



UNIVERSITAS INDONESIA

**VERIFIKASI DOSIS RADIOTERAPI EKSTERNA METODE IN VIVO
PADA PHANTOM**

SKRIPSI

**Diajukan Untuk Melengkapi Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Fisika**

Oleh

SUHARSONO

0906602313

PROGRAM S-1 FISIKA EKSTENSI

**DEPARTEMEN FISIKA FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU
PENGETAHUAN ALAM**

DEPOK JUNI 2012

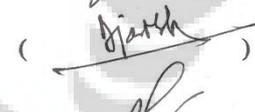
HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh

Nama : Suharsono
NPM : 0906602313
Program Studi : S-1 Fisika Ekstensi
Judul Skripsi : Verifikasi Dosis Radioterapi Eksterna Metode In Vivo
Pada Phantom

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar sarjana sains pada Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Dwi Seno K Sihono, M.Si ()
Pembimbing II : Heru Prasetio, M.Si ()
Penguji : Prof.DR.Djarwani S.Soejoko ()
Penguji : Sugiyantari, M.Si ()

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 12 Juni 2012

KATA PENGANTAR

Dengan mengucap puji syukur kehadirat Allah SWT yang telah memberikan rahmat, hidayat dan karuniaNya, sehingga akhirnya penulis dapat menyelesaikan penulisan skripsi ini

Skripsi yang berjudul Verifikasi Dosis Radioterapi Eksterna Metode In Vivo Pada Phantom ini ditulis untuk memenuhi salah satu syarat guna memperoleh gelar Sarjana Science jurusan Fisika pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia. Pada kesempatan yang baik ini, penulis ingin menyampaikan rasa hormat dan ucapan terimakasih kepada semua pihak yang dengan tulus ikhlas memberikan bantuan dukungan dan dorongan kepada penulis dalam menyelesaikan draft skripsi ini terutama kepada :

1. Bapak Dwi Seno K Sihono, M.Si. Sebagai pembimbing I dalam penulisan skripsi ini.
2. Bapak Heru Prasetio, M.Si sebagai pembimbing II dalam penulisan skripsi ini
3. Saudari Nurliana, S.Si yang telah membantu dalam pengambilan data penelitian

Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari sempurna, baik bentuk, isi, maupun teknik penyajiannya. Oleh sebab itu, demi perbaikan dan kesempurnaan skripsi ini kritik dan saran yang bersifat membangun dari berbagai pihak sangat penulis harapkan

Jakarta, 15 Mei 2012

Penulis

HALAMAN PERNYATAAN ORISINILITAS

Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,
Dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
Telah saya nyatakan dengan benar.

Nama : Suharsono

NPM : 0906602313

Tanda Tangan : 

Tanggal : 21 Juni 2012

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS

Sebagai sivitas akademi Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Suharsono
NPM : 0906602313
Program Studi : S-1 Fisika Ekstensi
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis Karya : Skripsi

Demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia Hak bebas Royalti Noneksklusif (Non-exclusive Royalty Free Right) atas karya ilmiah saya yang berjudul : Verifikasi Dosis Radioterapi Eksterna Metode In Vivo Pada Phantom.

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 mempublikasikan 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 : Jakarta

Tanggal : 21 Juni 2012

Yang menyatakan



(Suharsono)

ABSTRAK

Nama : Suharsono
Program : S1-Ekstensi
Judul : Verifikasi Dosis Radioterapi Eksterna Metode In Vivo Pada Phantom

Pada Radioterapi eksterna untuk menjamin ketepatan pemberian dosis terhadap target radiasi perlu dilakukan verifikasi sebelum dilakukan penyinaran. Verifikasi dosis yang sebenarnya diterima oleh target radiasi hanya dapat dilakukan dengan metode in vivo. Verifikasi metode in vivo ini dilakukan dengan meletakkan dosimeter dioda langsung diatas permukaan virtual water phantom, sedangkan sebagai dosimeter pengontrol digunakan dosimeter ionisation chamber yang diletakan pada tiap-tiap kedalaman target pengukuran. Tujuan dilakukanya verifikasi dosis in vivo adalah untuk mengetahui kesesuaian antara dosis yang sebenarnya diterima target radiasi dengan dosis yang direncanakan, sehingga target radiasi tidak mengalami kelebihan dosis ataupun kekurangan dosis. Pada tahap pertama, verifikasi dilakukan pada lapangan persegi tanpa blok dengan variasi luas lapangan, energi penyinaran, jarak dari sumber ke target, serta kedalaman target radiasi. Perhitungan Monitor Unit dilakukan secara manual maupun dengan menggunakan TPS. Pada tahap kedua, dilakukan verifikasi pada lapangan dengan blok *Multi Leaf Collimator* dengan variasi energi penyinaran. Dari 60 lapangan persegi yang telah diverifikasi, dosimeter dioda mencatat perbedaan dosis terukur terhadap dosis yang direncanakan dalam rentang $\pm 2,5\%$, sedangkan dari verifikasi terhadap 6 lapangan dengan blok MLC dihasilkan perbedaan dosis terukur terhadap dosis yang diharapkan dalam rentang $\pm 3,5\%$. Hasil ini masih dalam rentang toleransi yang diperbolehkan sehingga penghitungan Monitor Unit untuk setiap lapangan sudah benar.

Kata kunci : Radioterapi Eksterna, Dosis target, Metode In Vivo, Dioda, Virtual Water Phantom

Nama : Suharsono
Program : S-1 Ekstensi
Judul : Dose Verification of External Beam Radiation Therapy
Using In Vivo Methode on Phantom

Abstract

To obtain precise dose delivery on target radiation, dose verification is performed before starting external beam radiation therapy. The actual dose received by radiation target can only be evaluated using in vivo method. In this research in vivo method is done by putting diode dosimeter on virtual water phantom, and as control dosimeter, ionisation chamber, is put on each depth variation. The aim of external beam dose verification is to verify whether the actual dose received by radiation target has met with the planned dose, so that radiation did not experience under dose or over dose. In the first phase dose verification is done using open beam with variation of field sizes, beam energy, SSD, and depth. Monitor unit calculation is done manually, and using 2D PRICISE Treatment Planning System. In the second phase dose verification is done using block field with beam energy variation. Result, from 60 open beam fields there are $\pm 2,5\%$ dose difference between actual and planned dose, and from verification of 6 fields using MLC block there are $\pm 3,5\%$ dose difference between actual and planned dose. These results are still on the range of tolerance. These results showed that monitor unit calculation either manually or using TPS are correct

Key words : External beam radiation therapy, target dose, In vivo method, diode, virtual water phantom

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	ii
KATA PENGANTAR	iii
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI ILMIAH	v
ABSTRAK	vi
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR	viii
DAFTAR TABEL	ix
1. PENDAHULUAN	
1.1. Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	3
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Batasan Masalah	3
1.5 Sistematika Penulisan	4
2. LANDASAN TEORI	
2.1. Dosis serap	5
2.2. Teknik Penyinaran Radioterapi eksterna	5
2.3. Prosentase Dosis Kedalaman (PDD)	7

2.4. Faktor Dosis Relatif (RDF)	8
2.5. Detektor semikonduktor	10
2.6. Konstruksi dosimeter dioda untuk pengukuran in vivo	12

3. **METODOLOGI PENELITIAN**

3.1. Peralatan yang digunakan dalam penelitian	13
3.2. Uji kesesuaian dosis serap fantom air dan virtual water phantom	14
3.2.1. Pengukuran dosis serap dengan menggunakan fantom air	15
3.2.2. Pengukuran dosis ser virtual water phantom	16
3.3. Karakterisasi Dioda	16
3.4. Kalibrasi dioda	17
3.5. Pengambilan sampel penelitian untuk lapangan persegi tanpa blok	17
3.6. Pengambilan sampel penelitian untuk lapangan dengan blok MLC.....	19

4. **HASIL DAN PEMBAHASAN**

4.1 Hasil pengukuran dosis serap	22
4.2. Hasil Uji linieritas	23
4.3. Hasil Faktor koreksi lapangan.....	24
4.4 Hasil Faktor koreksi SSD	26
4.5. Hasil kalibrasi dioda	27
4.6 . Hasil perhitungan Monitor Unit	28
4.7. Hasil verifikasi dosis target	30
4.8. Deviasi dosis terukur terhadap dosis yang direncanakan	33

5. **KESIMPULAN DAN SARAN**

5.1. Kesimpulan	40
5.2. Saran.....	41
DAFTAR ACUAN.....	43

LAMPIRAN

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Pengaturan berkas penyinaran pada teknik SSD.....	5
Gambar 2.2.	Pengaturan berkas radiasi untuk teknik SAD	6
Gambar 2.3.	Geometri untuk pengukuran PDD	7
Gambar 2.4.	Geometri untuk pengukuran Relative Dose Factor.....	9
Gambar 2.5.	Struktur pita energi elektron bahan insulator dan bahan semikonduktor	10
Gambar 2.6	Skema prinsip kerja detektor semikonduktor	11
Gambar. 2.7.	Konstruksi dosimeter dioda.....	12
Gambar.3.1.	Termometer, ionisation chamber dan elektrometer.....	13
Gambar.3.2	Fantom air	14
Gambar 3.3.	Pengukuran dosis serap dengan virtual water phantom.....	16
Gambar 3.4.	Pengaturan kalibrasi dioda pada virtual water phantom.....	17
Gambar 3.5.	lapangan dengan blok Multi Leaf Collimator (MLC).....	19
Gambar 3.6.	Lapangan dengan blok Multi Leaf collimator (MLC).....	20
Gambar.3.7.	Lapangan dengan blok Multi Leaf Collimator (MLC).....	20
Gambar 4.1.	Grafik linearitas respon dioda sinar-x 6 MV.....	23
Gambar 4.2.	Grafik linieritas respon dioda sinar-x 10 MV.....	24
Gambar 4.3.	Grafik faktor koreksi lapangan sinar-x 6 MV.....	25
Gambar 4.4.	Grafik faktor koreksi lapangan sinar-x 10 MV.....	25
Gambar 4.5.	Grafik faktor koreksi SSD sinar-x 6 MV.....	26
Gambar 4.6.	Grafik faktor koreksi SSD sinar-x 10 MV.....	27
Gambar 4.7.	Grafik hasil verifikasi dosis SSD sinar-x 6 MV.....	30
Gambar 4.8.	Grafik hasil verifikasi dosis SSD sinar-x 10 MV.....	30
Gambar 4.9.	Grafik hasil verifikasi dosis SAD sinar-x 6 MV.....	31
Gambar 4.10.	Grafik hasil verifikasi dosis SAD sinar-x 10 MV.....	31

Gambar 4.11. Grafik hasil verifikasi dosis lapangan dengan blok.....	32
Gambar 4.12. Grafik deviasi dosis terukur berkas sinar-x 6 MV SSD.....	33
Gambar 4.13. Grafik deviasi dosis terukur sinar-x 10 MV SSD	34
Gambar 4.14. Grafik deviasi dosis terukur sinar-x 6 MV SAD.....	35
Gambar 4.15. Grafik deviasi dosis terukur sinar-x 10 MV SAD	36
Gambar 4.16. Grafik deviasi dosis terukur IC lapangan blok MLC.....	37
Gambar 4.17. Grafik deviasi dosis terukur dioda	38



DAFTAR TABEL

Tabel 4.1. Hasil perhitungan Monitor Unit secara manual dan TPS SSD100 cm berkas sinar-x 6 MV dan 10 MV	28
Tabel 4.2. Hasil perhitungan Monitor Unit secara manual dan TPS, SAD 100 cm pada berkas sinar-x 6 MV dan 10 MV	29



BAB I

PENDAHULUAN

1.1. LATAR BELAKANG MASALAH

Radioterapi adalah pengobatan pasien kanker dengan menggunakan radiasi pengionisasi, baik yang berasal dari sumber yang dibangkitkan maupun yang berasal dari sumber zat radioaktif. Contoh pesawat penghasil radiasi dari sumber yang dibangkitkan adalah pesawat *linear accelerator* sedangkan contoh pesawat radiasi yang menggunakan sumber zat radioaktif adalah pesawat teleterapi Co-60.

Berdasarkan pada jarak antara sumber radiasi terhadap target radiasi maka radioterapi dapat dibedakan menjadi dua kelompok yaitu brakiterapi (radioterapi interna) dan teleterapi (radioterapi eksterna). Pada teknik brakiterapi sumber radiasi diletakan pada target radiasi atau diletakan sedekat mungkin dengan target radiasi, sedangkan pada teknik radioterapi eksterna antara sumber radiasi dengan target radiasi terdapat jarak tertentu.

Didalam radioterapi eksterna untuk menjamin ketepatan penyinaran maka diperlukan verifikasi guna memastikan bahwa geometri penyinaran serta dosis yang diberikan pada pasien sudah benar-benar tepat. Untuk melakukan verifikasi geometri penyinaran baik luas lapangan, ketepatan blok, ketepatan pemposisian pasien dapat dilakukan dengan menggunakan *port film* maupun menggunakan *electronic portal imaging device (EPID)*. Sedangkan untuk melihat ketepatan dosis radiasi antara dosis yang dipreskripsikan dengan dosis yang diterima pasien selama penyinaran hanya dapat dilakukan dengan menggunakan metode *in vivo* (Van Dam dan Marinello,1994).

Dosimetri *in vivo* adalah metode pemantauan dosis secara langsung pada pasien yang sedang menjalani radioterapi baik dengan meletakan dosimeter diatas kulit pasien maupun dalam rongga – rongga alami yang ada pada manusia seperti pada rongga oesofagus , rectum, vagina dan lain –lain. Menurut pengamatan penulis, dosimetri *in vivo* ini masih jarang dilakukan di instalasi radioterapi karena terkendala oleh ketidakterediaan alat, tenaga ahli, pelatihan, serta alokasi waktu untuk menginterpretasikan serta tindakan

koreksi yang diperlukan bila nilai prosentase rasio dosis terukur dengan dosis yang direncanakan melebihi nilai batas toleransi yang telah ditetapkan. Oleh karena itu ketepatan pemberian dosis lebih mengandalkan pada ketepatan perhitungan yang dilakukan oleh *Treatment Planning System (TPS)*.

Pada kondisi yang ideal dimana semua peralatan dosimeter tersedia maka, verifikasi geometri berkas penyinaran, dan verifikasi dosis yang sebenarnya diterima oleh pasien dengan metode *in vivo* ini perlu dilakukan sebelum melakukan penyinaran pasien radioterapi eksterna untuk mencegah pasien menerima paparan radiasi melebihi atau kurang dari dosis yang telah direncanakan.

Verifikasi dosis yang akan dilakukan dalam penelitian ini adalah verifikasi dosis dengan menggunakan fantom dan merupakan penelitian pendahuluan sebelum menerapkan dosimetri *in vivo* langsung kepada pasien. Pada tahap pertama akan dilakukan verifikasi dosis target dengan menggunakan *virtual water phantom*, berkas lapangan tunggal berbentuk persegi dengan variasi, kedalaman target radiasi, jarak sumber ke target radiasi, serta energi penyinaran. Pada tahap ini perhitungan Monitor unit dilakukan secara manual dan menggunakan hasil perhitungan TPS-2 dimensi. Pada tahap kedua verifikasi dosis akan dilakukan dengan menggunakan *virtual water phantom* pada lapangan radiasi dengan blok yang dibentuk dengan menggunakan *Multi Leaf Collimator (MLC)*, perhitungan monitor unit dilakukan dengan menggunakan TPS. Tujuan dilakukannya verifikasi adalah untuk melihat ada tidaknya kesesuaian antara dosis target yang dipreskripsikan (direncanakan) dengan dosis target yang terukur oleh dosimeter dioda.

1.2. PERUMUSAN MASALAH

Sesuai dengan latar belakang permasalahan yang telah diuraikan diatas maka dalam penelitian ini permasalahan yang penulis angkat adalah :

1. Adakah kesesuaian antara dosis target yang direncanakan dengan dosis target yang terukur oleh dosimeter dioda pada lapangan persegi (*square*) tanpa menggunakan blok
2. Adakah kesesuaian antara dosis target yang direncanakan dengan dosis target yang terukur oleh dosimeter dioda pada lapangan penyinaran dengan blok *Multi Leaf Collimator (MLC)*

1.3. TUJUAN PENELITIAN

Penelitian ini dimaksudkan untuk mengetahui kesesuaian dosis target yang direncanakan terhadap dosis target yang terukur pada lapangan persegi (*square*) tanpa blok, dan pada lapangan dengan blok *Multi Leaf Collimator (MLC)*

1.4. BATASAN MASALAH

Mengingat adanya keterbatasan lamanya waktu penelitian, maka agar penelitian ini lebih fokus dan menghasilkan penelitian yang baik ruang lingkup penelitian dibatasi oleh beberapa hal yaitu :

Perhitungan nilai Monitor Unit (MU) menggunakan dosis target yang direncanakan 200 cGy dengan arah penyinaran dari anterior posterior . Verifikasi dosis dilakukan dengan menggunakan *virtual water phantom* untuk variasi luas lapangan , kedalaman target, energi berkas penyinaran, serta teknik penyinaran. Dosimeter yang digunakan adalah dosimeter *ionisation chamber* dan detektor dioda QED tipe 1113 untuk rentang energi sinar-x 6 MV – 12 MV.

1.5. SISTEMATIKA PENULISAN

Sistematika pada penulisan ini dibagi menjadi 5 bab, yang masing-masing terdiri dari beberapa sub-bab untuk mempermudah penjelasan. Penulisan bab-bab dilakukan sebagai berikut :

BAB I. PENDAHULUAN

Pada bab ini berisi tentang penjelasan secara umum latar belakang permasalahan, perumusan masalah, pembatasan masalah, tujuan penelitian, dan sistematika.

BAB II. LANDASAN TEORI

Pada bab ini, penulis menguraikan teori-teori dasar yang digunakan pada penulisan dan analisa dalam skripsi ini.

BAB III. METODE PENELITIAN

Bab ini berisi jabaran lengkap mengenai langkah-langkah, alat dan bahan, dan proses selama penelitian dilaksanakan.

BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil yang didapatkan dalam pelaksanaan penelitian dipaparkan dalam bab ini. Bab ini juga berisi analisa mengenai hasil yang didapatkan.

BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN

Setelah melakukan analisa terhadap data yang didapatkan, maka pada bab ini penulis menarik kesimpulan terhadap hasil penelitian yang telah dibuat, ditambahkan saran-saran yang berguna untuk pengembangan penelitian lebih lanjut.

BAB II

LANDASAN TEORI

2.1 Dosis serap (D)

Dosis serap didefinisikan sebagai energi rata-rata yang diserap bahan per satuan massa bahan tersebut. Secara matematis dosis serap dituliskan sebagai berikut :

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.1)$$

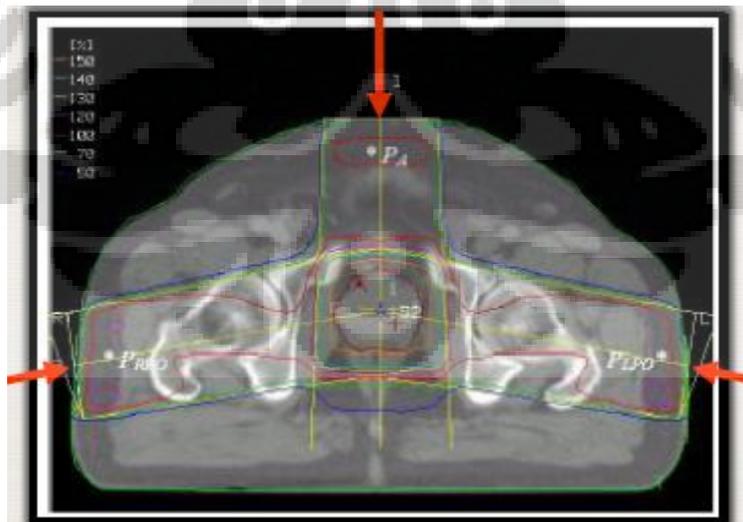
dengan dE adalah energi yang diserap oleh bahan yang mempunyai massa dm . Satuan dosis serap dalam SI adalah joule/kg atau sama dengan Gray (Gy) yang merupakan energi rata-rata sebesar 1 joule yang diserap bahan dengan massa 1 kg.

2.2. Teknik penyinaran radioterapi eksterna

Penyinaran berkas sinar-x didalam radioterapi eksterna dilakukan dengan menggunakan dua teknik penyinaran yaitu :

a. *Source Surface Distance* (SSD) tetap

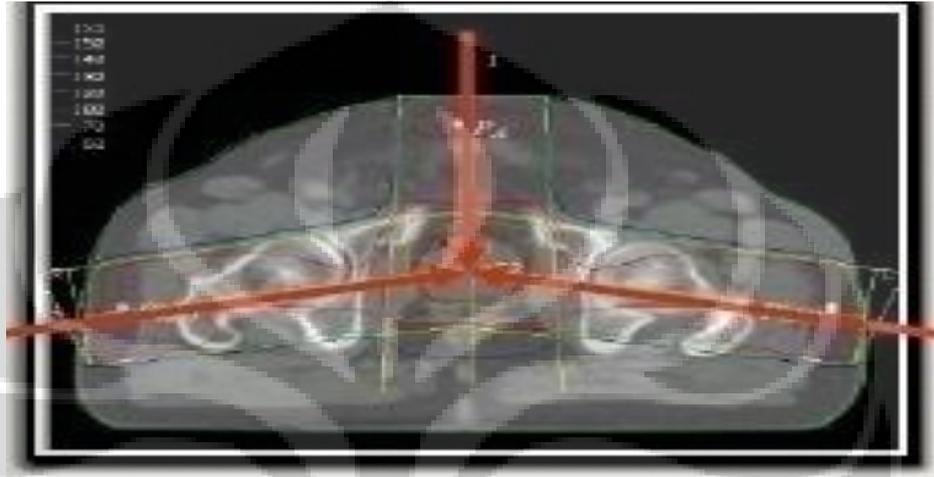
Jarak dari sumber ke permukaan pasien dibuat tetap dengan SSD sebesar 100 cm seperti terlihat dalam Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Pengaturan berkas penyinaran pada teknik SSD [sumber: *Jacob Dyk, Treatment planning, IAEA, 2011*]

b. Pengaturan isosenter dengan *Source Axis distance* (Teknik SAD) tetap

Pada teknik isosenter memerlukan pengaturan posisi pasien sehingga target berada pada isosenter. Gantri pesawat *Linear accelerator* kemudian diputar mengelilingi pasien untuk setiap lapangan radiasi. Contoh pengaturan berkas radiasi untuk teknik isosenter dapat dilihat pada Gambar 2.2.

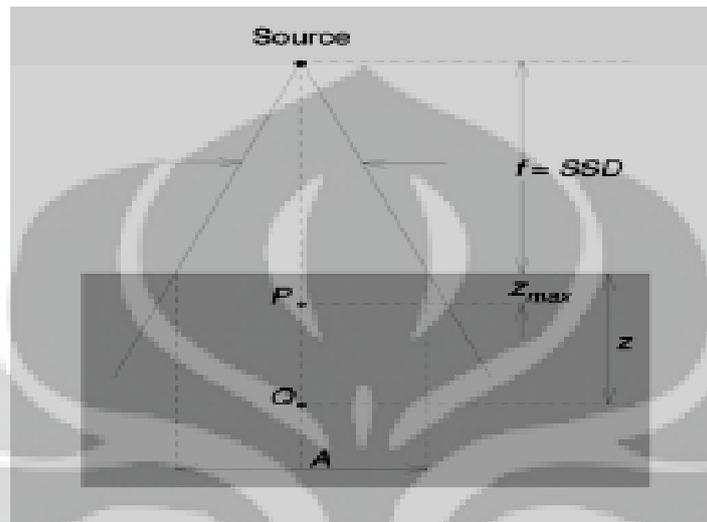


Gambar 2.2. Pengaturan berkas radiasi untuk teknik SAD(sumber: Jacob Dyk, *Treatment planning*, IAEA, 2011)

Berbeda dengan teknik SSD, teknik SAD tidak memerlukan penyesuaian dari pengaturan pasien saat memutar gantri untuk penyinaran lapangan radiasi berikutnya.

2.3. Prosentase dosis terhadap kedalaman (PDD)

Distribusi dosis pada pusat sumbu dalam pasien atau fantom biasanya dinormalisasikan ke $D_{\max}=100\%$ pada kedalaman dosis maksimum z_{\max} dan kemudian dirujuk sebagai distribusi prosentase dosis terhadap kedalaman (Podgorsak,2003)



Gambar 2.3. Geometri untuk pengukuran PDD. Titik Q adalah sembarang titik pada pusat sumbu berkas pada kedalaman z. Titik P adalah titik pada z_{\max} pada pusat sumbu berkas. Ukuran lapangan (A) didefinisikan pada permukaan fantom [sumber: Podgorsak E.B, *Review of radiation oncology physics A handbook for teachers and students*,2003]

Secara matematis Prosentase dosis pada kedalaman didefinisikan sebagai berikut :

$$PDD(d,A,f,h\nu) = 100 \frac{D_Q}{D_P} = 100 \frac{D'_Q}{D'_P} \quad (2.2)$$

Dengan D_Q dan D'_Q adalah dosis dan laju dosis pada titik Q kedalaman z pada pusat sumbu fantom

D_P dan D'_P adalah dosis dan laju dosis pada titik P pada kedalaman z_{\max} dari pusat sumbu fantom

Geometri pengukuran untuk Prosentase dosis kedalaman diperlihatkan dalam Gambar (2.3). Titik Q adalah sembarang titik pada kedalaman (z) dari

pusat sumbu. Titik P mewakili titik rujukan dosis khusus pada $z = z_{max}$ dari pusat sumbu berkas.

PDD bergantung pada empat parameter :

a. Kedalaman (z)

Untuk Luas lapangan penyinaran (A), energi berkas radiasi ($h\nu$), dan $SSD(f)$ konstan, mula-mula PDD naik dari permukaan sampai $z = z_{max}$ kemudian turun dengan bertambahnya kedalaman z . Kedalaman dosis maksimum dan dosis permukaan tergantung pada energi berkas, semakin besar energi berkas sinar semakin besar kedalaman dosis maksimum sehingga dosis permukaan semakin kecil.

b. Ukuran lapangan (A)

Untuk kedalaman (z), energi berkas radiasi ($h\nu$) dan $SSD(f)$ konstan, nilai PDD naik dengan bertambahnya luas lapangan penyinaran (A) karena radiasi hambur semakin besar.

c. Jarak sumber ke permukaan ($SSD=f$)

Untuk kedalaman (z), luas lapangan (A) dan energi berkas radiasi ($h\nu$) konstan, nilai PDD naik dengan naiknya jarak sumber ke permukaan ($f=SSD$) karena pengaruh kedalaman (z) yang menurun pada faktor kuadrat terbalik yang mengatur komponen utama dari berkas sinar-x

d. Energi berkas radiasi

Untuk z , A dan f konstan, PDD diluar z_{max} naik dengan naiknya energi karena adanya penurunan atenuasi berkas

2.4. Faktor Dosis Relatif (RDF)

Untuk Berkas sinar-x dan jarak sumber kepermukaan tertentu. Dosis pada titik P (pada kedalaman z_{max} pada fantom) tergantung pada ukuran lapangan (A), semakin besar ukuran luas lapangan semakin besar dosis pada titik P.

RDF, faktor dosis relatif, (sering juga disebut *total scatter factor* dalam notasi Khan dituliskan sebagai Sc,p atau kadang – kadang disebut *output factor* pesawat) didefinisikan sebagai rasio dari $D_P(z_{max}, A, f, h\nu)$, dosis untuk titik P dalam fantom untuk ukuran lapangan (A) pada kedalaman

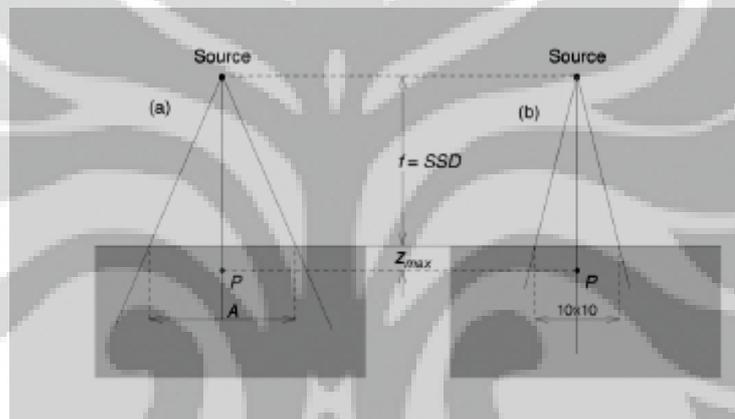
maksimum terhadap $D_p(z_{max}, 10, f, hv)$, dosis pada titik P pada kedalaman maksimum dalam fantom dengan ukuran lapangan 10 cm x 10 cm (Podgorsak, 2003)

Dari definisi dasar faktor kolimator dan faktor hamburan RDF dapat dirumuskan sebagai:

$$RDF(A, hv) = S_{c,p}(A, hv) = \frac{D_p'(A, hv)PSF(A, hv)}{D_p'(10, hv)PSF(10, hv)} = CF(A, hv)SF(A, hv) \quad (2.3)$$

atau dalam notasi Khan $S_{c,p}(A, hv) = S_c(A, hv)S_p(A, hv)$ menunjukkan bahwa RDF terdiri dari dua komponen yaitu komponen hamburan dari kolimator dan komponen hamburan dari fantom.

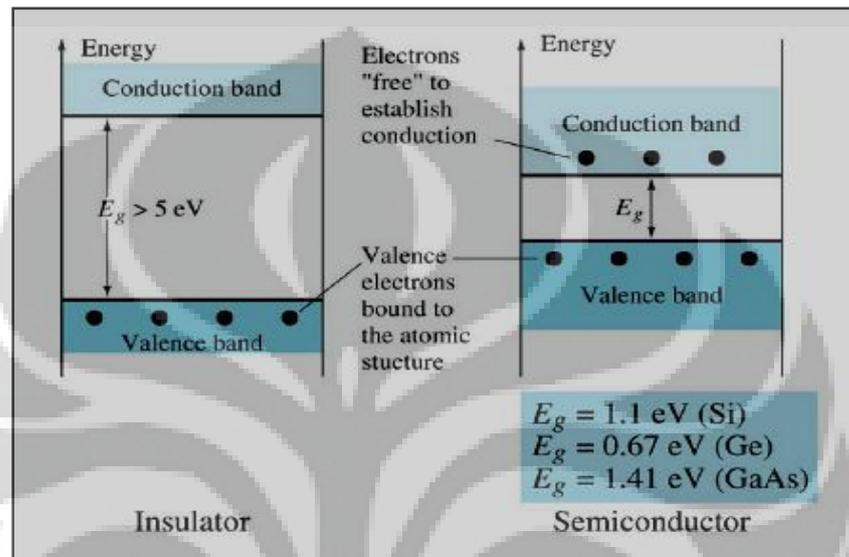
Geometri pengukuran dari $RDF(A, hv)$ diperlihatkan dalam Gambar 2.4.



Gambar 2.4. Geometri untuk pengukuran Relative Dose Factor $RDF(A)$. Dosis pada titik P pada z_{max} didalam fantom diukur dengan luas lapangan (A) pada gambar bagian (a) dan dengan luas lapangan 10 cm x10 cm pada gambar(b) [sumber: Podgorsak E.B, *Review of Radiation Oncology Physics A handbook for Teachers and Students*,2003]

2.5. Detektor semikonduktor

Pada dasarnya, bahan isolator dan bahan semikonduktor tidak dapat meneruskan arus listrik. Hal ini disebabkan semua elektronnya berada di pita valensi sedangkan pita konduksi kosong. Seperti yang dijelaskan dalam Gambar 2.5.



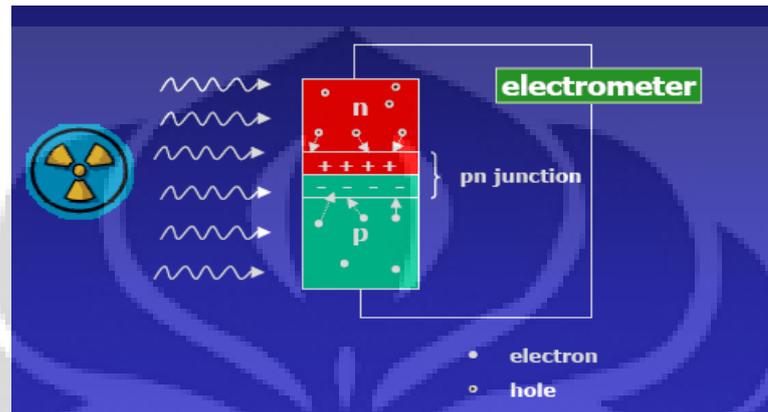
Gambar 2.5. Struktur pita energi elektron untuk bahan insulator dan bahan semikonduktor [Sumber:Semiconductor Diode, <http://mavdisk.mnsu.edu.>]

Energi radiasi yang memasuki bahan semikonduktor akan diserap oleh bahan sehingga beberapa elektronnya dapat berpindah dari pita valensi ke pita konduksi. Bila diantara kedua ujung bahan semikonduktor tersebut terdapat beda potensial maka akan terjadi aliran arus listrik. Jadi pada detektor ini energi radiasi diubah menjadi energi listrik.

Kutub positif dari tegangan listrik dihubungkan ke semikonduktor tipe N sedangkan kutub negatifnya ke semikonduktor tipe P. Hal ini menyebabkan pembawa muatan positif akan tertarik ke kutub negatif sedangkan pembawa muatan negatif akan tertarik ke kutub positif, sehingga terbentuklah lapisan kosong muatan (*depletion layer*) pada sambungannya. Dengan adanya lapisan muatan ini maka tidak akan terjadi arus listrik. Bila ada radiasi pengion yang memasuki daerah itu maka akan terbentuk ion – ion

baru, elektron dan hole, yang akan bergerak ke kutub – kutub positif dan negatif. Tambahannya elektron dan hole inilah yang akan menyebabkan terbentuknya pulsa atau arus listrik.

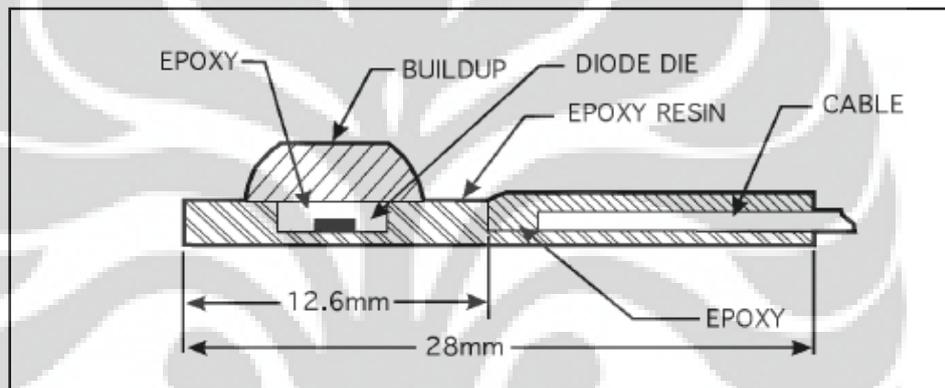
Selanjutnya prinsip kerja detektor semikonduktor dapat dilihat dalam Gambar 2.6.



Gambar 2.6 Skema prinsip kerja detektor semikonduktor [sumber: Masterson.M.E,*et.al*, *In vivo dosimetry NCH Regional Cancer Institute Naples, Florida*]

2.6. Konstruksi dosimeter dioda untuk pengukuran *in vivo*

Dosimeter dioda terdiri dari beberapa bagian seperti terlihat didalam Gambar (2.7) . Dosimeter dioda memiliki lapisan *build-up* sesuai dengan energi yang ada pada pesawat *linear accelerator*. Dengan adanya lapisan *build-up* ini maka dosimeter dioda mengukur dosis pada kedalaman maksimum. Dioda lebih sensitif dan berukuran lebih kecil jika dibandingkan dengan *ionisation chamber*. Dioda merupakan dosimeter relatif dan tidak boleh digunakan untuk kalibrasi berkas penyinaran karena sensitivitas dioda berubah dengan pemakaian berulang disebabkan adanya kerusakan pada dioda akibat radiasi.



Gambar. 2.7. Konstruksi dosimeter dioda untuk sinar-x buatan Sun Nuclear dengan struktur bagian dalamnya [sumber : York Ellen.*et.al*, *Diode in Vivo Dosimetry for Patients Receiving Eksternal Beam Radiation Therapy*, Report of Task Group 62 of Radiation Committee, American Association of Physicists in Medicine,2005]

BAB III

METODE PENELITIAN

Penelitian dilakukan di Rumah Sakit Kanker Dharmais Jl S. Parman Slipi Jakarta Barat. Pesawat radioterapi yang digunakan adalah pesawat *linear accelerator* Merk Elekta 1123. Pesawat ini memiliki energi untuk berkas sinar-x sebesar 6 MV dan 10 MV.

3.1. Peralatan yang digunakan dalam penelitian

- a. *Ionisation chamber*: PTW 30006/30013 Farmer, termometer, elektrometer : PTW tandem T41013 No:0565 yang dihubungkan ke software PTW-Tansoft v.1.20, dan alat pengukur tekanan udara(barometer)



Gambar.3.1.Termometer, ionisation chamber dan elektrometer untuk pengukuran dosis serap terhadap air.

b.Fantom air



Gambar.3.2 Fantom air yang akan digunakan dalam pengukuran nilai dosis serap dengan menggunakan phantom air

c. Dioda dan elektrometernya

d. *Virtual water phantom P2519*

3.2. Uji kesesuaian nilai dosis serap fantom air dengan *virtual water phantom*.

Uji kesesuaian nilai dosis serap baik pada berkas sinar-x 6 MV maupun 10 MV dengan menggunakan kedua jenis fantom ini dimaksudkan untuk melihat ada tidaknya perbedaan hasil pengukuran dosis serap dengan menggunakan kedua medium. Jika terdapat kesesuaian hasil pengukuran antara fantom air dan *virtual water phantom*, maka semua hasil pengukuran parameter perhitungan Monitor Unit, dan perhitungan dosis target seperti PDD, TMR, dan *Output factor* dengan menggunakan medium fantom air dapat pula digunakan untuk verifikasi dosis target dengan menggunakan *virtual water phantom*.

3.2.1. Pengukuran dosis serap dengan menggunakan fantom air

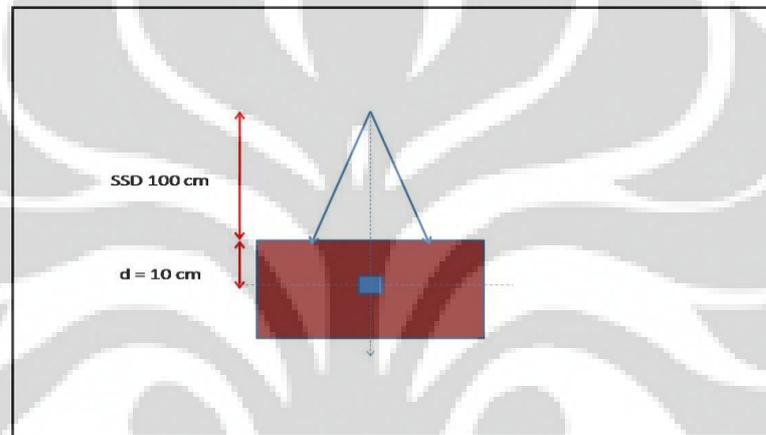
Prosedur pelaksanaan pengukuran dosis serap terhadap air dengan menggunakan fantom air maupun menggunakan *virtual water phantom* pada berkas sinar-x 6 MV maupun 10 MV merujuk pada protokol IAEA no.398 .

- a. Peralatan yang diperlukan dalam pengukuran dosis serap terhadap air dengan menggunakan Fantom air pada berkas sinar-x 6 MV, dan 10 MV adalah : Pesawat *linear accelerator* Elekta 1123, fantom air, ionisation chamber Farmer : PTW 30006/30013, elektrometer dan tandemnya: PTW tandem T41013 No:0565 yang dihubungkan ke software PTW-Tansoft v.1.20, termometer, dan barometer
- b. Kondisi referensi untuk penentuan dosis serap terhadap air pada berkas sinar-x berenergi tinggi menggunakan fantom air : jika hasil perhitungan $TPR_{20,10} < 0,7$ maka kedalaman pengukuran (z_{ref}) adalah 10 g/cm^2 (atau 5 g/cm^2). Selanjutnya jika hasil perhitungan $TPR_{20,10} \geq 0,7$ maka kedalaman pengukuran (z_{ref}) adalah 10 g/cm^2 , Titik referensi *ion chamber* : pada pusat sumbu ditengah-tengah rongga volume , posisi titik referensi *ion chamber* pada kedalaman pengukuran z_{ref} , SSD adalah 100 cm, Ukuran lapangan penyinaran adalah $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$
- c. Dosis serap pada kedalaman dosis maksimum (z_{max}) ditentukan dengan menggunakan persamaan :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = \frac{100 D_{w,Q}(z_{ref})}{PDD(z_{ref})} \quad (3.1)$$

3.2.2. Melakukan pengukuran dosis serap dengan menggunakan *virtual water phantom*

Tata cara pengaturan pengukuran dosis serap dengan menggunakan *virtual water phantom* untuk berkas sinar-x 6 MV, dan 10 MV hampir sama saja dengan pengaturan pengukuran dosis serap dengan menggunakan media fantom air, hanya saja fantom air diganti dengan lembaran *virtual water* serta suhu pengukuran mengikuti suhu ruangan pada saat dilakukan pengukuran. Adapun pengaturan posisi *virtual water phantom* dan ionisation chamber dapat dilihat dalam Gambar 3.3.



Gambar 3.3. Pengaturan posisi *virtual water phantom*, *ionisation chamber* dan SSD untuk pengukuran dosis serap dengan menggunakan *virtual water phantom*

3.3. Karakterisasi Dioda

Karakterisasi dioda yang diperlukan dalam verifikasi dosis pada lapangan tanpa blok dan lapangan dengan blok MLC adalah :

- linieritas respon dioda terhadap berkas radiasi sinar-x 6 MV dan 10 MV
- Faktor koreksi lapangan
- Faktor koreksi SSD.

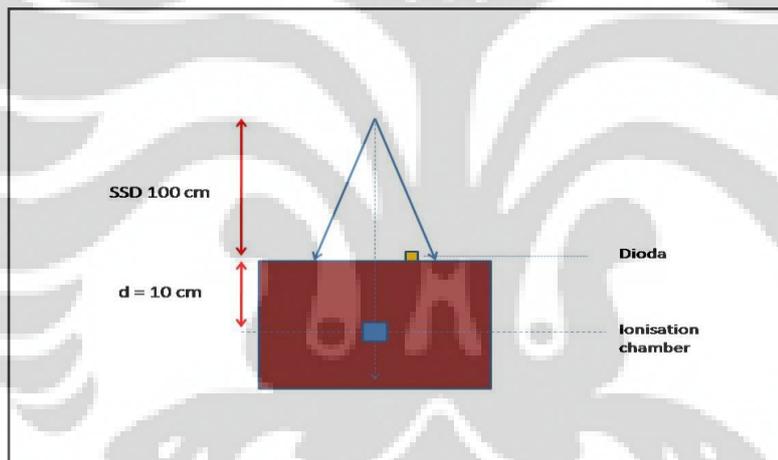
Semua data untuk karakterisasi dioda diambil dari penelitian Aden Rendang, *Karakterisasi Detektor In Vivo Untuk Dosimetri Radioterapi Eksterna*, 2012.

3.4. Kalibrasi dioda

Kalibrasi dioda dilakukan sebelum pengambilan sampel penelitian. Kalibrasi dilakukan dengan menggunakan virtual water phantom, ketebalan virtual water phantom 30 cm, luas lapangan 10 cm x 10 cm, jarak dari sumber ke permukaan virtual water phantom 100 cm, dioda diletakan 1 cm dari pusat berkas, ionisation chamber diletakan pada kedalaman 10 cm, berkas sinar-x yang digunakan 6 MV dan 10 MV, nilai Monitor Unit yang digunakan 200 MU. Secara lengkap skema pengaturan kalibrasi dioda dapat dilihat pada Gambar 3.4.

Faktor kalibrasi dioda dapat dicari dengan menggunakan rumus,

$$\text{Faktor kalibrasi dioda} = \left(\frac{\text{Dosis IC pada } d_{\max}}{\text{Bacaan dioda pada } d_{\max}} \right) \quad (3.2)$$



Gambar 3.4. Pengaturan kalibrasi dioda pada virtual water phantom

3.5. Pengambilan sampel penelitian lapangan persegi tanpa blok.

- a. Menghitung Monitor Unit dari dosis target yang direncanakan (200 cGy/lapangan) untuk berbagai variasi luas lapangan (8 cm x 8 cm s/d 10 cm x 10 cm), arah penyinaran adalah anterior posterior, kedalaman target (3 cm, 5 cm, 10 cm), dan energi berkas penyinaran sinar-x 6MV, dan 10 MV. Komponen - komponen data yang diperlukan dalam perhitungan Monitor unit secara manual seperti data PDD, TMR diambil dari data

yang sudah ada di Instalasi Radioterapi RS Kanker Dharmais. Rumus yang digunakan dalam perhitungan Monitor Unit untuk teknik SSD menggunakan persamaan :

$$MU = \frac{TD \times 100}{K \times (\% DD) \times (OF IC) \times (SSD factor)} \quad (3.3)$$

dengan MU : monitor unit, TD : target dose, K : faktor kalibrasi, %DD : Percentage depth dose, $S_c \times S_p(r) =$ output factor, SSD factor : $\frac{(SCD)^2}{(SSD+to)^2}$

, sedangkan untuk teknik SAD digunakan rumus:

$$MU = \frac{ID}{K \times TMR(d,rd) \times (OF IC) \times SAD faktor} \quad (3.4)$$

dengan MU : Monitor unit, K: faktor kalibrasi, ID : isosenter dose, $S_c \times S_p(r) =$ output factor , SAD factor : $\frac{(SCD)^2}{(SAD)^2}$

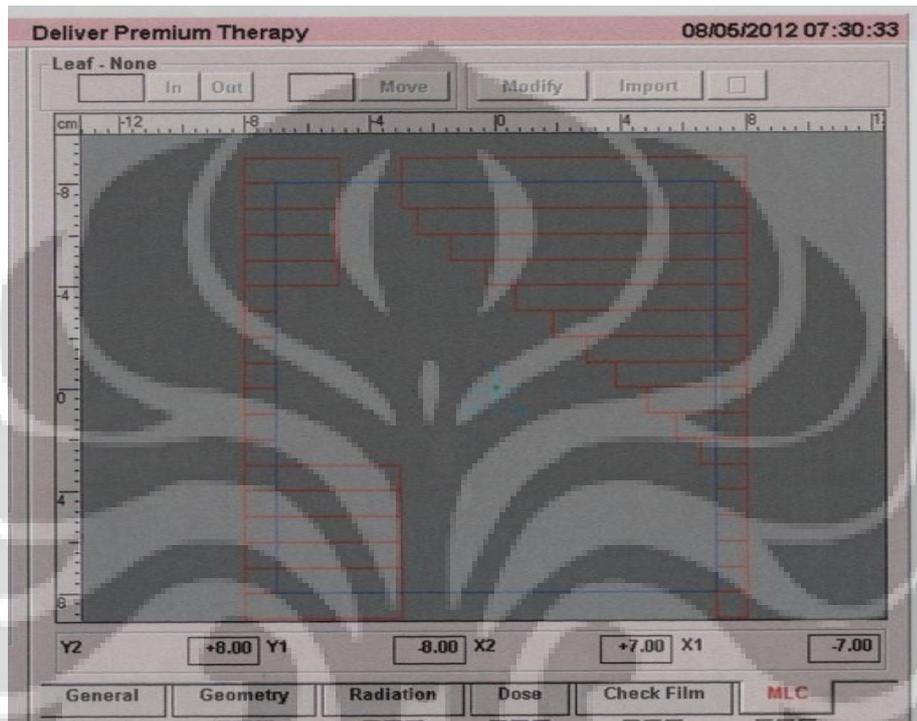
- b. Dioda diletakan diatas permukaan *virtual water phantom* 1 cm dari pusat berkas yang akan digunakan untuk melakukan verifikasi.
- c. Ionisation chamber diletakan didalam *virtual water phantom* sesuai dengan kedalaman target yang akan diverifikasi
- d. Memberikan paparan pada dioda sesuai dengan nilai monitor unit yang telah dihitung sebelumnya dengan menggunakan teknik SSD atau SAD
- e. Menghitung dosis target teknik penyinaran SSD dan SAD menggunakan rumus,

$$Dosis_{(target)} = (Bacaan dioda) \times \left(\frac{Dosis IC pada d_{max}}{Bacaan dioda pada d_{max}} \right) \times (PPD_{target}) \times (OF)_{dioda} \times (CF)_{dioda} \quad (3.5)$$

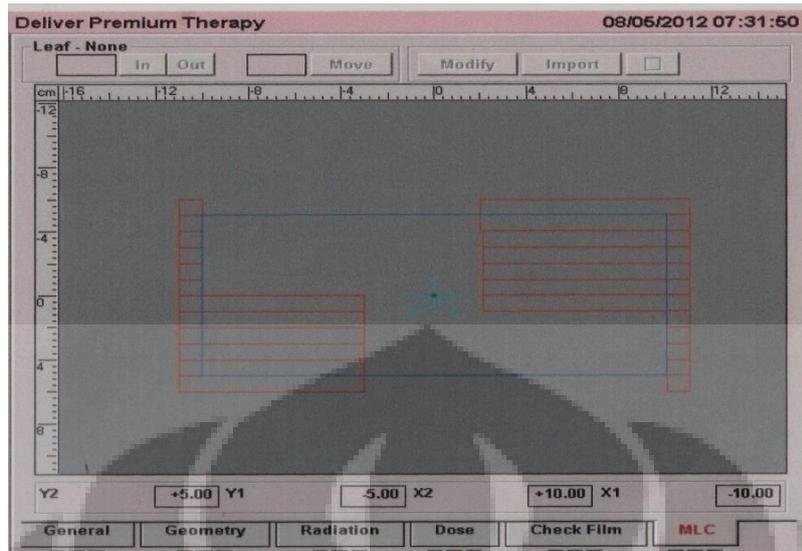
$$Dosis (target) = (Bacaan dioda) \times \left(\frac{Dosis IC pada d_{max}}{Bacaan dioda pada d_{max}} \right) \times (F.PDD_{target}) \times (OF)_{dioda} \times (CF)_{dioda} \quad (3.6)$$

- f. Menghitung dosis target kontrol pada ionisation chamber
- g. Menghitung deviasi dosis target terukur dioda terhadap dosis target yang direncanakan.

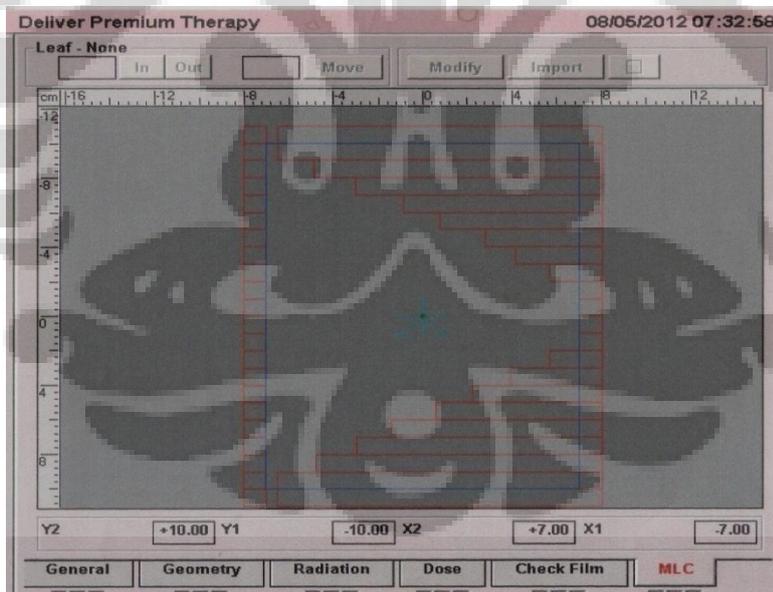
3.6. Pengambilan sampel penelitian untuk lapangan dengan blok MLC (Gambar lapangan dengan blok MLC dapat dilihat dalam Gambar 3.5, Gambar 3.6, dan Gambar 3.7).



Gambar 3.5. lapangan dengan blok *Multi Leaf Collimator* (*MLC*)



Gambar 3.6. Lapangan dengan blok *Multi Leaf collimator (MLC)*



Gambar.3.7. Lapangan dengan blok *Multi Leaf Collimator (MLC)*

Tahapan pelaksanaan pengambilan data untuk lapangan dengan blok MLC :

Monitor Unit dihitung dengan bantuan komputer *Treatment Planning System 2D - Precise* dengan dosis target 200 cGy, teknik penyinaran SSD, berkas sinar-x 6 MV, dan 10 MV. Memasukan data penyinaran yaitu : luas lapangan penyinaran, energi berkas penyinaran, nilai monitor unit, koordinat yang diperlukan untuk membuat blok MLC kedalam pesawat linac. langkah pengambilan data selanjutnya seperti peletakan dioda, penghitungan dosis dioda, penghitungan dosis ionisation chamber, serta perhitungan deviasi dosis terukur dioda sama dengan langkah pengambilan data pada lapangan tanpa blok.



BAB IV

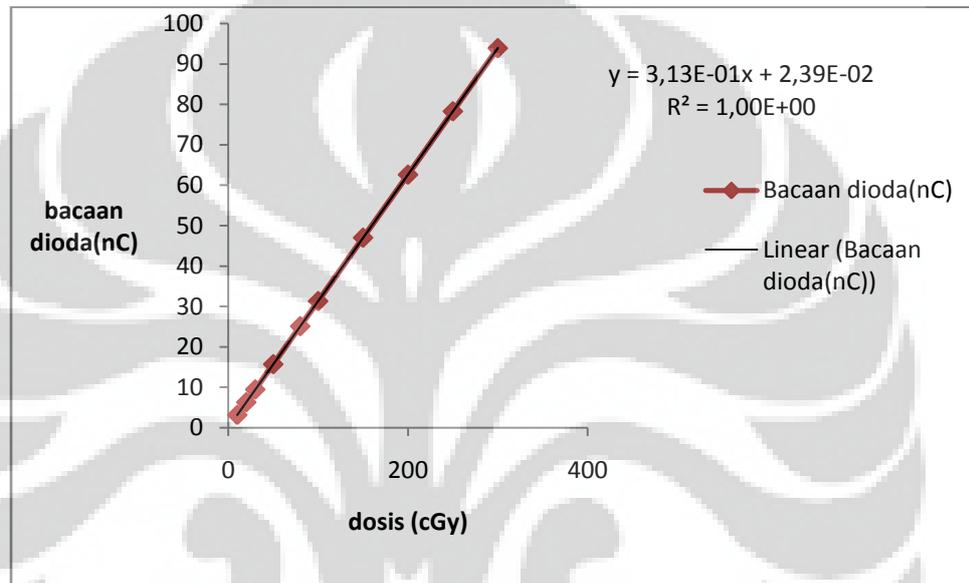
HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Hasil pengukuran dosis serap pada fantom air dan *virtual water phantom*.

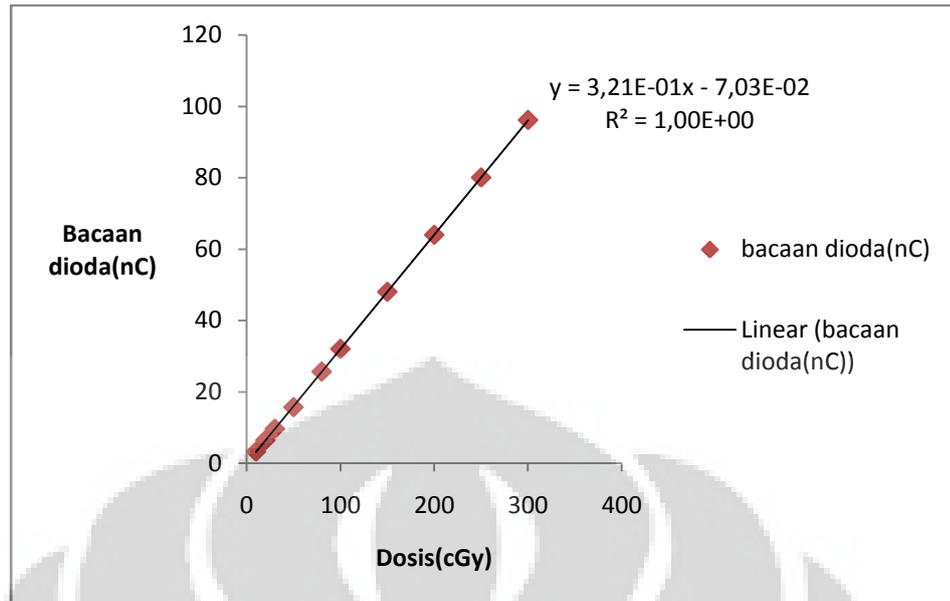
Dengan menggunakan persamaan 3.1 maka diperoleh nilai dosis serap pada kedalaman maksimum untuk sinar-x 6 MV pada fantom air sebesar 1,019 cGy/MU sedangkan pada *virtual water phantom* sebesar 1,021 cGy/MU. Untuk sinar-x 10 MV pada fantom air diperoleh nilai dosis serap pada kedalaman maksimum sebesar 1,014 cGy/MU sedangkan dengan menggunakan *virtual water phantom* diperoleh nilai dosis serap pada kedalaman maksimum sebesar 1,006 cGy/MU. Dari pengukuran dosis serap pada kedalaman maksimum dengan menggunakan kedua medium tersebut diperoleh selisih dosis serap antara medium air dan *virtual water phantom* pada berkas sinar-x 6 MV sebesar 0,002 cGy/MU, sedangkan untuk berkas sinar-x 10 MV selisih dosis serap antara fantom air dan *virtual water phantom* adalah sebesar 0,008 cGy/MU sehingga dapat disimpulkan bahwa hasil pengukuran dosis serap pada kedalaman maksimum dengan menggunakan kedua medium memiliki kesesuaian yang tinggi, sehingga seluruh parameter perhitungan Monitor Unit dan dosis target yang diukur dengan menggunakan medium air dapat juga diterapkan untuk menghitung Monitor Unit dan dosis target dengan menggunakan medium *virtual water phantom*

4.2. Hasil Uji linieritas

Respon dioda terhadap berkas sinar-x 6 MV dan 10 MV bersifat linier yang berarti bacaan dioda akan meningkat sesuai dengan peningkatan dosis yang diberikan sehingga diperoleh persamaan garis lurus $Y = 3,13E-01x + 2,39E-02$ $R^2 = 1$ untuk berkas sinar-x 6 MV dan persamaan garis lurus $Y = 3,21E-01x - 7,03E-02$ $R^2 = 1,00E+00$ untuk berkas sinar-x 10 MV seperti terlihat dalam Gambar 4.1 dan Gambar 4.2.



Gambar 4.1. Grafik linearitas respon dioda terhadap dosis pada berkas sinar-x 6 MV [Sumber: Aden Rendang, *Karakterisasi Detektor In Vivo Untuk Dosimetri Radioterapi Eksterna*, 2012]



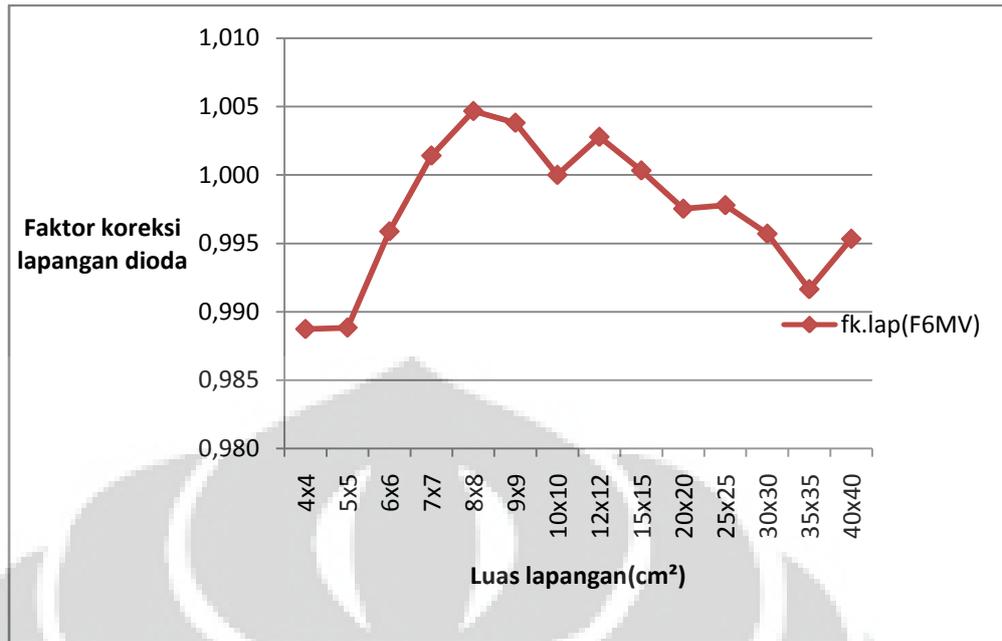
Gambar 4.2. Grafik linieritas respon dioda terhadap dosis pada berkas untuk berkas sinar-x 10 MV [Sumber: Aden Rendang, *Karakterisasi Detektor In Vivo Untuk Dosimetri Radioterapi Eksterna*, 2012]

Dari uji linieritas respon dioda terhadap berkas sinar-x 6 MV dan berkas sinar-x 10 MV dapat disimpulkan dioda dalam kondisi baik dan dapat digunakan dalam pengukuran

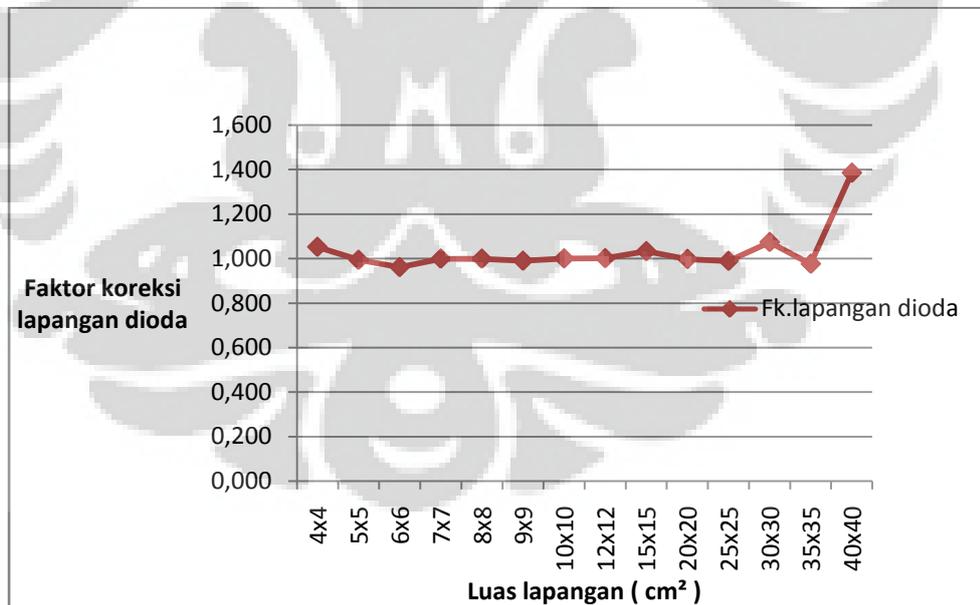
4.3. Hasil Faktor koreksi lapangan

Luas lapangan sangat berpengaruh pada radiasi hambur yang dihasilkan oleh kolimator. Radiasi hambur akan meningkat dengan meningkatnya luas lapangan sehingga dosis dioda terukur perlu dikoreksi dengan faktor koreksi lapangan.

Hubungan antara faktor koreksi lapangan dan luas lapangan penyinaran dapat dilihat pada Gambar 4.3 untuk berkas sinar-x 6 MV dan Gambar 4.4 untuk berkas sinar-x 10 MV



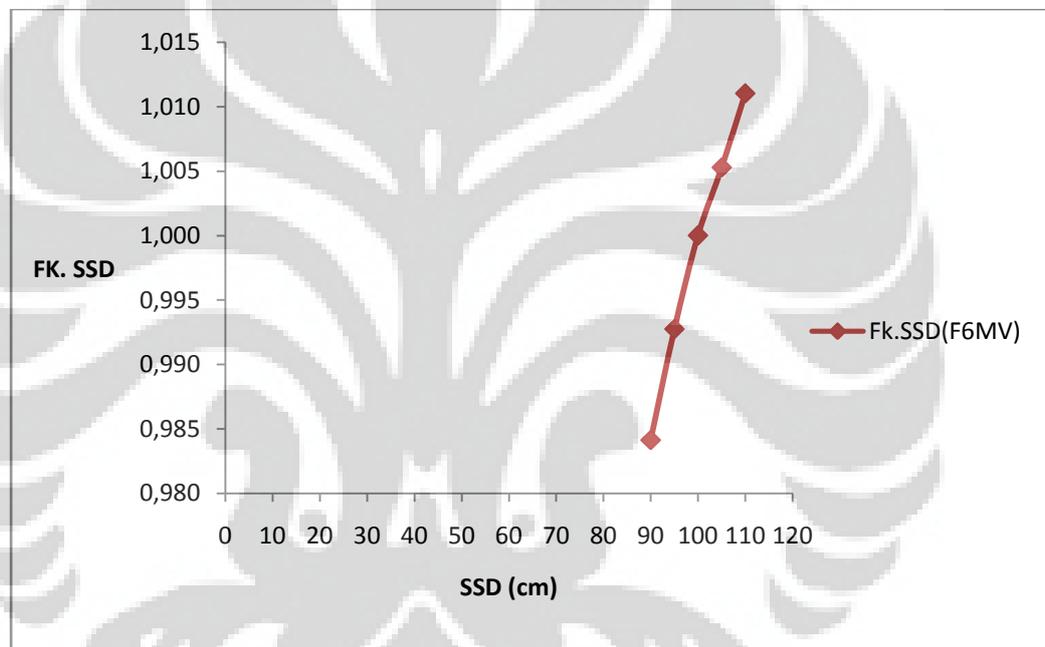
Gambar 4.3. Grafik faktor koreksi lapangan terhadap luas lapangan berkas penyinaran Sinar-x 6 MV [Sumber: Aden Rendang, *Karakterisasi Detektor InVivo Untuk Dosimetri Radioterapi Eksterna*, 2012]



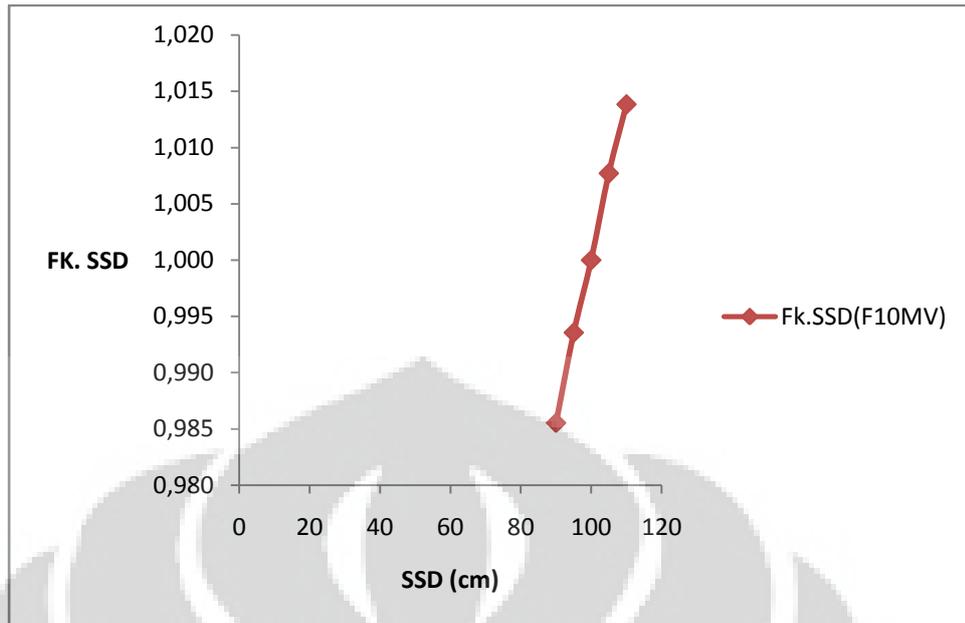
Gambar 4.4. Grafik Faktor koreksi lapangan terhadap luas lapangan pada berkas sinar-x 10 MV [Sumber: Aden Rendang, *Karakterisasi Detektor In Vivo Untuk Dosimetri Radioterapi Eksterna*, 2012]

4.4 Hasil Faktor koreksi SSD.

Dosis dioda perlu dikoreksi dengan faktor koreksi SSD dikarenakan adanya perbedaan jarak sumber terhadap dioda saat melakukan penyinaran dengan jarak sumber terhadap dioda saat melakukan kalibrasi dioda. Hubungan antara jarak SSD dengan faktor koreksi SSD dapat dilihat pada Gambar 4.5 untuk berkas sinar-x 6 MV dan Gambar 4.6 untuk berkas sinar-x 10 MV.



Gambar 4.5. Grafik Hubungan antara faktor koreksi SSD dengan SSD pada berkas sinar-x 6 MV [Sumber: Aden Rendang, *Karakterisasi Detektor In Vivo Untuk Dosimetri Radioterapi Eksterna*, 2012]



Gambar 4.6 Grafik Hubungan antara faktor koreksi SSD dengan SSD pada berkas sinar-x 10MV[Sumber: Aden Rendang, *Karakterisasi Detektor In Vivo Untuk Dosimetri Radioterapi Eksterna*, 2012]

4.5. Hasil kalibrasi dioda

Dengan menggunakan persamaan 3.2 maka akan diperoleh nilai faktor kalibrasi dioda sebesar 3,330 cGy/nC untuk berkas sinar-x 6 MV , sedangkan nilai kesetaraan dosis 200 cGy terhadap bacaan ionisation chamber pada kedalaman maksimum sebesar 36,66 nC.

Selanjutnya untuk berkas sinar-x 10 MV, diperoleh nilai faktor kalibrasi dioda sebesar 3,177 cGy/nC dan nilai kesetaraan dosis 200 cGy terhadap bacaan ionisation chamber pada kedalaman maksimum sebesar 37,66 nC.

4.6 . Hasil perhitungan Monitor Unit

Perhitungan Monitor Unit untuk setiap lapangan persegi dilakukan dengan menggunakan TPS Precise-2D dan dengan cara manual. Untuk perhitungan Monitor unit secara manual pada teknik SSD digunakan rumus,

$$MU = \frac{TD \times 100}{K \times (\% DD) \times d \times (OF IC) \times (SSD \text{ faktor})}$$

dengan nilai output faktor ionisation

chamber diambil dari hasil pengukuran dengan menggunakan virtual water phantom. Untuk teknik SAD nilai Monitor Unit dihitung dengan

$$MU = \frac{ID}{K \times TMR(d,rd) \times (OF IC) \times SAD \text{ faktor}}$$

dengan nilai

output factor ionisation chamber diambil dari data pengukuran dengan menggunakan virtual water phantom. Secara lengkap hasil perhitungan Monitor Unit secara manual dan TPS untuk dosis yang direncanakan sebesar 200 cGy untuk setiap lapangan dapat dilihat pada Tabel 4.1 sampai dengan Tabel 4.2.

Tabel 4.1. Hasil perhitungan Monitor Unit secara manual dan TPS SSD100 cm berkas sinar-x 6 MV dan 10 MV

Ukuran Lapangan(cm ²)	Depth(cm)	Sinar-x 6 MV		Sinar-x 10 MV	
		MU(manual)	MU(TPS)	MU(Manual)	MU(TPS)
8 x 8	3	214	214	206,2	204
9 x 9	3	212,4	212	205,1	202
10 x 10	3	210,6	210	203,5	201
8 x 8	5	234,6	236	224,9	223
9 x 9	5	232,6	233	222,8	221
10 x 10	5	230,4	231	220,2	219
8 x 8	10	307,1	306	283,6	280
9 x 9	10	302,2	301	279,9	276
10 x 10	10	297,1	296	275,7	273

Tabel 4.2. Hasil perhitungan Monitor Unit secara manual dan TPS, SAD 100 cm pada berkas sinar-x 6 MV dan 10 MV

Ukuran Lapangan(cm ²)	Sinar-x 6 MV			Sinar-x 10 MV	
	d(cm)	MU(Manual)	MU(TPS)	MU(manual)	MU(TPS)
8 x 8	5	218,1	214	202,8	203
9x9	5	213,7	212	200,9	201
10 x10	5	209,6	210	198,8	199
8 x 8	10	260,5	255	234,3	233
9 x 9	10	254	251	231,2	230
10 x 10	10	247,5	247	227,9	227

Dari selisih perhitungan monitor unit secara manual dengan perhitungan dengan TPS Pricise –2D, terhadap 30 lapangan persegi tanpa blok didapatkan 29 (96,66%) lapangan mengalami deviasi dibawah 2%, sedangkan 1 lapangan mengalami deviasi sebesar 2,2%.

4.7. Hasil verifikasi dosis target

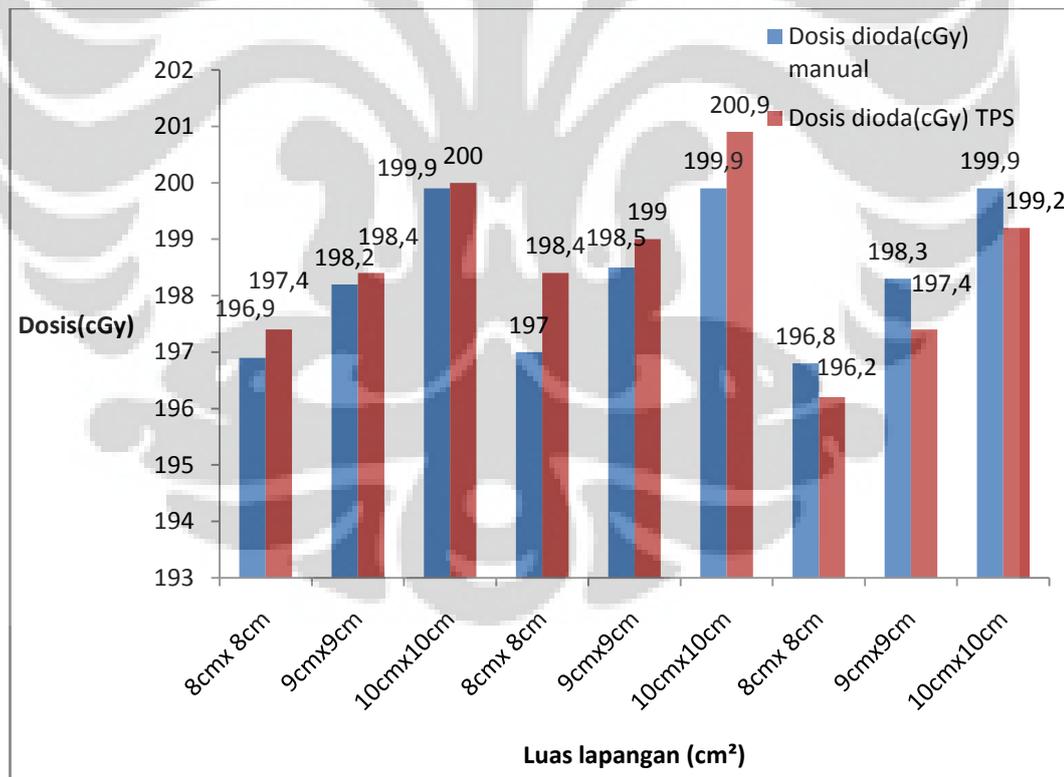
Dosis target yang terukur oleh dioda pada teknik SSD dihitung dengan menggunakan rumus :

$$\text{Dosis}_{(\text{target})} = (\text{Bacaan dioda}) \times \left(\frac{\text{Dosis IC pada } d_{\text{max}}}{\text{Bacaan dioda pada } d_{\text{max}}} \right) \times (\text{PPD}_{\text{target}}) \times (\text{OF})_{\text{dioda}} \times (\text{CF})_{\text{dioda}}$$

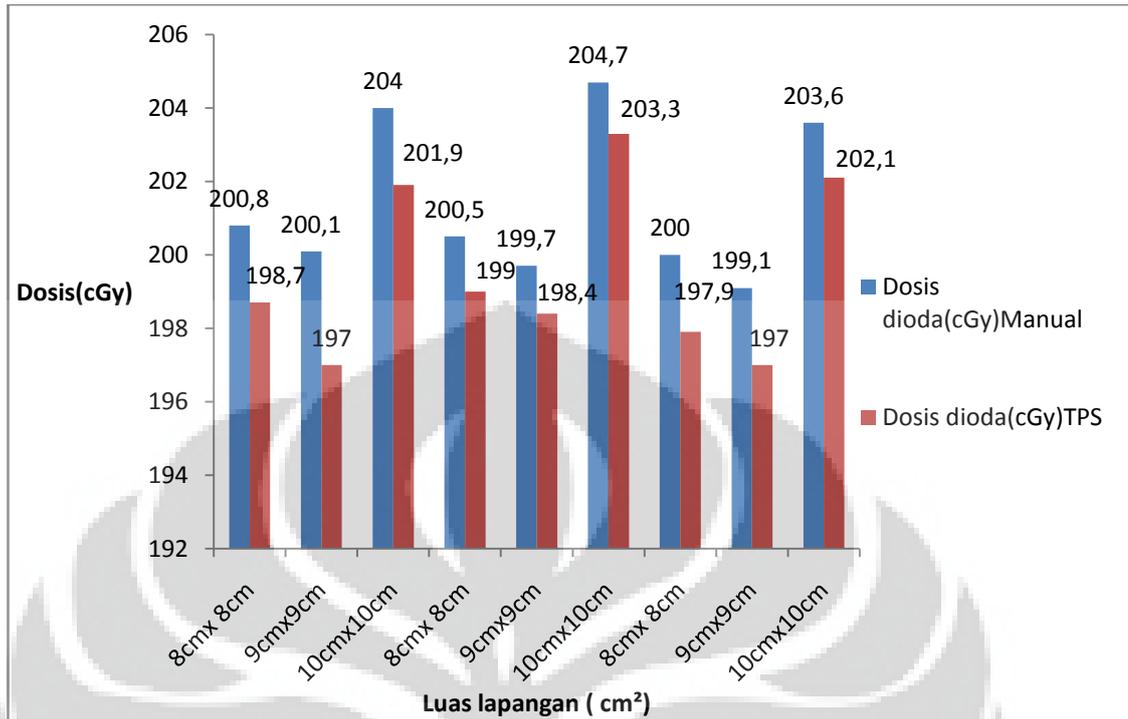
untuk teknik SAD dosis yang terukur oleh dosimeter dioda dioda dihitung menggunakan rumus :

$$\text{Dosis}_{(\text{target})} = (\text{Bacaan dioda}) \times \left(\frac{\text{Dosis IC pada } d_{\text{max}}}{\text{Bacaan dioda pada } d_{\text{max}}} \right) \times (\text{F.PDD}_{\text{target}}) \times (\text{OF})_{\text{dioda}} \times (\text{CF})_{\text{dioda}}$$

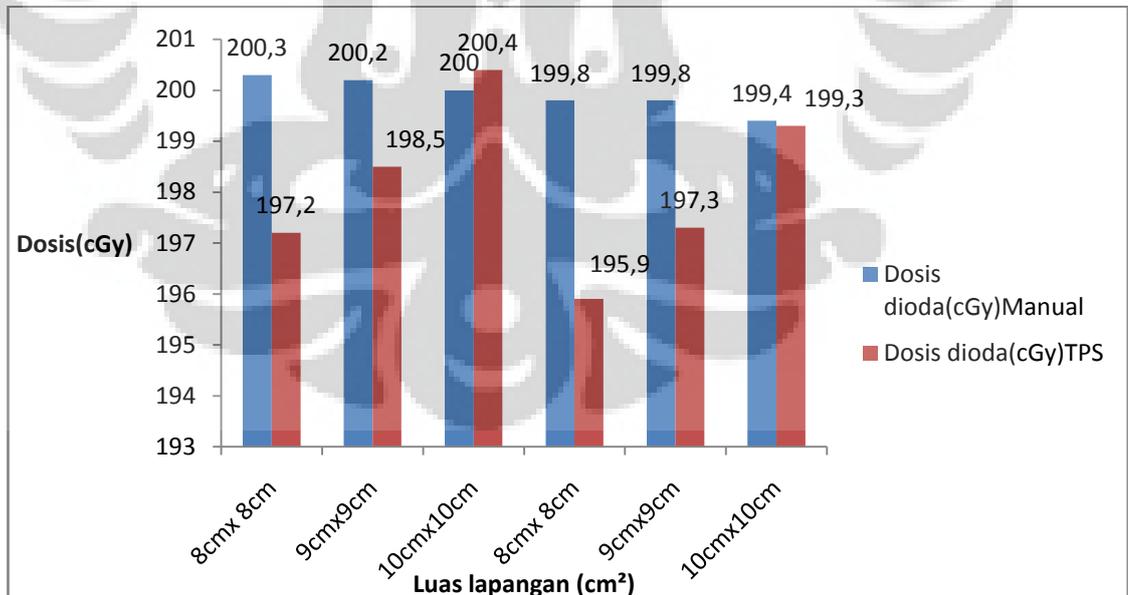
Secara lengkap hasil keseluruhan verifikasi dosis untuk setiap lapangan dapat dilihat dalam Gambar. 4.7. sampai dengan Gambar 4.11.



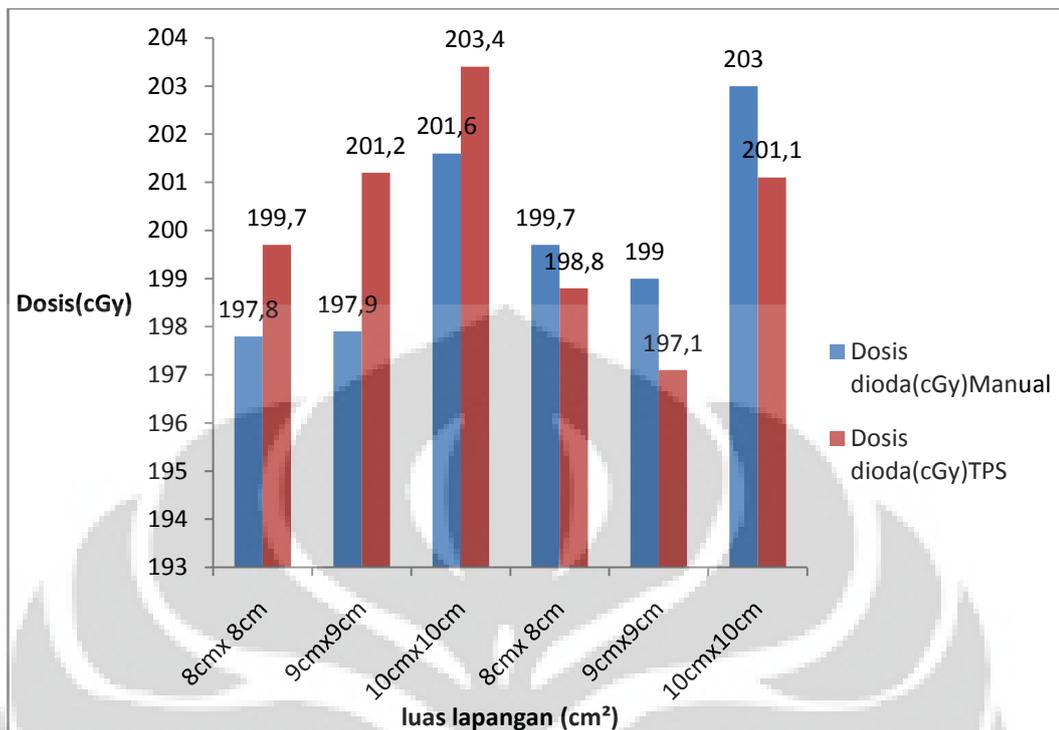
Gambar 4.7. Grafik dosis target yang terukur oleh dioda pada sinar-x 6MV SSD 100cm lapangan tanpa blok



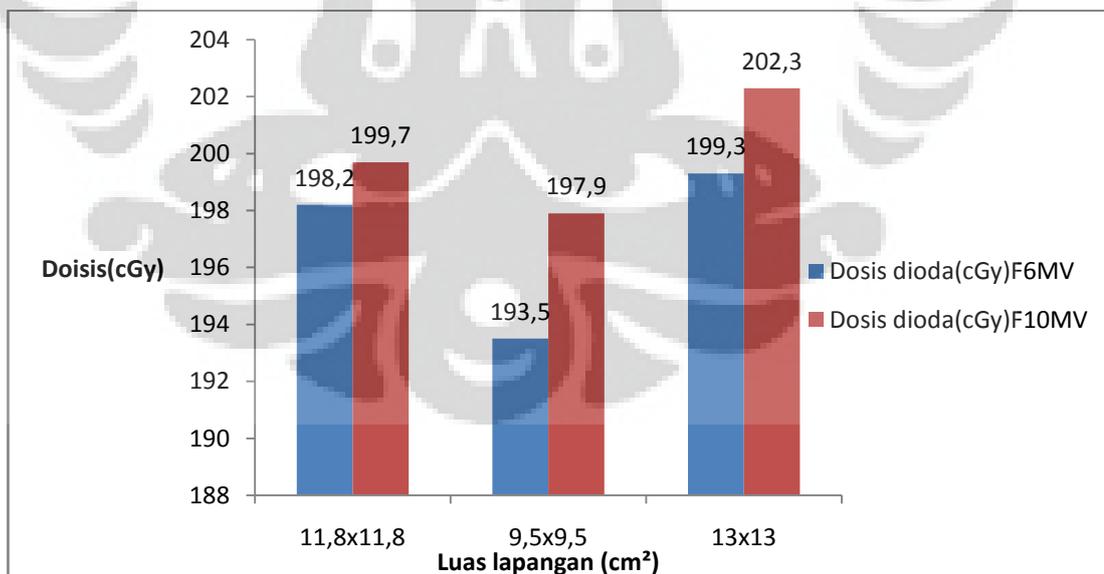
Gambar 4.8. Grafik dosis target yang terukur oleh dioda pada sinar-x 10MV SSD 100 cm lapangan tanpa blok



Gambar 4.9. Grafik Dosis target terukur oleh dioda pada sinar-x 6 MV SAD 100 cm Lapangan tanpa blok



Gambar 4.10. Grafik dosis target terukur oleh dioda pada sinar-x 10 MV pada SAD100 cm Lapangan tanpa blok



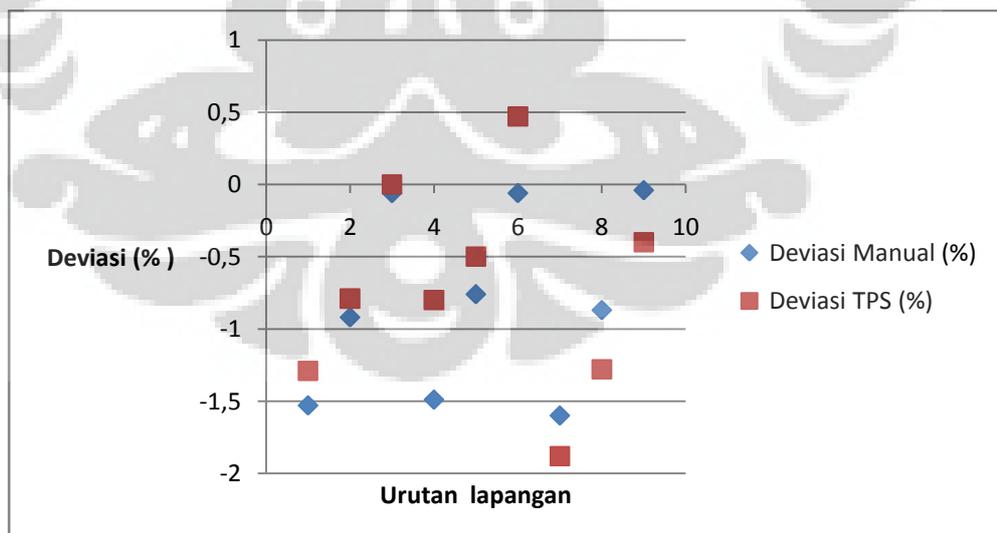
Gambar 4.11. Grafik dosis target terukur dioda pada lapangan dengan blok

4.8. Deviasi dosis target terukur

Deviasi dosis target terukur dihitung dengan menggunakan rumus =
$$\left(\frac{\text{Dosis terukur} - \text{dosis direncanakan}}{\text{Dosis direncanakan}} \right) \times 100\%$$
 sehingga diperoleh prosentase rasio dosis terukur terhadap dosis yang direncanakan untuk setiap lapangan penyinaran.

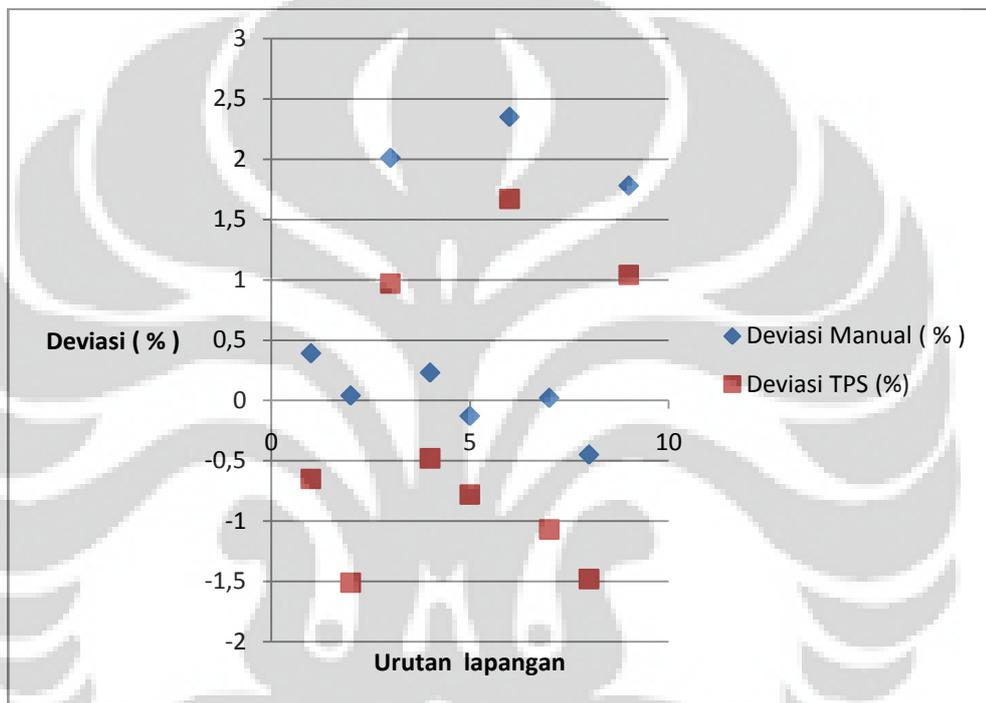
Tanda minus menunjukkan bahwa dosis target baik pengukuran dengan menggunakan dosimeter *ionisation chamber* maupun dosimeter dioda dalam kondisi kekurangan dosis (*under dose*), sedangkan tanda positif menunjukkan bahwa dosis target baik pada pengukuran dengan menggunakan dosimeter *ionisation chamber* maupun dosimeter dioda mengalami kelebihan dosis (*over dose*). Dosis yang direncanakan yaitu sebesar 200 cGy untuk setiap lapangan, arah penyinaran anterior posterior.

Deviasi dosis terukur perhitungan Monitor Unit secara manual dan TPS sinar-x 6 MV SSD 100 cm. Deviasi dosis terukur untuk perhitungan Monitor Unit secara manual memiliki nilai tertinggi -1,60% dan nilai terendah -0,04%, sedangkan deviasi dosis terukur untuk perhitungan monitor unit dengan TPS memiliki nilai deviasi tertinggi pada -1,88% dan nilai deviasi terendah 0 (tidak terjadi deviasi) seperti terlihat dalam Gambar 4.12.



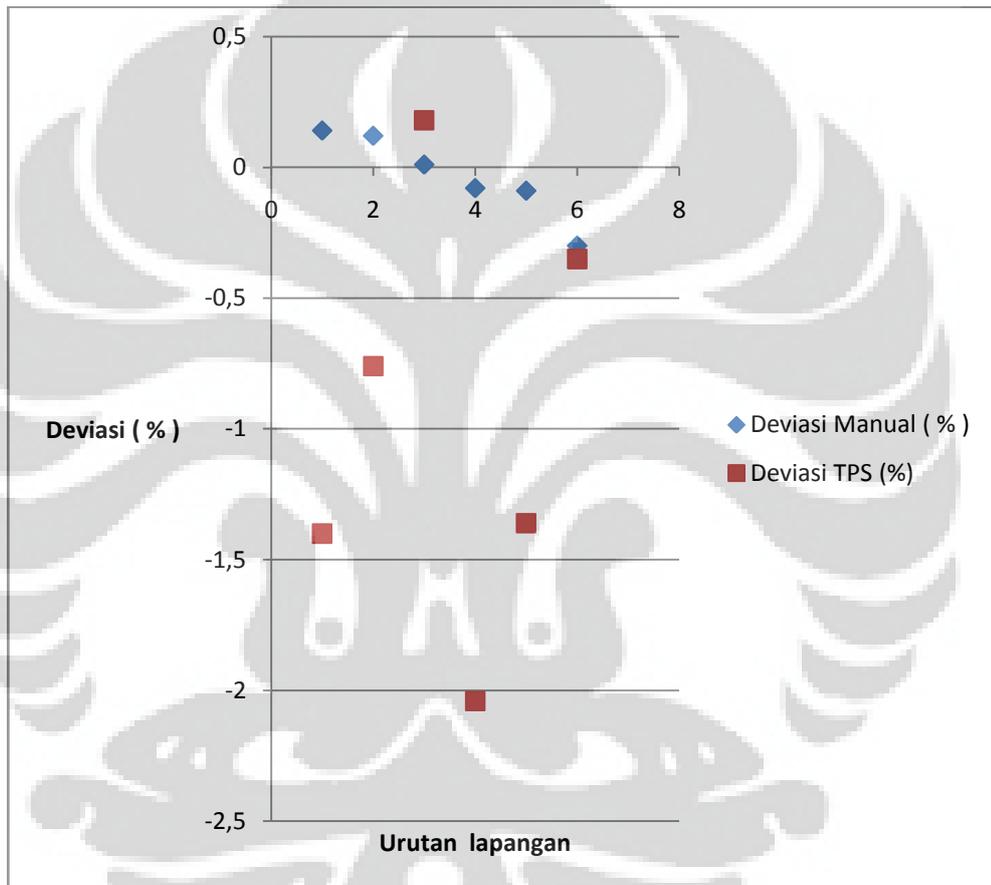
Gambar 4.12. Grafik sebaran deviasi dosis terukur berkas sinar-x 6 MV SSD 100 cm

Deviasi dosis terukur pada perhitungan Monitor Unit secara manual dan TPS, berkas sinar-x 10 MV SSD 100 cm. Deviasi dosis terukur untuk perhitungan Monitor Unit secara manual memiliki nilai deviasi tertinggi 2,35% dan nilai terendah - 0,02%, sedangkan deviasi dosis terukur untuk perhitungan monitor unit dengan TPS memiliki nilai deviasi tertinggi pada 1,67 % dan nilai deviasi terendah - 0,48%. Seperti terlihat pada Gambar 4.13.



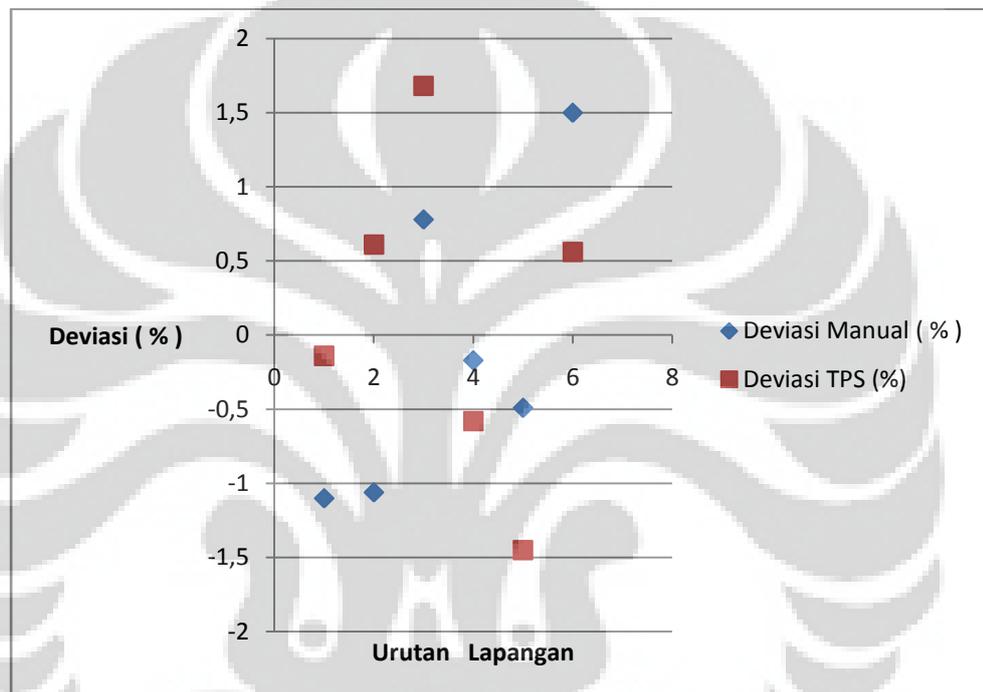
Gambar 4.13. Grafik sebaran deviasi dosis terukur untuk berkas sinar-x 10 MV SSD 100

Deviasi dosis terukur pada perhitungan Monitor Unit secara manual dan TPS berkas sinar-x 6 MV SAD 100 cm. Deviasi dosis terukur untuk perhitungan Monitor Unit secara manual memiliki nilai deviasi tertinggi 0,14% dan nilai terendah 0,12%, sedangkan deviasi dosis terukur untuk perhitungan monitor unit dengan TPS memiliki nilai deviasi tertinggi pada -2,04 % dan nilai deviasi terendah 0,18% seperti terlihat pada Gambar 4.14.



Gambar 4.14. Grafik sebaran deviasi dosis terukur untuk berkas sinar-x 6 MV SAD100 cm

Deviasi dosis terukur pada perhitungan monitor unit secara manual dan TPS untuk berkas sinar-x 10 MV teknik penyinaran SAD 100cm. Deviasi dosis terukur untuk perhitungan Monitor Unit secara manual memiliki nilai deviasi tertinggi 1,5% dan nilai terendah - 0,17%, sedangkan deviasi dosis terukur untuk perhitungan monitor unit dengan TPS memiliki nilai deviasi tertinggi pada 1,68 % dan nilai deviasi terendah - 0,14% seperti terlihat pada Gambar 4.15.

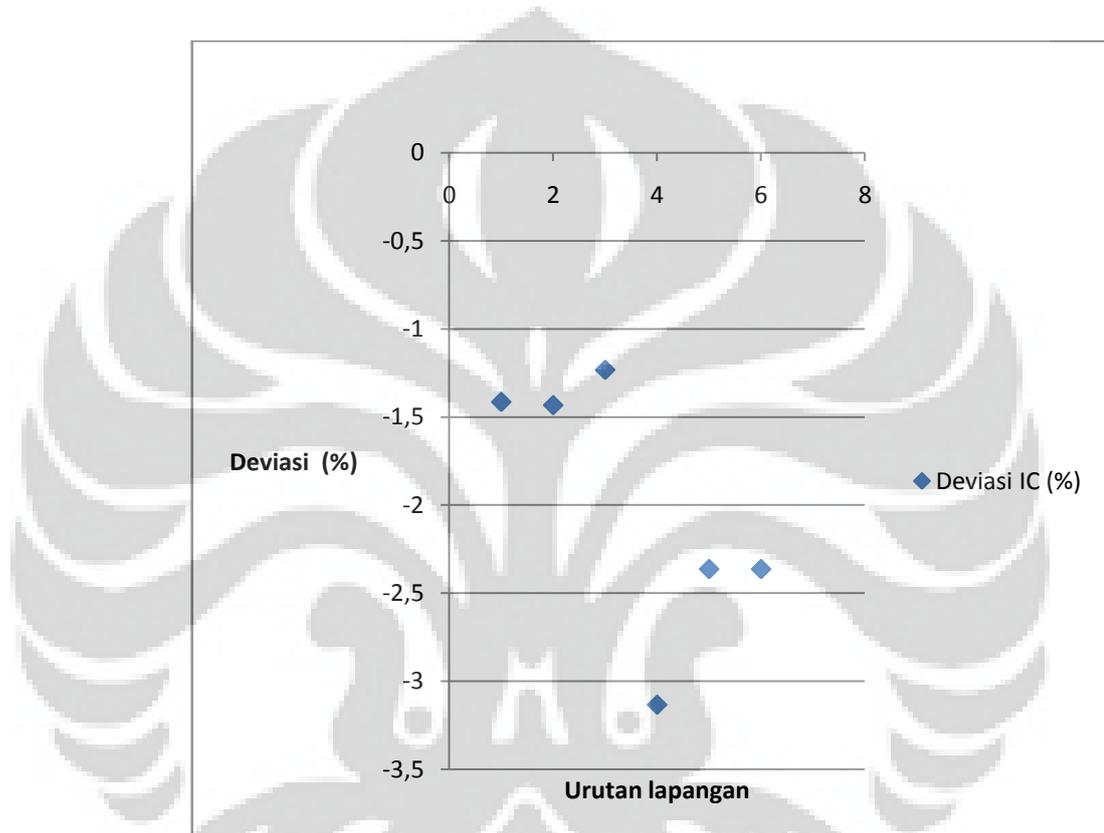


Gambar 4.15. Grafik sebaran deviasi dosis terukur berkas sinar-x 10 MV, SAD 100 cm

Secara keseluruhan dari 30 lapangan persegi dengan Monitor Unit dihitung secara manual dan 30 lapangan monitor unit dihitung dengan TPS, menghasilkan deviasi dosis terukur terhadap dosis yang direncanakan dalam rentang $\pm 2,5\%$. Hasil ini menunjukkan dosis target sudah sesuai dengan dosis yang direncanakan dan perhitungan monitor unit secara manual dan TPS dapat digunakan.

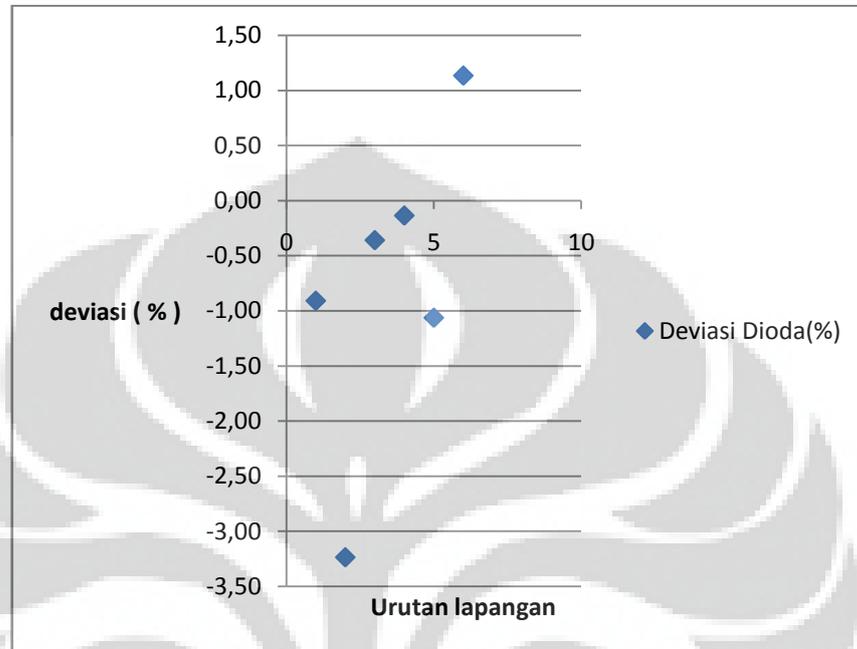
Deviasi dosis terukur pada lapangan dengan blok MLC. Dari 6 lapangan dengan blok MLC, dosimeter *ionisation chamber* mengalami

deviasi dalam rentang dibawah -3,5% seperti terlihat dalam Gambar 4.16. Hal ini disebabkan oleh karena dengan adanya MLC maka lapangan penyinaran akan berkurang sehingga hamburan dari *virtual water phantom* yang diterima oleh dosimeter *ionisation chamber* juga akan berkurang (Pursinic,P.A, *Changes in Incident Photon Fluence of 6MV and 18MV X-rays Caused by Blocks and Blocks Trays,Med Phys 26,1999*)



Gambar 4.16. Grafik sebaran deviasi dosis terukur dosimeter ionisation chamber untuk lapangan dengan blok MLC

Sedangkan pada dosimeter dioda dari total 6 lapangan dengan blok MLC pada variasi energi menghasilkan deviasi rasio dosis terukur terhadap dosis yang direncanakan pada rentang $\pm 3,5\%$. Seperti terlihat dalam Gambar 4.17.



Gambar .4.17. Grafik sebaran deviasi dosis terukur dioda lapangan dengan blok MLC berkas sinar-x 6MV dan 10MV

Nilai deviasi dosis terukur pada lapangan ini kurang homogen disebabkan pada lapangan ini dioda menerima radiasi hambur yang tidak merata dari keempat sisi lapangan dikarenakan letak MLC yang berbeda – beda. Sehingga respon dioda tidak sama dengan respon dioda pada saat pengukuran output faktor dioda yang menggunakan lapangan persegi (*square*). Untuk mendapatkan nilai rasio dosis terukur terhadap dosis direncanakan yang lebih baik maka perlu dilakukan lagi pengukuran output factor dioda pada lapangan yang dibentuk dengan menggunakan *Multi Leaf Collimator*.

Menurut Jurnal yang berjudul *Practical Guidelines for Implementation of In Vivo Dosimetry with Diodes in External Radiotherapy with Photon Beam* oleh Huysken Dominique.*et.al.* tahun 2001, nilai batas

toleransi deviasi pengukuran adalah 5%. Jadi dari keseluruhan 66 lapangan verifikasi menghasilkan dosis target yang masih diperbolehkan.



BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

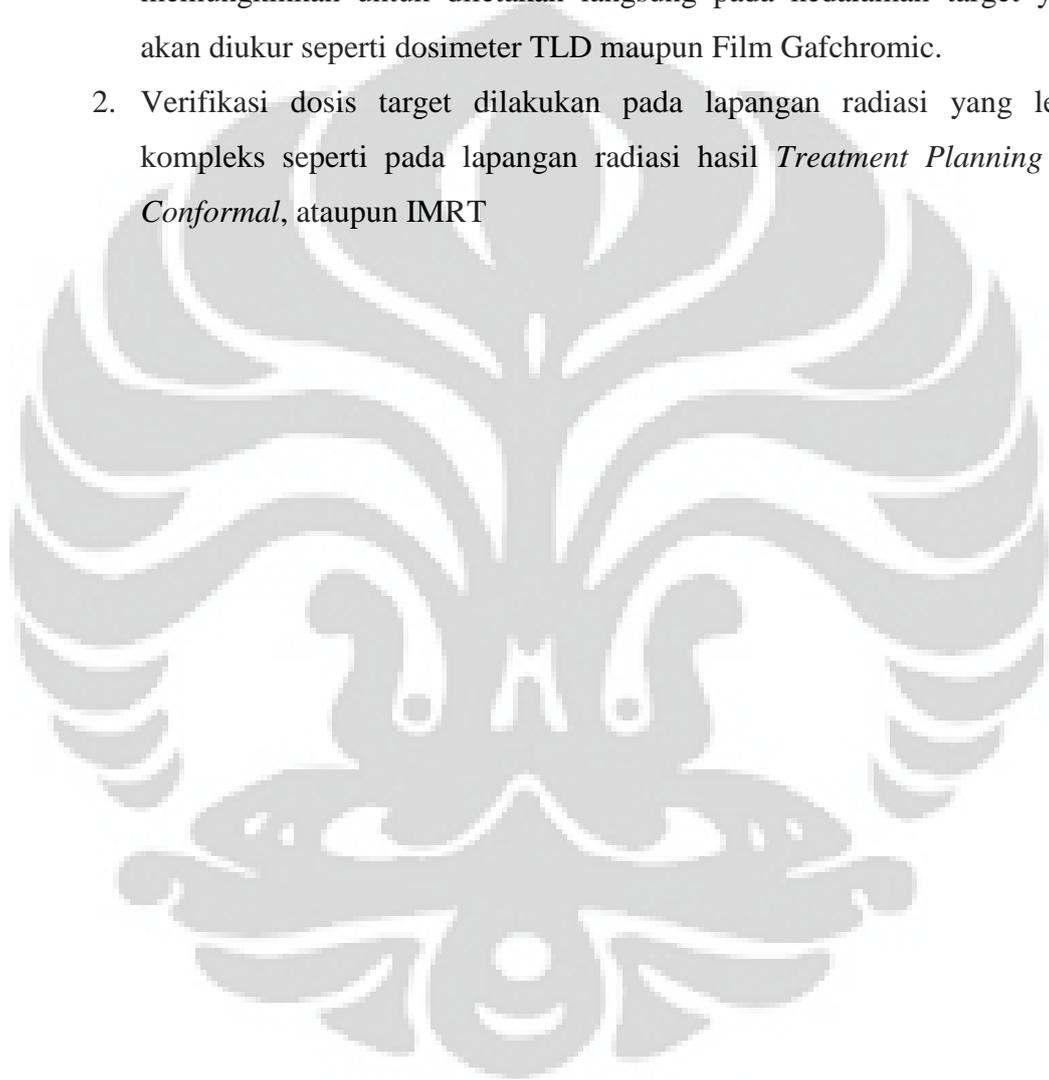
Dari hasil Penelitian verifikasi dosis radioterapi eksterna metode *in vivo* dapat disimpulkan sebagai berikut:

1. Dari hasil uji kesesuaian dosis serap pada kedalaman maksimum dengan menggunakan medium air dan *virtual water phantom* diperoleh kesesuaian nilai dosis serap yang tinggi dengan perbedaan nilai dosis serap antara medium air dan *virtual water phantom* untuk berkas sinar-x 6 MV sebesar 0,002 cGy/MU dan untuk berkas sinar-x 10 MV sebesar 0,008 cGy/MU. Sehingga *virtual water phantom* dapat digunakan untuk verifikasi dosis.
2. Hasil verifikasi dosis dengan menggunakan dioda terhadap 60 lapangan persegi (square) tanpa blok, menghasilkan perbedaan dosis target terukur terhadap dosis yang direncanakan $\pm 2,5\%$. Hasil verifikasi dosis dengan menggunakan dioda terhadap 6 lapangan dengan MLC menghasilkan perbedaan dosis target terukur terhadap dosis yang direncanakan $\pm 3,5\%$. Menurut Jurnal yang berjudul *Practical Guidelines for Implementation of In Vivo Dosimetry with Diodes in External Radiotherapy with Photon Beam* oleh Huysken Dominique.*et.al.* tahun 2001, nilai batas toleransi deviasi pengukuran adalah 5%. Jadi dari keseluruhan 66 lapangan verifikasi menghasilkan dosis target yang masih diperbolehkan.

5.2. Saran

Penelitian yang telah dilakukan merupakan penelitian awal untuk penentuan dosis target secara *in vivo* yang masih banyak mengalami kelemahan. Oleh karena itu, penulis dapat memberikan saran untuk penelitian lanjutan dalam menentukan dosis target radioterapi eksterna secara *in vivo* :

1. Penentuan dosis target dilakukan dengan dosimeter lain yang memungkinkan untuk diletakan langsung pada kedalaman target yang akan diukur seperti dosimeter TLD maupun Film Gafchromic.
2. Verifikasi dosis target dilakukan pada lapangan radiasi yang lebih kompleks seperti pada lapangan radiasi hasil *Treatment Planning 3D Conformal*, ataupun IMRT



DAFTAR ACUAN

1. Aden Rendang, *Karakterisasi Detektor In Vivo Untuk Dosimetri Radioterapi Eksterna*, Jakart 2012
2. Costa.M.Alessandro.et.al, *In Vivo Dosimetry with Thermoluminescent Dosimeters in External Photon Beam Radiotherapy*,Departemento de fisica e matematica, facultade de filosofia,Universidade de Sao Paulo, Brazil, 2008.
3. Cunningham, J.R. and Johns, H.E, *The Physics of Radiology*, Charles Thomas Publisher, Springfield, Illinois, USA, fourth edition, 1983.
4. Huysken Dominique.et.al, *Practical guidelines for The implementation of in Vivo dosimetry with diode in external radiotherapy with photon beam (entrance dose)*, ESTRO, Brussel 2001
5. IAEA (International Atomic Energy Agency), *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy : An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standard Absorbed Dose to Water*. Technical Report Series no 398,IAEA, Vienna, 2000.
6. Jacob Dyk, *Treatment planning*, IAEA, 2011
7. Khan, F.M, *Physics of Radiation Therapy*, Lippincott William and Wilkins, Third Edition, 2003.
8. Masterson.M.E,*et.al*, *In vivo dosimetry NCH Regional Cancer Institute Naples, Florida*,2012
9. Podgorsak, E.B, *Review of Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students*, International Atomic Energy Agency, Vienna,Austria,2003.
10. Pursinic,P.A, *Changes in Incident Photon Fluence of 6MV and 18MV X-rays Caused by Blocks and Blocks Trays*,Med Phys 26,1999)
11. Semiconductor Diode, <http://mavdisk.mnsu.edu>, 2012
12. Van Dam Jan and Marinello, *Methodes for In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy*, ESTRO, Brussel, 1994.

13. York Ellen.et.al, *Diode in Vivo Dosimetry for Patiens Receiving Eksternal Beam Radiation Therapy*, Report of Task Group 62 of Radiation Commitee, American Association of Physicists in Medicine,2005



LAMPIRAN (A)

DATA DAN PENGOLAHAN DATA PENGUKURAN DOSIS SERAP PADA FANTOM AIR DAN VIRTUAL WATER PHANTOM

A1. Data pengukuran dosis serap sinar-x 6 MV pada fantom air

Tegangan kerja (v)	Bacaan(nC)					Rata-rata bacaan(nC)
	1(nC)	2 (nC)	3(nC)	4(nC)	5(nC)	
400	25,77	25,77	25,73	25,78	25,75	25,76
-400	25,73	25,75	25,75	25,75	25,75	25,75
100	25,56	25,56	25,57	25,57	25,57	25,57

A2. Hasil pengukuran dosis serap kedalaman maksimum sinar-x 6 MV pada fantom air

N_{DW}	0,0532Gy/nC
M_1	0,1288 nC/MU
K_{TP}	1,005
K_{POL}	1
K_S	1,003
M_Q	0,1297 nC/MU
$K_{Q,QO}$	0,9942
$D_{W,Q(ZREF)}$	0,0069
PDD_{10}	67,32%
$D_{W,Q(Zmax)}$	1,019 cGy/MU

A3. Data pengukuran dosis serap sinar-x 6MV pada virtual water phantom

Tegangan Kerja(V)	Bacaan (nC)					Rata-Rata (nC)
	1(nC)	2(nC)	3(nC)	4(nC)	5(nC)	
400	25,3	25,33	25,35	25,36	25,35	25,338
-400	25,39	25,37	25,36	25,38	25,38	25,376
100	25,2	25,21	25,22	25,24	25,22	25,218

A4. Hasil dosis serap kedalaman maksimum sinar-x 6 MV untuk virtual water phantom

N_{DW}	0,0532Gy/nC
M_1	0,1267 nc/MU
K_{TP}	1,024
K_{POL}	1,001
K_S	1,002
M_Q	0,1300 nC/MU
$K_{Q,QO}$	0,9942
$D_{W,Q(ZREF)}$	0,0069 Gy/MU
PDD_{10}	67,32%
$D_{W,Q(Zmax)}$	1,021 cGy/MU

A.5. Data pengukuran dosis serap sinar-x 10MV pada fantom air

	P=100,5kpa	T=18,8C	H=66%	
Tegangan kerja(V)	Bacaan (nC)			Rata-rata (nC)
	1(nC)	2(nC)	3(nC)	
400	41,98	41,92	41,98	41,96
100	41,52	41,48	41,5	41,5
-400	41,95	41,95	41,98	41,96

A.6. Hasil pengukuran dosis serap pada kedalaman maksimum sinar-x 10 MV fantom air

N_{DW}	0,0532Gy/nC
M_1	0,1399 nC/MU
$K_{T,P}$	1,004
K_{POL}	1
K_S	1,004
M_Q	0,1410 nC/MU
$K_{Q,QO}$	0,9811
$D_{W,Q(ZREF)}$	0,0074Gy/MU
PDD_{10}	72,53%
$D_{W,Q(Zmax)}$	1,014 cGy/MU

A.7.Data pengukuran dosis serap sinar-x 10 MV pada virtual water phantom

Tegangan kerja(V)	P=100,4 kpa	T=19,5 C	H=65%	Rata-rata (nC)
	Bacaan (nC)			
	1(nC)	2(nC)	3(nC)	
400	41,52	41,53	41,51	41,52
100	41,01	41,06	41,06	41,04
-400	41,4	41,47	41,46	41,44

A.8. Hasil pengukuran dosis serap sinar-x 10 MV pada virtual water phantom

N_{DW}	0,0532Gy/nC
M_1	0,1384
K_{TP}	1,007
K_{POL}	0,999
K_S	1,004
M_Q	0,1398 nC/MU
$K_{Q,QO}$	0,9811
$D_{W,Q(ZREF)}$	0,0073 Gy/MU
PDD_{10}	72,53%
$D_{W,Q(Zmax)}$	1,006 cGy/MU