

# Kendali Mutu Dosimetri Akselerator Linier Medik

Susetyo Trijoko

*Pusat Penelitian dan Pengembangan Keselamatan Radiasi dan Biomedika Nuklir  
Badan Tenaga Nuklir Nasional, Jakarta*

## ABSTRAK

Beberapa rumah sakit di Indonesia saat ini telah menggunakan pesawat akselerator linier (linac) medik untuk terapi kanker. Maksud dari kegiatan ini adalah untuk mengidentifikasi kemungkinan terjadinya perbedaan dosis serap berkas foton linac medik lebih besar dari batas yang dapat diterima  $\pm 4,0\%$ . Kendali mutu dosimetri pesawat terapi linac dilaksanakan dengan menggunakan detektor bilik pengion. Detektor bilik pengion yang diletakkan dalam fantom air pada kedalaman acuan diirradiasi dengan berkas foton dosis 200 cGy oleh fisikawan rumah sakit. Dari 5 (lima) macam berkas foton yang diaudit, hasilnya menunjukkan bahwa 4 (empat) berkas berada dalam batas yang dapat diterima (deviasi  $\leq \pm 4,0\%$ ) dan satu berkas memiliki deviasi major, lebih besar dari  $\pm 7,0\%$ .

## PENDAHULUAN

Beberapa rumah sakit di Indonesia telah dilengkapi dengan akselerator linier medik dan jenis jenis pesawat linac yang digunakan adalah Mitsubishi EXL-22 (10-MV), Clinac-18 (10-MV), Mevatron-67 (6-MV), dan Mevatron-74 (10-MV). Dengan semakin banyaknya penggunaan berkas radiasi linac dan dalam upaya meningkatkan keberhasilan radioterapi kanker, diperlukan ketelitian dalam pemberian dosis. Terlalu kecil dosis yang diberikan, sel-sel kanker tidak akan mati seluruhnya atau bahkan dapat merangsang terjadinya kanker baru pada jaringan sekitarnya. Sebaliknya, kelebihan dosis yang diberikan bisa mematikan jaringan sehat di sekitar kanker. Untuk itu, ICRU (*International Commission on Radiation Unit and Measurement*)<sup>(1)</sup> merekomendasikan bahwa ketelitian dosis yang diberikan pada target tumor adalah lebih kecil dari  $\pm 5,0\%$ . Lebih lanjut, Davis dan Faessler<sup>(2)</sup> telah merekomendasikan tingkat toleransi dosis yang diberikan sebesar  $\pm 4,0\%$ .

Selama ini Instalasi Kalibrasi dan Standardisasi, PSPKR BATAN, telah melaksanakan pengecekan dosis radioterapi Co-60 dengan menggunakan dosimeter termoluminesensi (TLD). Belum lama ini audit dosimetri berkas sinar gamma

Co-60 telah dilaksanakan terhadap satu rumah sakit dan hasilnya cukup baik, dengan perbedaan maksimum tidak lebih dari  $\pm 5\%$  (2 SD)<sup>(3)</sup>. Maksud kegiatan kali ini adalah untuk mengidentifikasi kemungkinan terjadinya perbedaan dosis lebih besar dari  $\pm 4,0\%$  untuk berkas foton pesawat akselerator medik. Kegiatan ini dilaksanakan terhadap jenis-jenis akselerator linier medik yang tersedia di Indonesia.

## PERALATAN DAN TATAKERJA

### Peralatan

Berbagai peralatan yang digunakan dalam kegiatan ini meliputi sebagai berikut :

- 1) Detektor bilik pengion, berbentuk silinder, volume 0,6 ml.
- 2) Digital Farmer Dosimeter 2570A.
- 3) Fantom air standar IAEA, ukuran 30 cm x 30 cm x 30 cm.
- 4) Sumber pengecek Sr-90.
- 5) Barometer.
- 6) Termometer.

### Tata Kerja

- 1) Uji Stabilitas Alat Ukur Radiasi  
Sebelum digunakan untuk pengukuran, sistim alat ukur

radiasi yang terdiri dari detektor dan Farmer Dosimeter selalu dicek stabilitas responnya dengan menggunakan sumber Sr-90. Detektor dimasukkan ke dalam sumber dan bacaan untuk waktu paparan 250 detik dicatat. Bacaan yang dikoreksi ( $B_c$ ) terhadap suhu dan tekanan udara ruangan kemudian dibandingkan dengan bacaan acuan ( $B_a$ ). Perbedaan antara bacaan alat saat itu dengan bacaan acuan tidak boleh lebih dari  $\pm 1\%$ .

2) Penentuan Koreksi Rekomendasi Ion

Karena tidak semua ion yang terjadi dalam detektor dapat terkumpul ke elektroda<sup>(4)</sup> dan terbaca oleh Dosimeter, maka diperlukan koreksi rekombinasi ion. Faktor koreksi rekombinasi ion ( $P_s$ ) ditentukan dengan metode dua-tegangan<sup>(5)</sup>, yakni dengan mengukur banyaknya ionisasi  $Q_1$  dan  $Q_2$  yang dikumpulkan oleh detektor yang diberi tegangan kerja  $V_1$  dan  $V_2$ . Tegangan kerja  $V_1 = 240$  Volt dan  $V_2 = V_1/4$ . Detektor diletakkan di dalam fantom air pada kedalaman acuan (5 cm untuk foton 6-MV dan 10 cm untuk foton 10-MV) dan diberi radiasi 100 mu (*monitor unit*):  $P_s$  dihitung dengan rumus berikut<sup>(5)</sup>:

$$P_s = 1,002 - 0,3632 (Q_1/Q_2) + 0,3413 (Q_1/Q_2)^2 \dots (1)$$

3) Penentuan Kualitas Berkas Radiasi

Kualitas radiasi ditentukan dengan membandingkan laju ionisasi pada kedalaman 20 cm air ( $I_{20}$ ) dengan laju ionisasi pada kedalaman 10 cm air ( $I_{10}$ ) untuk jarak fokus ke permukaan fantom (FSD) 100 cm dan ukuran lapangan radiasi (FS) di permukaan fantom 10 cm x 10 cm<sup>(6)</sup>. Fantom yang digunakan adalah fantom air standar IAEA. Nilai perbandingan  $I_{20}/I_{10}$  akan digunakan untuk menentukan besarnya  $S_{air,ud}$  (nisbah daya henti air relatif terhadap udara) dan  $P_u$  (faktor koreksi perturbasi) dalam penentuan dosis serap.

4) Pengecekan Dosis Serap

Pengecekan dosis serap acuan dilakukan pada kedalaman 5 cm air untuk berkas foton 6-MV dan 10 cm untuk berkas foton 10-MV. Jarak fokus ke permukaan fantom (FSD) adalah 100 cm dan ukuran lapangan radiasi (FS) di permukaan fantom diambil 10 cm x 10 cm. Pada saat kunjungan ke rumah sakit, fisikawan rumah sakit diminta untuk memberikan dosis serap acuan sebesar 200 cGy.

Dosis serap acuan tersebut di atas dibandingkan dengan hasil pengukuran dengan alat ukur radiasi milik PSPKR yang ditentukan dengan rumus berikut<sup>(5)</sup>:

$$D_a = M \cdot N_d \cdot S_{air,ud} \cdot P_u \cdot P_s \cdot P_{repl} \dots (2)$$

dimana :

- $D_a$  : dosis serap acuan (cGy)
- $M$  : bacaan dosimeter yang telah dikoreksi oleh suhu dan tekanan udara ruangan (skala divisi = SD)
- $N_d$  : faktor kalibrasi detektor, besarnya (0,8455  $\pm$  1,9%) cGy/SD
- $S_{air,ud}$  : nisbah daya henti air terhadap udara, diambil dari Tabel XIII TRS No. 277<sup>(5)</sup>
- $P_u$  : faktor koreksi perturbasi, diambil dari Gambar 14 TRS No. 277<sup>(5)</sup>
- $P_s$  : faktor koreksi rekombinasi ion
- $P_{repl}$  : faktor koreksi pergeseran titik efektif pengukuran, diambil dari Gambar 5. AAPM<sup>(7)</sup>

**HASIL DAN PEMBAHASAN**

Hasil penentuan uji stabilitas alat ukur radiasi yang

digunakan selama audit ini diperlihatkan pada **Tabel 1**. Di sini terlihat bahwa alat ukur selalu dalam keadaan stabil, karena nilai deviasi bacaan acuan dan bacaan pada saat itu tidak lebih dari  $\pm 1,0\%$ <sup>(8)</sup>. Dengan demikian alat selalu siap digunakan untuk pengukuran.

**Tabel 1. Hasil uji stabilitas alat ukur radiasi.**

Tanggal	$B_a$ (s . d)	$B_c$ (s . d)	Deviasi (%)
12-07-1996	44,84	44,56 $\pm$ 0,1%	- 0,6
13-07-1996	44,84	44,63 $\pm$ 0,1%	- 0,4
06-09-1996	44,69	44,68 $\pm$ 0,2%	- 0,1
23-10-1996	20,71	20,51 $\pm$ 0,0%	- 0,9
24-10-1996	20,71	20,54 $\pm$ 0,1%	- 0,8

$$\text{Deviasi} = \frac{B_c - B_a}{B_a} \times 100\%$$

Hasil pengukuran jumlah ionisasi yang terkumpul pada tegangan kerja  $V_1$  dan  $V_2$  ditunjukkan dengan **Tabel 2**. Nilai perbandingan  $Q_1/Q_2$  kemudian digunakan untuk menentukan faktor rekombinasi ion ( $P_s$ ) dengan menggunakan persamaan (1). Nilai-nilai  $P_s$  selama kegiatan audit ini ditampilkan pada **Tabel 2** kolom 4.

**Tabel 2. Nilai  $P_s$  yang ditentukan dengan metoda dua-tegangan**

Jenis Pesawat	Tegangan Kerja	Jumlah Ionisasi	$P_s$
Mitsubishi EXL-22	$V_1$	$Q_1 = 99,2$ s.d	1,0082
	$V_2$	$Q_2 = 96,2$ s.d	
Mitsubishi EXL-14	$V_1$	$Q_1 = 92,2$ s.d	1,0032
	$V_2$	$Q_2 = 91,3$ s.d	
Clinac-18	$V_1$	$Q_1 = 85,1$ s.d	1,0024
	$V_2$	$Q_2 = 84,5$ s.d	
Mevatron-67	$V_1$	$Q_1 = 88,6$ s.d	1,0036
	$V_2$	$Q_2 = 87,7$ s.d	
Mevatron-74	$V_1$	$Q_1 = 77,8$ s.d	1,0033
	$V_2$	$Q_2 = 77,0$ s.d	

Hasil penentuan kualitas berkas radiasi foton yang dihasilkan oleh 5 (lima) jenis pesawat akselerator linier medik ditunjukkan pada **Tabel 3**. Kualitas radiasi ( $I_{20}/I_{10}$ ) ini kemudian digunakan untuk menentukan nilai-nilai  $S_{air,ud}$  (nisbah daya henti air terhadap udara) dan  $P_u$  (faktor koreksi perturbasi).

**Tabel 3. Nilai-nilai  $I_{20}/I_{10}$ ,  $S_{air,ud}$  dan  $P_u$**

Jenis Pesawat	Kualitas Berkas		$S_{air,ud}$	$P_u$
	Potensial	$I_{20}/I_{10}$		
Mitsubishi EXL-22	10-MV	0,638	1,103	1,005
Mitsubishi EXL-14	6-MV	0,586	1,118	1,006
Clinac-18	10-MV	0,621	1,108	1,004
Mevatron-67	6-MV	0,585	1,118	1,006
Mevatron-74	10-MV	0,635	1,104	1,005

Bacaan rata-rata hasil pengecekan dosis serap untuk lima jenis pesawat akselerator linier medik pada kedalaman acuan ditunjukkan pada **Tabel 4**. Nilai  $P_{repl}$  tergantung pada diameter detektor bilik pengion dan potensial akselerator linier<sup>(7)</sup>. Dosis serap acuan ( $D_a$ ) ditentukan dengan persamaan (2).  $D_a$  penge-

cekan dibandingkan dengan  $D_a$  yang dinyatakan oleh fisikawan rumah sakit.

**Tabel 4. Perbandingan antara dosis serap pengecekan dan dosis serap yang dinyatakan fisikawan rumah sakit.**

Jenis Pesawat	Kedalaman acuan (cm)	Bacaan rata-rata (s.d)	$P_{rept}$	$D_a$ , pengecekan (cGy)	$D_a$ , oleh RS. (cGy)	Deviasi (%)
Mitsubishi EXL-22	10	210,8 ± 0,2%	0,991	197,4 ± 1,9%	200	1,3
Mitsubishi EXL-14	5	208,0 ± 0,2%	0,990	197,2 ± 1,9%	200	1,4
Clinac-18	10	234,2 ± 0,2%	0,991	218,8 ± 1,9%	200	-8,6
Mevatron-67	5	204,4 ± 0,3%	0,990	195,0 ± 1,9%	200	2,5
Mevatron-74	10	210,5 ± 0,3%	0,991	195,9 ± 1,9%	200	2,1

$$\text{Deviasi} = \frac{D_a, \text{ pengecekan} - D_a, \text{ oleh RS}}{D_a, \text{ pengecekan}} \times 100\%$$

Besarnya deviasi antara dosis pengecekan dengan dosis yang dinyatakan oleh fisikawan rumah sakit digunakan sebagai indikator kinerja dosimetri di rumah sakit. Hasil pengecekan dosis dibagi dalam 3 (tiga) kategori sesuai dengan besarnya deviasi, yakni :

- Dapat diterima :  $\leq 4,0\%$
- Deviasi minor : 4,0 - 7,0%
- Deviasi major :  $\geq 7,0\%$

Kategori yang serupa juga telah digunakan oleh Davis dan Faessler<sup>(2)</sup>. Dari **Tabel 4**, di sini dapat dilihat bahwa 4 (empat) berkas foton akselerator linier berada di dalam rentang batas yang dapat diterima, sedangkan satu berkas foton berada di luar deviasi major, yakni -8,6%. Hal ini terjadi karena rumah sakit yang bersangkutan tidak memiliki fisikawan medik dan pada waktu audit, irradiasi dilakukan oleh seorang radiografer.

### KESIMPULAN

Kegiatan kendali mutu dosimetri berkas foton akselerator linier medik ini merupakan yang pertama kali dilakukan. Pelaksanaan pengecekan dosis di titik acuan cukup mudah dan cepat, namun staf PSPKR BATAN harus mengunjungi rumah sakit yang diaudit. Hasil pengecekan ini secara umum adalah

sangat baik, kecuali satu berkas linac. Pada waktu yang akan datang, kegiatan pengecekan semacam ini pada prinsipnya dapat dilanjutkan untuk seluruh tahap perhitungan dosis di rumah sakit, tidak hanya dosimetri di titik acuan.

### UCAPAN TERIMA KASIH

*Penulis menyampaikan terima kasih yang tulus kepada para staf radioterapi di RS. Kanker Dharmais (Jakarta), RS. Gatot Subroto (Jakarta), dan RS. Dr. Soetomo (Surabaya).*

### KEPUSTAKAAN

1. ICRU, Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X-or gamma ray in radiotherapy procedures. Report Number 24,1976.
2. Davis B, Faessler P. Quality audit of megavoltage radio therapy units: intercomparison of dose at a reference point using a mailed TL-dosimetry system. Radiotherapy and Oncology 1993; 28.
3. Sunaryati SI, Trijoko S. Audit dosimetri berkas sinar gamma Co-60 menggunakan detektor bilik pengion dan TLD. (akan diterbitkan).
4. Johns HE, Cunningham JR. The Physics of Radiology, 4<sup>th</sup> ed. Illinois: Charles C. Thomas, 1985.
5. IAEA. Absorbed dose determination in photon and electron beams. Technical Report Series (TRS) No. 277, 1987.
6. NACP Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV. Acta Radiol Oncol, 1980.
7. AAPM. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams. Med Physics 1983; 10(6).
8. Manual 0.6 cc Robust Ionisation Chamber, Nuclear Enterprises Limited, Beenham Berkshire England, 1985.

*Chance is but the pseudonym of God*