

Simulasi Monte Carlo untuk Menentukan Rasio Deposisi Dosis pada a-Si EPID dengan Deposisi Dosis pada Air

Sri Herwiningsih^{1)*}, Sugeng Rianto¹⁾, Firdy Yuana¹⁾

¹⁾ Jurusan Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Brawijaya, Malang.

Diterima 06 Desember 2013, Direvisi 01 April 2014

ABSTRAK

Penelitian ini dilakukan untuk mengeksplorasi pemanfaatan a-Si EPID sebagai dosimeter untuk terapi kanker dengan teknik IMRT. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menentukan rasio deposisi dosis pada a-Si EPID dan deposisi dosis pada air. Model Linac yang digunakan adalah model Elekta Precise dan model a-Si EPID disesuaikan dengan konfigurasi yang diberikan oleh Elekta, yaitu iView GT Elekta a-Si EPID. Studi karakteristik deposisi energi pada detektor a-Si EPID dan detektor air menunjukkan bahwa pada energi rendah (<0.1 MeV) deposisi energi pada a-Si EPID jauh lebih tinggi daripada pada detektor air. Hal ini disebabkan karena adanya peningkatan interaksi fotolistrik pada a-Si EPID pada energi foton yang rendah. Simulasi deposisi dosis dengan berkas lapangan persegi menunjukkan bahwa nilai rasio deposisi dosis pada a-Si EPID dengan deposisi dosis pada detektor air (α) bertambah besar seiring dengan pertambahan ukuran lapangan radiasi. Nilai α berkisar antara 0,60 – 0,66. Simulasi deposisi dosis dengan menggunakan berkas IMRT menunjukkan hasil yang mirip, dimana rasio antara deposisi dosis pada a-Si EPID dan detektor air berkisar pada nilai 0,63 – 0,64. Nilai α dapat digunakan untuk menghubungkan dosis yang terukur dari detektor dengan dosis ekuivalen pada air yang merupakan referensi pada dosimetri standar yang digunakan pada praktek radioterapi.

Kata kunci : a-Si EPID, simulasi Monte Carlo, portal dosimetri, IMRT.

ABSTRACT

The study aimed to explore the use of a-Si EPID as a dosimeter for IMRT delivery. The main objective of the study was to determine the ratio of dose deposited in a-Si EPID and the dose deposited in water. Linac used in the simulation was Electa Precise Linac and A-Si EPID model used in the study was based on the configuration of iView GT Elekta a-Si EPID. Study the characteristic of energy deposition at a-Si EPID and water detector shows that the energy deposition at a-Si EPID detector is higher than that of water detector at low photon energy (<0.1 MeV). This is caused by an enhancement of photoelectric interaction between photon beam and a-Si EPID detector at low energy X-rays. The simulation of dose deposition by using square fields show that the ratio between the dose deposition of a-Si EPID and the dose deposition of water detector (α) increases with an increase of the field size. The value of α ranges from 0,60 – 0,66. The similar result was shown in the simulation of dose deposition by using IMRT beam, in which the value of α ranges from 0,63 – 0,64. The α value is useful to relate the measured dose from detector to the equivalent dose of water, which is often used as a reference medium in radiotherapy dosimetry.

Keywords : a-Si EPID, Monte Carlo simulation, portal dosimetry, IMRT.

PENDAHULUAN

Kanker merupakan salah satu penyakit yang menjadi penyebab utama kematian di dunia.

*Corresponding author :
E-mail: herwie01@gmail.com

Salah satu alternatif terapi penyembuhan kanker adalah dengan menggunakan sumber radiasi, yang dikenal dengan radioterapi. Dalam dasawarsa terakhir, teknik radioterapi mengalami perkembangan yang sangat pesat mulai dari radioterapi konvensional, *3D Conformal Radiotherapy* (3D CRT), *Intensity Modulated Radiotherapy* (IMRT) dan *Image-*

Guided Radiation Therapy (IGRT).

Saat ini IMRT menjadi standar radioterapi di negara-negara maju. Teknik IMRT memiliki kelebihan dibandingkan dengan radioterapi konvensional dalam mengoptimalkan pencapaian tujuan radioterapi. IMRT menghasilkan distribusi dosis yang lebih konformal mendekati volume tumor/kanker yang akan diterapi, sehingga memaksimalkan penyampaian dosis pada volume target serta meminimalkan radiasi pada jaringan sehat dan organ vital (*Organ at risks/ OAR*) di sekeliling target. Namun dibalik kelebihan yang ditawarkan, teknik IMRT memiliki tingkat kerumitan yang cukup tinggi sehingga diperlukan proses verifikasi yang cermat baik aspek geometri maupun dosimetri untuk menjaga kualitas output terapi.

Electronic Portal Imaging Devices (EPIDs) merupakan salah satu peralatan yang berperan penting pada proses verifikasi medan IMRT. Sebagian besar klinik radioterapi telah memanfaatkan EPIDs sebagai pengganti film radiografi untuk verifikasi posisi pasien. Karena citra EPID juga mengandung informasi distribusi dosis, alat ini telah direkomendasikan sebagai pengganti detektor dua dimensi untuk verifikasi dosis, baik sebelum terapimupun ketika proses terapi dilakukan.

Terdapat beberapa macam EPIDs di pasaran, namun yang paling banyak ditemui adalah amorphous silicon EPID (a-Si EPID). Keunggulan dari a-Si EPID terletak pada bentuknya yang padat (*compact*) dan resolusi spasialnya yang tinggi. Namun, a-Si EPID tidak memiliki sifat ekuivalen dengan air (*non water-equivalent detector*). Padahal air merupakan referensi pada standar dosimetri, karena sebagian besar jaringan tubuh manusia tersusun atas molekul air. Perbedaan ini menyebabkan adanya perbedaan respon antara EPID dan air terhadap berkas foton yang mengenainya. Agar a-Si EPID dapat diaplikasikan sebagai portal dosimeter yang sesuai standar dosimetri, maka perlu dicari hubungan antara deposisi dosis pada a-Si EPID dengan dosis pada air.

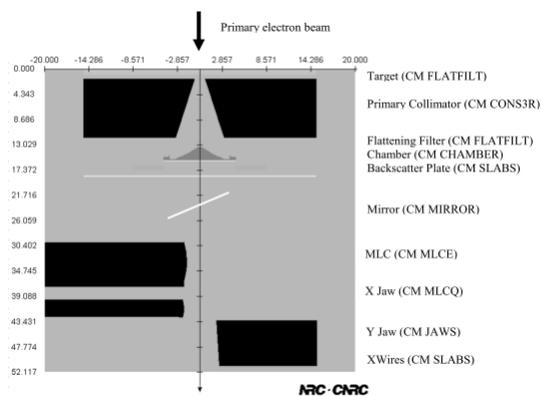
Monte Carlo, yang merupakan mesin penghitung dosis yang paling akurat [8], akan digunakan untuk menghitung deposisi dosis pada a-Si EPID dan air. Air akan dimodelkan sebagai detektor air (*water detector*). Penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa distribusi dosis hasil simulasi dengan teknik Monte Carlo

memiliki kesesuaian yang baik dengan distribusi dosis hasil pengukuran secara langsung [2]. Hal ini mendasari penggunaan teknik Monte Carlo pada penelitian ini untuk mempelajari hubungan antara deposisi dosis pada a-Si EPID dan pada air.

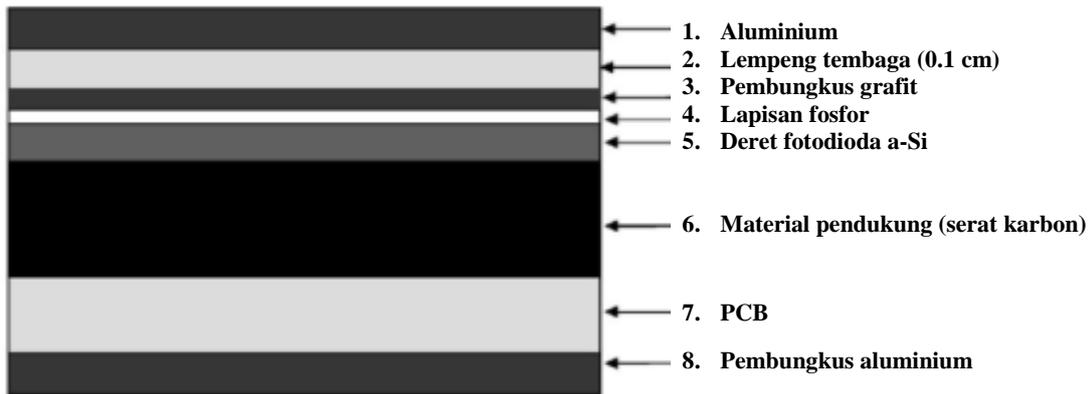
Penelitian ini merupakan studi awal untuk mengeksplorasi teknik Monte Carlo dalam verifikasi treatment IMRT yang berbasis komputer. Hal ini dikarenakan oleh beberapa hal diantaranya adalah keterbatasan dalam mengakses mesin radioterapi, proses verifikasi berbasis pengukuran yang cukup rumit dan memakan waktu, dan tingginya beban kerja yang ada di klinik radioterapi. Penelitian ini berada di bawah payung penelitian cluster Fisika Medis (*Medical Physics*), Jurusan Fisika, FMIPA, Universitas Brawijaya.

METODE PENELITIAN

Penelitian ini berbasis pada simulasi Monte Carlo dan dilaksanakan dengan beberapa tahapan. Tahapan pertama adalah menentukan model a-Si EPID detektor dan model detektor air. Model detektor air digunakan untuk merepresentasikan deposisi dosis pada air. A-Si EPID model yang digunakan disesuaikan dengan konfigurasi a-Si EPID dari Elekta. Model linac dan a-Si EPID yang digunakan pada penelitian ini sudah divalidasi sebelumnya dengan mesin sebenarnya yaitu Elekta Precise Linac dan Elekta iView a-Si EPID. Output dari model linac dan respon model a-Si EPID memiliki kesesuaian dengan output dari mesin linac dan respon a-Si EPID yang sebenarnya. Sehingga diasumsikan bahwa model tersebut valid dan tidak perlu untuk dilakukan validasi ulang.



Gambar 1. Model Elekta Precise Linac



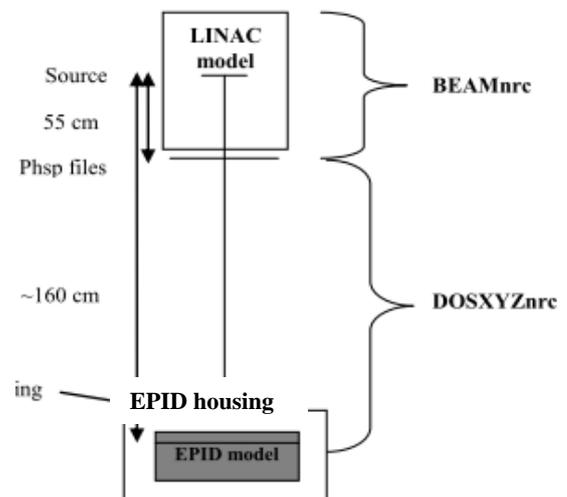
Gambar 2. Model a-Si EPID

Model kepala linac yang digunakan pada simulasi ini terdiri dari 10 komponen modul yang tersedia di perpustakaan BEAMnrc, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 1. Model a-Si EPID yang digunakan tersusun atas 8 material yang berbeda (Gambar 2). Lapisan aktif a-Si EPID terdiri atas 1 mm lapisan tembaga dan 0,54 lapisan gadox ($Gd_2O_2S:Tb$) yang berfungsi untuk mengkonversi foton sinar X menjadi foton cahaya tampak. Lapisan gadox memiliki ketebalan 0,054 cm dan kerapatan $3,67 \text{ kg/m}^3$. Luas area deteksi panel a-Si EPID adalah $41 \text{ cm} \times 41 \text{ cm}$ yang terproyeksi pada luasan $25,6 \text{ cm} \times 25,6 \text{ cm}$ pada isosenter. Jarak antara permukaan EPID panel dengan sumber radiasi dibuat tetap yaitu 157,1 cm, dan jarak antara lapisan aktif a-Si EPID, dimana deposisi dosis diskoring, dengan sumber radiasi adalah $\sim 160 \text{ cm}$.

Sedangkan detektor air yang digunakan untuk memodelkan medium air, terdiri dari 3 lapisan yang tersusun semuanya oleh air. Lapisan pertama adalah lapisan *build up* dengan ketebalan 0,8 cm. Lapisan kedua merupakan lapisan tempat deposisi dosis diskoring, dengan ketebalan yang sama dengan ketebalan lapisan gadox yaitu 0,054 cm. Jarak lapisan kedua terhadap sumber radiasi sama dengan jarak lapisan gadox dengan sumber radiasi yaitu $\sim 160 \text{ cm}$. Sedangkan lapisan ketiga tersusun atas material air dengan ketebalan 3 cm yang berfungsi sebagai lapisan hamburan balik (*back scattering*). Secara skematis, simulasi deposisi dosis ditunjukkan pada Gambar 3.

Tahap berikutnya adalah penentuan deposisi energi berkas foton pada a-Si EPID dan detektor air. Studi karakteristik deposisi energi dilakukan dengan menggunakan berkas foton

pencil (*pencil beam*) untuk energi foton dari 0,01 sd 0,1 MeV, 0,1 sd 1 MeV dan 1 sd 10 MeV. Berkas foton tersebut dihasilkan dari model Elekta linac. Kode BEAMnrc digunakan untuk mensimulasi interaksi partikel pada bagian kepala linac, sedangkan kode DOSXYZnrc digunakan untuk menentukan deposisi energi pada model a-Si EPID dan detektor air.



Gambar 3. Skema simulasi deposisi dosis dengan BEAMnrc dan DOSXYZnrc

Tahapan ketiga dari penelitian ini adalah penentuan deposisi dosis pada model a-Si EPID dan detektor air dengan menggunakan berkas foton lapangan persegi dan berkas IMRT. Kemudian, hubungan deposisi dosis pada kedua detektor dicari dengan menentukan rasio deposisi dosis pada a-Si EPID dengan deposisi dosis pada detektor air. Nilai rasio ini diberi notasi α , dimana nilai α ditentukan dari persamaan 1.

$$\alpha = \frac{D_{EPID}}{D_{AIR}} \quad (1)$$

D_{EPID} adalah dosis yang terdeposisi pada a-Si EPID, dan D_{AIR} adalah dosis yang terdeposisi pada detektor air.

Simulasi transportasi partikel di dalam linac akan dilakukan dengan menggunakan kode BEAMnrc, sedangkan deposisi dosis pada a-Si EPID dan air akan disimulasikan dengan menggunakan kode DOZXYZnrc. Jarak antara sumber radiasi dengan permukaan a-Si EPID dibuat tetap yaitu 157,1 cm, dengan tidak ada material yang diletakkan diantara keduanya. Skoring dosis dilakukan pada lapisan aktif a-Si EPID yaitu lapisan gadox yang berjarak ~160 cm dari sumber radiasi. Dimensi a-Si EPID dan detektor air adalah 41 cm × 41 cm. Karakteristik deposisi energi pada kedua model detektor dilakukan dengan menggunakan berkas pensil dengan energi yang divariasikan dari 0,01; 0,02; 0,03; ..., 0,1 MeV dan 0,1; 0,2; 0,3;...; 1 MeV serta 1, 2, 3, ..., 10 MeV. Dari hasil simulasi ini dibuat plot hubungan antara energi berkas pensil dengan deposisi energi pada detektor.

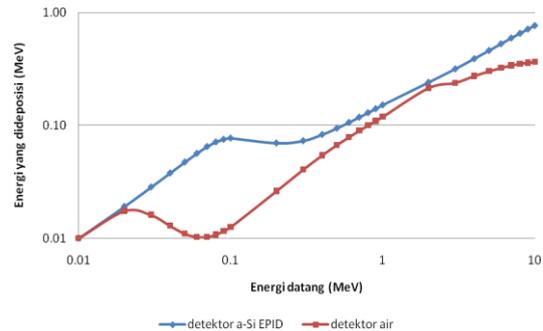
Simulasi deposisi dosis dilakukan dengan menggunakan berkas foton lapangan persegi (*square field*) dengan ukuran 5 cm × 5 cm, 10 cm × 10 cm, 15 cm × 15 cm, 20 cm × 20 cm. Simulasi deposisi dosis juga dilakukan dengan menggunakan berkas IMRT.

Konversi intensitas pixel menjadi dosis dilakukan dengan menggunakan program yang ditulis pada software IDL. Nilai rasio deposisi dosis pada a-Si EPID dan detektor air ditentukan dengan menggunakan persamaan 1, dimana D_{EPID} adalah dosis maksimum yang dideposisi pada lapisan aktif a-Si EPID dan D_{AIR} adalah dosis maksimum yang dideposisi pada detektor air.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Deposisi Energi pada a-Si EPID dan detektor air. Perbedaan komponen penyusun pada a-Si EPID dengan air menyebabkan a-Si EPID memiliki respon yang berbeda dengan respon air terhadap berkas foton yang mengenainya. Oleh karenanya dilakukan studi karakteristik deposisi energi antara a-Si EPID dan air. Deposisi energi pada air disimulasikan dengan menggunakan detektor air. Pola deposisi energi pada kedua detektor tersebut

dapat dilihat pada Gambar 4.



Gambar 4 Deposisi energi pada iView EPID dan air.

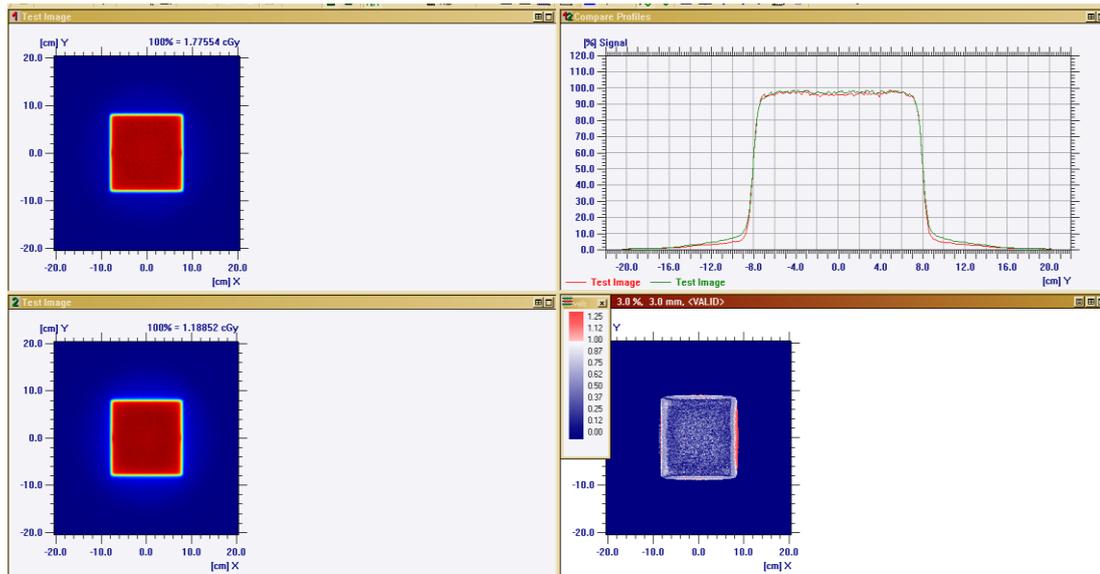
Gambar 4 menunjukkan perbedaan deposisi energi foton pada energi rendah antara a-Si EPID dengan air. Pada energi foton 0,1 MeV, deposisi energi pada a-Si EPID memiliki pola yang berbeda dengan deposisi energi pada air. Pada energi kurang dari 0,1 MeV dosis yang dideposisikan oleh a-Si EPID jauh lebih tinggi daripada deposisi energi pada air. Deposisi dosis pada air mencapai *peak* pada energi datang 0,02 MeV dan menurun pada energi datang yang lebih besar. Sedangkan pada a-Si EPID deposisi energi berbanding lurus dengan energi foton datang.

Perbedaan deposisi energi pada a-si EPID dan air disebabkan karena a-Si EPID tersusun atas bahan logam yang memiliki nomor atom yang tinggi seperti tembaga, gadox dan amorfous silikon, sehingga interaksi fotoelektrik menjadi dominan pada nilai energi foton yang rendah. Sedangkan pada energi diatas 0,1 MeV, energi yang dideposisikan pada detektor air mengalami kenaikan dan mendekati nilai deposisi energi a-Si EPID pada nilai energi foton datang sekitar 0,5 MeV. Pada energi foton yang tinggi (> 1 MeV) deposisi energi pada a-Si EPID menunjukkan pola yang mirip dengan deposisi energi pada detektor air, dimana semakin besar energi foton datang semakin tinggi pula energi yang dideposisikan. Perbedaan karakteristik deposisi energi pada kedua detektor tersebut dapat memunculkan adanya perbedaan deposisi dosis pada a-Si EPID dan air ketika berkas foton untuk terapi dilewatkan pada detektor tersebut.

Deposisi Dosis Berkas Lapangan Persegi pada a-Si EPID dan Air. Deposisi dosis pada lapangan radiasi persegi disajikan pada Tabel 1. Energi foton yang digunakan adalah 6 MV.

Tabel 1. Deposisi dosis lapangan persegi pada a-Si EPID dan detektor air

Ukuran lapangan radiasi (cm ²)	Deposisi dosis pada a-Si EPID	Deposisi dosis pada detektor air	Rasio (α)
5 × 5	10,63	17,76	0,60
10 × 10	11,51	18,50	0,62
15 × 15	12,02	18,86	0,64
20 × 20	12,36	19,10	0,65
25 × 25	12,62	19,20	0,66



Gambar 5. Profil berkas foton 10 cm × 10 cm pada a-Si EPID (kiri atas) dan pada detektor air (kiri bawah)

Rasio deposisi dosis (α) pada a-Si EPID dan detektor air ditentukan dengan menggunakan persamaan 1. Nampak bahwa deposisi dosis pada detektor air lebih besar daripada deposisi dosis pada a-Si EPID. Hal ini dikarenakan karena medium air lebih homogen dibandingkan dengan a-Si EPID yang tersusun atas bahan yang berbeda.

Data pada Tabel 1 menunjukkan bahwa rasio antara dosis yang terdeposisi pada lapisan aktif a-Si EPID dengan detektor air semakin besar dengan meningkatnya ukuran lapangan radiasi. Kisaran nilai α adalah antara 0,60 sampai dengan 0,66. Hal ini dikarenakan spektrum berkas radiasi dipengaruhi oleh ukuran lapangan radiasi [4]. Semakin besar ukuran lapangan radiasi, respon dari detektor EPID juga meningkat. Hal ini disebabkan semakin besar ukuran lapangan radiasi, maka hamburan yang terjadi akan semakin besar. Hamburan foton merupakan sinar X berenergi rendah, sehingga apabila berinteraksi dengan a-Si EPID akan menyebabkan kenaikan respon a-Si EPID karena adanya peningkatan interaksi

fotolistrik. A-Si EPID yang tersusun atas material dengan nilai Z yang tinggi merupakan salah satu faktor meningkatnya interaksi fotolistrik pada sinar X berenergi rendah yang mengenainya. Selain perbedaan karakteristik deposisi energi, a-Si EPID dan air memiliki perbedaan sifat hamburan. Hal ini yang menyebabkan deposisi dosis pada a-Si EPID berbeda dengan deposisi dosis pada air.

Karena semakin besar ukuran berkas radiasi, perbedaan deposisi dosisnya dengan air semakin besar, maka pada terapi kanker berkas foton persegi 10 cm × 10 cm dijadikan sebagai referensi ukuran lapangan radiasi. Gambar 5 menunjukkan profil berkas foton persegi 10 cm × 10 cm pada a-Si EPID dan pada detektor air. Perbandingan profil antara respon a-Si EPID dan detektor air terhadap berkas foton lapangan persegi 10 cm × 10 cm diberikan pada Gambar 6.

Gambar 6 menunjukkan bahwa profil berkas foton pada pusat sumbu (*on axis*) pada a-Si EPID memiliki kesesuaian dengan profil berkas foton pada detektor air. Perbedaan profil

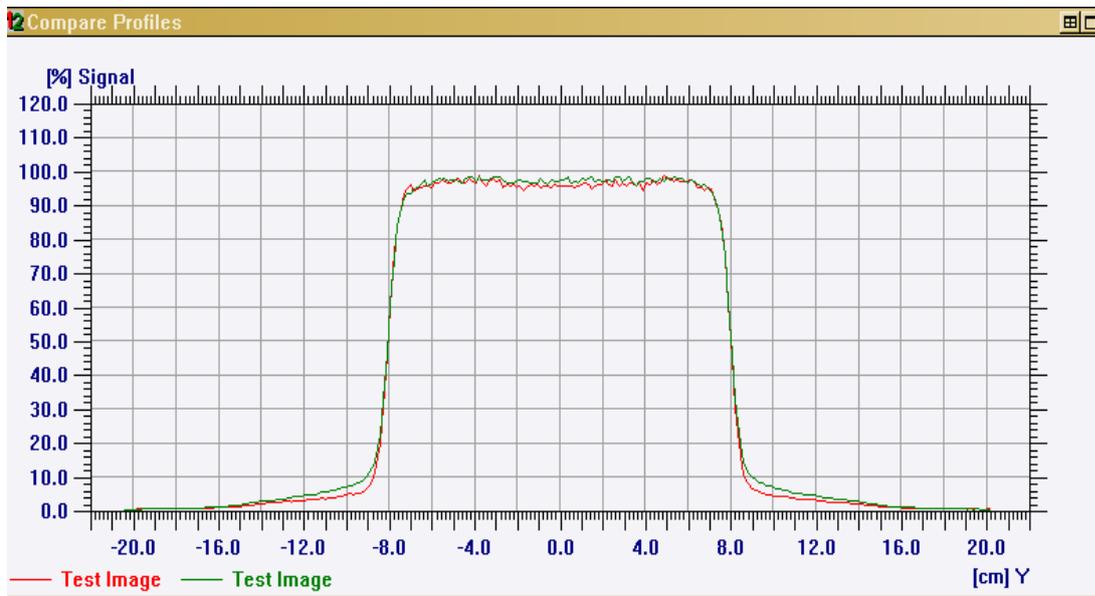
dijumpai pada sisi tepi berkas, yang menjauhi pusat sumbu, dimana terdapat gradien dosis yang tinggi yaitu sinyal yang diterima detektor mengalami kenaikan yang tajam.

Deposisi Dosis Berkas Imrt pada a-Si EPID dan Detektor Air. Bagian ini dilakukan

untuk mengetahui deposisi energi berkas IMRT yang intensitasnya termodulasi pada a-Si EPID dan pada detektor air. Tabel 2 menunjukkan deposisi dosis antara kedua detektor tersebut dan rasionya. Berkas IMRT yang disimulasikan adalah berkas IMRT untuk terapi kanker tulang belakang (*spine cancer*) yang terdiri 6 berkas.

Tabel 2. Deposisi dosis berkas IMRT pada a-Si EPID dan detektor air

Berkas IMRT	Deposisi dosis pada a-Si EPID	Deposisi dosis pada detektor air	Rasio (α)
1	10,26	16,25	0,63
2	15,64	25,02	0,63
3	8,50	13,23	0,64
4	11,53	18,30	0,63
5	6,37	10,03	0,64
6	8,43	13,40	0,63

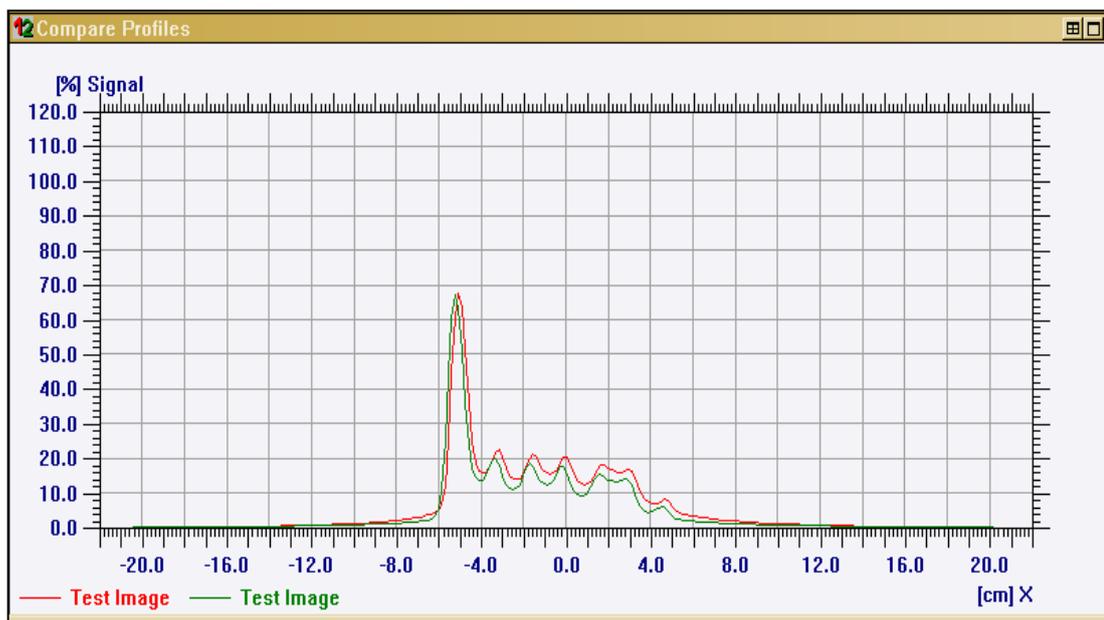
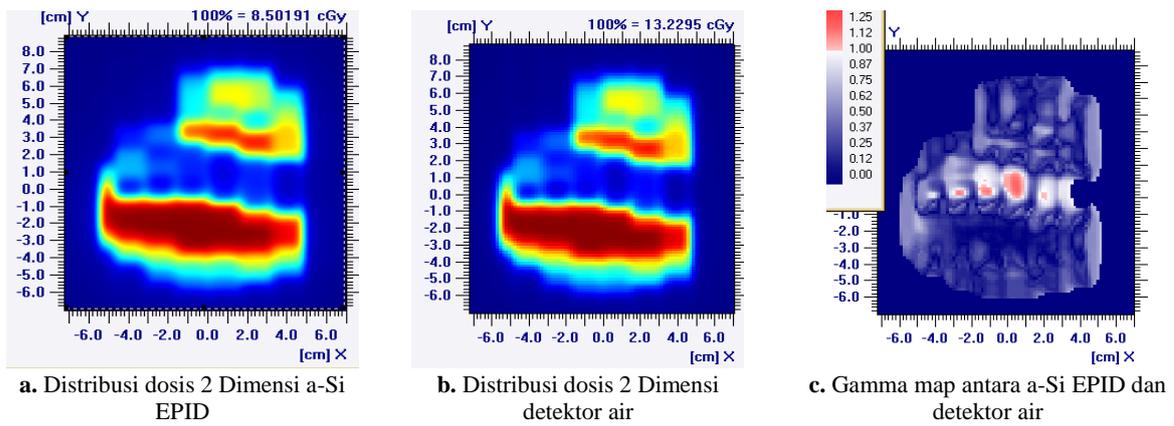


Gambar 6. Profil berkas lapangan persegi 10 cm × 10 cm pada a-Si EPID (garis merah) dan pada model detektor (garis hijau).

Dari Tabel 2 dapat diketahui bahwa deposisi dosis pada air lebih tinggi dari pada deposisi dosis pada a-Si EPID. Hal ini dikarenakan hamburan yang terjadi pada a-Si EPID jauh lebih besar daripada pada air. A-Si EPID tersusun dari beberapa lapis material yang memiliki nilai Z yang tinggi. Hal ini yang menyebabkan sifat hamburan pada a-Si EPID lebih besar daripada air yang bersifat homogen. Dari 6 (enam) berkas IMRT yang disimulasikan didapatkan nilai rata-rata rasio deposisi dosis pada a-Si EPID dan pada detektor air (α) adalah 0,63.

Meskipun deposisi dosis pada air jauh lebih

besar daripada pada a-Si EPID, ditemukan bahwa a-Si EPID *over* sensitif pada berkas IMRT yang memiliki gradien dosis yang tinggi. Hal ini dapat dilihat pada Gambar 7. Daerah dengan gradien dosis yang tinggi pada lapangan IMRT memiliki energi yang rendah. Hal ini ditunjukkan dengan daerah berwarna merah pada *gamma map*, yang menunjukkan adanya perbedaan respon antara a-Si EPID (Gambar 7a) dengan detektor air (Gambar 7b). Pada Gambar 7a dan 7b daerah yang berdosisi tinggi diindikasikan dengan warna merah, sedangkan daerah berdosisi rendah diindikasikan dengan warna biru.



Gambar 7. Oversensitivitas respon a-Si EPID terhadap berkas IMRT dengan energi rendah

Pada terapi dengan menggunakan foton, sinar X berenergi rendah dapat muncul dari hamburan kepala linac dan hamburan di dalam detektor, begitu juga adanya hamburan balik (*back-scatter*) dari bagian belakang komponen yang menyusun a-Si EPID. Hamburan ini berkontribusi pada perbedaan deposisi energi pada a-Si EPID dan detektor air.

Perbedaan respon antara a-Si EPID dan air dapat diminimalkan dengan mengganti lapisan tembaga yang terdapat pada EPID dengan menggunakan lapisan timbal [5]. Namun modifikasi ini menyebabkan adanya penurunan kualitas citra yang dihasilkan oleh EPID. Pengembangan lebih lanjut diperlukan untuk mengoptimasi fungsi dualisme EPID sebagai *portal imager* dan *portal dosimeter*.

KESIMPULAN

A-Si EPID memiliki potensial untuk digunakan sebagai portal dosimeter menggantikan detektor 2 dimensi sebagai alat verifikasi berkas IMRT yang memiliki ketidakhomogenan berkas yang cukup tinggi. A-Si EPID yang dikonstruksi dari komponen logam yang memiliki Z yang tinggi dengan ketebalan yang berbeda menjadikan a-Si EPID tidak ekuivalen dengan air yang menjadi medium referensi pada dosimetri radioterapi. Studi karakteristik deposisi energi antara a-Si EPID dan detektor air menunjukkan bahwa pada energi rendah ($<0,1$ MeV) energi yang

dideposisikan oleh a-Si EPID lebih tinggi daripada pada air. Sedangkan pada energi > 1 MeV, deposisi energi kedua detektor menunjukkan pola yang sama dimana semakin tinggi energi foton datang semakin besar pula energi yang dideposisikan. Hal ini disebabkan perbedaan materi penyusun detektor a-Si EPID dan air. Deposisi dosis pada kedua detektor menunjukkan bahwa deposisi dosis pada detektor air lebih tinggi dibandingkan deposisi dosis pada a-Si EPID baik untuk berkas lapangan persegi maupun berkas IMRT. Hal ini disebabkan medium air lebih homogen dibandingkan dengan a-Si EPID. Pada berkas lapangan persegi, nilai rasio deposisi dosis pada a-Si EPID dan detektor air meningkat dengan bertambahnya ukuran lapangan radiasi. Nilai rasio deposisi dosis berkisar antara 0,60 – 0,66. Sedangkan pada berkas IMRT, nilai rasio deposisi dosis berkisar antara 0,63 – 0,64. Nilai rasio deposisi dosis antara a-Si EPID dan detektor air dipengaruhi oleh dimensi model detektor air yang digunakan. Model detektor yang berbeda mungkin akan menghasilkan nilai rasio deposisi dosis yang berbeda pula.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Antonuk, L. E. (2002). Electronic Portal Imaging Devices: A Review and Historical Perspective of Contemporary Technologies and Research. *Physics in Medicine and Biology* **47**(6): R31-65. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11936185>.
- [2] Herwiningsih, S. (2011). *Validation of Elekta iViewGT a-Si EPID Model for Pre-Treatment Dose Verification of IMRT Fields*, Faculty of Science and Technology, Queensland University of Technology Brisbane.
- [3] Lewis, G. and E. Spezi. (2008). An Overview of Monte Carlo Treatment Planning for Radiotherapy. *Radiation Protection Dosimetry* **131**(1): 123-129.
- [4] Parent, L. (2006). *The Use of Monte Carlo Methods to Study The Effect of X-Ray Spectral Variations on The Response of an Amorphous Silicon Electronic Portal Imaging Device*. Doctor of Philosophy, University of London, London.
- [5] Parent, L., P. M. Evans, D. R. Dance, J. Seco and A. Fielding. (2006). Monte Carlo Modelling of a-Si EPID Response: The Effect of Spectral Variations with Field Size and Position. *Medical Physics* **33**(12): 4527-4540.
- [6] Staffurth, J. (2010). A Review of The Clinical Evidence for Intensity-Modulated Radiotherapy. *Clinical Oncology* **22**(8): 643 (Accessed 20 October 2010).
- [7] Van Elmpt, W., S. Nijsten, L. MCDermott, P. Lambin, B. Mijnheer and M. Wendling. (2008). A Literature Review of Electronic Portal Imaging for Radiotherapy Dosimetry. *Radiotherapy and Oncology* **88**(3): 289-309.
- [8] Verhaegen, F. and J. Seuntjens. (2003). Monte Carlo Modelling of External Radiotherapy Photon Beams. *Physics in Medicine and Biology* **48**(21): R107-R164.
- [9] Xing, L. and J. G. LI. (2000). Computer Verification of Fluence Map for Intensity Modulated Radiation Therapy. *Medical Physics* **27**(9): 2084-92. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11011737>.