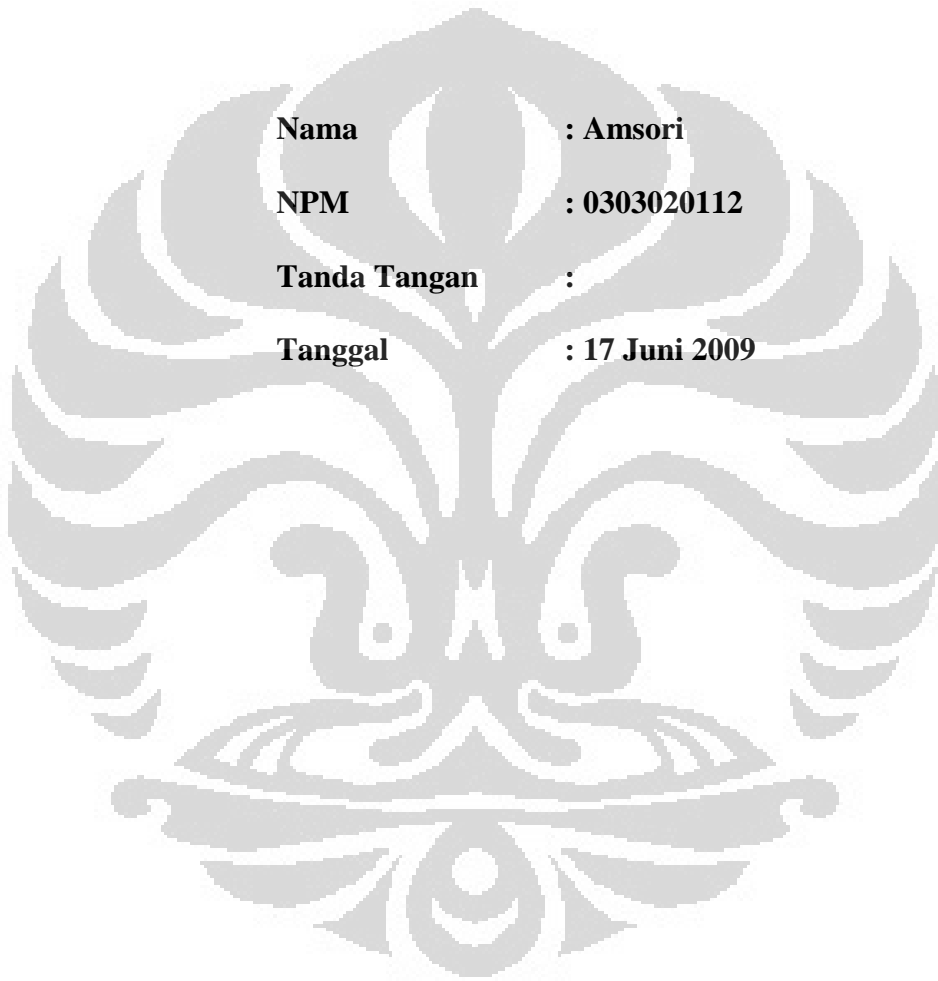
**Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar**

Nama : Amsori

NPM : 0303020112

Tanda Tangan :

Tanggal : 17 Juni 2009



HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :
Nama : Amsori
NPM : 0303020112
Program Studi : S1 Fisika Peminatan Fisika Medis dan Biofisika
Judul Skripsi : Pengaruh Kemiringan Sudut Gantri pada Dosis
Permukaan Fantom untuk Berkas Radiasi Gamma
Cobalt-60

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi S1 Fisika Peminatan Medis dan Biofisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : **Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko** (.....)
Pembimbing II : **Dwi Seno Kuncoro, M.Si** (.....)
Penguji I : **Dr. Musaddiq Musbach** (.....)
Penguji II : **Heru Prasetyo, M.Si** (.....)
Penguji III : **Alimuddin, M.Si** (.....)

Ditetapkan di : Depok
Tanggal : 17 Juni 2009

KATA PENGANTAR

Tak ada kata yang pantas penulis ucapkan saat ini melainkan puji syukur kepada Allah swt, yang telah membimbing langkah kaki ini untuk terus menapaki jalan kehidupan. *Shalawat* dan salam semoga tercurah kepada Rasulullah Muhammad saw, sang junjungan alam.

Akhirnya, setelah melewati hari-hari yang panjang penulis dapat merampungkan jua satu pekerjaan besar proses penulisan skripsi ini. Hal ini sudah menjadi satu kewajiban bagi penulis untuk menuntaskan satu amanah besar bagi kehidupan selanjutnya. Semoga segala cita-cita, harapan dan impian akan terwujud di masa yang akan datang, sehingga keilmuan yang penulis dapatkan hingga hari ini menjadi amal nyata untuk kebaikan bagi umat manusia di dunia ini.

Pada kesempatan ini , penulis ingin mengungkapkan rasa terima kasih yang mendalam kepada orang-orang yang terus memberikan dukungan dan motivasi baik dukungan moril maupun material, di antaranya :

1. **Prof. Dr. Djarwani S. Soedjoko** sebagai pembimbing I yang telah mengarahkan penulis untuk terus menggali ide-ide yang ilmiah dan inspiratif.
2. **Dwi Seno Kuncoro, M.Si** sebagai pembimbing II yang telah memberikan saran, masukan, dan kritik serta menjadi teman diskusi yang cukup nyaman dan menyenangkan.
3. **Dr. Mussadiq Musbach** yang telah bersedia menjadi penguji pada sidang tugas akhir penulis.
4. **Heru Prasetio, M.Si.** yang telah memberikan sebuah alternatif di kala penulis mengalami kebuntuan ide. Beliau telah memberikan arahan yang mudah untuk dipahami serta selalu siap untuk menjadi teman diskusi yang baik.
5. **Alimudin, M.Si.** sebagai pembimbing teknis di Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Persahabatan Jakarta yang telah meluangkan waktu di tengah kesibukannya mengurus banyak pasien dan jadwal mengajar yang cukup padat.

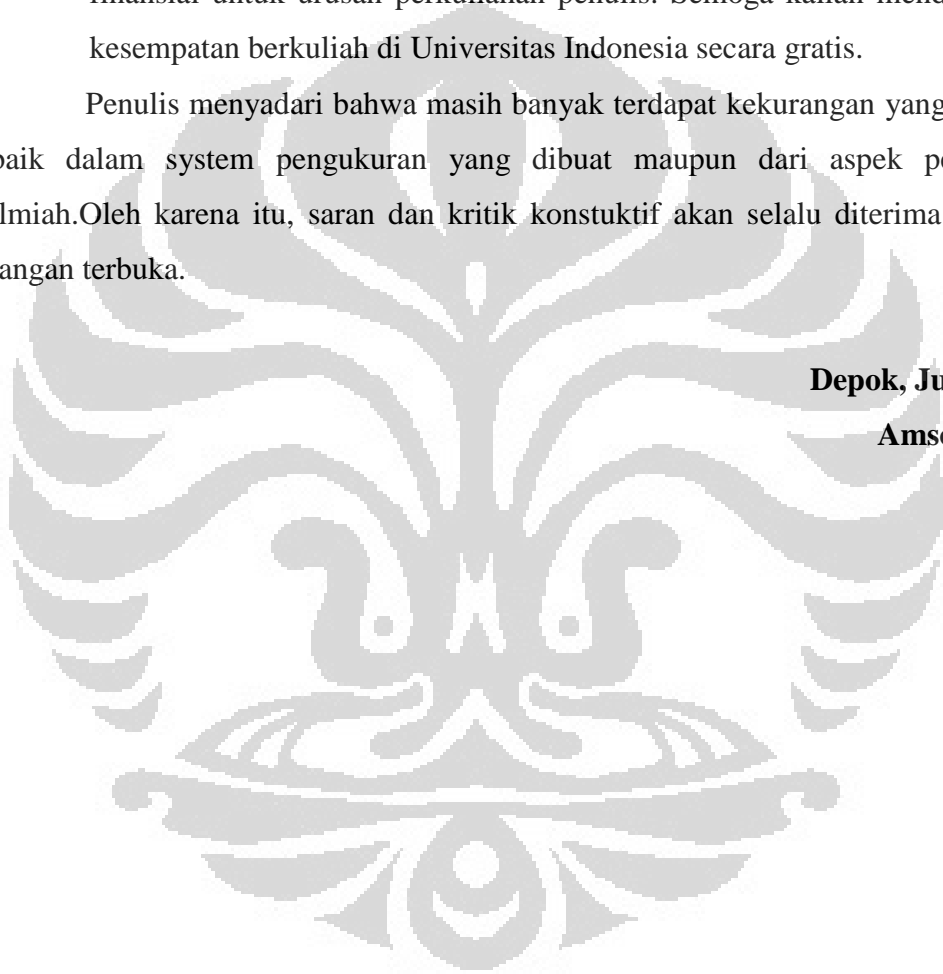
6. **Dr.Juniarti Sp.Rad(K) Onk Rad** sebagai kepala Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Persahabatan Jakarta yang telah memberikan ijin kepada penulis untuk menjalankan eksperimen menggunakan fasilitas pesawat terapi Cobalt-60.
7. **Ibu Helfi Yuliati** yang telah meluangkan waktu untuk membantu membacakan Termoluminensi Dosimeter pada PTKMR BATAN.
8. **Tante Henny dan Om Adang** yang selama ini terus mendukung finansial perkuliahan penulis dari mulai jenjang sekolah menengah atas hingga perguruan tinggi saat ini.
9. **Bapak Mana Kasih dan Ibu Sartiah** sebagai orang tua yang cukup sabar dalam mendidik putra/I nya hingga menjadi orang yang sukses. Penulis yakin do'a kedua orang tua menjadi selimut keberkahan untuk meniti jalan kehidupan di dunia dan akhirat.
10. **Bapak Suharyono S.Pd dan Ibu Suyati S.Pd** sebagai orang tua yang juga tidak kalah pentingnya turut memberikan dukungan doa kesuksesan buat penulis dan keluarga.
11. **Adik-adikku : Andi, Neneng, Nurmaidah, Fia dan Avi serta suami dan mbak eka sekeluarga** yang senantiasa turut membantu memberikan doa terbaik.
12. **Dwi Anggraini Septiharyani, Amd** sebagai pendamping hidup yang sangat setia menemani penulis menapaki jalan kehidupan ini siang dan malam.
13. **Qurrotu 'Aini Salsabila,** buah hati belahan jiwa pelipur lara penawar lelah. Senyum dan tangisnya ternyata mampu menjadi obat untuk mengusir segala macam kepenatan yang mendera.
14. **Ahmad Riyadi , Arreta Rei , dan Sutarto** teman satu angkatan di fisika medis 2003 yang selalu siap membantu memberikan diktat maupun diskusi ringan.
15. **Iim, Syamsul, dan Ahmad Novian,** yang membantu memberikan referensi penulisan skripsi ini.
16. **Teman-teman Fisika angkatan 02,03,04,05,06 dan 07** yang secara tidak langsung membantu memberikan dukungan bagi penulis.

17. **Pihak-pihak Jurusan Fisika** yang ikut berperan serta dalam mendukung kelancaran pengerjaan skripsi ini, Mbak Ratna, Mbak Evi, Pak Mardi, Pak Katman dan lainnya yang tidak disebutkan satu per satu tanpa mengurangi rasa hormat.
18. **Keluarga Besar BTA Lenteng Agung** yang terus mensupport penulis untuk terus menjadi yang terbaik.
19. **Murid-Murid Privat** yang secara tidak langsung memberikan dukungan finansial untuk urusan perkuliahan penulis. Semoga kalian mendapatkan kesempatan berkuliah di Universitas Indonesia secara gratis.

Penulis menyadari bahwa masih banyak terdapat kekurangan yang terlihat baik dalam system pengukuran yang dibuat maupun dari aspek penulisan ilmiah. Oleh karena itu, saran dan kritik konstuktif akan selalu diterima dengan tangan terbuka.

Depok, Juni 2009

Amsori



**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertandatangan di bawah ini :

Nama : Amsori

NPM : 0303020112

Program Studi : S1 Fisika Reguler

Departemen : Fisika

Jenis Karya : Skripsi

demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneklusif (*Non-exclusive Royalty Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

**PENGARUH KEMIRINGAN SUDUT GANTRI PADA DOSIS
PERMUKAAN FANTOM UNTUK BERKAS RADIASI GAMMA
COBALT-60**

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : 17 Juni 2009

Yang menyatakan

(Amsori)

ABSTRAK

Nama : Amsori
Program Studi : S1 Fisika Regular
Judul : **PENGARUH KEMIRINGAN SUDUT GANTRI PADA
DOSIS PERMUKAAN FANTOM UNTUK BERKAS
RADIASI GAMMA COBALT-60**

Pengukuran dosis permukaan pada fantom telah dilakukan dengan menggunakan TLD (Thermo Luminescent Dosimeter). Penelitian dilaksanakan di Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Persahabatan Jakarta, menggunakan pesawat teleterapi Cobalt-60. Energi foton yang dipancarkan oleh pesawat ini yaitu 1,17 MeV dan 1,33 MeV. Teknik penyinaran dengan kondisi SSD 80 cm dan luas lapangan radiasi 10 cm x 10 cm. Jenis TLD yang digunakan untuk pengukuran ini adalah TLD 100 LiF chip dengan faktor kalibrasi $3,15 \times 10^{-4}$ Gy/nC. Penelitian dengan variasi sudut gantri dari 0° sampai dengan 70° mengakibatkan dosis permukaan berubah dari 0,453 Gy sampai dengan 0,567 Gy. Hasil pengukuran menunjukkan dosis permukaan pada fantom cenderung meningkat terhadap kenaikan sudut gantri sebesar 4,167 % pada skala 5° .

Kata kunci : Dosis permukaan, foton , kalibrasi, TLD

ABSTRACT

Name : Amsori
Study Program: SI Fisika Regular
Title : **THE INFLUENCE OF GANTRY ANGLE TO FANTOM
SURFACE DOSE FOR COBALT-60 GAMMA RADIATION
BEAM**

Measurement of phantom surface dose have been done by using TLD (Thermo Luminescent Dosimeter). Research executed in Radiotherapy Instalation of Hospital of Friendship Jakarta, using typical Cobalt-60 unit. Photon energy transmitted by this unit is 1,17 MeV and 1,33 MeV. Irradiating technique with condition SSD 80 cm and wide of field radiation 10 cm x 10 cm. Used Type TLD for this measurement was TLD 100 LiF Chip with calibrate factor $3,15 \times 10^{-4}$ Gy/nC. Research with variation of gantry angle from 0° up to 70° resulting surface dose change from 0,453 Gy up to 0,567 Gy. Result of measurement show that phantom surface dose was increase to gantry angle equal to 4,167 % at scale 5° .

Keyword ; Surface dose, photon, calibrate, TLD

DAFTAR ISI

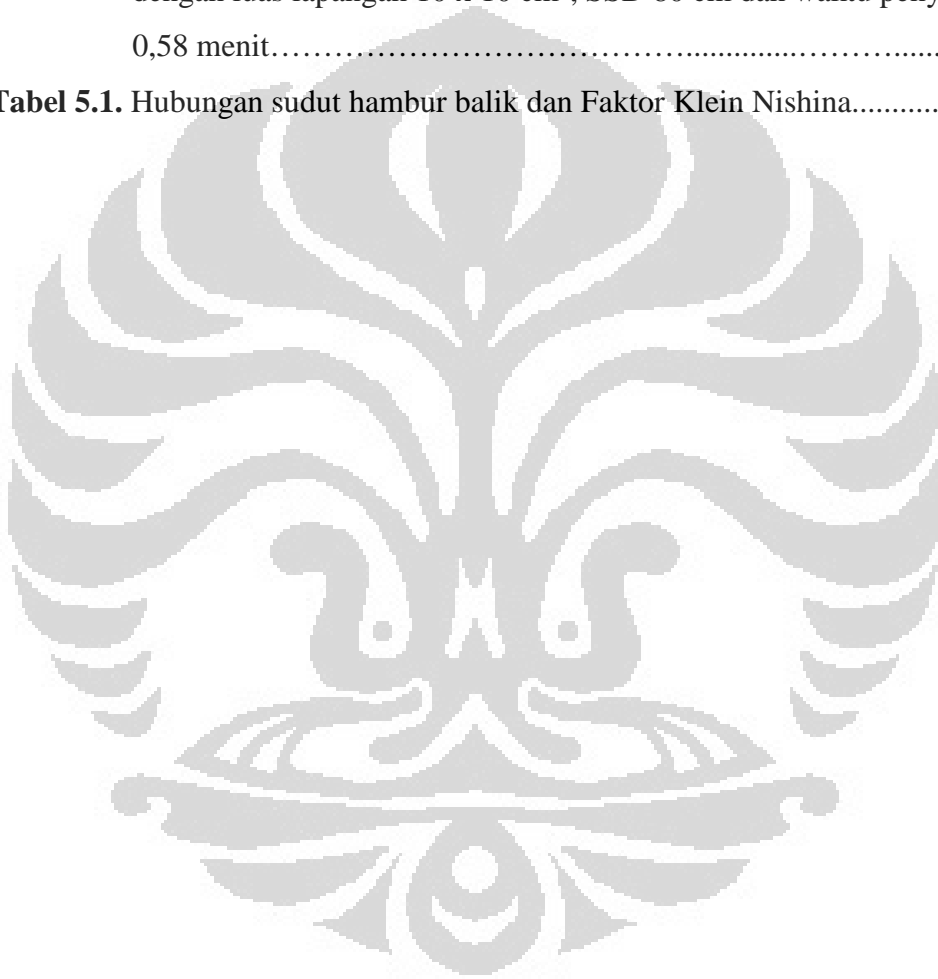
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS.....	vii
ABSTRAK.....	viii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR GAMBAR.....	x
DAFTAR TABEL.....	xi
DAFTAR LAMPIRAN.....	xii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Batasan Masalah.....	2
1.3 Tujuan Penelitian.....	2
1.4 Sistematika Penulisan.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	4
2.1 Interaksi Radiasi dengan Materi.....	4
2.2 Dosis Absorpsi.....	7
2.3 Dosis kedalaman (<i>depth dose</i>).....	8
2.4 Dosis Permukaan (<i>Surface Dose</i>).....	9
2.5 Fungsi parameter yang dipakai dalam kalkulasi dosis	10
2.6 Penentuan Dosis Absorpsi Air dengan Protokol TRS No.398 pada berkas Co-60.....	11
2.7 Metode Pengukuran dan Perhitungan Dosis.....	12
2.8 Ionisasi Chamber.....	12
2.9 Thermoluminesensi dosimeter.....	14
BAB III METODOLOGI PENELITIAN.....	18
3.1 Alat dan Bahan.....	18
3.2 Metode Eksperimen.....	19
BAB IV HASIL EKSPERIMEN.....	22
4.1 Pengukuran dengan detektor bilik ionisasi	22
4.2 Pengukuran dengan TLD	23
BAB V PEMBAHASAN.....	25
BAB VI KESIMPULAN DAN SARAN.....	30
5.1 Kesimpulan.....	30
5.2 Saran.....	30
DAFTAR PUSTAKA.....	31

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1.	Berkas sinar radiasi yang datang menuju sebuah fantom.....	1
Gambar 2.1.	Efek Fotolistrik pada atom.....	4
Gambar 2.2.	Hamburan Compton	5
Gambar 2.3.	Persentase dosis kedalaman terhadap kedalaman pada beberapa energi berkas foton.....	9
Gambar 2.4.	Ilustrasi tissue phantom ratio berguna untuk perhitungan dosis serap pada pasien atau fantom.....	10
Gambar 2.5.	Diagram standar ionisasi chamber.....	13
Gambar 2.6.	Prinsip kerja TLD.....	15
Gambar 3.1.	Pesawat teleterapi Co-60 milik Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Persahabatan Jakarta	18
Gambar 3.2.	TLD 100 LiF berbentuk chip.....	18
Gambar 3.3.	Fantom yang berisi air.....	19
Gambar 3.4.	Fantom acrylic.....	19
Gambar 3.5.	Electrometer PTW UNIDOS.....	19
Gambar 3.6.	Detektor bilik ionisasi jenis Markus M 23343-3768.....	19
Gambar 3.7.	Ilustrasi model penghitungan dosis dengan menggunakan bilik ionisasi tipe farmer dalam fantom air pada $d = 5$ cm.....	20
Gambar 3.8.	Detektor bilik ionisasi jenis Markus M 23343-3768.....	20
Gambar 3.9.	Ilustrasi letak TLD pada permukaan fantom dan bilik ionisasi markus.....	21
Gambar 4.1.	Hubungan antara dosis permukaan radiasi gamma cobalt-60 lapangan 10×10 cm ² terhadap sudut gantri.....	24

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1. Dosis Kedalaman Maksimum (d_{maks}) pada variasi energi berkas foton.....	9
Tabel 4.1. Dosis permukaan radiasi gamma Co-60 sebagai fungsi sudut gantri dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD 80 cm dan waktu penyinaran 0,58 menit.....	24
Tabel 5.1. Hubungan sudut hambur balik dan Faktor Klein Nishina.....	27



DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1	33
Tabel 1.1 Hasil Pengukuran Keluaran Pesawat Cobalt-60 t = 1menit	
Tabel 1.2 Hasil Pengukuran Keluaran Pesawat Cobalt-60 t = 0,58 menit	
Lampiran 2	34
Tabel 2.1 Perbandingan antara dosis permukaan dengan dosis pada kedalaman 5 cm dengan menggunakan bilik ionisasi markus, t=0,58 menit	
Lampiran 3	35
Tabel 3.1 Hasil pengukuran dosis permukaan kalibrasi TLD dengan bilik ionisasi markus menggunakan sinar gamma Cobalt-60, SSD 80 cm lapangan 10 x 10 cm ²	
Tabel 3.2 Hasil bacaan latar TLD sebelum diradiasi	
Lampiran 4	36
Tabel 4.1 Hasil pengukuran dosis permukaan radiasi gamma Cobalt-60 SSD 80 cm lapangan 10x10 cm ² dengan variasi sudut gantri	
Lampiran 5 Percentage Depth Dose.....	38

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

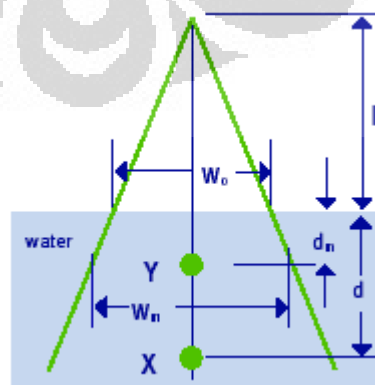
Radioterapi merupakan suatu teknik terapi pengobatan kanker dengan menggunakan sinar radioaktif. Cara ini telah dimulai sejak kurang lebih seratus tahun lalu, tidak lama setelah Prof. Willem Conrad Roentgen menemukan sinar X. Dengan berkembangnya ilmu kedokteran dan teknologi, metode ini makin mendapat tempat dalam pengobatan penyakit kanker (Sisworo, 2002).

Pada dasarnya apabila berkas sinar radioaktif atau partikel dipaparkan ke jaringan, maka akan terjadi berbagai peristiwa antara lain peristiwa ionisasi molekul air yang mengakibatkan terbentuknya radikal bebas di dalam sel yang pada gilirannya akan menyebabkan kematian sel.

Prinsip dasar dari teknik radioterapi ini adalah memberikan dosis radiasi maksimum dan seragam pada jaringan abnormal (tumor) sampai jaringan tersebut mati, tetapi jaringan sehat di sekitarnya mendapatkan dosis radiasi serendah mungkin (Made, Arif, dan Ratini, 2002).

Salah satu contoh pesawat radioterapi yang banyak digunakan oleh beberapa instansi rumah sakit saat ini adalah pesawat Cobalt-60. Pesawat ini memiliki sumber radiasi isotop radioaktif Cobalt-60. Energi foton yang dipancarkan oleh pesawat ini yaitu 1,17 MeV dan 1,33 MeV.

Berkas radiasi yang datang tegak lurus permukaan akan berhubungan dengan dosis pada sumbu utama. Begitu juga terhadap arah tangensial. Gambar 1.1 menunjukkan berkas sinar radiasi yang datang menuju sebuah fantom.



Gambar 1.1 Berkas sinar radiasi yang datang menuju sebuah fantom
(telah diolah kembali)

Hubungan antara dosis pada sumbu utama dan di luarnya sangat kompleks, tergantung pada energi radiasi, SSD (Surface Source Distance), sudut antara sumbu utama berkas dengan permukaan medium, sifat kolimator, ukuran lapangan, penumbra, ukuran sumber, filter flattening, dan blok pembentuk lapangan.

Karena banyak faktor yang berpengaruh, maka dosis di luar sumbu utama tidak dapat dinyatakan dengan formula matematik, sehingga untuk mengetahuinya harus diukur. Penelitian ini akan mengukur pengaruh kemiringan sudut gantri terhadap dosis permukaan fantom untuk berkas radiasi gamma cobalt-60.

Pemberian dosis radiasi pada keluaran pesawat terapi cobalt-60 harus diperhitungkan baik akurasi (ketelitian) maupun presisi (kebenaran). Metode pengukuran dosis radiasi dalam penelitian ini menggunakan dosimeter termoluminesensi (TLD). Alat ini merupakan dosimeter kristal yang memiliki sifat luminesensi ketika terpapar radiasi. Dosimeter ini memiliki tingkat kesensitifan dan akurasi yang baik dalam mengukur dosis energi tinggi.

Dosimeter termoluminisensi (TLD) LiF, dipilih karena nomor atom efektifnya ($Z_{\text{eff}} = 8,1$), cukup ekuivalen dengan Z efektif jaringan tubuh manusia yang nilainya 7,4 (Yuliati dan Akhadi, 2004).

Selain itu TLD LiF mempunyai pemudaran (*fading*) yang rendah, kedapat-
ulangan yang tinggi, sensitifitas atau rentang dosis yang luas serta dapat digunakan untuk energi tinggi, sehingga memungkinkan digunakan untuk mengukur besarnya dosis harian pada radioterapi (Sunaryati, 1998).

1.2 Batasan Masalah

Penelitian ini dibatasi pada perhitungan dan pengukuran dosis permukaan terhadap variasi sudut gantri mulai dari 0^0 sampai dengan 70^0 . Penelitian ini menggunakan fasilitas pesawat teleterapi Cobalt-60 milik Rumah Sakit Persahabatan Jakarta dan TLD 100 LiF milik PTKMR BATAN Pasar Jumat Jakarta.

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk :

- o Mengukur dosis permukaan fantom untuk radiasi gamma Cobalt-60 dengan variasi sudut gantri.

- Mempelajari konsep dosimetri TLD (Thermoluminisensi Dosimeter).
- Mempelajari sistem kalibrasi pada detektor dosimetri bilik ionisasi dan TLD.

1.4 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan ini dibagi menjadi 6 bab masing-masing terdiri dari beberapa sub-bab untuk mempermudah penjelasan. Penulisan bab-bab dilakukan sebagai berikut ;

Bab 1 Pendahuluan

Bab ini merupakan penjelasan secara umum yang menjelaskan latar belakang permasalahan, pembatasan masalah yang ingin diselesaikan, tujuan penelitian serta sistematika penulisan.

Bab 2 Tinjauan Pustaka

Bab ini menguraikan teori-teori dasar yang digunakan pada penulisan yang meliputi fungsi parameter dosis permukaan dalam penggunaan radioterapi, konsep dosimetri dalam radioterapi serta metode pengukuran dan perhitungan dosis dalam radioterapi.

Bab 3 Metodologi Penelitian

Bab ini menguraikan tentang tata laksana dalam perhitungan dan pengukuran dosis permukaan pada keluaran pesawat terapi cobalt-60.

Bab 4 Hasil Eksperimen

Hasil perhitungan dosis pada eksperimen yang telah dilakukan dijelaskan dalam bab ini, serta penjelasan mengenai hasil yang telah dicapai.

Bab 5 Pembahasan

Bab ini menjelaskan tentang hasil yang didapat dalam bentuk analisa kuantitatif.

Bab 6 Kesimpulan dan saran

Bab ini berisi tentang kesimpulan terhadap makalah yang telah dibuat, ditambahkan saran-saran yang berguna untuk pengembangan sistem lebih lanjut.

BAB II

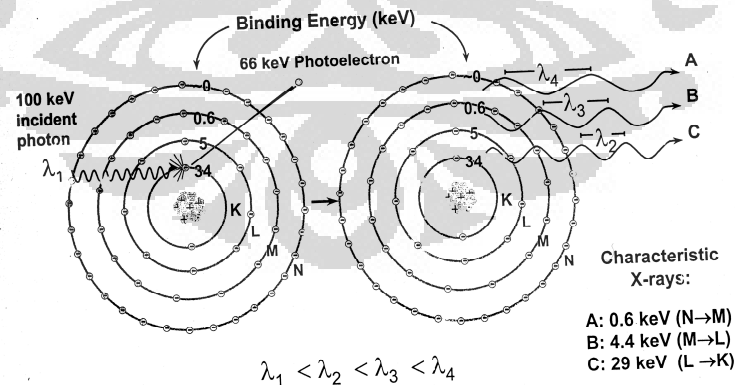
TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Interaksi Radiasi dengan Materi

Ketika foton berinteraksi dengan materi biologis atau jaringan tubuh, elektron sekunder memberikan energinya kepada medium, dan jaringan menyerap energi elektron sekunder tersebut. Secara umum ada tiga jenis interaksi foton dengan materi yaitu, efek fotolistrik, hamburan Compton dan produksi pasangan.

Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik terjadi karena interaksi antara radiasi elektromagnetik dengan elektron-elektron dalam atom bahan, terutama terjadi pada foton berenergi rendah yaitu sekitar 0,01 MeV hingga 0,5 MeV dan dominan pada energi di bawah 0,1 MeV. Energi foton diserap sepenuhnya oleh elektron yang terikat kuat oleh suatu atom sehingga elektron tersebut terlepas dari ikatan inti atom. Semakin besar energi foton maka elektron-elektron yang berada pada orbit lebih dalam akan dilepaskan. Elektron yang terlepas itu disebut fotoelektron. Karena interaksinya terjadi dengan elektron yang terikat kuat, maka efek fotolistrik harus dianggap sebagai interaksi antara foton dan atom secara keseluruhan, bukan hanya dengan elektron saja (Kurniawan, 2008). Proses efek fotolistrik ditunjukkan pada gambar 2.1



Gambar 2.1 Efek Fotolistrik pada atom

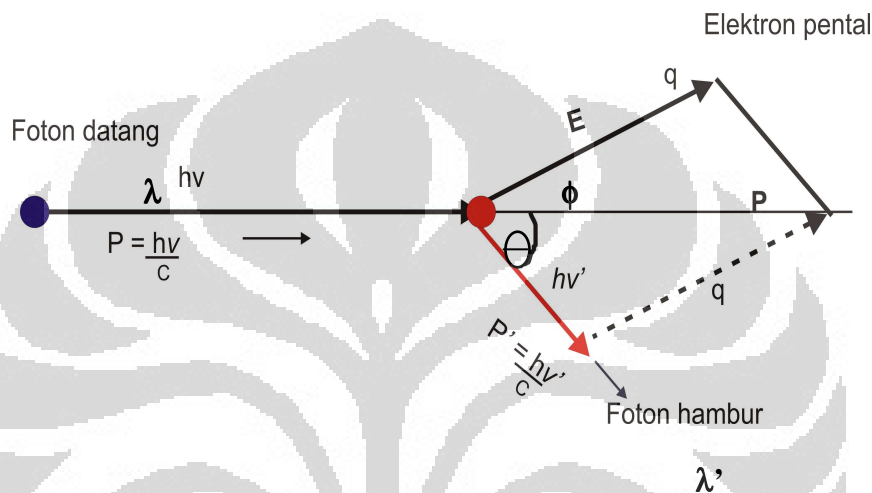
(telah diolah kembali)

Hamburan Compton

Hamburan Compton terjadi apabila foton dengan energi $h\nu$ berinteraksi dengan elektron bebas atau elektron yang tidak terikat secara kuat oleh inti, yaitu

elektron yang berada pada kulit terluar dari atom. Terjadi pada foton yang berenergi antara 200 keV hingga 5 MeV dalam sebagian besar unsur-unsur ringan.

Elektron dilepaskan dari ikatan inti atom dan bergerak dengan energi kinetik tertentu disertai foton lain dengan energi lebih rendah dibandingkan dengan foton datang. Foton lain itu disebut foton hamburan dengan energi $h\nu'$ dan terhambur dengan sudut θ terhadap arah foton datang. Proses hamburan Compton ditunjukkan pada gambar 2.2



Gambar 2.2 Hamburan Compton

(telah diolah kembali)

Berdasarkan hukum konservasi energi dan momentum, maka dapat dianalisa proses hamburan tersebut dengan bantuan gambar di atas. Dari gambar diketahui terdapat $h\nu$ dan p yang merupakan energi dan momentum foton yang datang menumbuk, $h\nu'$ dan p' merupakan parameter yang berhubungan dengan foton yang terhambur. Momentum (p) dapat juga ditulis dengan $h\nu/c$. Diketahui pula elektron yang terpental dengan energi (E), momentum(q), dan kecepatan v . Elektron yang memiliki kecepatan v dapat dibandingkan dengan c pada pendekatan relativistik, maka ;

$$h\nu - h\nu' = E = m_0 c^2 \left\{ \frac{1}{\sqrt{1 - v^2 / c^2}} - 1 \right\} \quad (2.1a)$$

Berdasarkan hukum kekekalan momentum , jumlah vektor p' dan q harus sama dengan p ; bentuk p, q , dan p' merupakan sisi segitiga, maka

$$\mathbf{q}^2 = \mathbf{p}^2 + (\mathbf{p}')^2 - 2 \mathbf{p} \mathbf{p}' \cos \theta \quad (2.1b)$$

atau dapat dituliskan dengan persamaan sebagai berikut :

$$\frac{hv}{c} = \frac{hv'}{c} \cos \theta + \frac{m_0 v}{\sqrt{1 - v^2/c^2}} x \cos \theta \quad (2.1c)$$

dan pada arah sisi kanan sudut memberikan

$$\frac{hv'}{c} \sin \theta = \frac{m_0 v}{\sqrt{1 - v^2/c^2}} x \sin \theta \quad (2.1d)$$

dengan mengeliminasi v dan θ dari persamaan 5.1a,c dan d maka didapatkan ;

$$E = hv \frac{\alpha(1 - \cos \theta)}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (2.2a)$$

$$hv' = hv \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (2.2b)$$

di mana
$$\alpha = \frac{hv}{m_0 c^2} = \frac{hv(\text{dalam MeV})}{0,511} \quad (2.2c)$$

Parameter α merupakan rasio energi foton dengan energi diam elektron ($m_0 c^2$). Jika energi foton dalam bentuk MeV, maka $m_0 c^2 = 0,511$ MeV.

Jika foton hv datang menumbuk elektron secara langsung, maka elektron akan menjaral lurus ke depan dan foton hambur akan terhambur lurus ke belakang dengan $\theta = 180^\circ$. Pada kasus tumbukan ini elektron akan memperoleh energi maksimum, E_{maks} , dan foton hambur memiliki energi minimum, hv'_{min} . Substitusi $\theta = 180^\circ$ dengan persamaan 5.2a maka akan diperoleh

$$E_{maks} = hv \frac{2\alpha}{1 + 2\alpha} \quad (2.3a)$$

$$hv'_{min} = hv \frac{1}{1 + 2\alpha} \quad (2.3b)$$

Jika pada kasus lain foton yang datang menumbuk elektron dengan sudut ($\phi \approx 90^\circ$) dan foton hambur akan bergerak lurus dengan ($\theta \approx 0^\circ$) maka dari persamaan 2.2 diperoleh $E = 0$ dan $hv = hv'$. Pada tumbukan ini elektron tidak

menerima energi dan foton hambur memperoleh energi penuh dari tumbukan foton (John dan Cuningham, 1983).

Probabilitas hamburan compton pada tumbukan foton dan elektron dapat ditunjukkan dengan formula Klein dan Nishina. Apabila interaksi foton dengan medium terjadi dengan sudut datang $< 90^0$, penampang lintang per sudut volume dapat dikalkulasi dengan formula Klein Nishina sebagai berikut ;

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{d\sigma_0}{d\Omega} F_{KN} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) F_{KN} \quad (2.4)$$

di mana

$$F_{KN} = \left\{ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos \theta)^2}{[1 + \alpha(1 - \cos \theta)](1 + \cos^2 \theta)} \right\}$$

Produksi Pasangan

Produksi pasangan hanya terjadi ketika energi kinetik sinar x dan gamma berada pada energi 1.02 MeV. Energi foton yang ditransfer dalam bentuk energi kinetik berupa pasangan elektron dan positron, dengan energi massa diamnya sama dengan 0.511 MeV untuk setiap elektron. Kemudian elektron dan positron akan kehilangan energi kinetiknya melalui proses eksitasi dan proses ionisasi.

2.2 Dosis Absorpsi

Ketika berkas radiasi mengenai pasien, maka dosis yang diterima tubuh pasien bergantung kepada kedalaman, daya tembus radiasi (energi), jenis jaringan (otot, tulang atau jaringan lemak), jarak dari sumber radiasi menuju permukaan kulit (source surface distance atau SSD), ukuran lapangan pada permukaan kulit, dan bentuk kolimator (Bentel, 1992).

Dalam radioterapi perhatian diarahkan pada dosis absorpsi jaringan yang diradiasi. Perhitungan dosis absorpsi sangat ditentukan oleh hasil pengukuran keluaran pesawat yang akan dipakai. Biasanya keluaran pesawat terapi diukur dengan salah satu metoda dari 2 metoda berikut:

1. pengukuran dalam fantom air atau fantom padat pada titik acuan tertentu
2. pengukuran dalam udara

Perhitungan dosis absorpsi merupakan pekerjaan rutin dalam institusi radioterapi. Oleh karena itu, perhitungan harus dibuat sederhana agar dapat dilakukan dengan mudah dan cepat.

Bila pasien diradiasi dengan berkas foton yang mempunyai kualitas dan kuantitas tertentu, foton akan diserap dan dihamburkan sehingga kualitas dan kuantitasnya akan berubah (John dan Cuningham, 1983). Untuk mengetahui perubahan kuantitas berkas, biasanya pasien diganti dengan fantom, yaitu medium yang mempunyai sifat menyerap dan menghamburkan berkas mendekati jaringan. Material fantom sebaiknya mempunyai kerapatan fisik dan elektron mendekati milik jaringan. Air dan jaringan basah menyerap foton dengan cara mendekati sama, sehingga air digunakan sebagai fantom banyak dipakai dalam berbagai pengukuran.

Gray

Sama halnya dengan besaran-besaran fisika lainnya, radiasi juga memiliki ukuran untuk menunjukkan besarnya pancaran radiasi dari suatu sumber, atau menunjukkan banyaknya dosis radiasi yang diberikan atau diterima oleh suatu medium yang terkena radiasi. Definisi dari dosis itu sendiri adalah ukuran sejauh mana materi telah dikenai radiasi ionisasi. Sedangkan dosis absorpsi adalah jumlah energi yang diserahkan oleh radiasi atau banyaknya energi yang diserap oleh bahan persatuan massa.

Laju serapan energi yang timbul akibat radiasi ionisasi tergantung pada jenis bahan yang diradiasi. Besaran yang dipakai sebagai standar serapan radiasi untuk berbagai jenis bahan dosis serapan, yaitu jumlah energi radiasi yang terserap dalam satuan massa bahan. Satuan SI untuk dosis serapan ini adalah gray (Gy).

Satu gray (Gy) adalah dosis radiasi yang terserap pada 1 joule energi per kilogram.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} \quad (2.5)$$

Gray merupakan satuan universal yang dapat diaplikasikan dalam berbagai jenis pengukuran dosimetri radiasi ionisasi –baik penyinaran yang dilakukan

secara eksternal sinar gamma, neutron, atau partikel bermuatan maupun penyinaran secara internal (Cember, 1987).

Rad

Satuan lain yang sering dipakai adalah rad (*radiation absorbed dose*) yaitu energi 100 erg yang terserap tiap gram bahan.

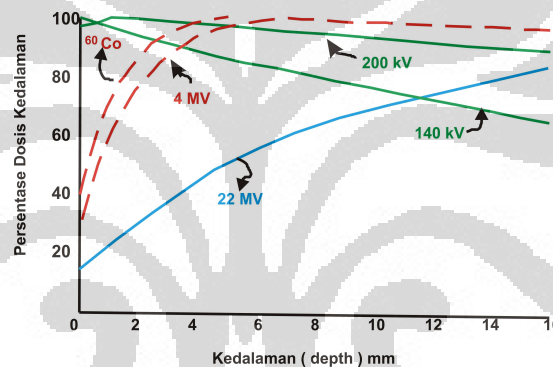
$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/gr} \quad (2.6)$$

Karena $1 \text{ J} = 10^7 \text{ erg}$, dan $1 \text{ kg} = 1000 \text{ g}$, maka

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad (2.7)$$

2.3 Dosis kedalaman (*depth dose*)

Persentase dosis kedalaman diukur dengan menggunakan fantom air dengan kedalaman *semi tak hingga*, radiasi datang tegak lurus permukaan, berhubungan dengan dosis pada sumbu utama.



Gambar 2.3 Persentase dosis kedalaman terhadap kedalaman pada beberapa energi berkas foton (telah diolah kembali)

Jarak antara permukaan sampai dengan titik dengan dosis maksimum disebut kedalaman maksimum atau kedalaman build-up. Untuk energi radiasi tinggi, elektron sekunder hasil interaksi cenderung bergerak ke depan, sehingga jumlah ionisasi meningkat dan maksimum pada saat mencapai kedalaman sama dengan jangkauan elektron.

Dalam praktek setelah maksimum dicapai, jumlah ionisasi menurun dengan kenaikan kedalaman karena pengaruh *inverse square law* dan atenuasi foton. Kedalaman dosis maksimum juga sering disebut kedalaman build-up, dan daerah dari permukaan sampai dosis maksimum disebut daerah build-up. Kedalaman buildup dipengaruhi oleh lapangan radiasi dan energi radiasi primer.

Kedalaman buildup hanya beberapa mm untuk sinar X orthovoltage, sekitar 5 mm untuk radiasi gamma ^{60}Co , sekitar 1 cm untuk sinar X 4 MV, dan sekitar 2.5 cm untuk sinar X 10 MV.

Tabel 2.1 Dosis Kedalaman Maksimum (d_{maks}) pada variasi energi berkas foton

Beam energy	Superficial	Orthovoltage	Co-60	4MV	6MV	10MV	18MV	25MV
Z_{max} (cm)	0	0	0.5	1	1.5	2.5	3.5	5

(telah diolah kembali)

2.4 Dosis Permukaan (*Surface Dose*)

Secara umum dosis permukaan lebih rendah daripada dosis maksimum (kedalaman tertentu, d_{maks}) pada berkas foton dengan energi megavoltage. Pada pesawat terapi Cobalt-60 dosis maksimum terjadi pada kedalaman 5 mm dibawah permukaan kulit. Dosis permukaan tergantung pada energi radiasi dan ukuran lapangan pada berkas foton dengan energi megavoltage.

Semakin besar energi berkas foton yang datang maka semakin kecil dosis permukaan yang diterima. Pada luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dosis permukaan sekitar 30% dosis maksimum pada radiasi gamma sinar cobalt-60, 15% untuk sinar x-ray 6 MV, dan 10% untuk sinar x-ray 18 MV. Sebaliknya, dosis permukaan akan semakin meningkat dengan ukuran lapangan (Podgorsack, 2003).

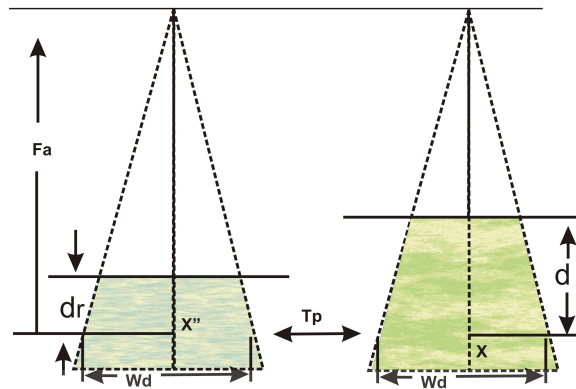
2.5 Fungsi parameter yang dipakai dalam kalkulasi dosis.

Pengukuran Dalam Udara

Bila pengukuran keluaran pesawat dilakukan dalam udara ada 4 parameter yang harus diperhatikan, yaitu tissue air ratio (TAR), Back scatter factor (BSF) dan peak scatter factor (PSF), Percentage depth dose (PDD), serta Inverse square law.

Pengukuran Dalam Fantom

Bila pengukuran keluaran pesawat dilakukan dalam fantom, perhitungan dosis menggunakan parameter Tissue phantom ratio (TPR) dan Tissue maximum ratio.



Gambar 2.4 Ilustrasi tissue phantom ratio berguna untuk perhitungan dosis serap pada pasien atau fantom (telah diolah kembali)

Untuk radiasi energi tinggi, pengukuran dalam udara tidak dapat dilakukan, sehingga TAR tidak dapat digunakan. Pengukuran selalu dilakukan dalam fantom dan TPR ditentukan sebagai dosis pada titik tertentu di sumbu utama dalam medium (D_x) dengan kedalaman tertentu (d) dibagi dengan dosis pada titik yang sama dalam fantom dengan kedalaman referensi (d_r)

$$T_p = D_x/D_{x''} \quad (2.8)$$

Bila kedalaman $d_r = d_m$ TPR dikenal sebagai TMR (tissue maximum ratio).

2.6 Penentuan Dosis Absorpsi Air Dengan Protokol TRS No. 398 Pada Berkas ^{60}Co

Dosis serap di dalam fantom air pada kedalaman acuan 5 cm (z_{ref}) dan luas lapangan radiasi pada permukaan fantom 10cm x 10cm serta jarak sumber radiasi ke permukaan fantom 80cm, dapat ditentukan dengan persamaan berikut :

$$D_w = M \cdot N_{D,w} \quad (2.9)$$

dengan :

D_w : dosis serap air pada kedalaman acuan (Gy)

M : bacaan dosimeter dikoreksi dengan efek polaritas, rekombinasi ion dan koreksi tekanan udara dan temperature (digit)

$N_{D,w}$: faktor kalibrasi dosis serap air untuk berkas ^{60}Co (Gy/digit)

Jika menggunakan Protokol TRS No. 277 maka dosis serap di dalam air pada kedalaman 5 cm, luas lapangan radiasi pada permukaan fantom 10cm x 10cm dan jarak sumber ke permukaan fantom 80 cm, pengukuran di titik efektif ditentukan dengan persamaan berikut :

$$DW(P_{eff}) = Mu \cdot ND \cdot (Sw,air)_u \cdot Pu \quad (2.10)$$

dengan :

- $DW(P_{eff})$: dosis serap air pada titik efektif pengukuran (Gy)
- Mu : bacaan dosimeter yang telah dikoreksi oleh rekombinasi ion, suhu dan tekanan udara ruangan (digit)
- ND : faktor kalibrasi dosis serap rongga udara detektor untuk berkas ^{60}Co (Gy/digit)
- $(Sw,air)_u$: nisbah daya henti masa air terhadap udara untuk elektron
- Pu : faktor koreksi perturbasi

Dari Persamaan 2.9 dan 2.10 dapat dilihat bahwa formula pada protokol TRS No. 398 ini sangat sederhana dan tidak lagi menggunakan istilah titik efektif pengukuran. Dengan demikian hasil pengukuran merupakan dosis serap air di kedalaman detektor dimana diletakkan dan tidak diperlukan lagi nilai koefisien interaksi fisis seperti $(Sw,air)_u$ dan Pu , k_{att} , k_{cm} yang digunakan untuk menurunkan ND dari Nk .

Hal ini berarti akan lebih meminimalisasi ketidakpastian hasil pengukuran. Pengguna harus berhati-hati dengan factor kalibrasi detektor ND pada Persamaan 2.10 dan ND_w pada persamaan 2.9. Perbedaan antara ND_w dan ND ini adalah mendekati nilai $(Sw,air)_u$ untuk berkas ^{60}Co yaitu 1,133. Dengan demikian kesalahan dalam memahami arti kedua factor tersebut di atas akan mengakibatkan kesalahan dalam pemberian dosis pada pasien sekitar 13 % (Rajagukguk, 2003).

2.7 Metode Pengukuran dan Perhitungan Dosis

Berikut ini merupakan 3 komponen yang paling sering digunakan dalam pengukuran dosis dalam radioterapi ;

1. Ionization chambers
2. Thermoluminescent dosimeters (TLDs)
3. Photographic film

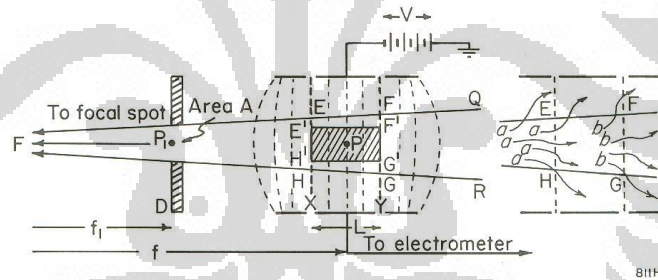
Dari ketiga komponen di atas, TLD dan film fotografi merupakan komponen yang paling banyak penggunaannya , akan tetapi ionisasi chamber

sangat dibutuhkan untuk mengecek dan memastikan kualitas bacaan TLD dan film dengan cara komparasi hasil bacaan. Ionisasi chamber merupakan metode pengukuran dosis yang dapat dipercaya hasil bacaannya (Bentel, 1992). Metode pengukuran dosis pada penelitian ini menggunakan dua komponen detektor, yaitu TLD dan ionisasi chamber sebagai komparasi hasil bacaan

2.8 Ionisasi Chamber

Stándar bilik ionisasi

Stándar ionisasi merupakan kotak udara dengan volume sensitif berjarak dari diafragma mendekati sama dengan jangkauan elektron sekunder. Dalam gambar, P1 dan P adalah titik pada diafragma dan volume sensitif, f1 dan f adalah jarak sumber ke diafragma dan ke pusat volume sensitif, ΔQ adalah muatan yang terkumpul akibat sejumlah sinar x yang melewatinya, dan A_f adalah penampang lintang ruang sensitif.



Gambar 2.5 Diagram standar ionisasi chamber
(telah diolah kembali)

$$\text{Eksposi di titik P} = \frac{\Delta Q}{\rho A_f L} \quad (2.11)$$

ρ adalah densitas udara dan L adalah panjang kolektor.

$$\text{Eksposi di P1} = \left(\frac{f}{f1}\right)^2 \frac{\Delta Q}{\rho A_f L} \quad (2.12)$$

Karena $A = A_f (f1/f)^2$, maka diperoleh

$$\text{Eksposi di P1} = \frac{\Delta Q}{\rho AL} \quad (2.13)$$

Pengukuran paparan radiasi dengan bilik ionisasi perlu kecermatan dan beberapa faktor koreksi. Bila kedua plat terlalu dekat dengan volume EFGH,

berjarak lebih pendek dari jangkauan elektron maksimum, elektron dapat menumbuk plat kolektor sebelum seluruh energinya habis yang memungkinkan tidak seluruh elektron dari volume EFGH dapat ditangkap oleh kolektor. Dalam kondisi demikian, muatan yang terkumpul akan terlalu sedikit. Demikian juga persyaratan jarak antara PIP. Keseimbangan elektronik akan terjadi apabila jarak PIP paling sedikit sama dengan jangkauan elektron sekunder yang berarah ke depan. Sebagai contoh foton dengan energi 3 MeV memiliki jangkauan elektron sekitar 1.5 m, sehingga membutuhkan bilik ionisasi dengan ukuran besar. Disamping itu, berkas foton yang melewati ketebalan udara 1.5 m akan mengalami atenuasi sekitar 5.4%. Persyaratan ini mengakibatkan bilik ionisasi standar mempunyai kemampuan terbatas, tidak dapat dipakai mengukur paparan foton dengan energi lebih tinggi dari 3 MeV.

2.9 Thermoluminisensi dosimeter

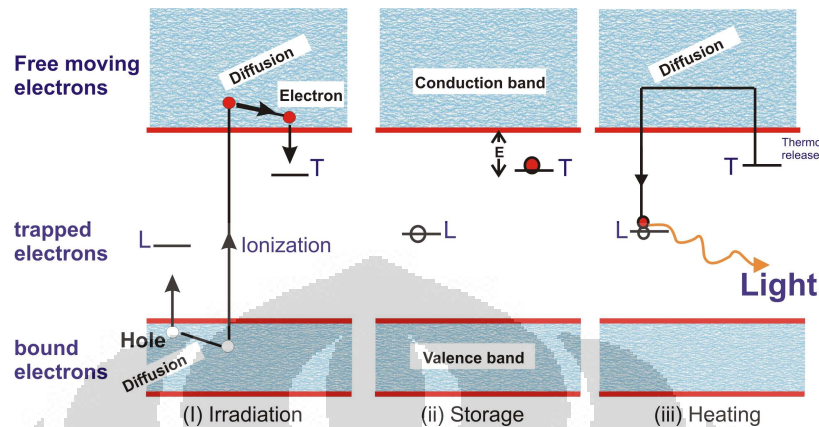
Thermoluminisensi Dosimeter (TLD) adalah alat dosimetri (pemantau) yang terbuat dari kristal yang mempunyai sifat luminesensi jika terpapar radiasi. TLD merupakan teknik dosimetri yang sudah cukup lama diaplikasikan lebih dari 100 tahun yang lalu (Calfe, Kron dan Hoban, 1997).

Sebelum TLD digunakan terlebih dahulu dibersihkan (*annealing*) dengan cara memanaskan pada temperatur 400 °C selama 1 jam untuk menghilangkan perangkap-perangkap electron akibat radiasi sebelumnya dan dilanjutkan dengan pemanasan pada temperatur 80°C selama 18 jam untuk menstabilkan kondisi pemanasan sebelumnya.

Pada prinsipnya ketika bahan yang bersifat luminesensi terpapar oleh radiasi, maka elektron pada kristal akan tereksitasi ke tingkat energi yang berada di atasnya dengan menciptakan hole pada tingkat energi awalnya, dan ketika elektron tersebut akan kembali kepada kondisi awalnya elektron trap kemudian menangkap elektron tersebut dan menahannya pada kondisi metastabil untuk waktu yang cukup lama dalam suhu kamar.

Akumulasi jumlah elektron yang terperangkap pada elektron trap ini yang kemudian dijadikan acuan untuk mengetahui besarnya paparan radiasi yang diterima. Ketika bahan yang telah terpapar radiasi tadi dipanaskan, maka elektron yang berada pada elektron trap tadi kembali keada kondisi awal dan menempati

hole sambil melepaskan emisi foton. Pelepasan emisi foton oleh elektron ini yang kemudian disebut sebagai peristiwa thermoluminisensi (Yustina dan Sugito, 2008)



Gambar 2.6. Prinsip kerja TLD. (i) elektron yang terpapar radiasi tereksitasi ke pita konduksi. (ii) elektron terperangkap di hole ketika akan kembali pada kondisi awalnya. (iii) ketika dipanaskan, elektron kembali kepada kondisi awal sambil melepaskan energi berupa cahaya (luminisensi).

(telah diolah kembali)

Cahaya luminisensi ini kemudian diubah menjadi arus dengan menggunakan tabung fotomultiplier (PMT) dan amplifier. Besarnya arus yang terakumulasi ini yang kemudian dianggap ekuivalen dengan besarnya paparan radiasi yang diterima, sehingga kita dapat menggunakan alat ini sebagai dosimeter. Ketika alat ini dibaca maka catatan memori mengenai dosis yang terakumulasi ini akan terhapus sehingga kita tidak dapat membacanya untuk kedua kalinya.

TLD yang digunakan pada penelitian ini adalah Lithium Fluorine (LiF). TLD jenis material LiF dipilih karena tingkat kesensitifannya yang kurang lebih mendekati tubuh manusia (*man equivalent*) dengan nilai nomor atom efektif (Z_{eff}) = 8,1.

Keuntungan penggunaan TLD dalam dosimetri ini adalah ; TLD relatif lebih ekuivalen dengan jaringan tubuh sehingga mempunyai tingkat ketelitian yang lebih baik; mempunyai kepekaan dan ketelitian tinggi; karena ukurannya kecil, dapat digunakan sebagai dosimeter ekstrimitas; alat baca yang manual maupun otomatis yang banyak diperdagangkan; mempunyai kestabilan jangka panjang yang sangat baik terhadap berbagai kondisi lingkungan; mudah pemrosesannya

dan dapat digunakan ulang; serta linier terhadap dosis dan laju dosis untuk rentang yang lebar.

Kalibrasi TLD

Dalam kalibrasi TLD akan dihasilkan kurva kalibrasi yang menunjukkan hubungan antara dosis radiasi dengan bacaan intensitas TL, baik kalibrasi itu dilakukan terhadap TLD untuk pemantaan foton, beta maupun neutron. Dari beberapa penelitian yang telah dilakukan diketahui bahwa hubungan antara dosis radiasi dengan hasil bacaan intensitas TL pada TLD sangat linier untuk nilai dosis rendah hingga tinggi (10 Sv). Karena itu, dalam evaluasi dosis pada TLD seringkali cukup digunakan faktor kalibrasi.

Faktor kalibrasi TLD (FK) menunjukkan hubungan antara dosis yang diterima TLD (D) dengan hasil bacaan intensitas TL (R) yang secara matematik dirumuskan dengan :

$$F_{kTLD} = \frac{D_x}{R_{TLD}} \quad (2.14)$$

dimana :

F_{kTLD} = Faktor kalibrasi TLD (Gy/nC).

D_x = Dosis yang didapat oleh bilik ionisasi (Gy).

$R_{entrance}$ = Bacaan TLD di permukaan (nC).

Jika dosis radiasi untuk penyinaran adalah dosis- γ (D_γ), maka dari kalibrasi ini akan diperoleh FK TLD terhadap dosis- γ (FK_γ), demikian halnya jika dosis yang digunakan untuk kalibrasi adalah dosis- β (D_β), dosis neutron termik (D_{nt}) maupun dosis neutron cepat (D_{nc}), maka akan diperoleh berturut-turut FK_β , FK_{nt} maupun FK_{nc} .

Variasi kepekaan fosfor TLD terhadap foton akan berpengaruh terhadap nilai FK suatu TLD. Sedang variasi nilai FK TLD akan berpengaruh terhadap hasil evaluasi dosis yang diperoleh. Ketepatan dalam pemilihan nilai FK akan mempengaruhi ketepatan hasil evaluasi dosis. Sebaliknya, kesalahan dalam memilih nilai FK menyebabkan ketidaktepatan hasil evaluasi dosis yang diperoleh. Berlawanan dengan kepekaan, FK TLD terhadap foton akan mencapai nilai minimum terhadap foton berenergi rendah. Jadi setiap energi foton memiliki FK yang berbeda, terutama untuk foton berenergi rendah. Sedang untuk foton

berenergi tinggi, nilai FK-nya cukup stabil. Variasi nilai FK ini tentu saja merupakan masalah tersendiri, terutama dalam evaluasi dosis foton berenergi rendah menggunakan TLD.

Hasil evaluasi dosis foton pada TLD akan lebih tepat apabila energi dari foton yang diterima TLD tersebut diketahui, sehingga dapat dipilih nilai FK yang lebih mendekati energi foton yang diterima TLD. Namun identifikasi energi foton ini sering kali sulit dilaksanakan mengingat pada umumnya dosimeter perorangan tidak dirancang untuk mengidentifikasi energi. Salah satu cara paling mudah dalam mengidentifikasi energi foton yang diterima dosimeter adalah dengan mengidentifikasi sumber radiasi di mana dosimeter tersebut digunakan. Namun cara ini hanya dilakukan jika pemakai dosimeter bekerja di medan radiasi tunggal, dan tidak mungkin dilakukan terhadap dosimeter yang dipakai pekerja di medan radiasi campuran.

Jika energi foton tidak dapat diidentifikasi, maka hasil evaluasi dosis menjadi kurang akurat. Namun ada satu hal yang perlu diperhatikan dalam evaluasi dosis foton dengan TLD ini, yaitu bahwa hasil evaluasi dosis yang bersifat perkiraan lebih (*over estimate*) akan lebih aman bagi pekerja radiasi dibandingkan dengan hasil evaluasi yang bersifat perkiraan kurang (*under estimate*). Oleh sebab itu, bila identifikasi energi tidak mungkin dilakukan, sering kali jalan yang ditempuh adalah menggunakan nilai FK TLD terbesar dalam evaluasi dosis foton. Nilai FK terbesar ini merupakan nilai FK TLD terhadap foton berenergi tinggi, seperti radiasi- γ dari sumber Cs-137 ($E_{\gamma} = 662 \text{ keV}$) atau Co-60 ($E_{\gamma} = 1250 \text{ keV}$).

BAB III METODE PENELITIAN

3.1. Alat dan Bahan

Seluruh pengambilan data dilakukan pada bagian Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Persahabatan Jakarta. Penelitian ini menggunakan pesawat terapi cobalt-60 merk *Shinva* (China).Lihat gambar 3.1



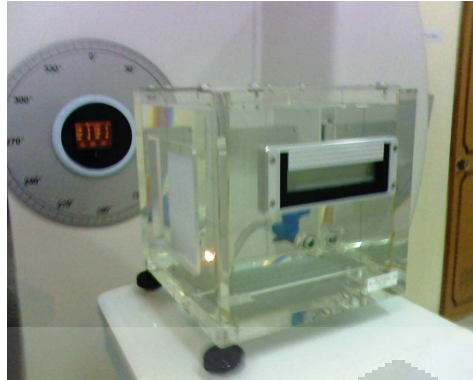
Gambar 3.1 Pesawat teletrapi Co-60 milik Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Persahabatan Jakarta

Instrumen yang digunakan untuk mengukur dosis permukaan pada penelitian ini adalah TLD 100 LiF dengan dimensi 3,175 mm x 3,175 mm x 0,889 mm. Pembacaan hasil TLD yang sudah diradiasi seluruhnya dilakukan oleh PTKMR BATAN (Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi Badan Tenaga Atom Nasional) Pasar Jumat Jakarta.



Gambar 3.2 TLD 100 LiF berbentuk chip

Untuk mencari faktor kalibrasi TLD terhadap radiasi gamma Co-60 digunakan fantom air. Selain itu, digunakan juga fantom acrylic dengan ketebalan 5 cm untuk mengetahui tanggapan TLD.



Gambar 3.3. Fantom yang berisi air

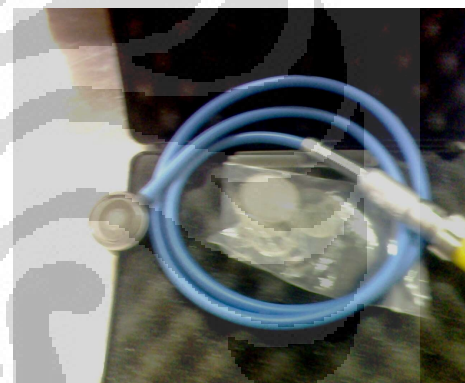


Gambar 3.4. Fantom acrylic

Kalibrasi menggunakan dosimeter PTW UNIDOS yang terdiri dari electrometer (Gambar 3.5) dan detector bilik ionisasi jenis farmer TM 30013-0821 dan jenis markus M 23343-3768.



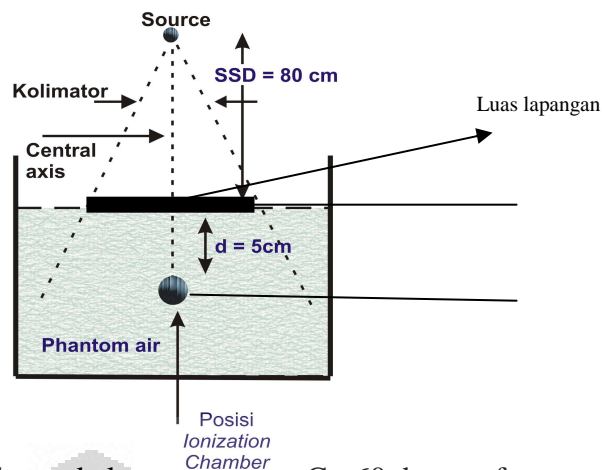
Gambar 3.5 Electrometer PTW UNIDOS



Gambar 3.6 Detektor bilik ionisasi jenis Markus M 23343-3768

3.2. Metode Eksperimen

Untuk persiapan dilakukan pengukuran kalibrasi keluaran pesawat cobalt-60 dengan menggunakan fantom air dan bilik ionisasi farmer dengan kondisi penyinaran ; luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$, jarak sumber ke permukaan fantom (SSD) = 80 cm, kedalaman bilik ionisasi (d) = 5 cm, temperature $26,5^\circ \text{ C}$, dan tekanan udara ruang 1015 hPa, dan waktu penyinaran selama 1 menit.



Gambar 3.7 Ilustrasi pengukuran keluaran pesawat Co-60 dengan fantom air, SSD= 80 cm dan kedalaman $d = 5$ cm

Pengukuran selanjutnya adalah penentuan dosis permukaan dengan menggunakan bilik ionisasi (*ionization chamber*) jenis Markus M 23343-3768. Luas lapangan penyinaran $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD = 80 cm, kedalaman (d) = 5 cm, pada temperatur $26,5^\circ\text{C}$, dan tekanan 1015 hPa.

Pengukuran bertujuan untuk membandingkan tanggapan bilik ionisasi markus dengan bilik ionisasi farmer.

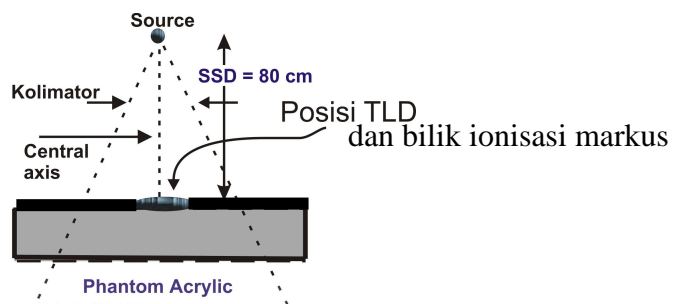


Gambar 3.8 Detektor bilik ionisasi (*ionization chamber*) jenis Markus M 23343-3768

Untuk menentukan faktor kalibrasi TLD digunakan bilik ionisasi markus yang diletakkan pada permukaan fantom acrylic pada temperatur ruang $26,5^\circ\text{C}$, dan tekanan 1015 hPa.

TLD yang dipakai dalam penelitian ini memiliki respon yang sama. TLD pada permukaan fantom acrylic disinari dengan cara dan kondisi sama dengan penyinaran bilik ionisasi markus. Hasil bacaan pada TLD kemudian dibandingkan

dengan bacaan pada *Ionization Chamber* (jenis farmer dan markus) untuk memperoleh faktor kalibrasi.



Gambar 3.9 Ilustrasi letak TLD pada permukaan fantom dan bilik ionisasi markus

Penelitian dosis permukaan dilakukan dengan meletakkan TLD pada tengah lapangan, SSD 80 cm, ukuran lapangan 10 x 10 cm². Pada setiap pengukuran digunakan 3 buah TLD. Selanjutnya dilakukan penyinaran pada kondisi yang sama untuk pengukuran variasi sudut gantri dari 0⁰ sampai dengan 70⁰ dengan interval 5⁰.

BAB IV HASIL EKSPERIMEN

4.1. Pengukuran dengan detektor bilik ionisasi

Data pengukuran keluaran pesawat terapi Cobalt-60 dengan bilik ionisasi farmer ($N_{D,w} = 5,284.10^9$ cGy/C) dengan kondisi SSD 80 cm, lapangan 10×10 cm² , waktu penyinaran selama 1 menit, dan kedalaman 5 cm disajikan dalam lampiran 1. Selain itu, dalam lampiran ditunjukkan pula perhitungan konversi dari nilai bacaan (nC) menjadi dosis (Gy/mnt).

Berdasarkan data pengukuran diperoleh keluaran pesawat dengan perhitungan menggunakan persamaan (2.8);

$$\begin{aligned} D_w &= M N_{D,w} \\ &= 25,16 \cdot 10^{-9} \text{ C/mnt} \times 5,284.10^9 \text{ cGy/C} \\ &= 132,94 \text{ cGy/menit} \end{aligned}$$

Nilai PDD (Percentage Depth Dose) pada kedalaman 5 cm dengan kondisi penyinaran di atas adalah 78,8% (lihat lampiran 5). Dosis pada kedalaman maksimum (d_{max}) dapat ditentukan dengan perhitungan sebagai berikut ;

$$D_{max} = \frac{100}{78,8} \times 132,94 \text{ cG} / \text{menit} = 168,7 \text{ Gy} / \text{menit}$$

Data pengukuran menunjukkan bahwa penyinaran selama 1 menit akan mendapatkan dosis sebesar 168,7 cGy pada kedalaman maksimum. Dengan demikian, untuk mendapatkan dosis sebesar 1 Gy diperlukan waktu 0,58 menit. Perhitungannya sebagai berikut :

$$t = 1 \text{ Gy} / 1,687 \text{ Gy} \text{menit}^{-1} = 0,58 \text{ menit}$$

Waktu ini selanjutnya digunakan untuk pelaksanaan pengukuran berikutnya. Untuk memastikan perhitungan waktu pada dosis maksimum 1 Gy dengan dosis yang sebenarnya telah dilakukan pengukuran kembali. Data pengukuran ditambahkan pada lampiran 1. Hasil diperoleh terdapat perbedaan sekitar 1,5 %.

Untuk memperoleh faktor perbandingan antara dosis permukaan dengan dosis pada kedalaman 5 cm telah dilakukan pengukuran dengan bilik ionisasi markus. Data pengukuran dapat dilihat dalam lampiran 2. Hasil pengukuran

menunjukkan perbandingan antara dosis permukaan dengan dosis pada kedalaman 5 cm adalah sebagai berikut ;

$$\frac{1,464nC}{0,837nC} = \frac{0,788Gy}{D_x}$$

$$D_x = \frac{0,837nC \times 0,788}{1,464nC}$$

$$D_x = 0,453Gy$$

4.2 Pengukuran dengan TLD

Hasil pengukuran untuk kalibrasi TLD terhadap bilik ionisasi markus diberikan dalam lampiran 3. Dalam lampiran tersebut ditampilkan juga hasil pengukuran latar pada TLD sebelum diradiasi.

Jumlah TLD yang dipakai dalam penelitian ini sebanyak 45 keping dan telah diteliti memiliki respons mendekati homogen. Untuk keperluan kalibrasi diambil secara random 3 keping TLD. Dari pengukuran tersebut diperoleh faktor kalibrasi yang dapat diketahui dengan persamaan (2.14) :

$$F_{KTL D} = \frac{D_x}{R_{TLD}}$$

dimana :

$F_{KTL D}$ = Faktor kalibrasi TLD (Gy/nC).

D_x = Dosis yang didapat oleh bilik ionisasi (Gy).

$R_{entrance}$ = Bacaan TLD di permukaan (nC).

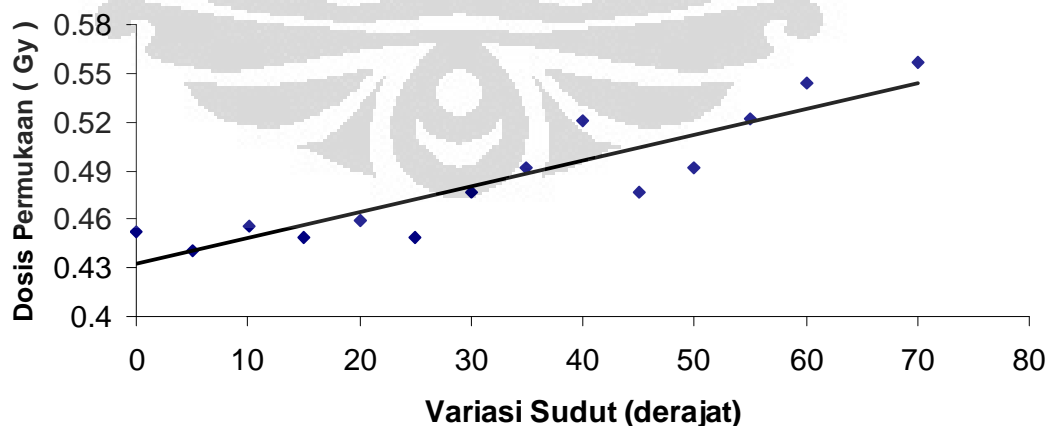
Dengan demikian faktor kalibrasi rata-rata yang didapatkan dari hasil pengukuran ini sebesar $3,15 \times 10^{-4}$ Gy/nC.

Selanjutnya telah dilakukan pengukuran dosis permukaan dengan variasi sudut gantri. Seluruh data pengukuran dapat dilihat dalam lampiran 4. Tabel 4.1 menunjukkan hubungan antara dosis permukaan dengan sudut gantri.

Tabel 4.1 Dosis Permukaan radiasi gamma Co-60 sebagai fungsi sudut gantri dengan luas lapangan 10 x 10 cm², SSD 80 cm, dan waktu penyinaran 0,58 menit.

Variasi Sudut Gantri (derajat)	Bacaan Rerata TLD (nC)	Dosis (Gy)
0	1438,11	0,453
5,1	1401,08	0,441
10,1	1448,73	0,456
15,1	1427,80	0,450
20,1	1458,05	0,459
25	1424,38	0,449
30	1514,45	0,477
35	1561,19	0,492
40	1654,62	0,521
45	1514,45	0,477
50	1560,98	0,492
55	1657,91	0,522
60	1727,32	0,544
70	1800,88	0,567

Dari data dalam tabel 4.1 dapat dibuat grafik hubungan antara dosis permukaan terhadap sudut gantri sebagai berikut



Gambar 4.1 hubungan antara dosis permukaan radiasi gamma Co-60 lapangan 10 x 10 cm² terhadap sudut gantri

BAB V

PEMBAHASAN

Secara umum dosis permukaan lebih rendah daripada dosis maksimum (kedalaman tertentu, d_{maks}) pada berkas foton dengan energi mega voltase. Rendahnya dosis permukaan dibandingkan dosis maksimum akan mengakibatkan dosis kulit yang diterima pasien rendah sehingga reaksi kulit pasien juga rendah. Efek demikian disebut “efek skin sparing”. Efek ini dapat hilang bila berkas foton yang jatuh pada kulit pasien terkontaminasi oleh elektron. Sumber elektron dapat berasal dari tumbukan foton dengan udara, tumbukan foton dengan kolimator, tumbukan foton dengan pembentuk lapangan radiasi, dan elektron dari sumber ^{60}Co .

Pada penyinaran pasien berkas radiasi yang datang pada umumnya diusahakan tegak lurus permukaan kulit. Namun pada prakteknya, berkas radiasi tidak selalu jatuh tegak lurus pada permukaan kulit. Menurut literatur kemiringan permukaan akan mengakibatkan perubahan pada dosis kulit (dosis permukaan). Sejauh ini belum ada penelitian tentang pengaruh kemiringan permukaan terhadap dosis permukaan di Rumah Sakit Persahabatan Jakarta. Oleh karena itu, penulis tertarik untuk melihat secara kuantitatif hubungan antara pengaruh kemiringan permukaan terhadap dosis permukaan.

Pada mulanya penulis melakukan kalibrasi keluaran pesawat Cobalt-60 dengan menggunakan fantom air dan detektor bilik ionisasi farmer. Detektor ini dipakai karena memiliki akurasi dan presisi yang sangat baik pada energi tinggi. Namun, untuk keperluan pengukuran dosis permukaan digunakan bilik ionisasi markus. Dalam melakukan kalibrasi keluaran pesawat diperoleh dosis sebesar 132,94 cGy/mnt pada kedalaman 5 cm. Nilai PDD (Percentage Depth Dose) pada kedalaman 5 cm yaitu 78.8%. Data pengukuran menunjukkan bahwa penyinaran selama 1 menit akan mendapatkan dosis sebesar 168,7 cGy pada kedalaman maksimum. Dengan demikian, untuk mendapatkan dosis sebesar 100 cGy pada kedalaman maksimum diperlukan waktu 0,58 menit.

Waktu 0,58 menit. ini selanjutnya digunakan untuk pelaksanaan pengukuran berikutnya. Untuk memastikan perhitungan waktu pada dosis maksimum 100 cGy dengan dosis yang sebenarnya telah dilakukan pengukuran

kembali. Hasil yang diperoleh pada waktu 0,58 menit pada kedalaman 5 cm ternyata sekitar 77,6 cGy. Telah terjadi perbedaan hasil antara data pengukuran dengan nilai PDD di atas yaitu sekitar 1,5 % yang kemungkinan disebabkan oleh nilai pembulatan pada perhitungan waktu tidak akurat sehingga berpengaruh terhadap nilai dosis, dan juga diabaikannya waktu tempuh perjalanan sumber Cobalt-60 menuju titik penyinaran.

Untuk memperoleh faktor perbandingan antara dosis permukaan dengan dosis pada kedalaman 5 cm telah dilakukan pengukuran dengan bilik ionisasi markus. Hasil pengukuran menunjukkan perbandingan antara dosis permukaan dengan dosis pada kedalaman 5 cm adalah 0,445 Gy. Nilai ini selanjutnya digunakan untuk perhitungan dosis permukaan hasil pengukuran dengan TLD.

Dari hasil pengukuran pengukuran dosis permukaan dengan variasi sudut gantri, diperoleh keduanya dalam bentuk garis linear sebagai berikut ;

$$y = 0.00159x + 0,432$$

X dan Y merupakan sudut gantri (derajat) dan dosis permukaan (Gy). Kekuatan hubungan antara dosis permukaan dengan variasi sudut gantri dapat dihitung dari koefisien relasi sebesar $R^2 = 0,819$. Persamaan tersebut menunjukkan bahwa semakin besar sudut gantri maka semakin besar pula dosis permukaan. Variasi sudut gantri pada eksperimen menunjukkan arah tangensial berkas radiasi gamma cobalt-60 yang datang menuju permukaan.

Menurut teori dosis pada setiap titik dalam medium terdiri dari dosis radiasi primer dan dosis hambur. Radiasi hambur dapat berasal dari kolimator dan medium. Radiasi hambur dari kolimator yang diterima oleh permukaan akan maksimum pada pusat lapangan dan dipengaruhi oleh energi radiasi dan luas lapangan. Di lain pihak radiasi hambur dari medium pada permukaan juga maksimum pada pusat lapangan dan mempunyai sifat meningkat dengan ketebalan medium dan kenaikan lapangan akan tetapi menurun dengan kenaikan energi

Penjelasan mengenai dosis hambur pada permukaan medium dapat menggunakan teori efek Compton. Probabilitas Compton pada tumbukan foton dan elektron dapat ditunjukkan dengan formula Klein dan Nishina. Apabila interaksi foton dengan medium terjadi dengan sudut datang $< 90^0$, penampang

lintang per sudut volume dapat dikalkulasi dengan formula Klein Nishina sebagai berikut ;

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{d\sigma_0}{d\Omega} F_{KN} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) F_{KN}$$

di mana

$$F_{KN} = \left\{ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos \theta)^2}{[1 + \alpha(1 - \cos \theta)](1 + \cos^2 \theta)} \right\}$$

F_{KN} (Factor Klein Nishina) selalu lebih kecil dari 1.0, maka ketika elektron terpental jumlah hamburan semakin berkurang. Ketika α sangat kecil maka $F_{KN} = 1$. Lebih jauh lagi ketika $\theta = 0$ dan elektron terpental tidak memiliki energi, maka $F_{KN} = 1$ (John dan Cuningham, 1983).

Tabel 5.1 Hubungan sudut hambur balik dan Faktor Klein Nishina

Sudut Gantri	θ	Cos θ	F_{KN}
0	90	0	0.230
5.1	84,9	0.089	0.242
10.1	79,9	0.175	0.253
15.1	74.9	0.261	0.264
20.1	69.9	0.344	0.277
25	65	0.423	0.292
30	60	0.5	0.311
35	55	0.574	0.335
40	50	0.643	0.367
45	45	0.707	0.407
50	40	0.766	0.457
55	35	0.819	0.519
60	30	0.866	0.593
70	20	0.939	0.765

Berdasarkan data hasil kalkulasi F_{KN} (tabel 5.1) terlihat radiasi hambur pada permukaan meningkat dengan kenaikan sudut gantri, dan hasil ini mendukung hasil pengukuran. Hasil pengukuran menunjukkan bahwa kenaikan

sudut gantri sebesar 5 derajat menaikkan nilai rata – rata dosis permukaan sebesar 4,167 %.

Hasil pengukuran juga menunjukkan bahwa nilai dosis permukaan yang jatuh tegak lurus permukaan sebesar 45 % dosis pada kedalaman maksimum (d_{max} pada Co-60 = 5 mm). Menurut literatur dosis permukaan pada radiasi gamma Cobalt-60 dengan luas lapangan 10 x 10 cm² adalah 30 % dosis maksimum (Podgorsack, 2003). Dengan demikian terjadi perbedaan sebesar 15 % dari hasil pengukuran. Perbedaan hasil ini kemungkinan disebabkan karena pesawat Cobalt-60 yang digunakan berbeda.

Pembahasan berikutnya mengenai TLD yang digunakan dalam penelitian. Meskipun TLD tidak peka terhadap faktor-faktor lingkungan, namun radiasi latar dari berbagai sumber radiasi alamiah dapat memberikan kontribusi terhadap bacaan total tanggapan TLD terhadap radiasi yang diterimanya. Faktor koreksi dari radiasi latar merupakan faktor koreksi yang paling sederhana. Koreksi ini dapat dilakukan secara langsung dengan mengurangkan bacaan intensitas TL latar terhadap bacaan intensitas TL total TLD. Jika R_t adalah bacaan intensitas TL total TLD, R_l adalah bacaan intensitas TL latar, maka bacaan intensitas TL bersih, R_b , pada TLD akibat penyinaran radiasi pengion adalah :

$$R_b = R_t - R_l \quad (5.1)$$

Dalam penelitian ini , TLD yang digunakan memiliki nilai bacaan rerata intensitas TL latar relatif sangat kecil yaitu 0,023 nC. Sehingga angka ini relatif tidak berpengaruh terhadap hasil bacaan intensitas TL bersih.

Pemudaran pada TLD dapat terjadi karena adanya perangkap-perangkap dalam kristal TLD yang tidak stabil secara termik sehingga akan melepaskan tangkapan elektronnya pada suhu lingkungan. Jika jangka waktu antara penyinaran dan pembacaan TLD elektron lama, maka akan banyak elektron-elektron dalam perangkap *metastabil* yang terlepas dari perangkap. Pemudaran akan mengakibatkan terjadinya pengurangan hasil bacaan tanggapan TLD terhadap radiasi sehingga hasil evaluasi dosis yang dilaporkan lebih rendah dibandingkan dengan dosis sebenarnya. Dalam penelitian ini rentang waktu antara eksposi dan pengukuran TLD kurang lebih 36 jam. Selama selang waktu tersebut TLD disimpan dalam ruangan dan tidak terpapar oleh cahaya matahari.

Untuk menghindari kesalahan hasil evaluasi dosis akibat pemudaran, maka perlu dilakukan koreksi terhadap adanya pemudaran pada TLD. Jika tingkat pemudaran per satuan waktu adalah f (dinyatakan dalam persen), dan bacaan bersih intensitas TL pada TLD adalah R_b , maka intensitas TL sebenarnya, R_s , adalah :

$$R_s = \frac{R_b}{100 - f} \times 100 \quad (5.1)$$

Ada beberapa teknik yang lazim dipakai untuk memperkecil kesalahan akibat variasi kepekaan TLD, di antaranya adalah teknik pengelompokan, yaitu TLD-TLD yang memiliki kepekaan sama dikelompokkan menjadi satu, sehingga simpangan variasi kepekaannya tidak lebih dari tiga persen. Teknik lain adalah memperlakukan TLD-TLD tersebut secara individu, yaitu setiap TLD dikalibrasi secara individu. Dengan demikian setiap TLD memiliki faktor kalibrasi sendiri-sendiri. Di samping itu, perlu juga dilakukan pengecekan rutin kepekaan TLD setelah selang waktu pemakaian tertentu, paling tidak setiap 10 kali putaran pemakaian. Dalam penelitian ini TLD yang digunakan telah dikelompokkan oleh PTKMR BATAN.

Tinggi-rendahnya tanggapan TLD terhadap radiasi bergantung pada besar-kecilnya dosis radiasi yang diterima TLD tersebut. Semakin besar dosis radiasi yang diterima, semakin tinggi bacaan intensitas TL yang dihasilkannya. Namun kenaikan dalam penerimaan dosis belum tentu diikuti dengan kenaikan hasil bacaan intensitas TL secara linier untuk setiap nilai dosis. Adakalanya dosimeter hanya memiliki daerah linier pada rentang nilai dosis tertentu.

BAB VI

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari hasil pengukuran dan perhitungan pada eksperimen maka dapat diambil kesimpulan bahwa ;

1. Arah tangensial berkas radiasi Cobalt-60 meningkatkan dosis permukaan. Semakin meningkat sudut gantri maka dosis permukaan akan semakin tinggi.
2. Penelitian dengan variasi sudut gantri dari 0° sampai dengan 70° mengakibatkan dosis permukaan berubah dari 0,453 Gy sampai dengan 0,567 Gy terhadap dosis maksimum.
3. Hasil pengukuran menunjukkan bahwa kenaikan sudut gantri sebesar 5 derajat akan menaikkan nilai rerata dosis permukaan sebesar 4,167 %.
4. Dengan kondisi eksposi yang sama, pengukuran pada berkas radiasi yang tegak lurus permukaan menghasilkan dosis permukaan 45 % dosis maksimum, sedangkan literatur menunjukkan 30 % dosis maksimum.
5. TLD yang digunakan dalam penelitian ini memiliki faktor kalibrasi rata-rata $3,15 \times 10^{-4}$ Gy/nC.

5.2 Saran

Berikut ini merupakan saran-saran yang dapat peneliti ajukan agar dapat memberi manfaat pada penelitian selanjutnya.

1. Mengingat dalam penelitian ini lapangan radiasi dipilih hanya berukuran $10 \times 10 \text{ cm}^2$, maka sebaiknya penelitian dilanjutkan dengan kondisi berbagai ukuran lapangan.
2. Pengukuran dalam penelitian ini hanya dilakukan pada sumbu utama berkas. Pada penelitian selanjutnya untuk mengetahui distribusi dosis permukaan, sebaiknya menggunakan dosimeter dalam susunan matriks.

DAFTAR PUSTAKA

- Bentel, Gunnilla Carleson.(1992). *Radiation Therapy Planning*. McGraw-Hill Company,USA.
- Calfe,Peter Met, Kron,Thomas, dan Hoban,Peter. (1997). *The Physics of Radiotherapy X- ray and Electron..*Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin.
- Cember, Herman. (1987).*Inroduction to Health Physics..* Pergamon Press. NewYork10523, USA.
- Johns, Harold Elford., Cuningham, John Robert. (1983). *The Physics of Radiology.* Charles C Thomas Publisher.,USA.
- Kurniawan,Yenita.(2008).*Perbandingan Dosis Radiasi Kanker Menggunakan Dosimeter Termoluminesensi-100 (TLD 100) dengan Perhitungan Dosis pada Pasien Radioterapi.* Skripsi. Jurusan Fisika FMIPA Universitas Andalas.
- Made, I Wena , Arif ,Idam, dan Ratini, Ni Nyoman. .(2002). *Pengaruh Bentuk Sumber Terhadap Sebaran Dosis Radiasi Pesawat Teleterapi Co-60.*Jurnal Fisika Himpunan Fisika Indonesia A5 (2002)0550.
- Podgorsack, Ervin B.(2003) *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students...* International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria,
- Rajagukguk, Nurman. (2003). *Penentuan Dosis Serap Berkas Pesawat Terapi Eksternal dan Perkembangannya.* Buletin ALARA Volume 1 hal 51-55
- Sisworo.(2002). *Peran Radioterapi pada Pengobatan Kanker.*
<http://www.gizi.net/cgi-bin/berita/fullnews.cgi?newsid101037611,48600>,

Sunaryati, Sri Inang.(1998). *Interkomparasi Pengukuran Dosis Untuk Sumber Radiasi Co-60 dan Cs-137*. Buletin ALARA 1 (3) hal 25-27.

Yuliati,Helfi dan Akhadi,M.(2004).*Faktor-Faktor Koreksi Dalam Evaluasi Dosis Perorangan Dengan Dosimeter Thermoluminesensi*. 8 Mei 2009.
<http://www.batan.go.id/ptkmr/Alara/120.pdf>.

Yustina.,Sugito. (2008). *Diktat Pratikum Thermoluminescence Dosimeter.*,
.Pusdiklat Batan.Jakarta.



Lampiran 1

Tabel 1.1 Hasil Pengukuran Keluaran Pesawat Cobalt-60 t = 1menit

Pengukuran	Bacaan (nC)	Dosis pada 5 cm (cGy)
1	25,16	132,94
2	25,16	132,94
3	25,16	132,94
	rata-rata	132,94

Tabel 1.2 Hasil Pengukuran Keluaran Pesawat Cobalt-60 t = 0,58 menit

Pengukuran	Bacaan (nC)	Dosis pada 5 cm (cGy)
1	14,69	77,62
2	14,69	77,62
3	14,68	77,56
	rata-rata	77,60

Lampiran 2

Tabel 2.1 Perbandingan antara dosis permukaan dengan dosis pada kedalaman 5 cm dengan menggunakan bilik ionisasi markus, $t=0,58$ menit

No.	Muatan (nC) pada d = 5 cm
1	1,461
2	1,464
3	1,465
4	1,464
5	1,466
6	1,466
7	1,465
\bar{x}	1,464

No.	Muatan (pC) pada permukaan
1	836,0
2	836,8
3	837,0
4	836,1
5	837,9
6	837,9
7	835,8
8	837,2
9	838,9
10	837,9
\bar{x}	837,08

Lampiran 3

Tabel 3.1 Hasil pengukuran dosis permukaan kalibrasi TLD dengan bilik ionisasi markus menggunakan sinar gamma Cobalt-60, SSD 80 cm lapangan 10 x 10 cm²

Kode TLD	R TLD 1 (nC)	R TLD 2 (nC)	R TLD 1 - R TLD 2 (nC)	Faktor Kalibrasi (Gy/nC)
a	1440	2,210	1437,79	$3,10 \times 10^{-4}$
b	1380	1,992	1378,01	$3,23 \times 10^{-4}$
c	1430	1,990	1428,01	$3,12 \times 10^{-4}$
			Rata-rata	$3,15 \times 10^{-4}$

Tabel 3.2 Hasil bacaan latar TLD sebelum diradiasi

Kode TLD	R TLD 1 (nC)	R TLD 2 (nC)	R TLD 1 - R TLD 2 (nC)
a	0,108	0,082	0,026
b	0,112	0,102	0,020
c	0,117	0,095	0,022
		Rata-rata	0,023

Lampiran 4

Tabel 4.1 Hasil pengukuran dosis permukaan radiasi gamma Cobalt-60 SSD 80 cm lapangan 10x10 cm² dengan variasi sudut gantri

Variasi Sudut	Kode TLD	R TLD 1 (nC)	R TLD 2 (nC)	R TLD 1 - R TLD 2 (nC)	\bar{x}	Fk TLD(Gy/nC)	Dosis (Gy)
0	a	1380	1,156	1378,84	1438,11	$3,15 \cdot 10^{-4}$	0,4526
	b	1440	1,120	1438,88			
	c	1500	3,431	1496,60			
5,1	a	1410	2,220	1407,78	1401,08	$3,15 \cdot 10^{-4}$	0,4409
	b	1430	2,440	1427,56			
	c	1370	2,100	1367,90			
10,1	a	1470	1,081	1468,92	1448,73	$3,15 \cdot 10^{-4}$	0,4559
	b	1540	1,405	1538,60			
	c	1340	1,320	1338,68			
15,1	a	1390	2,948	1387,05	1427,80	$3,15 \cdot 10^{-4}$	0,4493
	b	1460	2,220	1457,78			
	c	1440	1,422	1438,58			
20,1	a	1400	1,338	1398,66	1458,05	$3,15 \cdot 10^{-4}$	0,4588
	b	1480	2,390	1477,61			
	c	1500	2,120	1497,88			
25	a	1440	2,110	1437,89	1424,38	$3,15 \cdot 10^{-4}$	0,4482
	b	1430	2,180	1427,82			
	c	1410	2,569	1407,43			
30	a	1510	1,910	1508,09	1514,45	$3,15 \cdot 10^{-4}$	0,4766
	b	1500	2,025	1497,98			
	c	1540	2,718	1537,28			
35	a	1590	1,935	1588,07	1561,19	$3,15 \cdot 10^{-4}$	0,4913
	b	1530	2,000	1528,00			
	c	1570	2,500	1567,50			
40	a	1700	2,145	1697,86	1654,62	$3,15 \cdot 10^{-4}$	0,5207
	b	1620	1,992	1618,01			
	c	1650	2,007	1647,99			
45	a	1600	2,595	1597,41	1514,45	$3,15 \cdot 10^{-4}$	0,4766
	b	1500	2,025	1497,98			
	c	1580	2,111	1577,89			

50	a	1450	2,053	1447,95	1560,98	3,15 . 10⁻⁴	0,4912
	b	1610	2,487	1607,51			
	c	1630	2,512	1627,49			
55	a	1750	2,481	1747,52	1657,91	3,15 . 10⁻⁴	0,5217
	b	1760	2,784	1757,22			
	c	1470	2,005	1468,99			
60	a	1710	2,801	1707,20	1727,32	3,15 . 10⁻⁴	0,5436
	b	1750	2,910	1747,09			
	c	1730	2,336	1727,66			
70	a	1810	2,630	1807,37	1800,88	3,15 . 10⁻⁴	0,5667
	b	1760	2,303	1757,70			
	c	1840	2,418	1837,58			

