

Studi Awal Pengukuran *Daisy Chaining* Detektor Ionisasi pada Berkas Foton 6 MV *Flattening Filter Free* Lapangan Kecil

Assef Firnando Firmansyah¹, Okky Agassy Firmansyah¹,
Nurman Rajagukguk¹, Dea Ryangga²

¹PTKMR BATAN, Jalan Lebak Bulus Raya No. 49, Jakarta

²RSUD Pasar Minggu, Jalan TB. Simatupang No. 1, Jakarta

Info Artikel

Histori Artikel:

Diterima: 19 September, 2019

Direvisi: 27 November, 2019

Diterbitkan: 1 Maret, 2020

Kata kunci:

daisy chaining
lapangan radiasi kecil
berkas foton tanpa filter perata
laju dosis serap air
faktor kalibrasi

Keywords:

daisy chaining
small field
flattening filter free photon beam
absorbed dose to water
calibration factor

Penulis Korespondensi:

Okky Agassy Firmansyah
Email: okky-agassy@batan.go.id

ABSTRAK

Salah satu alternatif untuk melakukan kalibrasi detektor ionisasi kecil pada lapangan radiasi kecil adalah dengan melakukan pengukuran *daisy chaining*. Makalah ini menguraikan pengukuran *daisy chaining* detektor ionisasi kecil pada berkas foton 6 MV *flattening filter free* lapangan radiasi kecil. Langkah pertama pengukuran *daisy chaining* adalah melakukan kalibrasi detektor ionisasi medium 0,13 cm³ terhadap detektor ionisasi standar 0,6 cm³ pada lapangan radiasi 10 cm × 10 cm. Setelah mendapatkan faktor kalibrasi dosis serap air ($N_{D,w}$) dari detektor ionisasi medium, langkah berikutnya adalah menggunakan $N_{D,w}$ tersebut untuk mengkalibrasi silang detektor ionisasi mikro 0,016 cm³ pada lapangan 5 cm × 5 cm. $N_{D,w}$ hasil kalibrasi tersebut dapat digunakan untuk pengukuran di lapangan radiasi kurang dari 5 cm × 5 cm. Penentuan laju dosis serap air dilakukan di lapangan 3 cm × 3 cm dan 2 cm × 2 cm. Verifikasi dilakukan dengan membandingkan hasil penentuan laju dosis serap air menggunakan $N_{D,w}$ hasil pengukuran *daisy chaining*, pengukuran langsung menggunakan $N_{D,w}$ detektor ionisasi tanpa pengukuran *daisy chaining* dan hasil perhitungan dari *treatment planning system* (TPS). Hasil yang diperoleh menunjukkan adanya perbedaan antara pengukuran *daisy chaining*, pengukuran langsung, dan hasil perhitungan TPS. Perbedaan masih dalam rentang kurang dari 3%.

One of alternative to calibrate a small field ionization chamber was to make daisy chaining measurements. This paper describes the daisy chaining measurements of a small field ionization chamber in a 6 MV photon flattening filter free. The first step in the daisy chaining measurement was to calibrate the medium ionization chamber 0.13 cm³ against a standard ionization chamber 0.6 cm³ at field size 10 cm x 10 cm. After obtaining the calibration factor for absorbed dose to water ($N_{D,w}$) from the medium ionization chamber, the next step was to use the $N_{D,w}$ to cross calibrate the micro ionization chamber 0.016 cm³ at 5 cm × 5 cm field size. $N_{D,w}$ calibration results can be used for measurements in the radiation field less than 5 cm × 5 cm. The determination of the absorbed dose to water rate was done in the 3 cm × 3 cm and 2 cm × 2 cm field size. Verification was done by comparing the results of determination of the absorbed dose to water using $N_{D,w}$ measurement as results of daisy chaining, direct measurements using $N_{D,w}$ ionization detectors without daisy chaining measurements and the results of calculations from the treatment planning system (TPS). The results obtained indicate the difference between daisy chaining measurements, direct measurements, and the results of TPS calculations. The difference was still in the range of less than 3%.

Copyright © 2020 Author(s)

1. PENDAHULUAN

Di Indonesia perkembangan penggunaan lapangan radiasi kecil dalam radioterapi begitu cepat (Assef, dkk. 2017). Hingga pertengahan tahun 2019, terdapat empat rumah sakit yang telah memiliki pesawat pemercepat linier medik tanpa filter perata berkas radiasi (*flattening filter free/FFF*). Salah satu kelebihan dari pesawat linier medik FFF adalah dapat digunakan untuk penyinaran lapangan kecil hingga 15 mm - 0,5 mm menggunakan kolimator *stereotactic conical* (Borzov, 2018).

Pesawat linier medik FFF memiliki laju dosis yang lebih tinggi dari pada pesawat pemercepat linier medik FF (Firmansyah, dkk 2018; Papanikolaou, 2016). Laju dosis tinggi tersebut dapat dimanfaatkan untuk mempersingkat waktu penyinaran kepada pasien dan jaringan sehat juga lebih terlindungi. Namun demikian, kualitas berkas foton dari pesawat pemercepat linier medik FFF lebih rendah dari pada pesawat pemercepat linier medik FF (Firmansyah, dkk., 2017; Sharma, dkk., 2016). Proses pengukuran luaran berkas radiasi pesawat ini juga membutuhkan perilaku khusus, seperti penggunaan faktor koreksi untuk jenis detektor yang digunakan (Firmansyah, dkk., 2019).

Untuk menentukan parameter dosimetri pada lapangan radiasi kecil diperlukan detektor dengan volume yang kecil juga (Das I.J, 2018). Sampai saat ini detektor yang digunakan untuk pengukuran absolut pesawat teleterapi masih dikalibrasi terhadap detektor standar pada kondisi acuan dengan lapangan radiasi di permukaan fantom 10 cm x 10 cm, jarak sumber radiasi ke permukaan fantom (*source to surface distance/SSD*) 100 cm.

Untuk detektor dengan volume kecil, khususnya detektor dioda, kalibrasi pada kondisi standar dipandang sudah tidak sesuai lagi, karena detektor standar yang digunakan untuk kalibrasi volumenya jauh lebih besar dari detektor volume kecil, demikian juga dengan lapangan radiasinya yang jauh lebih besar dari penggunaan detektor volume kecil tersebut (Liu, dkk, 2016). Hal lain yang menjadi masalah adalah ketertelusuran untuk lapangan radiasi kecil ke laboratorium standar primer masih dalam penelitian. Faktor koreksi untuk detektor radiasi lapangan kecil juga masih terbatas, belum seluruhnya terdapat pada protokol *International Atomic Energy Agency (IAEA) Technical Report Series (TRS)* no. 483.

Salah satu referensi menyatakan bahwa detektor ionisasi volume kecil dapat digunakan secara langsung dan tidak langsung, namun untuk detektor diode harus menggunakan pengukuran tidak langsung (PTW, 2014). Pengukuran tidak langsung yang dimaksud adalah mengalibrasi silang detektor volume kecil terhadap detektor volume medium dengan lapangan radiasi yang lebih kecil dari lapangan acuan yang masih mampu dijangkau oleh detektor yang memenuhi kondisi kesetimbangan partikel bermuatan. Selanjutnya detektor volume kecil ini dapat digunakan untuk pengukuran pada lapangan yang lebih kecil dari pada lapangan kalibrasinya dan pada kedalaman yang lain namun untuk kualitas radiasi orientasi detektor yang sama. Pendekatan ini disebut juga dengan *daisy chaining* (Lárraga-Gutiérrez, 2015).

Makalah ini menguraikan studi awal pengukuran *daisy chaining* detektor ionisasi volume kecil pada berkas foton 6 MV (FFF) di lapangan kecil. Pengambilan data dilakukan dengan menggunakan pesawat pemercepat linier medik Varian Trilogy no. seri 6258 milik Rumah Sakit Umum Daerah Pasar Minggu, Jakarta. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk memahami metode kalibrasi detektor ionisasi volume kecil dengan pengukuran *daisy chaining* serta observasi hasil penentuan laju dosis serap air di lapangan radiasi kecil menggunakan faktor kalibrasi tersebut.

2. METODE

2.1 Kesetimbangan Partikel Bermuatan di Lateral (*Lateral Charge Partikel Equilibrium*)

Keseimbangan partikel bermuatan pada bidang lateral, (*Lateral Charge Partikel Equilibrium /LCPE*) (satuan mm) merupakan faktor yang sangat penting dalam pengukuran di lapangan radiasi kecil (Andreo, 2017; IAEA, 2017; Poppinga dkk., 2018). Kesetimbangan partikel bermuatan pada bidang lateral adalah kondisi fundamental yang harus dipenuhi pada pengukuran radiasi oleh sebuah detektor. Pada kondisi penyinaran lapangan radiasi kecil, tidak setimbangnya partikel bermuatan pada bidang pengukuran akan menjadi permasalahan yang akan mengakibatkan gangguan pada pengukuran oleh detektor. Permasalahan ini muncul ketika ukuran lebar penuh dari setengah tinggi maksimum

(*full width at half maximum*/FWHM) dari berkas foton lebih kecil dari pada rentang maksimum pada bidang lateral dari berkas foton sekunder (Andreo, 2017).

Untuk mengatasi permasalahan ketidaksetimbangan partikel bermuatan di bidang lateral ini digunakanlah sebuah pendekatan matematis antara lebar lebar berkas radiasi dengan ukuran minimum detektor yang diperbolehkan untuk melakukan pengukuran pada kondisi tersedianya keseimbangan partikel bermuatan di bidang lateral. Pendekatan ini disebut dengan rentang keseimbangan partikel bermuatan pada bidang lateral, r_{LCPE} .

Melalui rentang keseimbangan partikel bermuatan pada bidang lateral, r_{LCPE} (dalam mm) dapat ditentukan hubungan antara lapangan radiasi dan dimensi minimal detektor yang digunakan agar syarat rentang keseimbangan partikel bermuatan pada bidang lateral terhadap sumbu utama berkas radiasi foton dipenuhi yang bergantung pada energi berkas radiasi. Hubungan ini dinyatakan dengan Persamaan 1 atau Persamaan 2 (IAEA, 2017)(Das & Francescon, 2018).

$$r_{LCPE} = 8,369 \times TPR_{20,10}(10) - 4,328 \quad (1)$$

$$r_{LCPE} = 77,97 \times 10^{-3} \times \%dd(10,10)_x - 4,112 \quad (2)$$

Parameter $\%dd(10,10)_x$ merupakan nilai dosis pada fantom air dengan SSD 100 cm. $TPR_{20,10}$ diidentifikasi sebagai parameter untuk menyatakan kualitas radiasi berkas foton yang dapat diperoleh dari persamaan berikut:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \times PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (3)$$

Untuk menentukan laju dosis serap pada lapangan kecil maka lapangan radiasi dan detektor harus memenuhi hubungan sebagai berikut:

$$FWHM = 2r_{LCPE} + d \quad (4)$$

Sesuai dengan referensi (IAEA, 2017), parameter d merupakan jarak terbesar diantara dua titik batas terluar dari geometri detektor. Nilai untuk geometri longitudinal (dl) dihitung dengan persamaan:

$$dl = l + t_{wall} \quad (5)$$

Parameter l adalah panjang rongga detektor (*cavity length*). Parameter t_{wall} merupakan tebal dinding dari detektor ionisasi yang digunakan, sedangkan untuk nilai geometri radial (dr) dihitung dengan menggunakan persamaan:

$$dr = 2(r + t_{wall}) \quad (6)$$

Berdasarkan kedua nilai geometri longitudinal (dl) dan geometri radial (dr) dapat dilihat mana yang lebih besar. Nilai terbesar tersebut digunakan sebagai nilai d pada Persamaan 4.

Sebagai contoh perhitungan dair referensi (IAEA, 2017), asumsi sebuah detektor ionisasi volume medium memiliki panjang rongga $l = 4$ mm, jari-jari rongga $r = 3$ mm, tebal dinding $t_{wall} = 0,07$ g/cm², densitas material penyusun detektor C-552 = 1,76 g/cm³, dan $t_{wall} = 0,40$ mm. Untuk geometri longitudinal didapatkan $dl = l + t_{wall} = 4,4$ mm, sedangkan untuk geometri radial $dr = 2(r + t_{wall}) = 6,8$ mm. Berdasarkan data diketahui nilai $dr > dl$, maka nilai $dr = d$ untuk Persamaan 4. Sehingga persamaan menjadi sebagai berikut.

$$FWHM = 2r_{LCPE} + dr \quad (7)$$

$$FWHM = 2r_{LCPE} + [2(r + t_{wall})] \quad (8)$$

2.2 Tipe Detektor

Pada dasarnya pengukuran profil berkas radiasi untuk lapangan radiasi kecil masih terkendala oleh adanya efek volume dari detektor yang digunakan. Hal tersebut juga dinyatakan oleh IAEA melalui protokol TRS No. 483 bahwa belum ada detektor yang ideal untuk pengukuran berkas radiasi di lapangan kecil.

Berdasarkan beberapa literatur, terdapat beberapa hal yang dapat dilakukan untuk mereduksinya efek volume tersebut. Selain menggunakan perhitungan faktor koreksi dengan teknik dekonvolusi, pemilihan detektor volume kecil secara tepat juga dapat menjadi solusi. (IAEA, 2017; Lauba, 2003; Looe, 2010; Wuerfel, 2013).

Pemilihan jenis detektor volume kecil menjadi faktor yang perlu diperhatikan. Salah satu kelemahan dari pengukuran di lapangan radiasi kecil adalah adanya efek volume dari detektor. Pada dasarnya detektor akan membaca sinyal rata-rata yang didapat dari partikel yang ter-ionisasi di seluruh volume aktif detektor. Apabila volume detektor lebih besar dari pada lapangan radiasi kecil, maka pembacaan muatan partikel oleh detektor tidak merata. Hal ini biasa disebut dengan efek volume rata-rata (*volume averaging effect*) (Wuerfel, 2013). Efek volume ini dapat mengakibatkan pengukuran dosis pada titik referensi detektor tidak terpenuhi (*underestimate dose*), padahal nilai dosis tersebut penting untuk pengukuran output faktor dan dosis absolut sebagai referensi klinis.

Beberapa studi mengenai pengukuran *daisy chaining* mengelompokkan karakteristik detektor berdasarkan volume dan penggunaannya terhadap ukuran lapangan radiasi (Dieterich & Sherouse, 2011; Lárraga-Gutiérrez, 2015; Wuerfel, 2013). Klasifikasi tersebut dimulai dari detektor ukuran standar, detektor ukuran medium dan detektor ukuran mikro. Namun dalam beberapa literatur lain menggunakan penamaan yang berbeda mengenai klasifikasi detektor (Purohit dkk., 2018). Pada penelitian ini penulis menggunakan klasifikasi detektor volume standar, detektor volume medium dan detektor volume kecil.

Protokol IAEA TRS No 398 menyatakan referensi untuk pengukuran dosis adalah pada lapangan radiasi 10 cm x 10 cm. Detektor ionisasi standar yang biasa digunakan dalam pengukuran berkas foton pada lapangan standar ini adalah detektor ionisasi tipe farmer volume 0,6 cm³. Namun untuk lapangan radiasi kecil, terdapat beberapa tipe detektor dapat digunakan (PTW, 2014). Beberapa tipe detektor tersebut antara lain detektor ionisasi volume medium dan detektor ionisasi volume kecil.

Detektor ionisasi berukuran medium yang dikomersilkan biasanya memiliki volume antara 0,1 cm³ sampai dengan 1 cm³. Kelemahan detektor ini adalah volumenya yang relatif besar menyebabkan adanya efek volume jika digunakan untuk lapangan radiasi kecil. Bergantung pada model dari detektor ionisasi ini, untuk model Semiflex volume 0,125 cm³ dapat digunakan untuk lapangan radiasi sampai dengan 3 cm x 3 cm.

Detektor ionisasi berukuran kecil yang disebut juga sebagai detektor ionisasi mikro, contohnya adalah PTW Pinpoint 3D dengan volume pada orde 0,01 cm³. Detektor ini dapat digunakan untuk lapangan radiasi 2 cm x 2 cm sampai dengan 4 cm x 4 cm. Detektor ini memiliki volume sampai dengan 0,001 cm³.

2.3 Peralatan

Sumber radiasi yang digunakan adalah pesawat pemercepat linier medik Varian Trilogy no. seri 6258 yang dapat memancarkan berkas foton 6 MV FFF. Alat ukur radiasi yang digunakan adalah detektor ionisasi volume 0,6 cm³ model TW 30013 yang dihubungkan dengan elektrometer PTW Webline. Detektor ionisasi lainnya yang digunakan adalah detektor ionisasi volume 0,13 cm³ tipe IBA CC13 yang dihubungkan dengan elektrometer IBA Dose 1. Sedangkan alat ukur radiasi untuk lapangan kecil yang digunakan adalah detektor ionisasi volume 0,016 cm³ PTW Pinpoint 3D yang dihubungkan dengan elektrometer PTW Unidos Webline. Detektor ini direkomendasikan untuk pengukuran lapangan sampai dengan 2 cm x 2 cm (Hill, dkk. 2009; PTW, 2014). Spesifikasi teknis dari ketiga detektor tersebut dilihat pada Tabel 1.

Tabel 1. Karakteristik detektor ionisasi (IBA, 2011; PTW, 2015)

Detektor	Volume Rongga (cm ³)	Panjang Rongga (mm)	Diameter Rongga (mm)	Respon (nC/Gy)
PTW TW 30013	0,6	23,0	6,1	20
IBA CC13	0,13	5,8	6,0	3,6
PTW ^a 31016	0,016	2,9	1,45	0,4

^aketebalan dinding PMMA 0,085 gr/cm²

Pengambilan data dilakukan di dalam fantom air 1D Scanner dengan dimensi 600 mm x 500 mm x 407,5 mm. Untuk memantau kondisi ruang digunakan barometer Oakton dan termometer Digi Sense. Fantom 1D scanner dapat dilihat pada Gambar 2.

2.4 Tata Kerja Eksperimen

2.4.1 Pengukuran Profil Berkas Radiasi

Pengukuran profil berkas radiasi foton 6 MV FFF dilakukan pada lapangan radiasi 2 cm x 2 cm. pengukuran dilakukan pada kedalaman 10 cm. Pengukuran ini dilakukan untuk mendapatkan *nilai full width at half maximum* (FWHM). Alat ukur yang digunakan untuk pengukuran relatif ini adalah perangkat pemindai IBA Blue Phantom2 yang dihubungkan dengan elektrometer CCU beserta perangkat lunak Omnipro-Accept versi 7.3. Detektor volume kecil yang digunakan adalah detektor PTW PinPoint 3D volume 0,016 cm³.

2.4.2 Kalibrasi *Monitor Unit* Pesawat Pemercepat Linier Medik

Kalibrasi *monitor unit* (MU) dilakukan untuk memastikan nilai 1 MU dari pesawat memenuhi kriteria, yaitu 1 MU = 1 cGy. Pengukuran dilakukan menggunakan detektor ionisasi volume 0,6 cm³ tipe PTW TW 30013 no. seri 6367 yang dirangkaikan dengan elektrometer PTW Weblin tipe T 10022. Detektor diletakkan pada kondisi acuan dengan kedalaman 10 cm, jarak sumber radiasi ke permukaan fantom (*source to surface distance/SSD*) 100 cm dan lapangan radiasi (*field size*) pada permukaan fantom 10 cm x 10 cm.

Faktor koreksi polaritas, ion rekombinasi serta koreksi temperatur dan tekanan juga diukur. Hal ini diperlukan untuk melakukan perhitungan laju dosis serap air berkas foton 6 MV FFF sesuai dengan referensi (Pedro, dkk, 2006; IAEA, 2017).

2.4.3 Kalibrasi Detektor dengan Metode Pengukuran *Daisy Chaining*

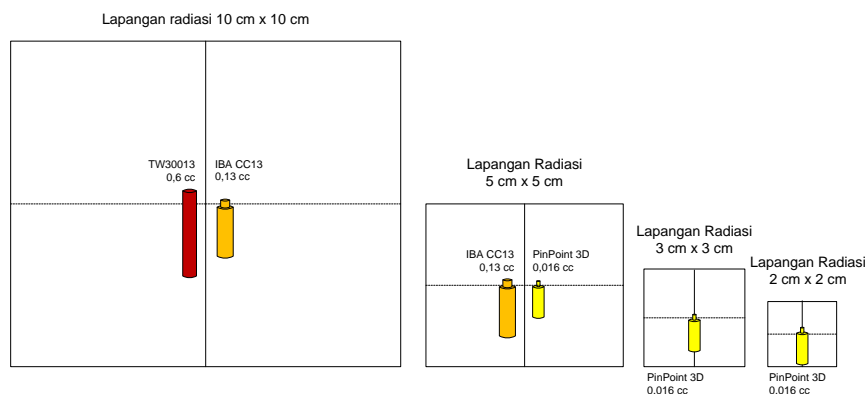
Pengukuran dosis absolut pada lapangan radiasi kecil dapat dilakukan dengan syarat detektor lapangan radiasi kecil yang digunakan harus dikalibrasi silang terhadap detektor ukuran medium (PTW, 2014). Kemudian hasil kalibrasi silang tersebut digunakan untuk mengkalibrasi silang detektor ionisasi ukuran kecil. Setelah kalibrasi silang dilakukan, detektor ukuran kecil dapat digunakan untuk mengukur dosis pada lapangan yang lebih kecil dari pada kondisi lapangan radiasi pada saat kalibrasi silang. Ilustrasi pengukuran *daisy chaining* dapat dilihat pada Gambar 1.

Kalibrasi silang dilakukan terhadap detektor ukuran medium terhadap detektor ukuran standar. Pada makalah ini detektor ionisasi ukuran medium IBA CC13 volume 0,13 cm³ dikalibrasi silang terhadap detektor ionisasi ukuran standar PTW TW 30013 tipe farmer volume 0,6 cm³. Kalibrasi silang dilakukan dengan metode substitusi pada SSD 100 cm, lapangan radiasi 10 cm x 10 cm dengan kedalaman detektor 10 cm. Berkas radiasi yang digunakan adalah berkas foton 6 MV FFF dengan 200 MU untuk penyinaran. Dari kalibrasi silang antara detektor IBA CC13 dengan detektor PTW TW 30013 didapatkan faktor kalibrasi dosis serap air ($N_{D,w}$) untuk detektor IBA CC13.

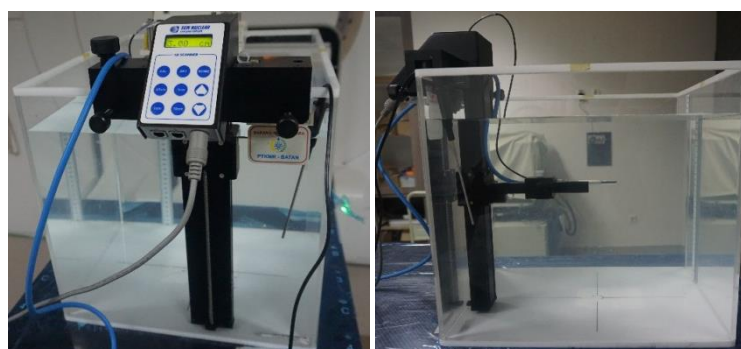
Faktor kalibrasi dosis serap air ($N_{D,w}$) dari detektor detektor IBA CC13 dengan detektor PTW TW 30013 digunakan untuk kalibrasi silang antara detektor ionisasi ukuran medium dengan detektor ionisasi ukuran kecil. Detektor ionisasi ukuran kecil yang digunakan adalah detektor PTW PinPoint 3D volume 0,016 cm³. Detektor PTW PinPoint 3D dikalibrasi silang terhadap detektor IBA CC13. Kondisi penyinaran dilakukan pada SSD 100 cm, lapangan radiasi (*field size*) 5 cm x 5 cm dengan kedalaman detektor 10 cm. Dari kalibrasi silang antara detektor PTW PinPoint 3D dengan detektor IBA CC13 didapatkan faktor kalibrasi dosis serap air ($N_{D,w}$) untuk detektor PTW PinPoint 3D.

Hasil dari kalibrasi silang detektor ionisasi dengan menggunakan metode pengukuran *daisy chaining* adalah faktor kalibrasi serap air ($N_{D,w}$) untuk detektor PTW PinPoint 3D. Dengan menggunakan faktor kalibrasi serap air ($N_{D,w}$) tersebut, detektor PTW PinPoint 3D dapat digunakan untuk menentukan dosis serap air lapangan kecil (PTW, 2014).

Penentuan laju dosis serap lapangan kecil berkas foton 6 MV FFF pada lapangan kecil 2 cm x 2 cm dan 3 cm x 3 cm dengan SSD 100 cm dan kedalaman 10 cm dilakukan dengan detektor PTW PinPoint 3D.



Gambar 1. Ilustrasi pengukuran dengan metode *daisy chaining*



Gambar 2. Phantom air 1D Scanner

Penempatan masing-masing detektor pada saat kalibrasi ditempatkan pada titik pusat (*iso center*) lapangan radiasi. Selain itu, masing-masing detektor juga diatur sesuai dengan titik referensi (*reference point*) pengukuran. Hal tersebut dimaksudkan untuk mereduksi adanya kesalahan terhadap penerimaan intensitas yang berbeda oleh masing-masing detektor pada saat kalibrasi. Metode ini juga dikenal dengan metode substitusi (IAEA, 2000, 2009).

3. HASIL DAN DISKUSI

Hasil penentuan profil berkas radiasi foton 6 MV FFF pada kedalaman 10 cm mendapatkan nilai *full width at half maximum* (FWHM) sebesar 21,59 mm. Sedangkan hasil pengukuran kualitas radiasi untuk 6 MV FFF, didapatkan nilai $TPR_{20/10}$ sebesar 0,632. Berdasarkan nilai tersebut, menggunakan Persamaan 2 didapatkan nilai $r_{LCPE} = 0,907$ mm.

Sesuai dengan spesifikasi dari detektor PTW PinPoint 3D, hasil perhitungan untuk nilai d , didapatkan nilai 2,99 mm untuk geometri longitudinal (dl), dan 3,08 mm untuk nilai geometri radial (dr). Sesuai dengan referensi, nilai yang diambil untuk digunakan dalam persamaan 4 adalah nilai terbesar, berdasarkan hal tersebut maka $dr = d$ dengan nilai 3,08 mm. Berdasarkan nilai tersebut, hasil dari persamaan 4 adalah nilai FWHM yaitu 21,59 mm lebih besar dari pada nilai $2r_{LCPE}+d$ yaitu 4,894 mm.

Hasil tersebut memberikan konklusi bahwa detektor PTW PinPoint 3D dapat digunakan untuk melakukan pengukuran di lapangan kecil 2 cm x 2 cm. Hal itu dapat terjadi karena pada kondisi tersebut kesetimbangan partikel bermuatan di lateral untuk detektor PTW PinPoint 3D masih dapat dicapai (IAEA, 2017). Kemampuan ini juga sama dengan rekomendasi pabrik yang menyatakan detektor PinPoint 3D dapat digunakan untuk melakukan pengukuran hingga lapangan radiasi 2 cm x 2 cm (PTW, 2014).

Hasil penentuan laju dosis serap air berkas foton 6 MV FFF pada kondisi acuan dengan jarak sumber radiasi ke permukaan 100 cm dan lapangan radiasi 10 cm x 10 cm dapat dilihat pada Tabel 2 di bawah ini.

Tabel 2 Hasil penentuan laju dosis serap air berkas foton 6 MV FFF pada kondisi acuan dengan jarak sumber radiasi ke permukaan 100 cm dan lapangan radiasi 10 cm × 10 cm.

Parameter	Nilai
M_Q (nC)	23,525
$N_{D,w}$ (mGy/nC)	53,92
$TPR_{20/10}$	0,632
K_{pol}	1,0007
K_S	1,0045
K_Q	0,9949
D_{10} (mGy/200 MU)	1268,6
PDD_{10} (%)	63,39
D_{max} (mGy/200 MU)	2001,3 ± 2,4 %

Pada penentuan laju dosis serap air, faktor koreksi polaritas (K_{pol}), faktor koreksi ion rekombinasi (K_S) dan faktor koreksi kualitas radiasi (K_Q) sangatlah penting. Dari hasil pengukuran, didapatkan nilai K_{pol} sebesar 1,0008, nilai K_S sebesar 1,002 dan nilai K_Q sebesar 0,9918. Nilai K_Q didapatkan dari tabel yang disediakan di IAEA TRS-483 sesuai dengan jenis detektor dan kualitas radiasi yang didapatkan ($TPR_{20/10}$). Nilai $TPR_{20/10}$ yang didapatkan adalah 0,632.

Dari Tabel 2 dapat dilihat bahwa laju dosis serap air maksimum mendapatkan nilai 2001,9 mGy/200 MU. Dengan hasil tersebut, hasil kalibrasi monitor unit (MU) sudah sesuai karena mendapatkan deviasi sebesar 0,06 % terhadap 1 MU = 1 cGy.

Hasil kalibrasi silang detektor volume medium IBA CC13 terhadap detektor standar volume 0,6 cc untuk berkas foton 6 MV FFF pada lapangan radiasi 10 cm x 10 cm dengan jarak sumber radiasi ke permukaan 100 cm dapat dilihat pada Tabel 3 di bawah ini, sedangkan hasil kalibrasi detektor volume kecil PTW PinPoint 3D terhadap detektor volume medium IBA CC13 pada lapangan radiasi 5 cm x 5 cm dapat dilihat pada Tabel 4.

Tabel 3 Hasil kalibrasi silang detektor volume medium IBA CC13 terhadap detektor standar volume 0,6 cm³ TW30013 untuk berkas foton 6 MV FFF pada lapangan radiasi 10 cm x 10 cm.

Detektor	Bacaan (nC)	Faktor Kalibrasi (mGy/nC)	$K_{Q,Q}$	Faktor Kalibrasi (mGy/nC)
TW 30013 (0,6 cm ³)	23,52	53,92	0,994895	269,2
IBA CC13 (0,13 cm ³)	4,687	-	-	-

Tabel 4 Hasil kalibrasi silang detektor volume kecil PTW Pinpoint 3D terhadap detektor volume medium IBA CC13 untuk berkas foton 6 MV FFF pada lapangan radiasi 5 cm x 5 cm.

Detektor	Bacaan (nC)	Faktor Kalibrasi (mGy/nC)	Faktor Kalibrasi (mGy/nC)
IBA CC13 (0,13 cm ³)	23,52	269,2	2502,7
PTW Pinpoint 3D (0,016 cm ³)	0,4554	-	-

Hasil kalibrasi silang antara detektor standar TW 30013 volume 0,6 cm³ dengan detektor medium IBA CC13 volume 0,13 cm³ didapatkan nilai faktor kalibrasi dosis serap air ($N_{D,w}$) 269,2 mGy/nC. Faktor kalibrasi dosis serap air ($N_{D,w}$) IBA CC13 pada lapangan standar 10 cm x 10 cm tersebut digunakan untuk kalibrasi silang dengan detektor ionisasi ukuran kecil yaitu PTW Pinpoint 3D. Kalibrasi silang berikutnya antara detektor IBA CC13 dan PTW PinPoint 3D dilakukan di lapangan radiasi 5 cm x 5 cm. Sesuai dengan tabel 4 didapatkan faktor kalibrasi dosis serap air ($N_{D,w}$) untuk detektor PTW PinPoint 3D sebesar 2502,7 mGy/nC. Nilai ini dapat digunakan untuk melakukan pengukuran dosis pada kondisi lapangan dibawah 5 cm x 5 cm (kondisi lapangan radiasi pada kalibrasi silang) dengan variasi kedalaman pengukuran tetapi pada kualitas radiasi dan arah orientasi pemasangan detektor yang sama (PTW, 2014).

Dengan menggunakan faktor kalibrasi dosis serap air ($N_{D,w}$) PTW PinPoint 3D sebesar 2502,7 mGy/nC, penentuan laju dosis serap air berkas foton 6 MV FFF dilakukan. Pengukuran dilakukan pada jarak sumber radiasi ke permukaan fantom 100 cm dengan lapangan radiasi 2 cm x 2 cm dan 3 cm x 3 cm. Hasil pengukuran dapat dilihat pada Tabel 5.

Tabel 5 Hasil penentuan laju dosis serap air berkas foton 6 MV FFF, SSD 100 cm dengan lapangan radiasi 3 cm x 3 cm dan 2 cm x 2 cm.

Parameter	Nilai	
Field Size (cm ²)	2 x 2	3 x 3
M_Q (nC)	0,4089	0,4296
$N_{D,w}$ (mGy/nC)	2502,7	2502,7
K_{pol}	1,0096	1,009
K_S	1,0051	1,0048
D_{10} (mGy/200 MU)	1023,54	1075,17
PDD ₁₀ (%)	63,39	63,39
D_{max} (mGy/200 MU)	1615	1696
MU (cGy/MU)	0,8073	0,8481
TPS (cGy/MU)	0,830	0.868

Pada lapangan radiasi 3 cm x 3 cm didapatkan laju dosis serap air maksimum sebesar 1696 mGy/200 MU yang berarti mendapatkan nilai 0,8481 cGy/MU. Sedangkan untuk lapangan radiasi 2 cm x 2 cm didapatkan laju dosis serap air maksimum sebesar 1615 mGy/200 MU yang berarti mendapatkan nilai 0,8073 cGy/MU.

Hasil dari pengukuran dengan menggunakan detektor ionisasi juga dibandingkan dengan hasil komputasi dosis yang dilakukan oleh *treatment planning system* (TPS). TPS yang digunakan adalah TPS Eclipse 13.6. Pada penelitian ini penulis belum melakukan verifikasi terhadap perhitungan dosis yang dilakukan oleh TPS, sehingga nilai TPS belum dapat dijadikan sebagai acuan nilai benar.

Dari Tabel 4 di atas dapat dilihat bahwa untuk lapangan radiasi 3 cm x 3 cm, hasil perhitungan TPS mendapatkan nilai 0,868 cGy/MU, sedangkan hasil pengukuran dengan detektor ionisasi PTW Pinpoint 3D mendapatkan nilai 0,8481 cGy/MU. Dari data tersebut didapatkan deviasi sebesar 2,29 % antara nilai dari TPS dan pengukuran dengan detektor PTW Pinpoint 3D pada lapangan 3 cm x 3 cm.

Untuk lapangan radiasi 2 cm x 2 cm, hasil perhitungan TPS mendapatkan nilai 0,830, sedangkan hasil pengukuran dengan detektor ionisasi PTW Pinpoint 3D mendapatkan nilai 0,8073. Dengan demikian terdapat deviasi sebesar 2,73% antara nilai dari TPS dan pengukuran dengan detektor PTW Pinpoint 3D pada lapangan 2 cm x 2 cm.

Tabel 6 Hasil penentuan laju dosis serap air berkas foton 6 MV FFF secara langsung, SSD 100 cm dengan lapangan radiasi 3 cm x 3 cm dan 2 cm x 2 cm.

Parameter	Nilai	
Field Size (cm ²)	2 x 2	3 x 3
M_Q (nC)	0,4089	0,4296
$N_{D,w}$ (mGy/nC)	2520	2520
K_{pol}	1,0096	1,009
K_S	1,0051	1,0048
D_{10} (mGy/200 MU)	1030	1082
PDD ₁₀ (%)	63,39	63,39
D_{max} (mGy/200 MU)	1626	1708
MU (cGy/MU)	0,808	0,849
TPS (cGy/MU)	0,830	0.866

Sesuai dengan referensi (PTW, 2014), detektor ionisasi juga dapat digunakan secara langsung untuk melakukan pengukuran dosis pada lapangan kecil. Verifikasi pengukuran secara langsung juga dilakukan dan dibandingkan dengan perhitungan yang dilakukan oleh TPS seperti sebelumnya.

Hasil pengukuran secara langsung dengan menggunakan detektor PTW Pinpoint 3D pada berkas foton 6 MV FFF di lapangan $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ dan $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ dapat dilihat pada Tabel 6. Detektor PTW Pinpoint 3D yang digunakan telah dikalibrasi langsung pada lapangan $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ pada berkas foton 6 MV FF dengan $\text{TPR}_{20/10}$ 0,667.

Pada lapangan radiasi $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ didapatkan laju dosis serap air maksimum sebesar 1626 mGy/200 MU yang berarti mendapatkan nilai 0,808 cGy/MU. Sedangkan untuk lapangan radiasi $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ didapatkan laju dosis serap air maksimum sebesar 1708 mGy/200 MU yang berarti mendapatkan nilai 0,849 cGy/MU.

Dari Tabel 7 dapat dilihat bahwa untuk lapangan radiasi $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$, hasil perhitungan TPS Eclipse 13.6 mendapatkan nilai 0,868 cGy/MU, sedangkan hasil pengukuran dengan detektor ionisasi PTW Pinpoint 3D mendapatkan nilai 0,849 cGy/MU. Dari data tersebut didapatkan deviasi sebesar 1,96% antara nilai dari TPS Eclipse 13.6 dan pengukuran dengan detektor PTW Pinpoint 3D pada lapangan $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$.

Untuk lapangan radiasi $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$, hasil perhitungan TPS mendapatkan nilai 0,830, sedangkan hasil pengukuran dengan detektor ionisasi PTW Pinpoint mendapatkan nilai 0,808. Dengan demikian terdapat deviasi sebesar 2,65% antara nilai dari TPS Eclipse 13.6 dan pengukuran dengan detektor PTW Pinpoint 3D pada lapangan $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$.

Tabel 7 Hasil penentuan dosis per monitor unit (cGy/MU) dengan perbandingan metode pengukuran langsung, tidak langsung (*daisy chaining*) dan verifikasi terhadap TPS

Parameter	Nilai Dosis per Monitor Unit (cGy/MU)	
	Lapangan Radiasi $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$	Lapangan Radiasi $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$
Pengukuran langsung dengan detektor PTW PinPoint 3D	0.808	0.849
Pengukuran dengan detektor PTW PinPoint 3D hasil dari metode <i>Daisy Chaining</i>	0.807	0.848
Perhitungan TPS Eclipse 13.6	0.83	0.868

Dapat dilihat bahwa deviasi yang diperoleh pada lapangan kecil $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ lebih besar dari pada lapangan $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$. Hal tersebut terjadi baik pada pengukuran langsung menggunakan detektor PTW PinPoint 3D maupun pengukuran tidak langsung dengan menggunakan faktor kalibrasi dosis serap air ($N_{D,w}$) detektor PTW PinPoint 3D hasil dari pengukuran *daisy chaining*. Semakin kecil lapangan radiasi, semakin besar pula potensi tidak tercapainya kesetimbangan partikel bermuatan. Terjadinya efek volume juga merupakan salah satu tantangan pengukuran dosis pada lapangan kecil (Wuerfel, 2013)(Sharma, 2014).

4. KESIMPULAN

Berdasarkan penelitian mengenai pengukuran *daisy chaining* untuk mendapatkan faktor kalibrasi detektor ionisasi volume kecil pada berkas foton 6 MV FFF dapat disimpulkan bahwa terdapat kesesuaian yang cukup baik laju dosis serap air yang ditentukan berdasarkan pengukuran *daisy chaining* maupun pengukuran langsung dengan menggunakan detektor ionisasi PTW PinPoint 3D terhadap perhitungan TPS Eclipse 13.6 dengan kecenderungan hasil pengukuran mendapatkan nilai yang lebih rendah.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Unit Radioterapi Rumah Sakit Umum Daerah Pasar Minggu atas kerjasamanya sehingga penulisan ini dapat terlaksana.

DAFTAR PUSTAKA

- Andreo, P. (2017). The physics of small megavoltage photon beam dosimetry. *Radiotherapy and Oncology*, 126(2), 205–2013.
- Assef F F; Gatot W; Nurman R; Sri I S. (2017). Perkembangan Teknologi Pada Pesawat Teleterapi di Indonesia dan Aspek Keselamatannya. In *Seminar Keselamatan Nuklir* (pp. 257–262). Yogyakarta.
- Borzov, E., Nevelsky, A., Bar-Deroma, R., & Orion, I. (2018). Dosimetric characterization of Elekta stereotactic cones. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 19(1), 194–203.
- Das, I. J. (2014). *Small Field Dosimetry: An Overview of Reference and Relative Dosimetry in Non-Equilibrium Condition*. AAPM Summer School.
- Das, I. J., & Francescon, P. (2018). Comments on the TRS 483 protocol on small field dosimetry. In *Medical Physics* (Vol. 45, pp. 5666–5668).
- Dieterich, S., & Sherouse, G. W. (2011). Experimental comparison of seven commercial dosimetry diodes for measurement of stereotactic radiosurgery cone factors. *Medical Physics*, 38(7), 4166–4173.
- Firmansyah, A. F., Nasution, I., Sri, D., & Sunaryati, I. (2017). Karakteristik Berkas Radiasi Foton 6 MV dan 10 MV Tanpa Flattening Filter dari Pesawat Pemercepat Linier Medik Versa HD. In *Prosiding Pertemuan dan Presentasi Ilmiah Penelitian Dasar Ilmu Pengetahuan dan Teknologi Nuklir (PSTA BATAN)* (pp. 245–250).
- Firmansyah, A. F., Sunaryati, I., Rajagukuguk, N., & Ryangga, D. (2018). Karakteristik Berkas Foton 6 MV Tanpa Flattening Filter Pesawat Pemercepat Linier Medik Varian Trilogy. In *Pertemuan Ilmiah Tahunan Fisika Medis dan Biofisika* (pp. 222–226).
- Firmansyah, A. F., Sunaryati, S. I., Rajagukuguk, N., Firmansyah, O. A., & Asril, yosi sudarsi. (2019). Kalibrasi Luaran Berkas Foton 6 dan 10 MV tanpa Flattening Filter Pesawat Pemercepat Linier Medik Elekta Versa HD dengan menggunakan TRS No, 483. In *Prosiding Seminar Keselamatan Nuklir 2019* (p. 395).
- Hill, R., Mo, Z., Haque, M., & Baldock, C. (2009). An evaluation of ionization chambers for the relative dosimetry of kilovoltage x-ray beams. *Medical Physics*, 36(9), 3971–3981.
- IAEA. (2000). *IAEA SRS-16: Safety Report Series Calibration of Radiation Protection Monitoring Instrument*.
- IAEA. (2009). *IAEA TRS 469: Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy*.
- IAEA. (2017). *IAEA TRS-483: Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy: An Code of Practice for reference and Relative Dose Determination*.
- IBA Dosimetry. (2011). *Detectors for Relative and Absolute Dosimetry - Ionization Chambers and Diode Detectors*.
- Kajaria, A., Sharma, N., & Sharma, S. (2016). Study of the Dosimetric Properties of an Unflattened 6-MV Photon Beam By Using the BEAMnrc Code. *Journal of the Korean Physical Society*, 69(4), 657–665.
- Lárraga-Gutiérrez, J. M. (2015). Experimental determination of field factors for small radiotherapy beams using the daisy chain correction method. *Physics in Medicine and Biology*, 60(15), 5813–5831.
- Lauba, W. U., & Wong, T. (2003). The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Medical Physics*, 30(3), 341–347.
- Liu, P. Z. Y., Reggiori, G., Lobefalo, F., Mancosu, P., Tomatis, S., Mckenzie, D. R., & Suchowerska, N. (2016). Small field correction factors for the IBA Razor. *Physica Medica*, 32(8), 1025–1029.
- Looe, H. K., Harder, D., Rühmann, A., Willborn, K. C., & Poppe, B. (2010). Enhanced accuracy of the permanent surveillance of IMRT deliveries by iterative deconvolution of DAVID chamber signal profiles. *Physics in Medicine and Biology*, 55(14), 3981–3992.
- Papanikolaou, N., & Stathakis, S. (2016). Commissioning an Elekta Versa HD linear accelerator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 17(1), 179–191.
- Pedro Andreo, David T Burns, Klaus Hohlfeld, M Saiful Huq, Tatsuaki Kanai, Fedele Laitano, Vere Smyth, S. V. (2006). *IAEA TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water* (Vol. 2006).
- Poppinga, D., Delfs, B., Meyners, J., Harder, D., Poppe, B., & Looe, H. K. (2018). The output factor correction as function of the photon beam field size – direct measurement and calculation from the lateral dose response functions of gas-filled and solid detectors. *Zeitschrift Für Medizinische Physik*, 28(Agustus), 224–235.
- PTW. (2014). *Small Field Dosimetry: Application Guide*.
- PTW. (2015). *Manual Book: PTW Detectors*.
- Purohit, S., Kabir, S. M. E., Rahman, M. S., Patwary, M. K. A., Meaze, A. K. M. M. H., Jahan, I., Paul, D. (2018). A Study of Measurement of Relative Dose With Various Chamber for Small Field Dosimetry of 6 MV Photon Beam A Study of Measurement of Relative Dose With Various Chamber for Small Field Dosimetry of 6 MV Photon Beam. *Nuclear Science and Applications*, 26(March), 23–27.
- Sharma, S. D. (2014). Challenges of small photon field dosimetry are still challenging. *Journal of Medical Physics*, 39(3), 131–132.
- Wuerfel, J. U. (2013). Dose Measurements In Small Fields. *Medical Physics International Journal*, 1(1), 81–90.