

# Penentuan Faktor Kalibrasi Berkas Pesawat Terapi Cs-137 dengan Metoda Interpolasi

**Susetyo Trijoko**

*PSPKR BATAN, Pasar Jumat, Jakarta*

## ABSTRAK

Fasilitas Kalibrasi Tingkat Nasional (FKTN) BATAN yang juga dikenal dengan sebutan Laboratorium Dosimetri Standar Sekunder (SSDL) Jakarta, telah dilengkapi dengan sistem dosimeter NPL untuk standar sekunder tingkat terapi berikut dengan pesawat terapi sinar-X dan Co-60. Sistem dosimeter standar tersebut dikalibrasi secara berkala di Laboratorium Dosimetri Standar Primer (PSDL). Selama ini Electrotechnical Laboratory (ETL) PSDL-Jepang, tempat dosimeter NPL dikalibrasi, memberikan faktor kalibrasi paparan (N terhadap dosimeter NPL dalam rentang energi foton dan 50 kV sampai berkas Co-60, tetapi tanpa berkas Cs-137. Dalam upaya untuk mendapatkan faktor kalibrasi berkas Cs-137, dipergunakan metoda interpolasi linier dengan memperhitungkan faktor koreksi atenuasi radiasi oleh dinding dan sungkup detektor. Beberapa persamaan yang bisa dipergunakan untuk menghitung faktor kalibrasi berkas Cs-137 dari berbagai jenis bilik pengionan radioterapi disajikan dalam makalah ini.

## PENDAHULUAN

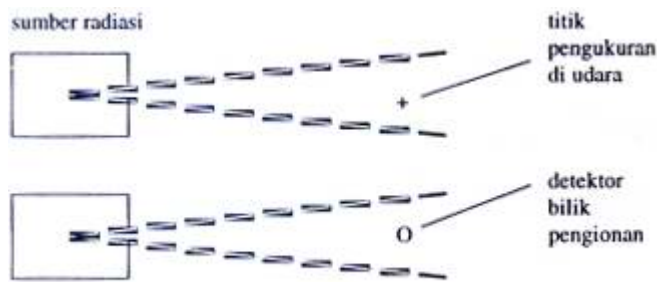
Sejak tahun 1984 Fasilitas Kalibrasi Tingkat Nasional (FKTN), PSPKR BATAN, telah menjadi anggota jaringan Laboratorium Dosimetri Standar Sekunder (SSDL) di bawah koordinasi Badan Tenaga Atom Internasional (IAEA)<sup>(1)</sup>. Sebagai anggota SSDL yang sekaligus sebagai acuan nasional untuk pengukuran dosis radiasi, FKTN telah dilengkapi dengan sistem dosimeter *NPL Secondary Standard Therapy Level* yang dijadikan alat ukur radiasi standar nasional berikut dengan pesawat sinar gamma Co-60 dan pesawat sinar-X MG-420 tingkat terapi. Sistem dosimeter NPL milik FKTN saat ini telah dikalibrasi di Electrotechnical Laboratory (ETL), Jepang, selaku Laboratorium Dosimetri Standar Primer (PSDL).

Menurut ketentuan yang berlaku alat ukur radiasi standar nasional harus dikalibrasi terhadap alat ukur radiasi standar primer di PSDL sekurang-kurangnya sekali dalam 3 (tiga) tahun. Alat ukur radiasi standar lokal maupun alat ukur radiasi lain yang digunakan untuk mengukur keluaran (*output*) pesawat

radioterapi di rumah sakit harus dikalibrasi terhadap alat ukur standar nasional sekurang-kurangnya sekali dalam 1 (satu) tahun.

Laboratorium Dosimetri Standar Primer, ETL-Jepang, memberikan faktor kalibrasi paparan (N hanya untuk berkas foton sinar-X dan 50 kV sampai dengan 250 kV (energi efektif 25.2 keV -125 keV) dan berkas sinar gamma Co-60 (energi rata-rata 1250 keV). ETL-Jepang tidak memberikan faktor kalibrasi paparan untuk berkas radiasi yang terletak di antara energi 125 keV dan 1250 keV seperti sinar gamma Cs-137 (energi 662 keV) dan Ir-192 (energi rata-rata 397 keV) Dengan demikian dalam melaksanakan kalibrasi alat ukur standar lokal dan alat ukur radiasi milik rumah sakit, FKTN juga hanya bisa memberikan faktor kalibrasi untuk berkas foton seperti yang diberikan oleh ETL-Jepang. Padahal sampai saat ini di Indonesia tercatat 7 (tujuh) rumah sakit menggunakan pesawat terapi Cs-137<sup>(3)</sup> dan mereka mengukur keluarannya dengan menggunakan alat ukur radiasi yang dikalibrasi di FKTN, PSPKR BATAN. Untuk itu maka perlu dicari upaya untuk mendapatkan faktor kalibrasi

ukuran dengan saat kalibrasi. Nilai paparan (X) di sini menyatakan besarnya paparan di titik pengukuran (**Gambar 1**), tanpa adanya detektor.



**Gambar 1. Pengertian kalibrasi paparan.**

Setiap sistem dosimeter (detektor berikut elektrometernya) memiliki nilai faktor kalibrasi tertentu. Nilai faktor kalibrasi paparan (N) yang diberikan oleh ETL-Jepang ditunjukkan pada Tabel 1. Nilai N berkas sinar gamma Co-60 berlaku untuk kondisi penyinaran detektor dengan menggunakan sungkup (*build-up cap*), sedangkan untuk energi radiasi sinar-X kurang dari 250 kV kondisi penyinaran detektor dilakukan tanpa sungkup. Sungkup ini diperlukan guna mendapatkan kondisi kesetimbangan berkas Cs-137. Salah satu cara untuk mendapatkan faktor kalibrasi berkas sinar gamma Cs-137 adalah dengan metoda interpolasi yang akan diuraikan dalam tulisan ini.

**KALIBRASI PAPARAN**

Hubungan antara bacaan dosimeter (R) dengan nilai paparan (X) di udara secara sederhana dapat dituliskan sebagai berikut,

$$X = R \times N_x \tag{1}$$

$N_x$  adalah faktor kalibrasi paparan yang bergantung pada energi berkas radiasi dan R adalah bacaan dosimeter yang telah dikoreksi terhadap perbedaan suhu dan tekanan udara saat pengpartikel bermuatan (*charged particle equilibrium*) bagi elektron sekunder yang berasal dari proses hamburan Compton sinar gamma Co-60.

**Tabel 1. Nilai faktor kalibrasi paparan (N) dan sistem dosimeter NPL (NE 2560 #054 & NE2561 #203) milik FKTN, PSPKR BATAN<sup>(4)</sup>**

Tegangan Tabung (kV)	HVL (mm)	Energi Efektif (keV)	$N_x$ (R/Skala)
50	1.44 Al	25.2	1.036
60	2.27 Al	29.9	1.026
75	3.89Al	37.3	1.027
100	0.28 Cu	49.0	1.030
125	0.54 Cu	62.5	1.032
150	0.90 Cu	76.0	1.032
175	1.26 Cu	88.0	1.030
200	1.68 Cu	100	1.031
225	2.10 Cu	113	1.030
250	2.55 Cu	125	1.032
Co-60	-	1250	1.057

**INTERPOLASI FAKTOR KALIBRASI**

Tanggapan detektor bilik pengionan terapi terhadap berkas foton berenergi dari 100 kV (49 keV) sampai dengan Co-60

(1250 keV) adalah linier dan hampir konstan<sup>(5)</sup>. Namun dalam hal ini, interpolasi linier untuk mendapatkan faktor kalibrasi paparan berkas Cs-137, ( $N_x$ )<sub>cs</sub> dan nilai-nilai faktor kalibrasi paparan sinar-X 250 kV, ( $N_x$ )<sub>sin-x</sub>, dan faktor kalibrasi paparan Co-60, ( $N_x$ )<sub>co</sub>, tidak mungkin dilakukan secara langsung karena kondisi kalibrasi berkas sinar-X berbeda dengan kondisi kalibrasi berkas Co-60. Saat kalibrasi berkas sinar-X, detektor tidak menggunakan sungkup, sedangkan saat kalibrasi berkas Co-60, detektor harus menggunakan sungkup.

Interpolasi linier di antara dua titik bisa dilakukan, asalkan kondisi kalibrasinya sama. Untuk mendapatkan kondisi yang sama, maka semua penyinarannya harus dilakukan dengan menggunakan sungkup. Dengan demikian faktor atenuasi radiasi oleh dinding detektor dan sungkup harus diperhitungkan dalam perumusan interpolasi.

Apabila tanpa memperhatikan faktor atenuasi oleh dinding detektor dan sungkup, nilai faktor kalibrasi paparan ( $N_x$ )<sub>cs</sub> yang bergantung pada energi foton dapat dihitung secara langsung dengan menggunakan perumusan berikut<sup>(6)</sup>,

$$(N_x)_{cs} = (N_x)_{sin-x} + \left[ \frac{E_{cs} - E_{sin-x}}{E_{co} - E_{sin-x}} \right] [(N_x)_{co} - (N_x)_{sin-x}] \tag{2}$$

Dengan memperhitungkan faktor atenuasi, persamaan interpolasi linier di atas akan menjadi,

$$(A_w \cdot N_x)_{cs} = (A_w \cdot N_x)_{sin-x} + \left[ \frac{E_{cs} - E_{sin-x}}{E_{co} - E_{sin-x}} \right] [(A_w \cdot N_x)_{co} - (A_w \cdot N_x)_{sin-x}] \tag{3}$$

( $A_w$ )<sub>cs</sub>, ( $A_w$ )<sub>sin-x</sub> dan ( $A_w$ )<sub>co</sub> adalah faktor koreksi atenuasi berkas Cs-137, sinar-X 250 kV dan Co-60 oleh dinding detektor dan sungkup.  $E_{cs}$ ,  $E_{sin-x}$  dan  $E_{co}$  berturut-turut menyatakan energi berkas foton Cs-137, sinar-X 250kV dan Co-60.

Nilai faktor koreksi atenuasi ( $A_w$ ), selain bergantung pada tebal dinding detektor dan sungkup juga bergantung pada energi foton. Koreksi atenuasi radiasi dapat diperoleh dari hasil perkalian antara tebal dinding detektor berikut sungkup dengan nilai koefisien serapan-energi massanya ( $\mu_{en}/l$ ). Dari sini maka perumusan untuk mendapatkan nilai  $A_w$  adalah sebagai berikut,

$$A_w = 1 - \{ (t_d \times (\mu_{en}/l)_d) + (t_s \times (\mu_{en}/l)_s) \} \tag{4}$$

$t_d$  dan  $t_s$  adalah tebal dinding detektor dan tebal sungkup (dalam g/cm<sup>2</sup>), sedangkan ( $\mu_{en}/l$ )<sub>d</sub> dan ( $\mu_{en}/l$ )<sub>s</sub> koefisien serapan-energi massa dinding detektor dan sungkup (dalam cm<sup>2</sup>/g)

Nilai ( $\mu_{en}/l$ ) untuk bahan grafit dan bahan-bahan ekuivalen jaringan yang biasa digunakan sebagai bahan dinding detektor dan sungkup ditunjukkan dalam **Tabel 2**.

Beberapa detektor bilik pengionan yang saat ini biasa digunakan dalam dosimetri radioterapi berikut spesifikasinya ditunjukkan dalam **Tabel 3**. Dengan menggunakan persamaan (4) dan data yang tertulis dalam **Tabel 2** dan **Tabel 3**, nilai  $A_w$  untuk beberapa detektor bilik pengionan dapat dihitung dan hasil perhitungannya ditunjukkan dalam **Tabel 4**.

Dengan menggunakan nilai  $E_{sin-x} = 125$  keV,  $E_{cs} = 662$  keV,  $E_{co} = 1250$  keV, dan nilai-nilai  $A_w$  dari **Tabel 4**, maka penulisan persamaan (3) dapat disederhanakan. Dalam upaya membantu para pemakai detektor bilik pengionan tingkat terapi di rumah

**Tabel 2. Koefisien serapan energi massa<sup>(7)</sup>**

Energi Foton	Koefisien serapan-energi massa (cm <sup>2</sup> /g)	
	Bahan Dinding Grafit	Bahan Sungkup Ekuivalen Jaringan~
125 key	0.0230	0.0265
Cs-137 (662 key)	0.0293	0.0326
Co-60 (1250 keV)	0.0267	0.0297

\* Bahan ekuivalen jaringan meliputi: PMMA, delrin, A-150, polystyrene, lucite dan air

tingkat terapi. Persamaan dalam Tabel 5 dapat digunakan untuk menghitung nilai  $(N_x)_{cs}$ , asalkan alat ukur radiasi yang dipergunakan telah mendapat faktor kalibrasi paparan  $(N_x)$  dari FKTN, PSPKR BATAN. Metoda interpolasi dengan memperhatikan koreksi atenuasi ini pada prinsipnya bisa dipergunakan untuk menentukan faktor kalibrasi paparan sinar gamma pada umumnya yang terletak antara 125 keV dan 1250 keV.

**Tabel 3. Beberapa detektor bilik pengionan tingkat terapi<sup>(8)</sup>**

No.	Jenis	Dimensi		Dinding		Sungkup	
		Panjang (mm)	Diameter (mm)	Bahan	Ketebalan (g/cm <sup>2</sup> )	Bahan	Ketebalan (g/cm <sup>2</sup> )
1	NPL NE 2561, 0.325 cc	9.2	7.4	Grafit	0.090	Delrin	0.600
2	Farmer NE 2571 0.6 cc	24.0	6.3	Gmfit	0.065	Delrin	0.551
3	Farmer NE 2581 0.6 cc	24.0	6.3	A-150	0.041	Polystyrene	0.584
4	PTW-23333 0.6 cc	21.9	6.1	PMMA	0.059	PMMA	0.356
5	Victoren 30-351 0.6 cc	23.0	6.1	PMMA	0.050	PMMA	0.356

**Tabel 4. Nilai  $A_w$  dan berbagai jenis detektor bilik pengionan tingkat terapi**

Energifoton	Nilai faktor atenuasi (A)				
	NE 2561/NPL	NE 2571	NE 2581	PTW-23333	Victoren 30-351
125 keV	0.9820	0.9839	0.9834	0.9840	0.9889
Cs-137 (662 keV)	0.9778	0.9801	0.9796	0.9803	0.9863
Co-60 (1250 keV)	0.9798	0.9819	0.9814	0.9821	0.9875

sakit, telah dituliskan beberapa persamaan sederhana untuk menghitung nilai faktor kalibrasi paparan berkas Cs- 137  $(N_x)_{cs}$ . **Tabel 5** memperlihatkan beberapa persamaan untuk menghitung nilai  $(N_x)_{cs}$  dan metoda interpolasi.

**Tabel 5. Persamaan untuk menghitung  $(N_x)_{cs}$  dari berbagai jenis detektor bilik pengionan**

Bilik pengionan	Persamaan
NE 2561/NPL	$(N_x)_{cs} = 0.5250 (N_x)_{sin-x} + 0.4783 (N_x)_{co}$
NE 2571	$(N_x)_{cs} = 0.5214 (N_x)_{sin-x} + 0.4752 (N_x)_{co}$
NE 2581	$(N_x)_{cs} = 0.5247 (N_x)_{sin-x} + 0.4782 (N_x)_{co}$
PTW 2333	$(N_x)_{cs} = 0.5246 (N_x)_{sin-x} + 0.4782 (N_x)_{co}$
Victoren 30-351	$(N_x)_{cs} = 0.5241 (N_x)_{sin-x} + 0.4779 (N_x)_{co}$

Sebagai contoh dari **Tabel 1**, detektor NE 2561/NPL mempunyai nilai  $(N_x)_{sin-x} = 1.032$  dan  $(N_x)_{co} = 1.057$ . Dihitung dengan menggunakan persamaan yang terdapat dalam **Tabel 5**, didapatkan nilai  $(N_x)_{cs} = 1.047$ .

**KESIMPULAN**

Telah dijelaskan cara menentukan faktor kalibrasi paparan berkas Cs-137,  $(N_x)_{cs}$ , untuk beberapa detektor bilik pengionan

**KEPUSTAKAAN**

1. International Atomic Energy Agency (IAEA). Secondary Standard Dosimetry Laboratories: Development and Trends. Vienna, 1985.
2. Badan Tenaga Atom Nasional (BATAN). Peraturan tentang Kalibrasi Alat Ukur Radiasi dan Keluaran Sumber Radiasi, Standardisasi Radionuklida dan Fasilitas Kalibrasi, Jakarta, 1992.
3. Moendi Poernomo. Aspek Perundang-undangan Penggunaan Radiasi. Makalah Seminar dan Diskusi Panel Efek Biologi & Proteksi Radiasi, Jakarta, 10-li September 1993.
4. Electrotechnical Laboratory. Certificate for Secondary Standard Therapy Level X-ray Exposure Meter. Japan, 1993.
5. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy, Williams & Walking, Baltimore, USA: 1984.
6. Goetsch SJ, Attix FH, Pearson DW, Thomadsen BR, \. Calibration of Ir-192 high-dose-rate afterloading systems. Med Phys 1991; 18(3).
7. Johns HE. The Physics of Radiology, Second Ed., Charles C Thomas Publ, Illinois, USA: 1964.
8. International Atomic Energy Agency (IAEA), Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice. Vienna: Techn Rep Ser No, 277, 1987.