

PENENTUAN KUALITAS BERKAS FOTON AKSELERATOR LINIER MEDIK

Nasukha

Puslitbang Keselamatan Radiasi dan Biomedika Nuklir- Batan

Lusi Enanda, Budhy Kurniawan

Departemen Fisika – Universitas Indonesia

Sugiantari

Instalasi Radioterapi – RSUP Persahabatan

ABSTRAK

PENENTUAN KUALITAS BERKAS FOTON AKSELERATOR LINIER MEDIK. Telah dilakukan penentuan kualitas berkas foton akselerator linier medik dengan menggunakan metode SSD (Source-Surface Distance) dan metode SAD (Source Axis Distance). Pengukuran dilakukan dengan menggunakan Pesawat Akselerator Linier Medik Varian 2100C dengan dosimeter Farmer NE2571 di dalam fantom air untuk berkas foton 6 MV dan 10 MV dengan SSD dan SAD secara berurutan 100 cm dan 120 cm. Quality Index (QI) dengan metode SSD dikenal dengan $PDD_{20,10}$ mengalami kenaikan sebesar 3,19% dengan bertambahnya SSD untuk 6 MV, dan 3,08% untuk 10 MV. QI dengan metode SAD dikenal dengan $TPR_{20,10}$ terjadi penurunan sebesar 16,2 % dengan naiknya SAD untuk 6MV, dan 16,5 % untuk 10 MV. $PDD_{20,10}$ juga mengalami kenaikan sebesar 8,43 % dengan naiknya tegangan pesawat untuk SSD=100 cm, dan 8,32 % untuk SSD=120 cm. Hal yang sama untuk $TPR_{20,10}$ kenaikan sebesar 9,14 % terjadi pada SAD=100 cm dan 8,82 % pada SAD=120cm. Mengingat kedua metode tersebut digunakan dalam penatalaksanaan pengobatan kanker melalui radioterapi dengan pesawat akselerator linier medik, maka hubungan $PDD_{20,10}$ dengan $TPR_{20,10}$ dari hasil penelitian ini adalah $TPR_{20,10} = 1,2661 (PDD_{20,10}) - 0,0595$ dapat digunakan untuk SSD=100 cm untuk kedua energi dan $TPR_{20,10} = 0,989 (PDD_{20,10}) - 0,0302$ untuk SSD=120 cm.

ABSTRACT

Quality of Photon Beams Determination from Medical Linear Accelerator. It has been carried out quality of photon beams determination from medical linear accelerator by using SSD (Source-Surface Distance) and SAD (Source Axis Distance) Methods. Measurements were carried out for varian 2100C medical linear accelerator by using NE2571 Farmer dosimeter on the phantom water for 6 MV and 10 MV of photon beams, with 100 cm and 120 cm of SSD and SAD respectively. Index Quality (IQ) that knows as $PDD_{20,10}$ was 3.19% is higher for 6 MV, and 3.08 % for 10 MV since the increase of SSD to 120 cm. IQ for SAD method that knows as $TPR_{20,10}$ lower of 16.2 % for 6 MV and 16.5% for 10 MV since the increase the SAD to 120 cm. $PDD_{20,10}$ increases 8.43 % by the increasingly of energy of the beams for 100 cm of SSD, and 8.32 % for 120 cm of SSD. It was occurred, $TPR_{20,10}$ also increase 9.14 % for 100 cm of SAD, and 8.82 % for 120 cm of SAD. These two methods are also used for treating radiotherapy patients currently, so relationship between $PDD_{20,10}$ to $TPR_{20,10}$ was found as $TPR_{20,10} = 1.2661 (PDD_{20,10}) - 0.0595$ could be used for 100 cm of SSD and $TPR_{20,10} = 0.989 (PDD_{20,10}) - 0.0302$ for both energy.

PENDAHULUAN

Radiasi pengion yang diketahui dapat merusak bahkan mematikan jaringan dimanfaatkan untuk pengobatan penyakit kanker. Metode pengobatan ini acapkali dikenal dengan radioterapi atau terapi radiasi. Radioterapi merupakan suatu metode yang sangat efektif dan mapan untuk perlakuan terapi malignan. Tujuan radioterapi adalah untuk memberikan dosis radiasi setepat-tepatnya (akurasi maupun presisi) terhadap jaringan yang sakit (*target volume*) tanpa memberikan efek atau kerusakan yang

berarti pada jaringan sehat disekitarnya. Dengan kemajuan teknologi fisika radioterapi pada saat ini, tujuan tersebut bisa dicapai dengan beberapa cara diantaranya adalah menggunakan pesawat-pesawat yang menghasilkan radiasi pengion energi tinggi sehingga bisa memberikan dosis radiasi yang besar untuk didistribusikan ke jaringan yang sakit, sementara menurunkan efek terhadap jaringan normal. Akselerator linier medik adalah pesawat yang menghasilkan radiasi pengion energi tinggi, baik berkas foton maupun partikel.

Keakuratan dan kepresisian dalam segala aspek harus dipenuhi untuk keberhasilan radioterapi, jika tidak maka bisa jadi jaringan sehat akan menerima dosis yang bisa mengakibatkan komplikasi yang cukup besar, atau sel kankernya mungkin masih *survive*. Salah satu aspek fisika dalam penggunaan pesawat akselerator linier untuk radio-terapi adalah dosis yang akan diterima pasien, atau masalah dosimetri. Dosimetri berkas foton akselerator linier medik dengan metode SSD (*Source-Surface Distance*) dengan metode SAD (*Source-Axis Distance*) berbeda dan kedua metode tersebut digunakan dalam penatalaksanaan pengobatan kanker dengan menggunakan akselerator. Untuk itu, dalam penentuan kualitas berkas foton yang dihasilkan dari pesawat akselerator linier medik perlu dilakukan dengan menggunakan kedua metode tersebut. Dalam beberapa hal, metode SSD memiliki kekurangan dan kelebihan. Demikian juga metode SAD, sehingga pada tulisan ini juga akan disampaikan beberapa kelebihan dan kekurangan masing-masing metode tersebut.

TEORI

Dosimetri radioterapi eksternal dengan menggunakan pesawat akselerator linier medik akan menjadi suatu bahasan yang menarik, baik dengan berkas radiasi foton maupun elektron. Tulisan ini hanya akan membahas berkas foton yang dihasilkan dari pesawat akselerator linier medik, dalam kaitannya dosimetri. Perhitungan Satuan Monitor (*Monitor Unit* atau *MU*) untuk suatu *Prescribed Tumour Dose (TD)* diperoleh dengan :⁽¹⁾

a. Metode SSD adalah :

$$\text{Jumlah Satuan Monitor (MU)} = \frac{TD(\text{cGy}) \times 100}{PDD \times K_{10 \times 10} (1 \text{ cGy}/1 \text{ MU}) \times FSF_{a,b} \times TF}$$

dengan :

- *TD* adalah dosis tumor per fraksi dalam cGy.
- *PDD* adalah prosentase dosis kedalaman pada sumbu utama berkas
- $K_{10 \times 10}$ adalah faktor kalibrasi Satuan Monitor ("MU") pada sumbu utama berkas dengan luas lapangan 10 cm × 10 cm dengan men'set' 1 cGy per 1 MU
- *ISC* adalah koreksi kebalikan kuadrat, apabila jaraknya berbeda

- $FSF_{a,b}$ adalah faktor koreksi untuk perbedaan luas lapangan (a,b) terhadap 10 cm × 10 cm
- *TF* adalah faktor transmisi dari *wedge* ataupun *tray*; dll

b. Metode SAD adalah :

$$\text{Jumlah Satuan Monitor (MU)} = \frac{TD(\text{cGy}) \times 100}{TMR \times K_{10 \times 10} (1 \text{ cGy}/1 \text{ MU}) \times FSF_{a,b} \times TF}$$

dengan :

- *TD*, $K_{10 \times 10}$, $FSF_{a,b}$ dan *TF* seperti penjelasan dengan metode SSD.
- *TMR* adalah *Tissue Maximum Ratio* pada kedalaman dan luas lapangan tertentu.

Dari kedua gambaran tersebut di atas jelas terlihat dengan mudah bahwa dua besaran yang menjadikan perbedaan adalah *PDD* dan *TMR*. Istilah *PDD* berkaitan dengan metode SSD yang menggunakan asumsi bahwa jarak ditentukan berdasarkan dari sumber radiasi ke permukaan pasien dan letak tumor berada pada kedalaman tertentu. Sedangkan istilah *TMR* ataupun *TPR* berkaitan dengan metode SAD dengan menggunakan asumsi bahwa jarak sumber radiasi ke tumor adalah SAD. Dengan demikian konsep SSD dan SAD untuk kepentingan dosimetrinya akan berbeda untuk masing-masing perlakuan pasien, dan hal harus diperhatikan, karena sangat mungkin terjadi kesalahan dalam perhitungan dosisnya maupun pelaksanaan paparannya.

Kualitas berkas foton akselerator linier medik dispesifikasikan dengan *PDD* pada kedalaman 10 cm dan 20 cm ($PDD_{20,10}$) di fantom air untuk berkas foton saja (dalam hal ini kontaminasi elektron tidak diperhitungkan). Kontaminasi elektron bervariasi sesuai dengan tipe pesawatnya, dan untuk mengurangnya biasanya digunakan selembat filter Pb setebal 1 mm dibawah pesawat akselerator linier medik.

Protokol-protokol dosimetri, baik dari IAEA (*International Atomic Energy Agency*) melalui *TRS (Technical Report Series)* nomor 277⁽²⁾ dan 398⁽³⁾ maupun AAPM (*American Association Physicists in Medicine*) melalui *TG (Task Group)* nomor 21⁽⁴⁾ dan 51⁽⁵⁾ memperhatikan kedua metode tersebut. Sehingga diskusi dalam makalah ini disamping berkaitan dengan penentuan kualitas berkas foton akselerator linier medik, juga akan terkait dengan penggunaan protokol-protokol dosimetri.

PERCOBAAN

Peralatan Yang Digunakan

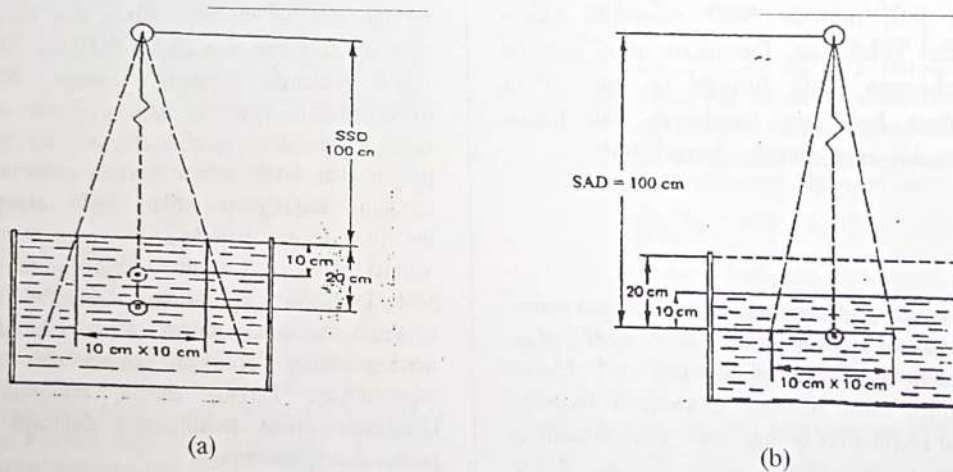
- Pesawat akselerator linier medik Varian 2100C
- Dosimeter Farmer NE2571
- Fantom air

Prosedur Percobaan

Prosedur percobaan untuk metode SSD dan SAD dapat dijelaskan dengan Gambar 1 (Gambar 1a untuk metode SSD dan Gambar 1b untuk metode SAD).

Pada Gambar 1a menunjukkan bahwa pengukuran dilakukan pada SSD=100 cm, dan dalam percobaan ini juga dilakukan pada SSD=120 cm. Luas lapangan ditentukan pada permukaan fantom air, yaitu 10 cm x 10 cm, baik untuk SSD=100 cm

maupun untuk SSD = 120 cm. Posisi detektor pada kedalaman 10 cm dan 20 cm pada kedua SSD tersebut. Besarnya Satuan Monitor (*MU*) untuk pengukuran ini adalah 200, hal ini disesuaikan dengan pada aplikasi klinis. Paparan dilakukan pada keadaan *open beam*, yakni tanpa filter yang menghalanginya, termasuk *tray* dan *wedge*. Sedangkan pada Gambar 1b menunjukkan posisi detektor berjarak SAD = 100 cm, dan pada percobaan ini juga dilakukan pada SAD = 120cm. Selanjutnya ditambahkan air sampai diperoleh kedalaman 10 cm maupun 20 cm. Luas lapangan ditentukan pada posisi detektor, yakni 10 cm x 10 cm. Seperti halnya pada metode SSD, pada metode SAD juga digunakan Satuan Monitor (*MU*) sebesar 200. Pengukuran dilakukan pada 6MV maupun 10 MV untuk kedua metode tersebut. Bacaan ionisasi diperoleh dari dosimeter Farmer dengan deviasi baku dibawah 0,1 %.



Gambar 1. Pengukuran dengan metode SSD (a) dan SAD (b).⁽¹⁾

DISKUSI DAN PEMBAHASAN

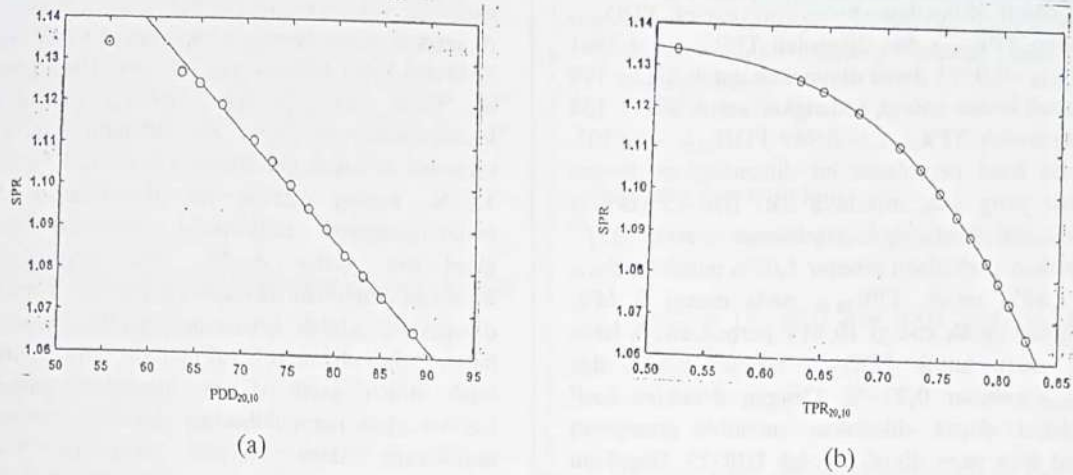
Besarnya $PDD_{20,10}$ dan $TPR_{20,10}$ dari hasil perhitungan data yang diperoleh dari percobaan seperti terlihat pada Tabel 1.

Dari hasil yang didapat pada Tabel 1 tersebut dapat digunakan untuk menentukan besarnya SPR

(*Stopping Power Ratio*) yang akan digunakan dalam kalkulasi dosimetri dengan bantuan grafik pada Gambar 2a dan 2b (Gambar 2a memperlihatkan hubungan SPR terhadap $PDD_{20,10}$, dan Gambar 2b memperlihatkan hubungan SPR terhadap $TPR_{20,10}$).⁽⁶⁾ Hasil SPR ditunjukkan pada Tabel 2, yang tertera dalam kurung (nilai SPR).

Tabel 1. Hasil Perhitungan $PDD_{20,10}$ dan $TPR_{20,10}$.

SSD atau SAD	6 MV		10 MV	
	100 cm	120 cm	100 cm	120 cm
$PDD_{20,10}$	0,576	0,595	0,629	0,649
$TPR_{20,10}$	0,666	0,558	0,733	0,612



Gambar 2. Hubungan SPR terhadap PDD_{20,10} (a) dan TPR_{20,10} (b).

Tabel 2. Hasil Perhitungan SPR untuk PDD_{20,10} dan TPR_{20,10}.

SSD atau SAD	6 MV		10 MV	
	100 cm	120 cm	100 cm	120 cm
PDD _{20,10} (SPR)	0,576 (1,140)	0,595 (1,135)	0,629 (1,128)	0,649 (1,123)
TPR _{20,10} (SPR)	0,666 (1,122)	0,558 (1,132)	0,733 (1,106)	0,612 (1,128)

Pada protokol TRS 398 maupun TG-51 untuk perhitungan dosimetri radioterapi, PDD_{20,10} maupun TPR_{20,10} digunakan untuk menentukan besarnya k_Q .⁽²⁾ Dengan demikian besarnya k_Q dapat dilihat pada Tabel 3, yang tertera dalam kurung (nilai k_Q).

Pada Tabel 3 memperlihatkan bahwa k_Q mengalami penurunan dengan naiknya tegangan atau energi pesawat akselerator, baik dengan metode SSD maupun SAD. Penurunan sekitar 0,2 % didapatkan

ketika menggunakan metode SSD, baik untuk SSD = 100 cm maupun SSD=120 cm. Sedangkan penurunan sebesar 0,7 % diperoleh ketika menggunakan metode SAD dengan SAD = 100 cm, dan 0,4 % ketika digunakan SAD = 120 cm. Perubahan SSD dari 100 cm ke 120 cm tidak terlalu besar mengubah nilai k_Q , yakni hanya 0,1 % untuk energi yang sama. Lain halnya metode SAD, perubahan nilai k_Q diperoleh sampai 1,4 % dengan naiknya SAD untuk energi yang sama.

Tabel 3. Hasil Perhitungan k_Q untuk PDD_{20,10} dan TPR_{20,10}.

SSD atau SAD	6 MV		10 MV	
	100 cm	120 cm	100 cm	120 cm
PDD _{20,10} (k_Q)	0,576 (0,999)	0,595 (0,998)	0,629 (0,997)	0,649 (0,996)
TPR _{20,10} (k_Q)	0,666 (0,995)	0,558 (1,002)	0,733 (0,984)	0,612 (0,998)

Dari hasil yang diperlihatkan pada Tabel 1 juga dapat dibuatkan hubungan antara $PDD_{20,10}$ terhadap $TPR_{20,10}$ dan diperoleh $TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595$ dapat digunakan untuk SSD = 100 cm untuk kedua energi, sedangkan untuk SSD = 120 cm diperoleh $TPR_{20,10} = 0,989 PDD_{20,10} - 0,0302$. Apabila hasil percobaan ini dibandingkan dengan referensi yang ada, misalnya dari BJR-25 (British Journal of Radiology Supplement nomor 25)⁽⁷⁾ didapatkan perbedaan sebesar 1,03% untuk $PDD_{20,10}$ dan 1,62% untuk $TPR_{20,10}$ pada energi 6 MV, sedangkan untuk energi 10 MV perbedaannya lebih kecil, yakni untuk $PDD_{20,10}$ sebesar 0,64% dan $TPR_{20,10}$ sebesar 0,27 %. Dengan demikian hasil percobaan dapat dikatakan memiliki kesamaan dengan data yang disajikan oleh BJR-25. Demikian juga jika digunakan hubungan antara $PDD_{20,10}$ dengan $TPR_{20,10}$, perbedaannya diperoleh sebesar 0,45% untuk energi 6 MV dan 0,41% untuk energi 10 MV pada SSD = 100 cm. Pada SSD = 120 cm tidak ada referensi yang dapat dijadikan komparasi, sehingga perlu dibuktikan lebih jauh. Namun pada umumnya kebutuhan klinis jarang sekali menggunakan SSD = 120 cm.

Ada beberapa hal yang dapat dijadikan pertimbangan berkenaan dengan kedua metode tersebut, yakni kelebihan dan kekurangannya. Dari sisi praktis, metode SAD sangat sederhana untuk keperluan berkas yang banyak digunakan dalam klinis (terutama arah vertikal), karena fantom air dan detektor dirancang dan letaknya sesuai, hanya mengubah tingkat kedalaman air saja. Kesalahan posisi detektor dalam masalah ketidakpastian akan menjadi kecil saat dua macam kedalaman dilakukan pengukuran. Demikian juga dalam hubungannya dengan SPR, korelasi hubungannya baik dan hampir berbentuk kurva universal.

Disarankan dalam TG-51 agar pengukuran untuk energi diatas 10 MV perlu adanya penambahan filter timbal untuk mengurangi kontaminasi elektron, jika tidak maka nilai k_Q akan mengalami perubahan, meskipun hanya sekitar 1,4 %. Namun secara sistematis harus diperhatikan penempatan detektornya, meskipun pengaruhnya tidak terlalu besar. Untuk itu perlu berhati-hati saat metode SSD dipilih sebagai prosedur dalam penatalaksanaan dalam radioterapi eksternal, karena adanya ketidakpastian secara sistematis, baik SSDnya itu sendiri maupun kedalamannya.

KESIMPULAN

Penentuan kualitas berkas foton dari akselerator linier medik merupakan langkah awal

dalam dosimetri radioterapi eksternal. Dua macam metode, yakni metode SSD dan metode SAD digunakan pada energi 6 MV dan 10 MV dengan SSD dan SAD 100 cm dan 120 cm. Hasil percobaan, yaitu $PDD_{20,10}$ dan $TPR_{20,10}$ menunjukkan keakurasian yang tinggi dan dibandingkan dengan referensi terdapat perbedaan antara 0,27 % sampai 1,67%. Kedua metode ini dimanfaatkan dalam penatalaksanaan radioterapi eksternal dengan akselerator linier medik, dan masing-masing memiliki kelebihan dan kekurangannya. Yang perlu diwaspadai adalah ketika aplikasi klinis, operator harus memperhatikan betul metode yang digunakan, tidak boleh salah dalam memapari pasiennya. Karena akan mengakibatkan gagalnya pengobatan radioterapi, dapat terjadi *overdosis* maupun *lowerdosis*. Sehingga tidak akan merugikan semua pihak, dan penggunaan radiasi untuk pengobatan kanker dilakukan secara benar.

UCAPAN TERIMA KASIH

Pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih kepada Kepala Instalasi Radioterapi, Rumah Sakit Umum Pusat (RSUP) Persahabatan, Rawamangun, Jakarta atas diperkenankannya menggunakan fasilitas-fasilitas untuk penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

1. *Lecture Note dari IAEA Regional Training Course on Physical Aspects of Quality Assurance in Radiotherapy*, Westmead Hospital, Sydney Australia, 13- November 2000.
2. Technical Report Series No.277, *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams : An International Code of Practice*, Second Edition. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1997.
3. Technical Report Series No.398, *Absorbed Dose Determination in external beam radiotherapy : An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*, Second Edition. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2000.
4. AAPM Task Group-21.
5. PETER R ALMOND, PETER J. BIGGS, BM COURSEY, WF HANSON, RAVINDER NATH dan DWO ROGERS, *AAPM TG-51 Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High Energy Photon and Electron Beams*, Medical Physics 26,1999.

6. PEDRO ANDREO, *On the Beam Quality Specification of High Energy Photon for Radiotherapy Dosimetry*, Medical Physics 27, 2000.
7. BJR Supplement 25, *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy*, British Institute of Radiology, London, 1996.

TANYA JAWAB

Gatot Wurdianto

- Kedua SSD dan SAD masing-masing punya kelebihan dan kekurangan, sebut/jelaskan.

Nashuka

- SSD menggunakan konsep PDD dalam hal ini kelebihan mudahnya mudah mengukur luas lapangan

teknis, sedang SAD agak kurang praktis. Namun dengan SAD dapat dilakukan pengukuran di udara, namun kurang akurat perhitungannya dosimetrinya.

Bambang Supardiyono

- Apakah yang dimaksud dengan kualitas berkas foton?
- Bagaimana QC SSD dan SAD pada waktu alat beroperasi?

Nashuka

- Kualitas yang dimaksud disini dalam hubungannya dengan dosimetri. Identik dengan HVL atau daya tembusnya.
- QC dilakukan secara periodik, ada yang harian, mingguan, bulanan, tengah tahunan dan tahunan.