

PERKIRAAN DISTRIBUSI DOSIS EKIVALEN FOTON PADA PASIEN RADIOTERAPI LINAC 15 MV DENGAN TARGET ABDOMEN

Adiar Febriantoko¹, Johan A.E. Noor¹, Hasnel Sofyan²

¹Jurusan Fisika FMIPA Universitas Brawijaya

²Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi BATAN, Jakarta

Email : Adiar.febriant@gmail.com

Abstrak

Linac (*linear accelerator*) telah digunakan dalam radioterapi eksternal. Pengoperasiannya dengan energi lebih dari 8 MV akan menimbulkan radiasi sekunder berupa neutron maupun *prompt gamma*. Penelitian ini dilakukan pengukuran dosis ekivalen foton untuk mengetahui distribusi dosis pada bagian permukaan tubuh pasien dan bagian organ kritis pasien ketika proses radiasi berlangsung, yang menggunakan detektor pasif TLD-100H (LiF:Mg, Cu, P). Distribusi dosis ekivalen foton pada bagian permukaan (depan) diperoleh dari penyinaran mesin *linac* 15 MV dengan dosis target 2 Gy dan 3 Gy pada berkisar antara 0,35 mSv- 452 mSv dan antara 0,44 mSv – 474 mSv dengan ketidakpastian $\pm 3\%$ yang diperoleh dari kalibrasi TLD-100H. Dosis ekivalen foton di bagian dalam fantom yang diperoleh dari penyinaran mesin *linac* 15 MV dengan dosis target 2 Gy dan 3 Gy berkisar antara 0,28 mSv – 2074 mSv dengan ketidakpastian $\pm 3\%$ dan antara 0,37 mSv- 2980 mSv dengan ketidakpastian $\pm 3\%$. Variasi dosis tersebut dipengaruhi oleh letak titik pada fantom. Selain itu, diketahui pula bahwa besar dosis ekivalen sebanding dengan dosis terapi yang diberikan.

Kata kunci : Dosis Ekivalen, Foton, Linac Medik 15 MV, TLD-100H (LiF: Mg, Cu, P), Neutron, Prompt gamma

PENDAHULUAN

Sejak tahun 1970-an penggunaan akselerator linier atau linac energi tinggi telah dimanfaatkan untuk terapi berbagai jenis tumor [1]. Keberadaan linac, dirasakan lebih untuk membunuh sel kanker, dikarenakan linac mempunyai multi energi baik foton maupun elektron. Sekarang ini mesin teleterapi dengan sumber ⁶⁰Co maupun ¹³⁷Cs sudah tergantikan dengan adanya linac, meskipun masih ada rumah sakit yang memakai pesawat teleterapi ⁶⁰Co dan ¹³⁷Cs untuk keperluan terapi [2]. Keuntungan dari linac tidak membutuhkan sumber radiasi, hal ini dapat dikatakan lebih aman dari sudut pandang radiologi. Selain itu, linac dapat menghasilkan foton sinar-X energi tinggi sehingga dapat meminimalkan efek radiasi pada kulit dan jaringan bagian permukaan kulit [3]. Pengoperasian linac lebih dari 8 MV akan menimbulkan radiasi tambahan berupa neutron maupun *prompt gamma* [4]. Menurut perkembangannya linac akan dibuat dengan energi lebih dari 8 MV yang semakin efektif dalam proses radioterapi eksternal.

Linac yang energinya di atas 8 MV akan menghasilkan neutron maupun *prompt gamma* yang berasal dari struktur material bahan linac [5]. *Prompt gamma* merupakan hasil reaksi antara neutron dengan unsur non-logam maupun logam, hal tersebut akan mempengaruhi dosis tambahan kepada pasien. *Prompt gamma* cenderung muncul pada saat neutron bereaksi dengan unsur C, H, O,

N, sedangkan tubuh manusia mayoritas disusun oleh unsur tersebut [6]. Oleh karena itu, dalam penelitian ini akan dilakukan pengukuran untuk memperkirakan distribusi dosis ekivalen foton baik dari linac langsung maupun dosis sekunder yang dihasilkan linac, hal ini menjadi sangat penting dan perlu mendapat perhatian serius dikarenakan pasien akan terpapar radiasi sekunder meskipun arah penyinaran linac diarahkan pada organ kanker.

METODE PENELITIAN

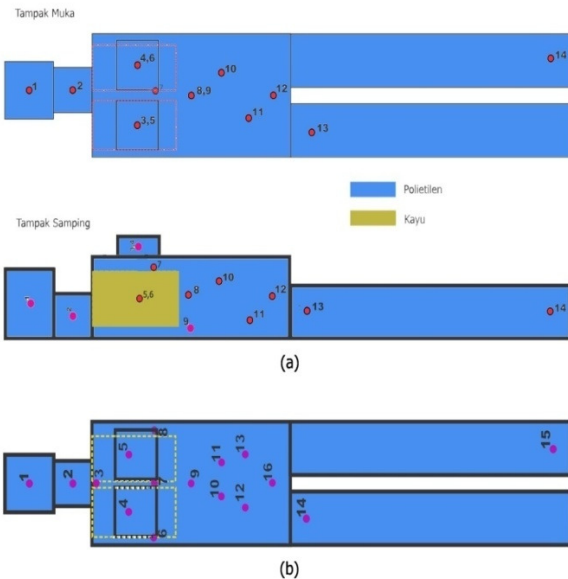
Penelitian ini dilaksanakan Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi (PTKMR) BATAN Jakarta Selatan dan ruang linac 15 MV disalah satu rumah sakit swasta Jakarta.

Fantom yang digunakan berbahan polietilen dengan kerapatan 0,91-0,94 g/cm³. Pada bagian dada terdapat organ paru-paru, terbuat dari kayu albasia atau sering disebut dengan kayu sengon dengan kerapatan 0,32 g/cm³ yang dianggap mendekati kerapatan dari paru-paru normal manusia [7]. Di dalam fantom ada bagian yang dilubangi berbentuk lingkaran dengan diameter 4 cm dan tinggi 1,5 cm berjumlah 14 yang posisinya disesuaikan seperti bagian organ kritis tubuh wanita. Lubang tersebut berfungsi untuk meletakkan detektor TLD-100H yang terkalibrasi. Titik sebagai posisi yang akan digunakan untuk meletakkan TLD-100H pada bagian permukaan dan di dalam fantom, dapat dilihat pada Gambar 1, sedangkan titik yang berada di dalam fantom

yang dianggap bagian organ penting ditunjukkan dalam Tabel 1.

Tabel 1. Bagian fantom yang dilubangi sebagai tempat TLD-100H

Organ	Nomor titik lubang
Kepala (<i>isocenter</i>)	1
Leher	2
mammae	3,4
Paru-paru	5,6
Toraks	7
<i>Isocenter</i> badan	8
Tulang belakang	9
Abdomen	10, 11, 12
Kaki kanan atas	13
Kaki kiri bawah	14



Gambar 1. (a) Bagian dalam fantom yang diberi TLD-100H (b) bagian permukaan fantom yang diberi TLD-100H

Selanjutnya pembuatan TPS (*Treatment Planning System*) dan pembuatan rekayasa letak kanker dengan ukuran diameter 4,5 cm berbentuk tabung yang diletakkan tepat di *isocenter* badan. Setelah itu dilakukan penyinaran menggunakan linac dengan dosis 2 Gy dan 3 Gy yang diarahkan pada posisi kanker tersebut. Pengolahan data untuk mengetahui perkiraan dosis menggunakan persamaan di bawah ini.

$$D = TL_{bersih} \cdot FK \quad (1)$$

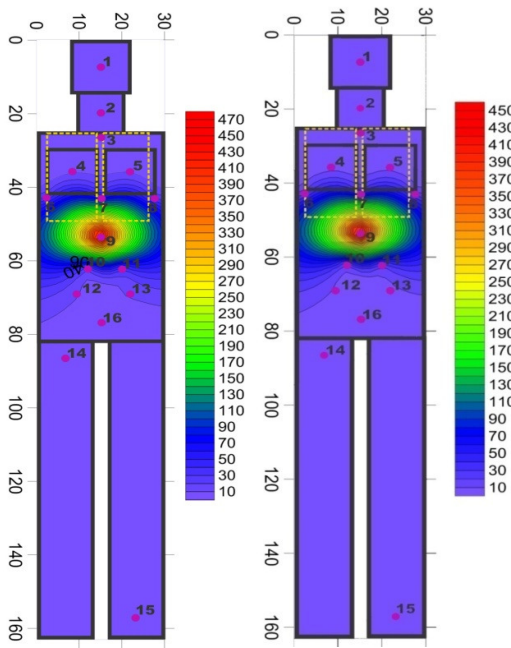
$$TL_{bersih} = TL_{total} - TL_{latar} \quad (2)$$

Dengan D adalah dosis radiasi (Sv), TL_{bersih} adalah intensitas TL atau tanggapan TLD (nC) dan FK adalah faktor kalibrasi TLD (Gy/nC).

Hasil dan Pembahasan

Distribusi dosis foton sinar-X sebagai hasil dari 4 arah penyinaran menggunakan linac medik 15 MV di beberapa titik pada permukaan fantom bagian depan ditunjukkan pada Gambar 2. Penyinaran linac pertama dengan dosis target sebesar 2 Gy diperoleh rentang nilai dosis ekuivalen foton 0,35 mSv - 452 mSv. Sementara untuk penyinaran kedua dengan dosis target sebesar 3 Gy diperoleh rentang dosis ekuivalen foton sebesar 0,44 mSv - 474 mSv. Dalam hal ini karena pengukuran hanya dilakukan satu kali, maka digunakan ketidakpastian yang mengacu pada nilai kalibrasi TLD-100H yaitu sebesar $\pm 3\%$. Bagian *isocenter* permukaan badan yang ditandai dengan nomor 9 didapatkan dosis lebih rendah dibandingkan dengan TPS yang sudah dibuat. Kondisi ini dikarenakan oleh energi linac mempunyai daya tembus besar dan membuktikan bahwa energi tidak merusak jaringan kulit dan permukaannya [1].

Dosis ekuivalen foton terendah pada kedua penyinaran linac terletak pada permukaan ujung kaki kiri, dan dosis ekuivalen foton terbesar pada bagian *isocenter* permukaan badan. Distribusi dosis ekuivalen foton yang diterima oleh fantom di bagian permukaan untuk kedua penyinaran yang dilihat dari depan cenderung sama menurut pola yang dibuat melalui *software* surfer, di bagian permukaan *isocenter* badan mendapat dosis di atas 400 mSv yang terukur oleh TLD-100H dengan ditandai warna merah pada kontur yang menunjukkan untuk luasan 0 cm^2 - 10 cm^2 mendapat dosis secara homogen. Penyinaran dari arah anterior posterior menunjukkan bahwa daerah GTV (*Gross Tumor Volume*), CTV (*Clinical Tumor Volume*), dan PTV (*Planning Target Volume*) yang dibuat menggunakan TPS akan terkena paparan dosis foton sinar-X dengan berkas seragam.

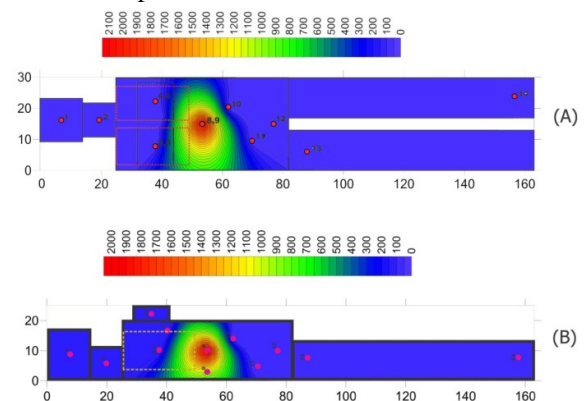


Gambar 2. Distribusi dosis ekuivalen foton pada permukaan fantom dengan dosis 2Gy dan 3 Gy

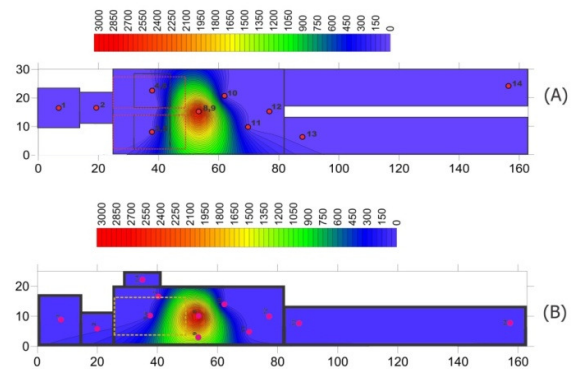
Distribusi dosis di dalam fantom menggunakan penyinaran *linac* pertama dengan dosis target sebesar 2 Gy diperoleh rentang nilai dosis ekuivalen foton 0,28 mSv - 2074 mSv dengan ketidakpastian pengukuran dari TLD-100H sebesar 3% yang mengacu pada nilai kalibrasi TLD-100H. Sementara untuk penyinaran kedua, dengan dosis target sebesar 3 Gy diperoleh rentang dosis ekuivalen foton sebesar 0,37 mSv - 2980 mSv dengan ketidakpastian sebesar 3%.

Hasil yang diperoleh untuk penyinaran dengan dosis 2 Gy dan 3 Gy, nilai tertinggi pada posisi *isocenter* badan dibagian dalam fantom sebesar 2074 mSv dan 2980 mSv. Bagian *isocenter* badan yang mendapat dosis mendekati perencanaan pemberian dosis menggunakan TPS sudah memenuhi anjuran ICRU dalam laporan AAPM TG 40, 1994 menyebutkan bahwa dosis yang diterima oleh pasien, tingkat ketidakakuratan harus sebesar $\pm 5\%$ yang ditargetkan pada kanker. Dari prosentase $\pm 5\%$ tersebut dapat dikatakan bahwa tingkat ketidakakuratan pada saat penyinaran yang diterima kanker pada *isocenter* sebesar $\pm 3\%$ untuk penyinaran 2 Gy. Sedangkan dosis yang diterima oleh fantom diluar luasan penyinaran 10x10 cm merupakan dosis sekunder yang diperoleh dari hamburan maupun *prompt gamma* hasil interaksi neutron dengan materi. Hasil ini ditunjukkan distribusi dari mulai titik 1-7 dan pada titik 10-14. Lokasi titik tersebut mendapat dosis sampingan, meskipun dosisnya

kecil, hal ini dapat menyebabkan kanker sekunder. Misalkan pasien akan diterapi 10 Gy dengan fraksi 2 Gy setiap harinya dalam jangka waktu 5 hari. Pada sekali terapi pasien akan mendapat dosis sampingan total untuk jangka waktu 5 hari di titik 10 sebesar 125 mSv untuk paparan 2Gy. Hasil tersebut dihitung dari total keseluruhan penyinaran, setiap penyinaran 2 Gy akan mendapat dosis sebesar 25 mSv di bagian lambung atau ditandai dengan titik 10 dan untuk 5 kali penyinaran akan mendapat total dosisnya sebesar 125 mSv. Dosis tersebut jika mengenai lambung, yang diindikasikan lambungnya masih normal akan menyebabkan mual dan gangguan pencernaan. Sedangkan pola atau kontur yang dihasilkan dari penyinaran 2 Gy di dalam fantom bisa dilihat pada Gambar 4.3.



Gambar 3. Distribusi dosis ekuivalen foton di dalam fantom dengan dosis 2 Gy (A) tampak muka (B) tampak samping



Gambar 4. Distribusi dosis ekuivalen foton di dalam fantom dengan dosis 3 Gy (A) tampak muka (B) tampak samping

Pola distribusi dari kedua penyinaran bagian dalam fantom menurut Gambar 3 dan Gambar 4 bagian GTV, CTV, dan PTV yang sudah dibuat dengan sistem TPS terkena paparan dengan luas area sekitar 10x10 cm², yang sudah sesuai perencanaan penyembuhannya. Perlu

diketahui juga bahwa hasil dosis yang diterima di dalam fantom akibat dari penyinaran linac medik 15MV, selain neutron cepat, hamburan foton, masih terdapat kontribusi radiasi lain dari neutron termal dan epitermal serta aktivasi gamma-neutron antara neutron termal dengan unsur bahan lain, seperti yang terkandung di dalam tubuh C, H, O, dan lain-lain melalui proses PGNA (*Prompt Gamma Neutron Activation*) [3]. Dosis-dosis tambahan tersebut tidak dapat dihindari pada saat proses terapi berlangsung.

Secara keseluruhan dari semua data yang terukur dapat dilihat bahwa semakin jauh posisi TLD-100H dari pusat penyinaran, dihasilkan dosis yang lebih kecil dibandingkan dengan dekat dengan daerah penyinaran atau kanker, karena dalam proses interaksi foton dengan materi (fantom), sebagian besar titik yang berada di luar daerah kanker menerima hamburan dari interaksi foton dengan kepala linac dan hamburan balik foton setelah berinteraksi dengan atom (fantom) [10]. Radiasi yang diterima di setiap bagian titik kecuali titik isocenter (target penyinaran) adalah radiasi hambur, karena terletak di luar lapangan radiasi premier. Interaksi sinar-X 15 MV dengan fantom sebagian besar terjadi dengan proses hamburan Compton, dan probabilitas arah hamburan maju lebih tinggi dibanding dengan arah hamburan balik. Akibatnya dosis hamburan pada jarak yang semakin jauh dari isocenter tidak dapat diabaikan [8].

Kesimpulan

Penggunaan linac medik 15 MV pada pasien yang menjalani terapi kanker, akan menerima dosis tambahan yang cukup signifikan terutama di sekitar organ target. Pengukuran dosis tambahan yang dilakukan pada permukaan dan di dalam fantom menggunakan TLD LiF:Mg,Cu,P dengan ketidakpastian sebesar 3%. Terapi kanker dengan dosis 2 Gy, distribusi dosis pada pasien sekitar 0,3 mSv – 2100 mSv dan untuk 3 Gy sebesar 0,4 mSv – 3000 mSv.

Daftar Pustaka

- [1] Hsu, F., Y. Chang, M. Liu, S. Huang dan C. Yu. 2010. Dose estimation of the neutrons induced by the high energy medical linear accelerator using dual-TLD chips. *Radiation Measurements*. 45.
- [2] Darmawati dan Suharni. 2012. *Implementasi Linear Accelerator Dalam Penanganan Kasus Kanker*. 14: 36-37.
- [3] Vukovic, B., D. Faj., M. Poje, M. Varga, V. Radolic, I. Miklavcic, A. Ivkovic dan J.

Planinic. 2012. A Neutron Track Etch Detector for Electron Linear Accelerators in Radiotherapy. 44(1): 62-66.

- [4] IAEA. 2012. Neutron Generators for Analytical Purposes. IAEA, Vienna, Austria.
- [5] F., S. D., C. Domingo, F. G. o. B, S´anchez-Nieto, J L Muñiz, M. J. García-Fusté, M. R. Expósito, R Barquero, G. Hartmann, J. A. Terrón, J. Pena, R. M´endez, F. Guti´errez, F. X. Guerre, J. Rosell´o, L. N´uñez, L. Brualla-Gonz´alez, F. Manchado, A. Lorente, E. Gallego, R. Capote, D. Planes, J. I. Lagares, X. Gonz´alez-Soto, F. Sansaloni, R. Colmenares, K. Amgarou, E. Morales, R. Bedogni, J. P. Cano dan F. Fern´andez. 2012. Estimation of Neutron Equivalent Dose in Organs of Patients Undergoing Radiotherapy by The Use of a Novel Online Digital Detector. 57: 26.
- [6] Firmansyah, M. A., U. P. Juswono dan Bunawas. 2014. Pengukuran Neutron Cepat di Ruang Linac Medis Menggunakan Detektor Jejak Nuklir CR-39. 4: 1-4.
- [7] Garnett, E. S., C. E. Webber, G. Coates, W. P. Cockshott, C. Nahmias dan N. Lassen. 1977. Lung Density: Clinical Method For Quantitation of Pulmonary Congestion and Edema. 116: 2.
- [8] Wahlstrom, B. 1996. Radiasi dalam bahasa sehari-hari. BATAN. Jakarta