

**TRANSMISI BERKAS SINAR-X 6 MV  
UNTUK LAPANGAN TIDAK TERATUR  
DENGAN UKURAN SHIELDING BLOK  
CERROBEN 10 CM X 8 CM.**

Veryyon Harahap  
(Dosen Radiodiagnostik dan Radioterapi  
Fakultas Kesehatan Universitas Efarina)

**ABSTRAK**

Penelitian ini membahas dosis transmisi pada lapangan yang diblok dengan cerrobend untuk berkas sinar- X 6 MV, pesawat linear accelerator Siemens Primus 2D Plus dengan lapangan dasar 20 cm x 20 cm. Pengukuran dilakukan dengan ionisasi chamber PTW 2D Array seven29 pada titik dalam phantom akrilik untuk lapangan yang diblok dan lapangan yang tidak dilindungi blok dengan bentuk blok yang divariasikan kedalamannya. Panjang Blok 10 cm dengan lebar 8 cm dengan kedalaman pengukuran 5, 8, 10, 12, 15 cm, dari hasil pengukuran diperoleh nilai transmisi dosis 5.9% untuk kedalaman 5 cm, untuk kedalaman 8 cm 7.4%, kedalaman 10 cm 8.5%, kedalaman 12 cm 9.7 % dan kedalaman 15 cm 11.3%. Persentase dosis transmisi akan meningkat dengan kenaikan kedalaman blok cerrobend. Hasil pengukuran dibandingkan dengan hasil TPS.

**Kata kunci:**

Blok cerrobend, persentase transmisi dosis, daerah transisi

**PENDAHULUAN**

Selama 50 tahun pertama ditemukannya radioterapi perkembangan teknologi untuk melakukan radioterapi relatif lambat dan masih menggunakan tabung sinar X, generator van de Graaff dan betatron sebagai alat untuk menghasilkan radiasi pengion. Pada saat ini teknologi untuk menghasilkan

radiasi pengion untuk berkas sinar X kualitas tinggi (megavolt) dapat dihasilkan melalui pesawat linear accelerator (*linac*)

Pesawat *linac* menggunakan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan seperti elektron sehingga menghasilkan energi yang diarahkan pada sebuah tabung linear. Elektron energi tinggi yang dihasilkan dapat digunakan langsung untuk terapi tumor dekat permukaan, atau diarahkan ke suatu target untuk menghasilkan sinar-X Megavolt yang digunakan untuk terapi tumor pada kedalaman tinggi. Penggunaan radiasi pengion dari pesawat linac untuk radioterapi menjadi pilihan tersendiri dalam dunia kedokteran. Sinar pengion pada radioterapi untuk pengobatan kanker disebabkan kemampuan dari sinar pengion bila mengenai suatu materi akan menyebabkan ionisasi pada materi tersebut. Seluruh proses reaksi biokimia yang terjadi dalam tubuh manusia akan terkena dampak paparan radiasi pengion. Kerusakan tersebut tergantung pada sifat ekstrinsik, meliputi dosis dan jenis radiasi yang diterima oleh sel, serta sifat intrinsik sel itu sendiri, yaitu radiosensitivitas sel. Pengaruh radiasi pengion bukan hanya terjadi pada sel – sel kanker, tetapi terjadi pula pada sel – sel normal.

Berdasarkan teori target yang menyatakan bahwa “ sel akan mati bila molekul target yang berada pada sel tersebut terinaktivasi ( tidak aktif) akibat paparan radiasi”. Semakin sensitif sel terhadap radiasi, semakin banyak sel tersebut yang mati, dan semakin rendah sel yang survival (Dwi, 2002). Dengan demikian sel kanker diharapkan mengalami penyusutan volume secara kontiniu yang pada akhirnya akan hilang. Sel kanker lebih sensitif dibandingkan dengan jaringan sehat. Permasalahannya jaringan kanker tidak diterapi dalam keadaan terisolasi dari jaringan normal. Hal ini disebabkan karena

sel kanker terletak pada jaringan yang fungsinya harus dipertahankan setelah radioterapi dan sel kanker menyebar dalam jaringan.

Dosis hambur merupakan dosis yang berasal dari hamburan kolimator dan jaringan. Besarnya dosis hambur bergantung pada luas lapangan radiasi dan volume jaringan yang terkena radiasi. Penggunaan blok *cerrobend* dalam penyinaran akan mempengaruhi dosis hambur, karena blok *cerrobend* akan mengurangi luas lapangan radiasi, sehingga akan berpengaruh pada besarnya dosis hambur. Oleh karena itu perlu dilakukan penelitian pengaruh blok *cerrobend* pada distribusi dosis dalam jaringan.

Pengukuran distribusi dosis pada tubuh pasien hampir tidak mungkin dilakukan pada tubuh pasien secara langsung dengan alasan teknis, keamanan maupun etika. Distribusi dosis hampir seluruhnya diambil dari pengukuran dengan menggunakan fantom (obyek pengganti tubuh) misalnya air yang memiliki volume cukup besar sehingga memberikan radiasi hambur yang cukup atau akrilik.

Berdasarkan uraian diatas, maka peneliti melakukan penelitian ini yang bertujuan untuk menghitung persentase dosis transmisi pada lapangan radiasi yang diblok dengan ukuran *shielding* blok cerroben 10 cm x 8 cm guna melindungi organ sehat disekitar target tumor dan distribusi dosis diluar daerah blok, kemudian dibandingkan dengan hasil perhitungan dengan TPS. Dengan mengetahui persentase dosis transmisi blok diharapkan akan memperoleh grafik hubungan antara dosis transmisi dan lebar blok, dan hubungan antara variasi kedalaman dan lebar blok, sehingga dari grafik tersebut dapat ditarik kesimpulan.

## METODE PENELITIAN

Penelitian ini menggunakan pesawat Linear accelerator (LINAC) jenis Siemens Primus 2D di Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Pertamina Pusat (RSPP). Thermometer digital untuk mengukur suhu ruangan dan barometer untuk mengukur tekanan udara. Fantom akrilik berukuran 30 cm x 30 cm dengan ketebalan 1 cm dan 0.5 cm, dan blok individual yang terbuat dari bahan *cerrobend*, untuk proteksi organ

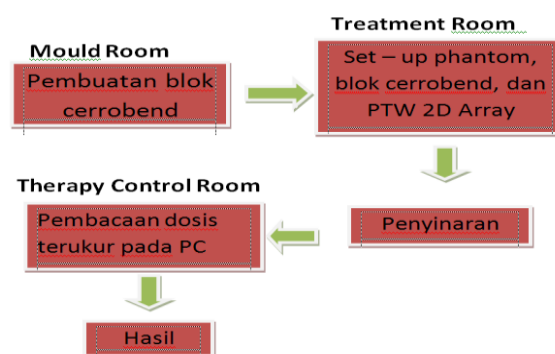
disekitar target tumor, *bloking tray* untuk meletakkan blok individual, *Styrofoam* bahan yang digunakan sebagai negative blok individual, *hot wire cutter* mesin otomatis untuk memotong *Styrofoam* otomatis dikontrol oleh komputer. Pengukuran dosis dilakukan dengan menggunakan PTW 2D Array seven 29.

Pembuatan blok cerrobend didahului oleh pembuatan blok negative dari bahan *Styrofoam* yang dikontrol dengan komputer dengan memperhatikan berbagai faktor perlakuan klinis seperti SSD, bentuk blok, luas lapangan bentuk dan ukuran blok.

Pengukuran dosis serap dengan pesawat Linac dengan modalitas sinar-x 6 MV pada lapangan tidak teratur (*irregular*) dengan SSD = 100 cm. Pengukuran dilakukan dengan fantom akrilik pada lapangan dasar 20 cm x 20 cm. pengukuran dilakukan dengan bentuk blok tipis *cerrobend*. Blok untuk melindungi daerah tenggorokan, lebar blok adalah 8 cm dengan panjang 10 cm. pengukuran dilakukan pada kedalaman 5 cm, 8 cm, 10 cm, 12 cm dan 15 cm.

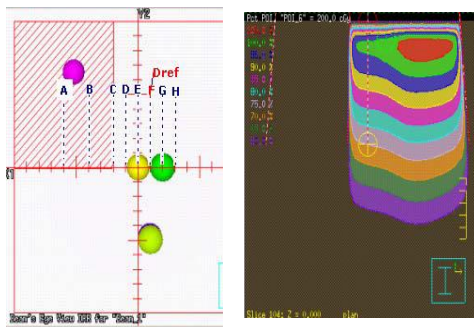
Pengukuran dosis ditentukan sesuai dengan dosis 200 MU. Koreksi tekanan udara, suhu ruangan, dan faktor koreksi dimasukkan langsung ke dalam sistem komputasi dosimeter yang mengakibatkan bacaan dosimeter terkoreksi secara otomatis.

Blok diagram pengukuran transmisi dosis pada pesawat Linac linac dengan ionisasi chamber 2D array seven29 dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Blok Diagram Pengukuran persentase dosis transmisi pada pesawat Linac dengan ionisasi chamber 2D Arrat Senven29

Pengukuran dosis dengan blok 10 cm x 8 cm disebut seperti gambar berikut :

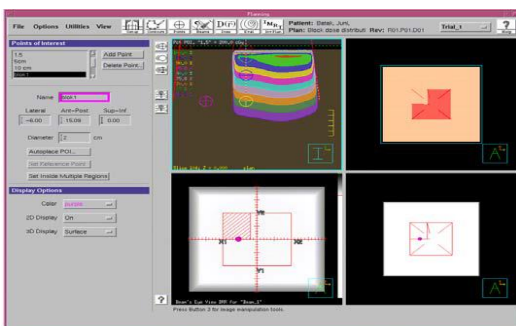


Gambar 2. Skema Penutupan Blok 10 cm x 8 cm dan penentuan titik pengukuran.

Pengukuran dilakukan pada kedalaman 5 cm, 8 cm, 10 cm, 12 cm, 15cm pada setiap titik. Titik A, B : diukur tepat pada lapangan yang dilindungi dengan blok, titik C : dosis diukur tepat pada lapangan tepi blok, titik D, E, F, G, H : dosis diukur pada lapangan yang tidak dilindungi blok dan Dref adalah dosis referensi.

**Kalkulasi dosis serap dengan Treatments Planning System (TPS)**

Treatment planning system digunakan untuk merekonstruksi volumetrik dari citra CT, setelah direkonstruksi kemudian dilakukan simulasi perlakuan radioterapi dan kalkulasi distribusi dosis. Semua kondisi pengukuran yang telah dilaksanakan disimulasikan dalam TPS, kemudian distribusi dosis dalam medium dikalkulasi selanjutnya hasil pengukuran dibandingkan dengan kalkulasi TPS. Tampilan pada system computer TPS dapat dilihat gambar 3.



Gambar 3. Tampilan Pada Kompuetr TPS Pinnacle

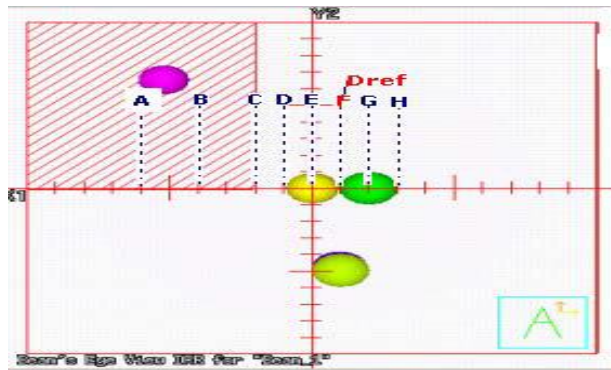
Keberhasilan radioterapi sangat dipengaruhi oleh akurasi pengukuran dan perhitungan dosimetri. Pengukuran transmisi dosis pesawat Linac pada umumnya dilakukan untuk lapangan teratur. Padahal dalam klinis ukuran lapangan yang digunakan dalam terapi tidak teratur, tergantung kepada bentuk dan letak kanker. Disamping itu untuk optimasi dosis terapi sering pula proteksi organ yang dekat dengan kanker perlu dilakukan dengan cara menutup sebagian lapangan yang dekat organ risk, maka perlu dibuat blok yang dapat menyaring pajanan radiasi sehingga lapangan menjadi asimetri dan sesuai dengan kondisi kanker. Penggunaan blok cerrobend ini akan berpengaruh dalam perhitungan dosis radiasi yang akan diberikan dalam terapi (perhitungan dosimetri).

Dalam penelitian ini telah dilakukan pengukuran dosis transmisi pada medium akrilik, pengukuran pada lapangan dengan shielding blok tipis simulasi untuk proteksi daerah tenggorokan. Hasil pengukuran dapat langsung dibaca pada tayangan computer yang dihubungkan dengan PTW 2D Array. Hasil pengukuran dan kalkulasi TPS dapat dilihat dalam Tabel 1 dan Tabel 2 untuk ukuran blok dengan lebar 8 cm.

Tabel 1, Hasil pengukuran dosis di berbagai titik dan kedalaman dari berkas sinar-x 6 MV pada lapangan tidak teratur (lap.dasar 20x20 cm<sup>2</sup>) dengan ukuran blok 10 cm x 8 cm<sup>2</sup>

Lebar Blok	Titik Pengukuran	Dosis (cGray) / perentase transmisi dosis pada kedalaman (cm).				
		5	8	10	12	15
8 cm	Dref	179.90	155.73	138.80	125.03	106.17
	A	10.57 (5.9)	11.50 (7.4)	11.87 (8.5)	12.07 (9.7)	12.00 (11.3)
	B	14.20 (7.9)	15.67 (10.1)	16.23 (11.7)	16.43 (13.1)	16.07 (15.1)
	C	102.00 (56.7)	86.83 (55.8)	76.57 (55.2)	67.93 (54.3)	55.57 (52.3)
	D	171.30 (92.2)	146.90 (94.3)	130.47 (94.0)	117.27 (93.8)	99.50 (93.7)
	E	178.37 (99.1)	153.47 (98.5)	136.33 (98.2)	122.80 (98.2)	103.90 (97.9)
	F	179.90 (100.0)	155.73 (100.0)	138.80 (100.0)	125.03 (100.0)	106.17 (100.0)
	G	182.50 (101.4)	157.43 (101.1)	141.23 (101.8)	127.50 (102.0)	108.33 (102.0)
	H	181.87 (101.1)	157.23 (101.0)	140.63 (101.3)	126.70 (101.3)	107.90 (101.6)

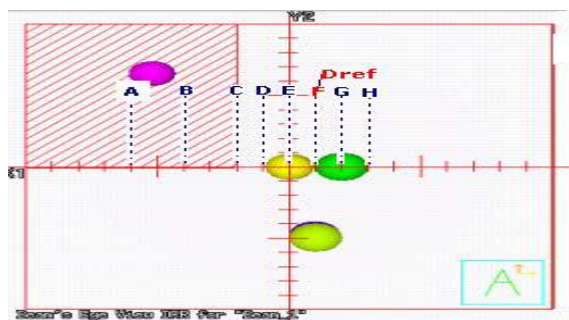
**HASIL PENELITIAN**



Gambar 4. Hasil pengukuran dosis diberbagai titik

Tabel 2. Kalkulasi dosis di berbagai titik dan kedalaman dari berkas sinar-x 6 MV pada lapangan tidak teratur (lap. Dasar 20 x 20 cm<sup>2</sup>) dan ukuran blok 10 cm x 8 cm<sup>2</sup>

Lebar Blok	Titik Pengukuran	Dosis (cGray) / perentase transmisi dosis pada kedalaman (cm).				
		5	8	10	12	15
8 cm	Dref	169.1	147.5	133.6	121	104.4
	A	11.2 (6.6)	11.8 (8.0)	12 (9.0)	12.2 (10.1)	12 (11.5)
	B	14.9 (8.8)	15 (10.2)	15.1 (11.3)	15.2 (12.6)	14.9 (14.3)
	C	93.4 (55.2)	81 (5.9)	72.2 (54.0)	65 (53.7)	55.8 (53.4)
	D	174.4 (103.1)	150.4 (102.0)	135.6 (101.5)	122.2 (101.0)	104.5 (100.1)
	E	175.4 (103.7)	151.5 (102.7)	136.8 (102.4)	123.5 (102.1)	105.7 (101.2)
	F	175.8 (104.0)	152.2 (103.2)	137.6 (103.0)	124.1 (102.6)	106.3 (101.8)
	G	175.5 (103.8)	152.6 (103.5)	137.9 (103.2)	124.6 (103.0)	106.8 (102.3)
	H	176.6 (104.4)	152.9 (103.7)	138.2 (103.4)	124.8 (103.1)	107 (102.5)

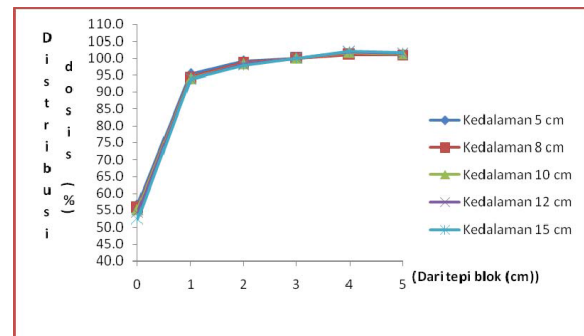


Gambar 5. Kalkulasi dosis di berbagai titik dan kedalaman.

Tabel 3. Selisih hasil pengukuran dan kalkulasi TPS (Tabel 1 dan 2)

Lebar Blok	Titik Pengukuran	Dosis (cGray) / perentase transmisi dosis pada kedalaman (cm).				
		5	8	10	12	15
8 cm	A	-0.75	-0.62	-0.43	-0.43	0.19
	B	-0.92	-0.11	0.39	0.58	0.86
	C	1.46	0.84	1.12	0.61	-1.11
	D	-7.91	-7.64	-7.50	-7.20	-6.38
	E	-4.58	-4.17	-1.52	-1.85	-0.82
	F	-1.38	-1.24	-4.17	-3.85	-3.38
	G	-2.34	-2.37	-1.47	-1.00	-0.26
	H	-3.34	-2.70	-2.12	-1.81	-0.86

Untuk lebih jelas, data dalam Tabel 3 dapat dilihat dalam grafik pada Gambar 6.



Gambar 6. Persentase distribusi dosis sinar-x 6MV lapangan rectangular (ukuran blok 10 cm x 8 cm)

## PEMBAHASAN

Pengukuran lapangan II dilakukan dengan ukuran blok yang cukup lebar yaitu 10 cm x 8 cm. Lapangan ini umumnya digunakan untuk penyinaran sembarang untuk proteksi organ sehat disekitar target tumor yang cukup lebar. Khusus untuk dosis transmisi pada tengah daerah yang blok lapangan II meningkat secara linear dengan kenaikan kedalaman, hal ini disebabkan adanya hamburan dari medium. Nilai linearitas  $Y = 1.3x + 4.6$ , dimana x adalah kedalaman dan Y adalah persentase distribusi dosis, dengan  $R^2 = 0.995$ . Khusus untuk dosis transmisi yang diterima oleh organ yang diproteksi yaitu 5.9% untuk kedalaman 5 cm, untuk kedalaman 8 cm 7.4%, kedalaman 10 cm 8.5%, kedalaman 12 cm 9.7% dan kedalaman 15 cm 11.3%. untuk semua kedalaman hampir 2 kali lebih besar dari dosis batas dosis yang diijinkan yaitu dibawah 5% (William, et al., 1993), kecuali untuk kedalaman 5 cm dosis transmisi hampir mendekati dari yang diharapkan.

Panjang daerah transisi dari pinggir blok sampai pencapaian nilai dosis referensi sekitar 1 cm dari tepi blok, dan ternyata tidak bergantung dengan kedalaman. Untuk dosis di tepat tepi blok hampir mendekati dari batas dosis yang diijinkan, yaitu 56.7% untuk kedalaman 5 cm, 55.8% untuk kedalaman 8 cm, 55.2% untuk kedalaman 10 cm, 54.3% untuk kedalaman 12 cm, dan 52.3% untuk kedalaman 15 cm. Penelitian ini juga sangat penting untuk diketahui oleh oncologist sesuai dengan Report ICRU 62 yang telah disebut diatas. Seperti pada pengukuran lapangan I, pengukuran lapangan II juga menghasilkan nilai kalkulasi TPS dengan hasil pengukuran tidak jauh berbeda, dapat dilihat dari nilai ratio kalkulasi TPS dan hasil pengukuran masih dibawah 2%, nilai ini masih diperbolehkan dari batas maksimum yang diijinkan 3 % (Papatheodorou, et al., 1999).

## KESIMPULAN

Persentasi dosis transmisi akan meningkat dengan kenaikan kedalaman blok cerobend.

Blok dengan lebar 8 cm optimum untuk memproteksi organ yang berukuran 4 cm untuk kedalaman 5 cm.

## DAFTAR PUSTAKA

- Attix F.H. (1986). " Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetri", University of Wisconsin Medical School, Madison, Wisconsin.
- G.Luxton and Melvin.A.A, (1988.) "Output Factor constituents of a highenergy photon beam". Medical Physics 15 (1).
- Hall. Eric J, " Radiobiology for the Radiologist ", 4th ed. J.B Lippincott Company, Philadelphia.
- ICRU Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Reports 50), The International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.
- Jerrold TB., J Anthony S., Edwin ML., dan John M Boone, (2001). "The essential physics of medical imaging", Lippincott Williams &Wilkins.
- Johns.H.E, Cunningham, John. R,( 1983 ). "The Physics of Radiology", Charles C Thomas Publisher, Springfield, Illinois, U.S.A.
- Khan.F.M. (1984), "The Physics of Radiation Therapy", Lippincott Williams and Wilkins, Baltimore.
- Kron Thomas, et. Al, (1997). " The Physics of Radiotherapy X-ray and Electrons", Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin.
- Medicartel SDN.BHD, (2005). "Souercebook Medtec Radiation Oncology Accessories, Malaysia.
- P. Huang, J. Chu, and B. Bjarngard, (1987)"The effect of collimator backscatter radiation on photon output of linier accelerators," Medical Physics. 14, 268.
- Podgorsak, E. B. (2003)"Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students", International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria.
- Spiridon papatheodorou et al., (1999) "Dose calculation and verification of intensity modulation generate by dynamic MLC".
- S.K.Dwi, (2002) " Faktor Hamburan Maksimum Berkas Sinar-X 6 MV and 10 MV", Jurnal Fisika HFI Vol A5 No: 0531
- S. Djarwani. (2008), " buku Panduan Kuliah Radioterapi ", Fisika Medis, Universitas Indonesia
- Sprawls, Perry, Physical principles of medical imaging second edition,
- Susworo. R, (2007), "Dasar – dasar Radioterapi", Penerbit Universitas Indonesia. UI Press
- Williams, J. R., et. al. (1993), "Radiotherapy Physics in Practice", Oxford University Press Inc., New York, U.S.A.