

ANALISIS POSISI DETEKTOR TERHADAP STEM EFFECT DAN DOSIS RELATIF UNTUK DOSIMETRI PESAWAT LINAC 6 MV

Nurul Laili Khoirut Tabi'atin, Evi Setiawati, dan Zaenal Arifin

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

E-mail: lailin727@gmail.com

ABSTRACT

Research conducted aims to determine the effective position's detector for Percentage Depth Dose (PDD), crossline and inline scanning in dosimetry linac 6 MV with analisys of relative dose and minimal stem effect on the detector. Research carried out by using detector CC TNC / 9770 and detector CC TNC / 9776 with variety on the position of the detector on axes x1, y1, x2 and y2, and wide field irradiation of 10 x 10 cm² at SSD 100 cm. On this research for PDD scanning, position's detector coincide to relative dose and at any depth. The largest is in position y1 with measurement dose 100.06 %. So position y1 used as reference position for measurement of stem effect. For PDD scanning ratio stem effect on the position of y2, x2, and x1 are 0.260521 %, 0.049995 % and 0.140112 %. So the effective position's detector for PDD scanning is position x2 with the ratio of the smallest stem effects is 0.049995 %. For crossline scanning, position x1 used to an form position for measurement of stem effect because have the largest measurement of relative dose that is 100.04 %. For crossline scanning ratio stem effect on the position of y1, x2 and y2 are 0.080032 %, 0.080032 % dan 0.240481 %. In position y1 and x2 have a same of ratio stem effect, but based on distribution of measurement dose in the beginning and the end scanning, effective position of the detector for crossline scanning in position y1. For inline scanning, position x1 used as reference position for measurement of stem effect because have the largest measurement of relative dose that is 100.00 %. So position y1 used as reference position for measurement of stem effect. For inline scanning ratio stem effect on the position of y2, x2, and x1 are 0.070049 %, 0.020004 % and 0.010001 %. So the effective position's detector for inline scanning is in position x1 which has the smallest stem effect is 0.010001 %.

Keyword: PDD scanning, crossline scanning, inline scanning, relative dose, stem effect.

ABSTRAK

Penelitian ini bertujuan menentukan posisi efektif detektor untuk Percentage Depth Dose (PDD), crossline dan inline scanning pada dosimetri pesawat linac 6 MV dengan analisis dosis relatif maksimal dan stem effect minimal pada detektor. Penelitian ini menggunakan detektor CC TNC / 9770 dan detektor CC TNC / 9776 dengan variasi posisi detektor pada sumbu x1, y1, x2 dan y2, luas lapangan 10 x 10 cm², SSD 100 cm. Pada penelitian ini, untuk PDD scanning diperoleh dosis relatif yang hampir sama dengan kurva berhimpit untuk dosis pada setiap kedalaman. Posisi y1 memiliki dosis terukur tertinggi sebesar 100,06 % sehingga digunakan sebagai posisi acuan untuk perhitungan stem effect. Untuk PDD scanning rasio stem effect pada kedalaman 15 mm dengan posisi detektor di y2, x2, dan x1 adalah 0,260521 %, 0,049995 % dan 0,140112 %. Sehingga posisi efektif detektor untuk PDD scanning adalah di x2. Untuk pengukuran crossline, posisi x1 digunakan sebagai posisi acuan untuk perhitungan stem effect karena memiliki dosis relatif tertinggi sebesar 100,04 %. Untuk pengukuran crossline rasio stem effect pada permukaan phantom di kedalaman 0,8 mm ketika posisi detektor di y1, x2 dan y2 adalah 0,080032 %, 0,080032 % dan 0,240481 %. Ketika detektor di posisi y1 dan x2 diperoleh rasio stem effect yang sama, tetapi melihat distribusi dosis di awal dan di akhir secara simetri maka posisi efektif adalah di posisi y1. Untuk inline scanning, posisi x1 digunakan sebagai posisi acuan untuk perhitungan stem effect karena memiliki dosis relatif tertinggi sebesar 100,00 %. Untuk inline scanning rasio stem effect pada permukaan phantom di kedalaman 0,8 mm ketika posisi detektor di y2, y1 dan x2 adalah 0,070049 %, 0,020004 % dan 0,010001 %. Maka posisi efektif untuk pengukuran inline adalah di x2 dengan rasio stem effect terkecil sebesar 0,010001 %.

Kata kunci: PDD scanning, crossline scanning, inline scanning, stem effect.

PENDAHULUAN

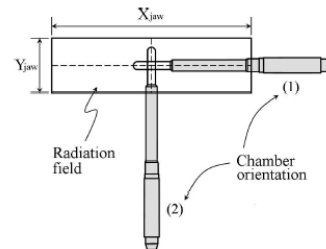
Dosimetri *linac* merupakan kalibrasi bulanan yang bertujuan untuk mengetahui kualitas, keseragaman, dan kesimetrian berkas. Keseragaman berkas mempengaruhi dosis radiasi yang diterima pasien. *The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)* telah merekomendasikan akurasi untuk keseluruhan dalam pengiriman dosis tumor $\pm 5\%$. *The American Association of Physicists in Medicine (AAPM)* telah melaporkan bahwa ketidakpastian keseluruhan dosis yang diterima pada titik referensi tertentu adalah sekitar 5,6% [1]. Keseragaman berkas (*flatness and symmetry*) didefinisikan sebagai variasi dosis diatas 80% pada luas lapangan 10 x 10 cm² pada bidang tegak lurus *central axis*. Keseragaman berkas toleransinya $\pm 3\%$ [2].

Posisi detektor merupakan salah satu yang mempengaruhi dosis relatif dan *stem effect* pada detektor. *Stem effect* dapat mengurangi dosis yang diterima pasien. Sehingga agar detektor dapat mendeteksi dosis relatif maksimal dan *stem effect* minimal maka penentuan posisi detektor pada proses dosimetri sangat diperlukan untuk mendapatkan keseragaman, dan kesimetrian berkas radiasi. Keseragaman dan kesimetrian untuk menjamin berkas radiasi yang berpengaruh pada dosis yang diterima pasien dan merupakan satu indikasi yang menentukan keberhasilan terapi kanker. Keseragaman dan kesimetrian berkas dapat terlihat dari kurva PDD dan kurva *profile dose* hasil dosimetri pada komputer menggunakan software Omnipro.

METODE

Penelitian dilakukan dengan luas lapangan 10x10 cm², *Surface Skin Distance (SSD)* 100 cm. Detektor CC SN-9976 diletakkan tepat pada *isocenter* permukaan air sedangkan detektor CC SN-9970 diletakkan di udara dan dipastikan tidak menutupi detektor CC SN-9976. Dengan posisi detektor CC SN-9976 di y1, y2, x1 dan x2 untuk setiap *Percentage Depth Dose (PDD) scanning, crossline scanning* dan *inline scanning*.

Keseragaman dan kesimetrian berkas dapat terlihat dari kurva PDD dan kurva *profile dose* hasil dosimetri pada komputer menggunakan software Omnipro.

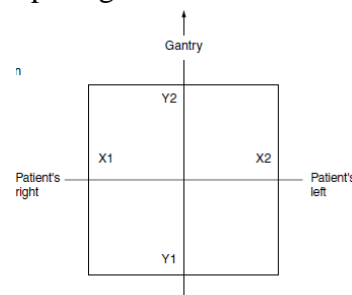


Gambar 1. Posisi detektor CC SN-9976 pada dosimetri pesawat *linac* [3,4].

Pada gambar 1. nilai diukur di posisi (1) adalah ionisasi I_A saat ini yang tidak terkena *stem effect* dan pada posisi (2) adalah arus ionisasi I_B yang terkena *stem effect* [5]. Rasio *stem effect* dapat dihitung dengan persamaan di bawah ini.

$$k_{stem.ratio} = \left| \frac{I_B - I_A}{I_B} \times 100\% \right| \quad (1)$$

Untuk *labelling jaw colimator* dapat dilihat pada gambar berikut.

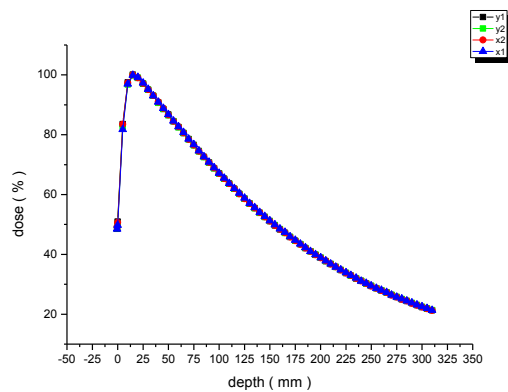


Gambar 2. *Labelling jaw colimator* [4,5].

HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil Pengukuran *Percentage Depth Dose (PDD)*

Kurva PDD merupakan kurva yang menggambarkan presentasi dosis radiasi pada tiap kedalaman [6]. Untuk hasil pemindaian *Percentage Depth Dose (PDD)* pada dosimetri pesawat *linac* 6 MV dapat dilihat pada gambar 3. Daerah dari dosis permukaan sampai dosis maksimum disebut dengan daerah *build up*.



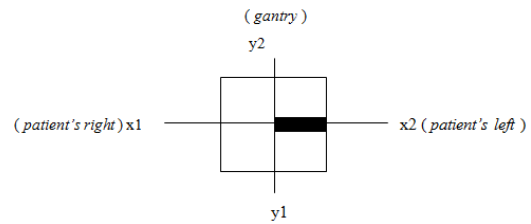
Gambar 3. Hasil pengukuran *Percentage Depth Dose* (*PDD*) hubungan antara kedalaman dengan persentasi dosis pada *water phantom* dengan variasi posisi detektor di y_2 , y_1 , x_2 dan x_1 .

Dari gambar 3. di atas dapat dilihat pada awalnya intensitas foton meningkat secara cepat dan ketika mencapai puncak dosis 100 % pada kedalaman 15 mm. Intensitas foton mengalami penurunan ketika detektor berada pada posisi y_1 , y_2 , x_2 dan x_1 mencapai 21,33 %, 21,39 %, 21,27 % dan 21,31 %.

Pada kedalaman 15 mm ketika detektor berada pada posisi y_1 , y_2 , x_1 dan x_2 diperoleh dosis relatif sebesar 100,06 %, 99,80 %, 99,92 % dan 100,01 %. Posisi detektor di y_1 yang memiliki selisih dosis terukur paling tinggi selanjutnya digunakan untuk menentukan *stem effect* yang ada pada detektor.

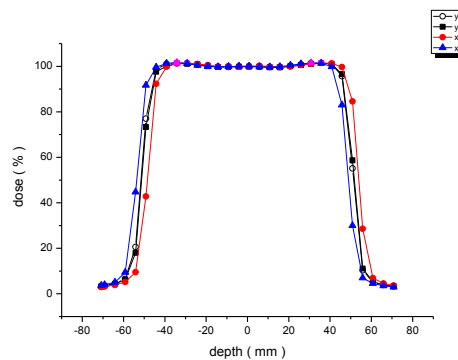
Selain area sensitif detektor, hasil pengukuran juga terpengaruh oleh *stem effect* detektor. Rasio *stem effect* pada kedalaman 15 mm dengan posisi detektor di y_2 , x_2 dan x_1 adalah 0,260521 % , 0,049995 % dan 0,140112 %. Semakin kecil rasio koreksi *stem effect* maka dosis yang terukur pada kedalaman maksimum (dimana dosis mencapai 100 %) semakin akurat.

Dengan memperhitungkan *stem effect* detektor pada pengukuran *Percentage Depth Dose* (*PDD*) untuk dosimetri pesawat *linac* 6 MV yang memiliki rasio *stem effect* paling kecil ketika detektor pada posisi x_2 sebesar 0,049995 %. Posisi detektor yang efektif untuk *PDD scanning* adalah di x_2 seperti pada gambar 4.



Gambar 4. Detektor di posisi x_2 (blok hitam pada gambar) untuk Pengukuran *Percentage Depth Dose* (*PDD*) pada dosimetri pesawat *linac* 6 MV.

Hasil Pengukuran *Crossline*

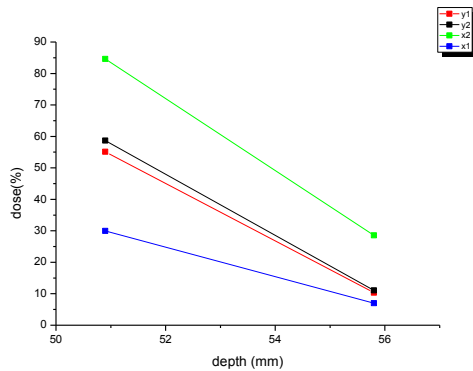


Gambar 5. Hasil pengukuran *crossline*, hubungan antara kedalaman dengan persentasi dosis yang diterima pada *water phantom* dengan variasi posisi detektor di y_2 , y_1 , x_2 dan x_1 .

Kurva *profile dose* menggambarkan presentasi dosis radiasi pada tiap luas lapangan tertentu. Kurva *profile dose* diperoleh dengan *crossline* dan *inline scanning*. *Crossline scanning* dilakukan untuk mendapatkan *flatness* dan kesimetrian berkas pada sumbu x , sedangkan *inline scanning* untuk mendapatkan *flatness* dan kesimetrian berkas pada sumbu y . *Flatness* diartikan sebagai perbandingan dosis maksimum dan dosis minimum dalam satu lapangan radiasi. Sedangkan *symmetry* presentasi deviasi maksimum yang diperbolehkan dari dosis di sisi kiri dan kanan berkas radiasi [7,8]

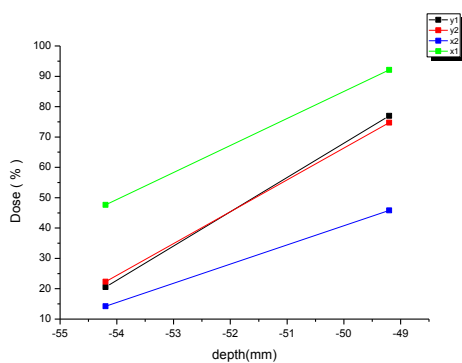
Untuk hasil Pengukuran *crossline* pada dosimetri pesawat *linac* 6 MV dapat dilihat pada gambar 5. Pada awal *scanning*, perbedaan dosis yang signifikan dapat dilihat di kedalaman 55,8 mm dan 50,8 mm pada sumbu x positif yang ditunjukkan dengan gambar 6. Di kedalaman 55,8 mm pada sumbu x positif, ketika detektor berada pada posisi y_1 , y_2 , x_2 dan x_1 diperoleh dosis terukur sebesar 10,35 %, 11,08 %, 28,56 % dan 6,97%. Di kedalaman

50,9 mm pada sumbu x positif, ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x2 dan x1 diperoleh dosis terukur sebesar 55,15 %, 55,68 %, 84,61 % dan 29,97 %.



Gambar 6. Perbedaan dosis pada awal *crossline scanning* ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x1 dan x2.

Pada akhir *scanning*, perbedaan dosis yang signifikan dapat dilihat di kedalaman 49,2 mm dan 54,2 mm pada sumbu x negatif yang ditunjukkan dengan gambar 7. Di kedalaman 49,2 mm pada sumbu x negatif, ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x2 dan x1 diperoleh dosis terukur sebesar 77,00 %, 73,32 %, 42,80 % dan 91,67 %. Dan di kedalaman 54,2 mm pada sumbu x negatif ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x2 dan x1 diperoleh dosis terukur sebesar 20,56 %, 18,02 %, 9,47 % dan 44,72 %.



Gambar 7. Perbedaan dosis pada akhir *crossline scanning* ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x1 dan x2.

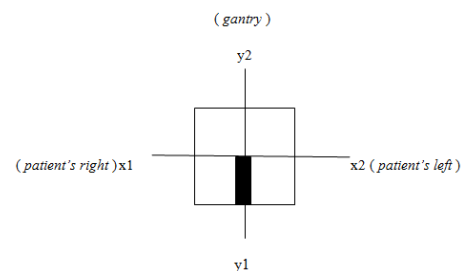
Perbedaan dosis yang signifikan terdapat ketika detektor berada pada posisi x1 dan x2. Hal ini dikarenakan pada posisi detektor CC SN-9976 di x1 pada awal *scanning* berkas mengenai setengah area sensitif detektor dan setengah area sensitif detektor yang lain belum

terkena berkas radiasi yang dikeluarkan pesawat *linac*, sehingga dosis yang diterima detektor lebih kecil.

Pada akhir *scanning* berkas radiasi yang dikeluarkan pesawat *linac* mengenai setengah area sensitif walaupun detektor sudah diluar daerah berkas sehingga terjadi penumpukan dosis. Hal sebaliknya terjadi pada posisi detektor CC SN-9976 di posisi x2 pada awal *scanning* berkas radiasi yang dikeluarkan pesawat *linac* mengenai setengah area sensitif walaupun detektor sudah diluar area berkas sehingga terjadi penumpukan dosis dan pada pada akhir *scanning* berkas hanya mengenai separuh area sensitif detektor sehingga dosis yang diterima lebih kecil.

Pada posisi detektor CC SN-9976 di y1 dan y2 diperoleh dosis yang berhimpit dari awal sampai akhir *scanning*. Hal ini dikarenakan berkas foton mengenai keseluruhan area sensitif detektor secara merata dari awal sampai akhir proses *scanning*.

Selain area sensitif detektor, yang mempengaruhi persentase dosis terukur adalah *stem effect* detektor. Pada *crossline scanning*, dosis terukur di kedalaman 0,8 mm ketika detektor pada posisi y2, y1, x2 dan x1 sebesar 99,80 %, 99,80 %, 99,96 % dan 100,04 %. Sehingga berdasarkan area sensitif sehingga dosis relatif yang terukur maksimal, posisi x1 digunakan sebagai posisi acuan untuk perhitungan *stem effect* karena memiliki dosis terukur terbesar sebesar 100,04 %. Rasio *stem effect* pada permukaan *phantom* di kedalaman 0,8 mm ketika posisi detektor di y1, x2 dan y2 adalah 0,080032 %, 0,080032 % dan 0,240481 %.

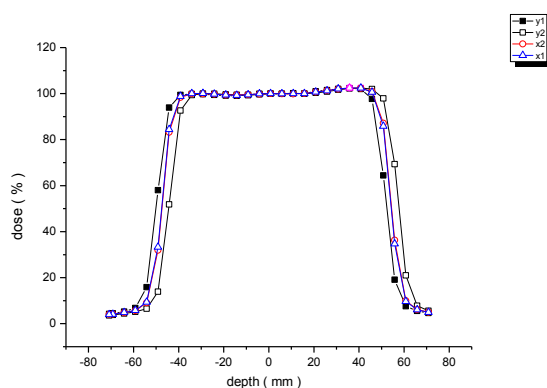


Gambar 8. Posisi detektor untuk pengukuran *crossline* pada dosimetri pesawat *linac* 6 MV.

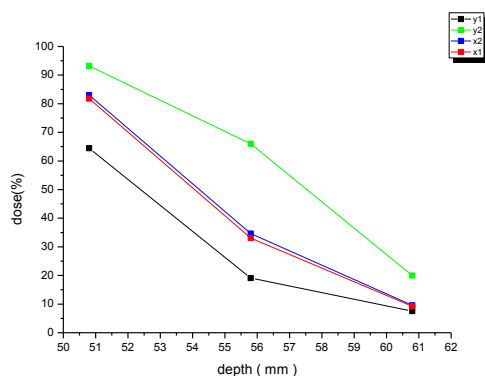
Semakin kecil rasio *stem effect* maka pengukuran dosis semakin akurat. Ketika detektor di posisi y1 dan x2 diperoleh rasio *stem effect* yang sama, tetapi melihat perbedaan dosis di awal dan di akhir yang telah di jelaskan sebelumnya maka posisi efektif untuk pengukuran *crossline* adalah di posisi y1 yang ditunjukkan pada gambar 8.

Hasil Pengukuran Inline

Untuk hasil Pengukuran *inline scanning* pada dosimetri pesawat *linac* dapat dilihat pada gambar 9.



Gambar 9. Hasil pengukuran *inline*, hubungan antara kedalaman pada *water phantom* dan persentase rasio *stem effect* dengan variasi posisi detektor di y2, y1, x2 dan x1.

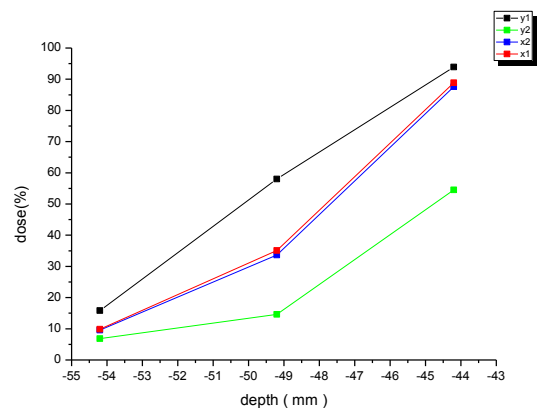


Gambar 10. Perbedaan dosis pada awal *inline scanning* ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x1 dan x2.

Pada awal *scanning*, perbedaan dosis yang signifikan dapat dilihat di kedalaman 60,8 mm, 55,8 mm dan 50,8 mm pada sumbu x positif yang ditunjukkan dengan gambar 10. Di kedalaman 60,8 mm ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x2 dan x1 diperoleh dosis terukur sebesar 7,54 %, 20,96 %, 10,02 %, dan 9,67 %. Di kedalaman 55,8 mm pada sumbu x

positif, ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x2 dan x1 diperoleh dosis terukur sebesar 19,10 %, 69,31 %, 36,33 % dan 34,73 %. Di kedalaman 50,8 mm pada sumbu x positif, ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x2 dan x1 diperoleh dosis terukur sebesar 64,42 %, 97,89 %, 87,15 % dan 85,87 %.

Pada akhir *scanning*, perbedaan dosis yang signifikan dapat dilihat di kedalaman 44,2 mm, 49,2 mm dan 54,2 mm pada sumbu x negatif yang ditunjukkan dengan gambar 11. Di kedalaman 44,2 mm pada sumbu x negatif, ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x2 dan x1 diperoleh dosis terukur sebesar 93,89 %, 51,80 %, 83,22 %, dan 84,42 %. Di kedalaman 49,2 mm pada sumbu x negatif, ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x2 dan x1 diperoleh dosis terukur sebesar 58,03 %, 13,89 %, 31,39 % dan 33,32 %. Dan di kedalaman 54,2 mm pada sumbu x negatif ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x2 dan x1 diperoleh dosis terukur sebesar 15,84 %, 6,49 %, 9,08 % dan 9,35 %.



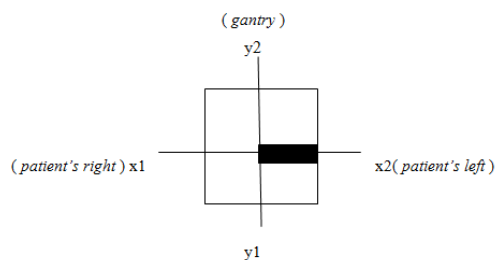
Gambar 11. Perbedaan dosis pada akhir *inline scanning* ketika detektor berada pada posisi y1, y2, x1 dan x2.

Perbedaan dosis yang signifikan terdapat ketika detektor berada pada posisi y1 dan y2. Hal ini dikarenakan pada posisi detektor CC SN-9976 di y1 pada awal *scanning* berkas mengenai setengah area sensitif detektor dan setengah area sensitif detektor yang lain belum terkena berkas radiasi yang dikeluarkan pesawat *linac*, sehingga dosis yang diterima detektor lebih kecil. Sedangkan pada akhir *scanning* berkas radiasi yang dikeluarkan pesawat *linac* mengenai setengah area sensitif

walaupun detektor sudah berada di luar daerah berkas sehingga terjadi penumpukan dosis.

Hal sebaliknya terjadi pada posisi detektor CC SN-9976 di y2 pada awal *scanning* berkas radiasi yang dikeluarkan pesawat *linac* mengenai setengah area sensitif walaupun detektor sudah berada di luar area berkas sehingga terjadi penumpukan dosis dan pada pada akhir *scanning* berkas hanya mengenai separuh area sensitif detektor sehingga dosis yang diterima lebih kecil. Pada posisi detektor CC SN-9976 di y1 dan y2 diperoleh dosis yang hampir sama dari awal sampai akhir *scanning*. Hal ini dikarenakan berkas foton mengenai keseluruhan area sensitif detektor secara merata dari awal sampai akhir proses *scanning*.

Selain area sensitif detektor, yang mempengaruhi persentase dosis terukur adalah *stem effect* detektor. Pada *inline scanning*, dosis terukur di kedalaman 0,8 mm ketika detektor pada posisi y2, y1, x2 dan x1 sebesar 99,93 %, 99,98 %, 99,99 % dan 100,00 %. Sehingga berdasarkan area sensitif sehingga dosis relatif yang terukur maksimal, posisi x1 digunakan sebagai posisi acuan untuk perhitungan *stem effect* karena memiliki dosis terukur terbesar sebesar 100,00 %.



Gambar 12. Posisi detektor di x1 (blok hitam pada gambar) untuk Pengukuran *inline* pada dosimetri pesawat *linac* 6 MV.

Rasio *stem effect* pada permukaan *phantom* di kedalaman 0,8 mm ketika posisi detektor di y2, y1 dan x2 adalah 0,070049 %, 0,020004 % dan 0,010001 %. Semakin kecil rasio *stem effect* maka pengukuran dosis semakin akurat. Maka posisi efektif untuk pengukuran *inline* yang ditunjukkan dengan gambar 12. adalah di posisi x2 yang memiliki rasio *stem effect* terkecil sebesar 0,010001 %.

KESIMPULAN

Posisi efektif detektor untuk PDD *scanning* adalah di x2 dengan rasio *stem effect* terkecil sebesar 0,049995 %. Posisi efektif untuk pengukuran *crossline* adalah di posisi y1 dengan rasio *stem effect* terkecil sebesar 0,080032 %. Posisi efektif untuk pengukuran *inline* adalah di posisi x2 yang memiliki rasio *stem effect* terkecil sebesar 0,010001 %.

DAFTAR PUSTAKA

- 1) Podgorsak, 2005, "Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students", IAEA, Vienna.
- 2) AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Report No.13, 1994, "Physical Aspects of Quality Assurance in Radioation Therapy", AAPM, New York.
- 3) Dae C., K., Jae-Seung,L., Eun-Hoe,G., Moon-Jib, K., Jae-Eun, J., Kyung-Rae,D., Woon-Kwan,C., In-Chul,I. , and Yun-Sik,Y., 1588, " An Overall Stem Effect, Including Stem Leakage and Stem Scatter, for a TM30013 Farmer-type Chamber", Journal of the Korean Physical Society., 58, No. 6, June 2011, pp.
- 4) IEC, 1997, "Medical electrical equipment: Dosimeters with ionisation chambers as used in radiotherapy Standard IEC-60731, Internationa Electrotechnical Commission", Geneva.
- 5) Mayles, P., Nahum, A., and Rosenwald, J.C., 2007, "Handbook of Radiotherapy Physics, Theory and Practice" Taylor and Francis Group, New York, London.
- 6) Khan, F., M., 2003, "Physics of Radiation Therapy, The, 3rd Edition", Copyright Lippincott Williams & Wilkins.
- 7) Dyk, V. J.(Ed),, 1999, "Modern Technology of Radiation Oncology : A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists", Medical Physics Publishing, Madison, WI .
- 8) Sani, G., 2001, " Radiation Dosimetry, Instrument and Methods, Second Edition", CRC Press.