

KARAKTERISTIK *THERMOLUMINESCENT DOSIMETERS* UNTUK DOSIMETRI *IN VIVO* PADA RADIOTERAPI EKSTERNA

Mursiyatun, Evi Setiawati dan Zaenul Muhlisin

Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang

E-mail : mursi.atun@yahoo.com

ABSTRACT

The Characteristics of Thermoluminescent Dosimeters (TLD) for in vivo dosimetry in external radiotherapy have been examined. The research was intended to determine the TLD calibration factor and TLD correction factors to various radiation doses, source surface distance (SSD), size field and angle of incidence so that the TLD can be beneficial for in vivo dosimetry. TLD was placed on the surface of solid water phantom and ionization chamber at the reference depth (10 cm). Then was irradiated using 6 MV photons with variation in radiation doses, SSD, size field and angle of incidence. The research resulted in the TLD calibration factor $(4,26 \pm 0,3) \times 10^{-2}$ cGy/nC. The value of TLD correction factors at the number of MU 100, SSD 100 cm, size field 10×10 cm² and angle of incidence 0° was 1.

Keywords: Thermoluminescent Dosimeters (TLD), in vivo dosimetry, calibration factor, correction factor.

ABSTRAK

Telah diteliti karakteristik Thermoluminescent Dosimeters (TLD) untuk dosimetri in vivo pada radioterapi eksternal. Tujuan penelitian ini adalah menentukan faktor kalibrasi dan faktor koreksi TLD pada variasi dosis radiasi, SSD, luas lapangan dan sudut sinar datang sehingga TLD tersebut dapat digunakan untuk dosimetri in vivo. TLD diletakkan pada permukaan solid water phantom dan bilik ionisasi pada kedalaman 10 cm. Kemudian disinari foton pada tegangan 6 MV dengan variasi dosis radiasi, Source Surface Distance (SSD), luas lapangan dan sudut sinar datang. Hasil dari penelitian ini adalah faktor kalibrasi TLD $(4,26 \pm 0,3) \times 10^{-2}$ cGy/nC. Nilai faktor koreksi TLD pada nilai MU 100, SSD 100 cm, luas lapangan 10×10 cm² dan sudut penyinaran 0° adalah 1.

Kata kunci: Thermoluminescent Dosimeters (TLD), dosimetri in vivo, faktor kalibrasi, faktor koreksi.

PENDAHULUAN

Sebagian dari pengobatan penyakit kanker dilakukan dengan modalitas radioterapi yaitu pengobatan dengan menggunakan radiasi pengion. Hal ini memerlukan akurasi yang sangat tinggi, agar kemungkinan terjadinya kegagalan pengobatan sangat kecil. Dosimetri *in vivo* ini digunakan untuk mengetahui besarnya akurasi antara perencanaan dan pelaksanaan [1]. Di samping itu dosimetri *in vivo* juga dapat sebagai alat deteksi bila sistem error, mencegah penyinaran yang tidak diinginkan selama radioterapi. Dosimetri *in vivo* juga dapat dengan cepat mendeteksi bila radiasi *underdose* atau *overdose* [2]. Dosimetri *in vivo* pada teleterapi terdiri dari pengukuran dosis masukan (*entrance dose*) dan pengukuran dosis keluaran (*exit dose*) dan dosis serap intrakaviter. Penyimpangan maksimal pengukuran dosis adalah 5% [3].

Dosimeter yang digunakan dalam dosimetri *in vivo* terbagi dalam dosimeter *real time* dan dosimeter pasif. Detektor pasif diperlukan waktu untuk menganalisa hasil penyinaran. Baik dosimeter *real time* maupun dosimeter pasif diperlukan kalibrasi sebelum digunakan. Kemudian hasilnya dibandingkan dengan bilik ionisasi yang telah terkalibrasi juga [4]. Sebagian besar dosimetri *in vivo* menggunakan dioda silikon atau Thermoluminescent Dosimeters (TLD). TLD dan dioda digunakan dengan cara yang sama dalam pengukuran *in vivo* untuk penyinaran eksternal [1]. Penelitian ini menggunakan *solid water phantom*. Sedangkan dosimeter yang dipakai dalam penelitian ini adalah bilik ionisasi dan Thermoluminescent Dosimeters (TLD).

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menentukan karakteristik TLD yaitu dengan

menentukan faktor kalibrasi dan faktor koreksi TLD pada linieritas dosis, variasi SSD, luas lapangan dan sudut sinar datang, sehingga TLD tersebut dapat digunakan untuk dosimetri *in vivo*.

DASAR TEORI

Dosimetri *in vivo* merupakan pemantauan dosis yang diterima pasien selama radiasi untuk menjamin bahwa penyinaran yang dilakukan seperti yang diharapkan [2]. Dosimetri *in vivo* dilakukan dengan meletakkan dosimeter di permukaan tubuh pasien atau di dalam rongga alami pasien ketika pemeriksaan berlangsung. Hal tersebut dapat mendeteksi variasi tipe dari kesalahan sepanjang pemberian dosis. Dosimetri *in vivo* dapat dibagi menjadi tiga, yaitu dosis masukan (*entrance dose*), dosis keluaran (*exit dose*) dan pengukuran dosis intrakaviter.

Verifikasi dosis terdiri dari pengukuran untuk dosis masukan dan dosis keluaran. Pengukuran dosis masukan digunakan untuk mengecek keluaran (*output*) dan kinerja peralatan ketika pelaksanaan pengobatan termasuk akurasi. Sedangkan pengukuran dosis keluaran untuk mengecek algoritma perhitungan dosis dan menentukan bentuk, ukuran, variasi densitas tubuh pada prosedur perhitungan dosis [5].

Akurasi dari pengukuran dosimetri *in vivo* ditentukan oleh kombinasi ketidakpastian dari faktor kalibrasi dan faktor koreksi. Untuk mengetahui karakteristik dosimeter sebelum melakukan dosimetri *in vivo* pada pasien, dosimeter perlu diverifikasi terlebih dahulu pada *solid water phantom*, yaitu dengan menentukan faktor kalibrasi dan faktor koreksi. Setelah faktor kalibrasi dan faktor koreksi dosimeter ditentukan, maka kedua faktor tersebut dapat digunakan dalam pengukuran dosis pada pasien.

Kalibrasi dengan menggunakan bilik ionisasi pada kedalaman referensi digunakan untuk kalibrasi keluaran (*output*) dari pesawat linac. Pada proses kalibrasi ini direkomendasikan menggunakan *solid water*

phantom, tetapi bila tidak tersedia bisa memakai phantom plastik. Apabila memakai phantom plastik harus terlebih dulu menentukan faktor koreksinya. Kalibrasi dilakukan pada dosis di kedalaman d_{max} dengan permukaan phantom diatur pada isosenter atau SSD. Dosis pada kedalaman d_{max} dihitung dari hasil bacaan bilik ionisasi pada kedalaman referensi, dengan menggunakan *Percentage Depth Dose* (PDD).

Mengkalibrasi dosimeter yang akan dipakai dalam dosimetri *in vivo* sangat penting dilakukan, karena dosimeter akan memberikan faktor kalibrasi yang berbeda pada sumber radiasi di tempat yang berbeda. Dosimeter dikalibrasi untuk mengukur dosis masuk, dosis yang terukur merupakan dosis pada kedalaman dosis maksimum (D_{max}). Faktor kalibrasi dosis masuk, merupakan faktor yang valid untuk kondisi referensi dengan bacaan pada dosimeter [6].

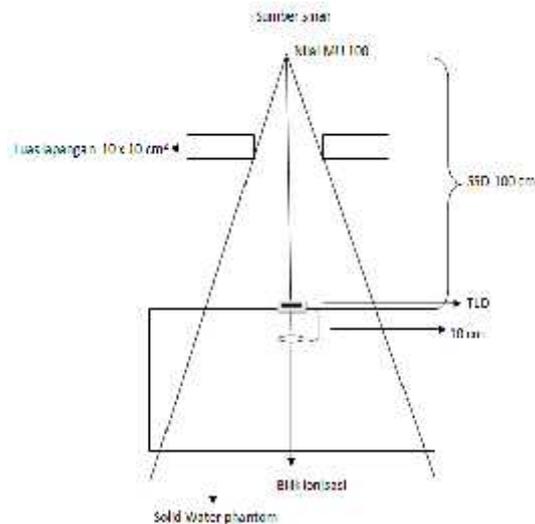
Bila kondisi klinis berbeda dengan kondisi referensi. Kalibrasi saja tidak cukup untuk mengubah sinyal detektor menjadi dosis serap, maka dari itu kemudian dibutuhkan sejumlah faktor koreksi. Jika respon detektor lebih rendah atau lebih tinggi pada kondisi klinis daripada kondisi referensi, maka kedua faktor ini masing masing bisa menjadi pengaruh, lebih besar atau lebih kecil nilainya. Faktor koreksi yang dapat mempengaruhi respon TLD diantaranya adalah linieritas dosis, SSD, luas lapangan dan sudut sinar datang.

METODOLOGI PENELITIAN

Peralatan yang digunakan dalam penelitian antara lain : Pesawat radioterapi Linear Accelerator, detektor bilik ionisasi tipe farmer FC65-G, elektrometer Dose-1, detektor TLD-100, solid water phantom merk IBA ukuran 30 x 30 cm.

Untuk menentukan faktor kalibrasi TLD, pengukuran dilakukan dengan menggunakan *solid water phantom*, dengan luas lapangan 10 x 10 cm², dengan SSD 100 cm, sudut gantri 0 derajat dan TLD diletakkan di permukaan phantom dan bilik ionisasi pada kedalaman 10

cm. Dalam pengukuran ini, menggunakan nilai MU 100. Dan faktor kalibrasi ditentukan dengan membuat rata-rata dari 10 TLD yang mendapat perlakuan sama. Pengaturan alat untuk menentukan faktor kalibrasi, seperti pada gambar dibawah ini



Gambar 1. Set up pengukuran kalibrasi

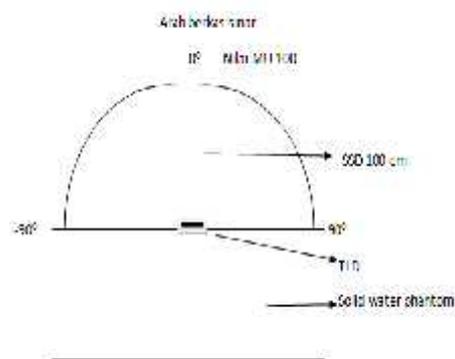
Pengukuran linieritas dosis dilakukan untuk mengetahui karakteristik TLD terhadap pengaruh dosis, yaitu dengan mengetahui bacaan dosimeter TLD seiring dengan berubahnya dosis radiasi yang diberikan. Pengaturan alat seperti pada pengukuran kalibrasi hanya dilakukan variasi dosis radiasi. Nilai MU yang diberikan adalah 20, 50, 100, 150, 200, 300, dan 400.

Bacaan TLD juga perlu diketahui karakteristiknya terhadap perubahan jarak antara sumber radiasi dengan permukaan *solid water phantom*, sehingga pengukuran faktor koreksi SSD perlu dilakukan. Pengaturan alat seperti pada pengukuran kalibrasi tetapi menggunakan variasi SSD yaitu 70, 80, 90, 100 dan 110 cm.

Pengukuran koreksi luas lapangan dilakukan dengan pengaturan alat seperti pada pengukuran faktor kalibrasi kemudian dilakukan penyinaran pada kondisi luas lapangan yang berbeda, yaitu $6 \times 6 \text{ cm}^2$, 8×8

cm^2 , $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

Pengukuran dilakukan pada sudut -90° s/d 90° dengan interval 15° dengan luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan nilai MU 100. Pada pengukuran ini hanya menggunakan detektor TLD yang diletakkan pada permukaan phantom dan diatur isosenter, sehingga ketika melakukan pengukuran pada masing-masing sudut penyinaran, hanya gantri yang diputar sedangkan alat lainnya pada posisi tetap.



Gambar 2. Set up pengukuran koreksi sudut datang

HASIL PENELITIAN

Dari nilai dosis hasil bacaan bilik ionisasi pada kedalaman 10 cm, kemudian ditentukan nilai dosis pada kedalaman d_{max} (D_{max}), dengan menggunakan rumus PDD. Dimana PDD dari foton pada energi 6 MV pada kedalaman 10 cm adalah 67% [7].

Dari pengukuran faktor kalibrasi yang dilakukan pada 10 TLD diperoleh bahwa faktor kalibrasi dari detektor TLD memberikan nilai yang beragam yaitu antara $3,85 \times 10^{-2} \text{ cGy/nC}$ sampai dengan $4,82 \times 10^{-2} \text{ cGy/nC}$. Nilai faktor kalibrasi dari 10 TLD tersebut kemudian diambil nilai rata-ratanya, sehingga diperoleh nilai faktor kalibrasi TLD adalah $(4,26 \pm 0,3) \times 10^{-2} \text{ cGy/nC}$.

Dari pengukuran linieritas dosis diketahui bahwa bacaan TLD akan semakin besar bila nilai MU semakin besar, sehingga bisa dikatakan bahwa TLD memiliki respon linier terhadap perubahan dosis radiasi (nilai MU). Faktor koreksi linieritas dosis untuk nilai MU

antara 20 sampai dengan 400 mempunyai nilai antara 0,78 sampai dengan 1,04. Nilai faktor koreksi linieritas dosis pada nilai MU 100 adalah 1. Dari pengukuran faktor koreksi SSD, diperoleh hasil bacaan bilik ionisasi yang kemudian dihitung dosis pada kedalaman d_{max} (D_{max}), dengan menggunakan rumus PDD. PDD pada variasi SSD dihitung dengan menggunakan rumus *Meynord F factor*. Baik bacaan bilik ionisasi maupun TLD mempunyai respon yang sama terhadap perubahan SSD, yaitu semakin besar SSD maka bacaan dosis yang ditampilkan detektor semakin kecil. Ini disebabkan karena adanya efek geometri akibat perbedaan jarak antara sumber sinar dengan bilik ionisasi maupun TLD. Nilai faktor koreksi SSD dari hasil perhitungan adalah antara 0,92 sampai dengan 1,11. Pada SSD 100 cm, yang merupakan SSD referensi mempunyai faktor koreksi 1.

Hasil bacaan bilik ionisasi maupun TLD semakin besar, jika luas lapangan semakin besar karena hamburan juga semakin besar. Peningkatan bacaan dosis TLD lebih besar dari bilik ionisasi. Ini menunjukkan bahwa pada dosis kecil TLD lebih peka terhadap radiasi hambur daripada bilik ionisasi. Faktor koreksi luas lapangan dari hasil perhitungan adalah antara 0,74 sampai 1. Nilai faktor koreksi 1 terdapat pada luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan $6 \times 6 \text{ cm}^2$, tetapi luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ yang dijadikan luas lapangan referensi.

Dari pengukuran tersebut diperoleh hasil bacaan TLD. Untuk menentukan faktor koreksi sudut sinar datang dapat dihitung dengan membandingkan bacaan TLD pada sudut 0° terhadap hasil bacaan TLD pada sudut tertentu. Hasil perhitungan faktor koreksi sudut sinar datang mempunyai nilai bervariasi yaitu antara 0,59 sampai 1,01.

KESIMPULAN

Dari hasil penelitian dan pembahasan dapat diambil kesimpulan sebagai berikut :

1. Nilai faktor kalibrasi TLD pada foton 6 MV adalah $(4,26 \pm 0,3) \times 10^{-2} \text{ cGy/nC}$.
2. Nilai faktor koreksi TLD pada nilai MU 100, SSD 100 cm, luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan sudut penyinaran 0° adalah 1.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Yorke, Ellen *et al*, 2005, *Diode In Vivo Dosimetry for Patients Receiving External Beam Radiation*, Report of Task Group 62 of Radiation Committee, American Association of Physicist in Medicine, Madison.
- [2] IAEA Human Health Report No. 8, 2013, *Development of Prosedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy*, IAEA, Vienna.
- [3] ICRU Report No.24, 1976, *Determination of Absorbed Dose in Patient Irradiated by Beam of X and Gamma Rays in Radiotherapy Prosedures*, ICRU, Washington.
- [4] Mijher, B, Bedar, S, Izeska, J, Reft, C, 2013, *In Vivo Dosimetry in External Beam Radiotherapy*, Medical Physics Vol. 40 No.7, Madison.
- [5] Nasukha, MS Suseno, Santoso, Jumadi, 2002, *Dosimetri in Vivo pada Pasien Kanker Payudara dan Nasofaring*,
- [6] Dam, J.V dan Marinello, G, 2006, *Methods for In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy*, 2nd Edition, ESTRO, Brussels.
- [7] Hendee, William R *et al*, 2005, *Radiation Therapy Physics*, 3th Edition, John Willey and Sons, Hoboken NJ