

Correction of 2D Isodose Curve on the Sloping Surface using Tissue Air Ratio (TAR) Method

Nurul Firdausi Nuzula, Kusworo Adi, Choirul Anam

¹Physics Department, Faculty of Sciences and Mathematics, Diponegoro University

*corresponding author's email: anam@fisika.undip.ac.id

ABSTRACT

The curve of 2D isodose is used to determine the dose distribution in patient treated by radiotherapy. Therefore, isodose curve is very useful for planning and evaluating of the dose received by the patient. Correction of 2D isodose curve for sloping surface is very important due to the skin of patient is not flat. In this study, the correction of isodose curve was calculated using tissue air ratio (TAR) method for radiation field size of 10×10 cm². The correction factor was obtained by comparison of TAR value for effective depth and TAR value for total depth. The correction factor then was multiplied to isodose curve for flat surface. In this study, the software for calculating the automated correction factor due to sloping of patient surface has been successfully developed. It was found that if the sloping of patient surface increases then the corrected isodose curve increases.

Key words: 2D isodose curve, tissue air ratio (TAR), correction factor, sloping patient surface.

INTISARI

Kurva isodosis 2D digunakan untuk mengetahui distribusi dosis pada pasien saat radioterapi. Karena itu, kurva isodosis sangat berguna untuk perencanaan dan evaluasi dosis yang diterima oleh pasien. Koreksi kurva isodosis 2D pada permukaan miring sangat penting untuk dilakukan karena dalam kenyataannya pasien memiliki permukaan tubuh yang tidak datar. Dalam studi ini, koreksi kurva isodosis menggunakan metode *tissue air ratio* (TAR) pada luas lapangan 10×10 cm². Faktor koreksi diperoleh dengan membandingkan TAR pada kedalaman efektif dengan TAR pada kedalaman total. Faktor koreksi kemudian dikalikan dengan kurva isodosis untuk permukaan datar. Dalam studi ini telah berhasil dibuat *software* yang dapat menghitung faktor koreksi permukaan secara otomatis. Diperoleh bahwa jika kemiringan permukaan semakin besar, menyebabkan semakin besar pula koreksi terhadap kurva isodosis.

Kata Kunci: kurva isodosis 2D, tissue air ratio (TAR), permukaan miring.

Pendahuluan

Radioterapi adalah pengobatan terhadap penyakit tumor atau kanker dengan memberikan dosis radiasi yang terukur [1]. Untuk membunuh sel kanker dibutuhkan dosis yang sangat tinggi, sehingga perlu untuk direncanakan dengan akurat sebelum *treatment* dilakukan agar terimaan dosis pada sel kanker optimal, sementara jaringan sehat di sekitarnya tidak mendapatkan dosis yang melebihi ambang dosis yang diijinkan [2]. Untuk mendapatkan dosis yang akurat juga dibutuhkan perhitungan dosis yang akurat.

Perhitungan dosis tersebut dilakukan pada saat perencanaan dosis menggunakan *treatment planning system* (TPS) [3-7]. Salah satu *tools* untuk mengetahui distribusi dosis pada pasien sering digunakan kurva isodosis.

Di Indonesia telah ada beberapa peneliti yang mengembangkan algoritma untuk pembuatan kurva isodosis dalam radioterapi [8-11]. Anam [8] telah mengembangkan kurva isodosis 2D foton 6 MV dari kurva PDD dan kurva profil dosis. Kelemahannya adalah bahwa kurva profil hanya diambil pada

kedalaman 1,5 cm dan pada fantom yang homogen. Ihya [9] telah memperbaikinya dengan menggunakan profil dosis pada beberapa kedalaman, yaitu kedalaman 1,5, 5, 10, 15, 20 dan 25 cm. Sedangkan Kurniawan [10] telah melakukan koreksi ketidak-homogenan fantom.

Pada algoritma perhitungan dosis oleh peneliti sebelumnya [8-10], masih menganggap bahwa fantom air (pasien) yang digunakan memiliki permukaan yang datar. Pada kenyataannya permukaan tubuh manusia tidak datar seperti permukaan fantom air. Ketidak-dataran permukaan ini mempengaruhi distribusi dosis yang terserap oleh jaringan. Oleh karena itu diperlukan koreksi terhadap ketidak-dataran permukaan tubuh [6].

Dalam penelitian ini akan dikembangkan algoritma perhitungan dosis pada permukaan miring menggunakan metode *tissue air ratio* (TAR) dengan menggunakan *software* Matlab pada luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Hasil dari distribusi dosis ditampilkan dalam bentuk kurva isodosis.

Dasar Teori

Radioterapi

Radioterapi adalah jenis terapi yang menggunakan radiasi pengion dengan dosis tinggi untuk mematikan sel-sel kanker. Radiasi pengion dengan dosis tinggi ini merusak sel-sel kanker sehingga proses multiplikasi ataupun pembelahan sel-sel kanker akan terhambat. Akibatnya terjadi kematian sel-sel kanker tersebut [12, 13].

Dalam radioterapi digunakan alat yang menghasilkan radiasi dengan dosis tinggi untuk mematikan kanker. Alat yang sering digunakan yaitu *linear accelerator* (Linac) [3-5]. Linac merupakan mesin yang terdiri dari beberapa komponen yang secara bersamaan berfungsi untuk mempercepat elektron sehingga elektron bergerak dengan kecepatan yang sangat tinggi. Proses akselerasi ini menggunakan gelombang radiofrekuensi (RF). Setelah itu, elektron ditumbukkan pada target untuk menghasilkan sinar-x. Linac dapat menghasilkan sinar-x megavolt (MV) [5]. Dalam praktiknya secara klinis, foton yang paling banyak digunakan adalah 6 MV atau 10 MV. Selain menghasilkan foton, pesawat Linac juga

menghasilkan elektron dengan energi dalam orde MeV. Elektron ini biasa dipakai untuk terapi kanker pada daerah permukaan atau yang dekat dengan permukaan [7].

Dosis

Energi radiasi pengion yang terserap dalam jaringan dapat menimbulkan efek biologis tertentu. Satuan dosis serap dalam SI adalah Gray [7]. Dosis serap dihitung dengan persamaan:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1)$$

Dengan D merupakan dosis serap dalam satuan Gray, dE adalah energi yang diserap dalam jaringan dan yang dapat menyebabkan ionisasi dan dm merupakan massa dari jaringan. Sehingga 1 Gray sama dengan 1 joule per kg ($1 \text{ Gray} = 1 \text{ JKg}^{-1}$)

Treatment Planning System (TPS)

Model komputasi digunakan untuk menghitung distribusi dosis pada kondisi yang kompleks saat perencanaan terapi. Secara keseluruhan tujuan dari TPS yaitu untuk merancang agar terapi dengan radiasi ini dapat berjalan dengan optimal, yaitu kanker mendapatkan dosis yang optimal, sementara jaringan sehat mendapatkan dosis yang minimal dan harus masih berada dalam batas dosis yang diijinkan [6, 7].

Kurva Profil Dosis

Profil dosis bisa juga dikatakan sebagai kurva yang menunjukkan distribusi dosis radiasi pada sumbu horizontal yang tegak lurus dari arah datangnya sinar [4]. Profil dosis ini biasanya diukur untuk beberapa kedalaman, misalnya 1,5, 5, 10, 15, 20 dan 25 cm. Kurva profil untuk beberapa kedalaman tertentu ditunjukkan oleh Gambar 1.

Kurva PDD

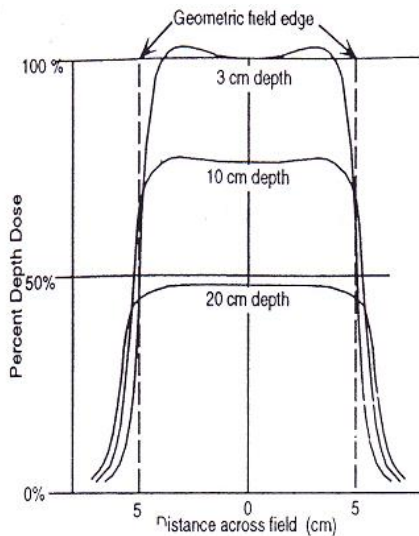
Distribusi dosis relatif (dalam persen) sepanjang sumbu utama (ke arah dalam fantom) dinamakan *percentage depth dose* (PDD). Kurva PDD untuk foton MV ditunjukkan oleh Gambar 2. Tampak bahwa di daerah permukaan dosis relatif kecil, kemudian dosis meningkat secara cepat sampai kedalaman tertentu, setelah itu dosis turun secara eksponensial seiring dengan kedalaman. Jadi, pada

kurva PDD untuk foton megavolt, dosis maksimum bukan di permukaan fantom (pasien), tetapi ada pada kedalaman tertentu sesuai dengan energi foton [7].

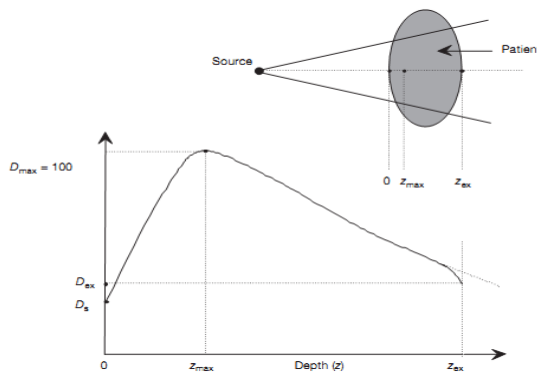
Persentase dosis kedalaman (PDD) dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$PDD = \frac{D_d}{D_m} \times 100\% \quad (2)$$

Dengan PDD merupakan presentase dosis kedalaman, D_d merupakan dosis serap pada titik d dan D_m merupakan dosis serap pada titik maksimum. Persentase dosis kedalaman (PDD) dipengaruhi oleh energi foton, luas lapangan, SSD dan komposisi medium yang diradiasi [6].



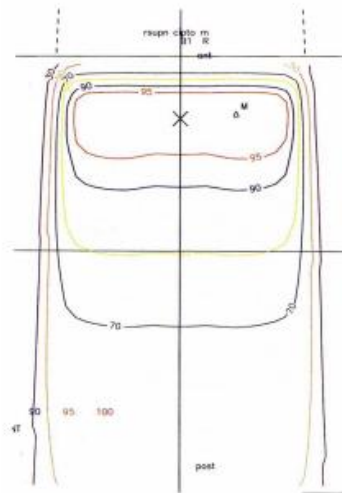
Gambar 1. Contoh profil dosis untuk beberapa kedalaman [7].



Gambar 2. Contoh kurva PDD untuk foton megavolt [6].

Kurva Isodosis

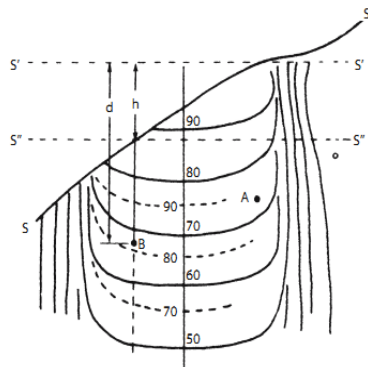
Kurva isodosis adalah kurva yang menghubungkan dosis-dosis yang sama dalam fantom atau pasien. Dengan kurva isodosis ini dapat dilihat distribusi dosis radiasi pada tumor atau kanker (target volume) maupun organ kritis yang berada di sekelilingnya [8]. Adapun contoh kurva isodosis ditunjukkan pada Gambar 3.



Gambar 3. Contoh kurva isodosis untuk sinar-x 10 MV, SSD 100 cm dan luas lapangan radiasi 10x10 cm² [7].

Faktor Koreksi untuk Ketidak-rataan Permukaan

Pada awalnya distribusi dosis dihitung untuk fantom air dengan permukaan datar. Kemudian untuk permukaan yang tidak datar dilakukan koreksi. Ada beberapa metode untuk mengkoreksi distribusi dosis yaitu metode pergeseran isodosis, metode koefisien atenuasi efektif dan metode *tissue air ratio* (TAR) [6].



Gambar 4. Metode *tissue air ratio* untuk koreksi kurva isodosis pada permukaan yang tidak rata [3].

Faktor koreksi metode TAR menggunakan persamaan:

$$CF = \frac{TAR(h_{eff}, A)}{TAR(h, A)} \quad (3)$$

Dimana h merupakan kedalaman dari batas kulit acuan hingga kedalaman tertentu (titik yang sedang dihitung), dan h_{eff} merupakan kedalaman dari kulit (real) hingga kedalaman tertentu (lebih jelas lihat Gambar 5), dan A merupakan luas lapangan.

Metode Penelitian

Data yang digunakan adalah kurva isodosis yang diperoleh dari penelitian Ihya [9] dan data TAR yang diambil dari John dan Cunningham [14] untuk berkas foton 6 MV pada luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Alat yang digunakan yaitu perangkat keras berupa netbook *Intel® Atom™ CPU 1.66 GHz, 1024 MB of RAM* dengan sistem operasi *Microsoft Windows 7 Ultimate 32bit* dan perangkat lunak Matlab R2010a. Koreksi kurva isodosis dilakukan pada luas lapangan radiasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pada berbagai sudut kemiringan.

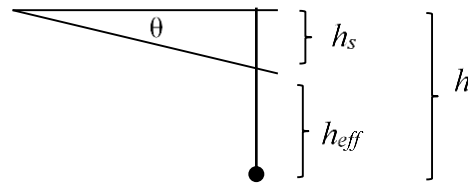
Untuk mengoreksi kurva isodosis ada beberapa hal yang harus dilakukan antara lain menentukan kemiringan, menentukan kedalaman efektif, dan menentukan nilai TAR pada kedalaman efektif. Sehingga didapatkan faktor koreksi.

Kemiringan permukaan dihitung dengan menggunakan fungsi $\tan \theta$ sehingga dapat diperoleh kedalaman efektif. Perhitungan kemiringan diperoleh dengan persamaan:

$$h_s = x \tan \theta \quad (4)$$

Dimana h_s merupakan jarak antara SSD efektif dengan permukaan, θ merupakan sudut kemiringan (Gambar 5).

Kedalaman efektif h_{eff} merupakan kedalaman yang dihitung dari permukaan jaringan ke kedalaman tertentu. h_{eff} ditunjukkan oleh persamaan 5.



Gambar 5. Kemiringan permukaan dan kedalaman efektif.

$$h_{eff} = h - h_s \quad (5)$$

Dengan h_{eff} merupakan kedalaman efektif, h merupakan kedalaman jaringan yang hilang (udara) karena kemiringan dan h_s merupakan jarak antara SSD efektif hingga permukaan.

Nilai TAR pada referensi diukur tiap 1 cm. Untuk menghitung faktor koreksi, nilai TAR dihitung tiap 0,5 cm dengan interpolasi linier seperti pada persamaan:

$$y = \frac{(x-x_1)(y_2-y_1)}{(x_2-x_1)} + y_1 \quad (6)$$

Dengan y merupakan variabel terikat tergantung nilai x yang merupakan nilai interpolasi yang dicari, x merupakan variabel bebas, x_1 merupakan variabel bebas sebelum nilai x , nilai x_2 merupakan variabel bebas sebelum nilai x . Nilai y_1 merupakan variabel yang tergantung nilai x_1 dan nilai y_2 merupakan variabel yang tergantung nilai x_2 .

Setelah nilai TAR tiap titik ditentukan dihitung pula TAR tiap titik pada kedalaman efektif. Perbandingan antara TAR pada kedalaman efektif dengan TAR tiap titik merupakan faktor koreksi.

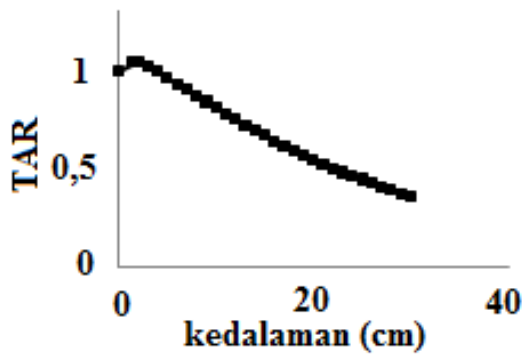
Koreksi terhadap kurva isodosis dilakukan dengan mengalikan faktor koreksi dengan kurva isodosis permukaan datar. Kurva isodosis terkoreksi dihitung dengan persamaan:

$$D_k(x, y) = D(x, y) * CF(x, y) \tag{7}$$

D_k merupakan dosis terkoreksi, dosis terkoreksi tersebut merupakan hasil perkalian tiap elemen antara dosis sebelum dikoreksi (D) dengan faktor koreksi (CF). Hasil dari penelitian ini berupa kurva isodosis 2D yang telah terkoreksi akibat permukaan miring.

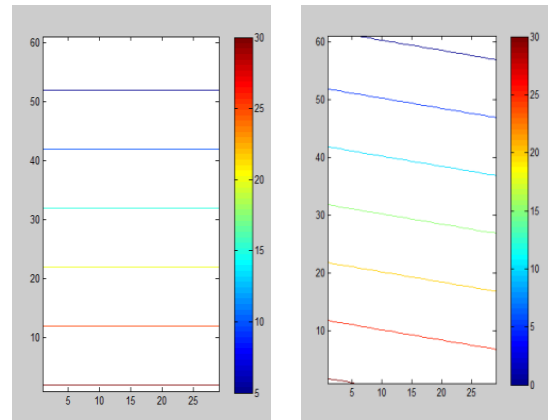
Hasil dan Pembahasan

Nilai TAR sebagai fungsi kedalaman dengan skala 0,5 cm hasil interpolasi untuk luas lapangan 10x10 cm² ditunjukkan oleh Gambar 6.



Gambar 6. Grafik TAR pada luas lapangan 10x10 cm²

Dari Gambar 6. tampak bahwa nilai TAR tersebut awalnya naik, setelah mencapai nilai maksimum turun secara eksponensial. Berikutnya dihitung nilai TAR pada semua titik piksel 2D pada semua kedalaman. Sebelum menghitung nilai TAR pada permukaan miring, dihitung terlebih dahulu kedalaman efektif akibat kemiringan permukaan (Persamaan 5). Perhitungan tersebut dilakukan pada setiap elemen. Hasil dari perhitungan kedalaman efektif diperlihatkan pada Gambar 7.

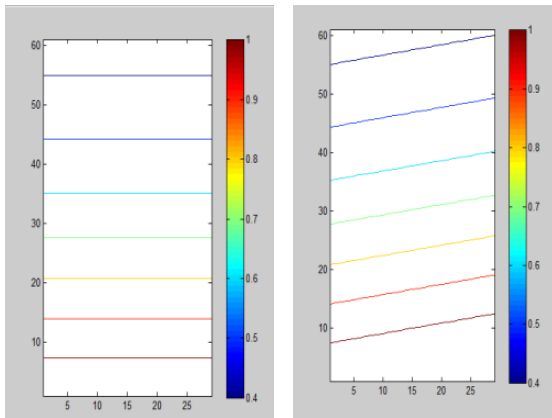


Gambar 7. Kedalaman efektif untuk permukaan datar (sudut 0°) (kiri) dan permukaan miring dengan sudut 10° (kanan).

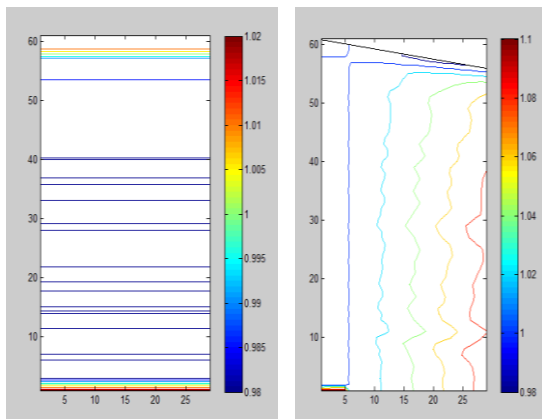
Berikutnya dihitung nilai TAR pada kedalaman efektif untuk tiap titik pada permukaan datar dan kemiringan dengan sudut tertentu. Hasil perhitungan nilai TAR 2D pada semua titik ditunjukkan oleh Gambar 8. Dari gambar tampak bahwa kurva yang menghubungkan nilai TAR yang sama, kemiringannya berlawanan dengan kurva yang menghubungkan kedalaman efektif yang sama. Ini artinya bahwa kedalaman efektif semakin dalam, berarti nilai TAR semakin kecil. Hal ini konsisten dengan yang ditunjukkan oleh Gambar 6.

Berikutnya dilakukan perhitungan faktor koreksi kemiringan. Faktor koreksi kemiringan dihitung sebagai perbandingan antara TAR pada kedalaman efektif dengan TAR tiap titik. Hasil faktor koreksi ditunjukkan oleh Gambar 9.

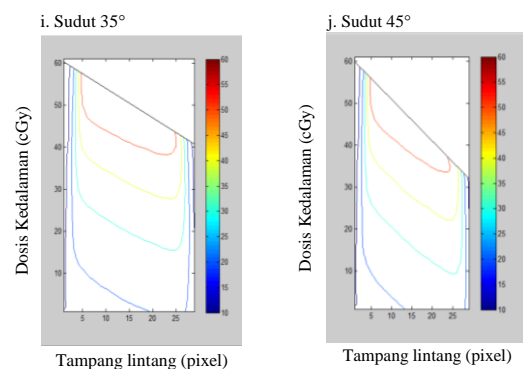
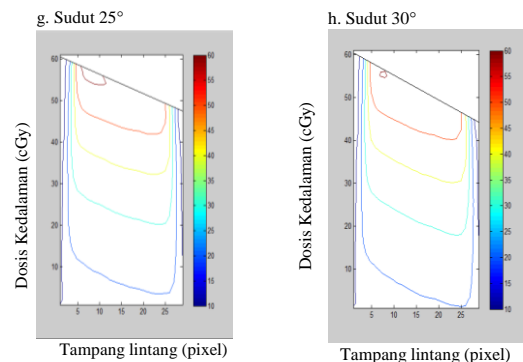
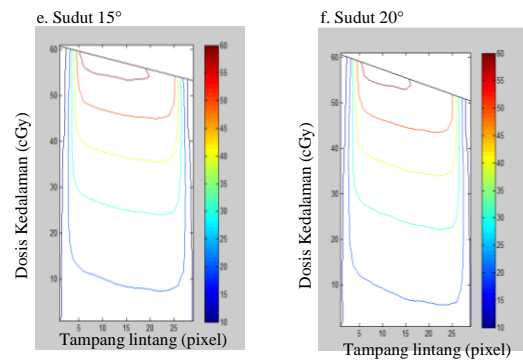
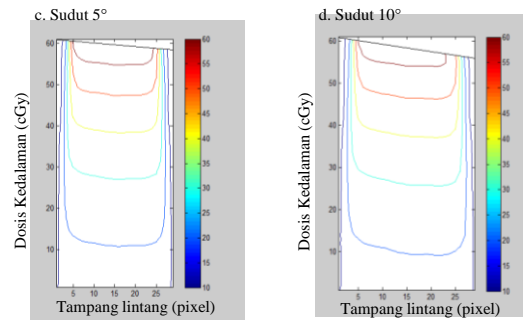
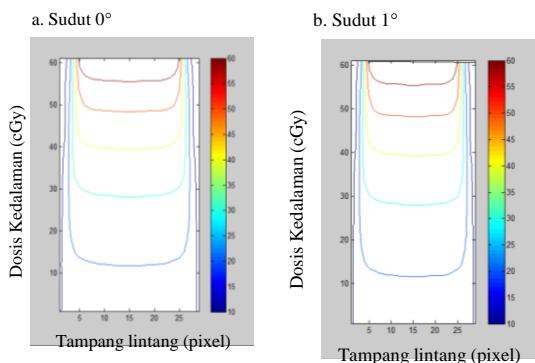
Untuk memperoleh kurva isodosis terkoreksi, maka faktor koreksi yang telah diperoleh dikalikan dengan kurva isodosis pada luas lapangan 10x10 cm². Kurva isodosis yang digunakan ini diperoleh dari perhitungan kurva profil dari berbagai kedalaman yang dikalikan dengan PDD. Kurva isodosis diambil dari Ihya [9]. Hasil kurva isodosis 2D terkoreksi pada beberapa sudut kemiringan ditunjukkan oleh Gambar 10.



Gambar 8. TAR pada kedalaman efektif untuk permukaan datar (sudut 0°) (kiri) dan untuk kemiringan dengan sudut 10° (kanan).



Gambar 9. Faktor koreksi untuk permukaan datar (sudut 0°) (kiri) dan untuk kemiringan dengan sudut 10° (kanan).



Gambar 10. Hasil kurva isodosis terkoreksi dengan berbagai kemiringan sudut a. sudut 0° b. sudut 1° c. sudut 5° d. sudut 10° e. sudut 15° f. sudut 20° g. sudut 25° h. sudut 30° i. sudut 35° j. sudut 45° .

Journal homepage: <http://ejournal.undip.ac.id/index.php/sm>

Gambar 10. a-j memperlihatkan kurva isodosi terkoreksi dengan kemiringan sudut 0° , 1° , 5° , 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 35° dan 45° . Kurva isodosi yang terbentuk merupakan gambaran distribusi dosis dimana dosisnya semakin berkurang seiring dengan kedalamannya. Perbedaan nilai dosis ditunjukkan oleh warna garis yang berbeda pada kurva isodosi tersebut. Warna merah tua menunjukkan nilai dosis 60, warna merah menunjukkan nilai dosis 50, warna kuning menunjukkan dosis 40, warna biru muda menunjukkan dosis 30 dan warna biru tua menunjukkan dosis 20.

Dari Gambar 10 a-j kita dapat melihat perbedaan dari tiap-tiap kurva isodosi yang terbentuk dari tiap kemiringan yang berbeda. Sudut kemiringan permukaan yang semakin besar, akan diikuti kemiringan garis isodosi yang semakin besar.

Dari Gambar 10 tampak bahwa distribusi dosis yang digambarkan oleh kurva isodosi sangat dipengaruhi oleh kemiringan. Karena itu, perhitungan dosis pasien harus memperhitungkan kemiringan ini. Perhitungan dosis tanpa memperhitungkan kemiringan permukaan, akan berdampak pada kesalahan perhitungan dosis yang cukup besar.

Dengan hasil ini, telah berhasil dibuat software untuk menghitung kurva isodosi pada permukaan miring. Namun demikian, dalam studi ini, hasil perhitungan kurva isodosi yang terkoreksi karena kemiringan belum dibandingkan dengan pengukuran. Untuk itu perlu dilakukan studi lanjutan untuk menguji validitas perhitungan ini.

Kesimpulan

Dari hasil penelitian dan pembahasan dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

1. Telah berhasil dibuat *software* untuk perhitungan kurva isodosi pada permukaan miring dengan metode TAR (*tissue air ratio*).
2. Perhitungan dosis pasien untuk permukaan miring harus memperhitungkan kemiringan dan membuat faktor koreksi atas kemiringan tersebut. Perhitungan dosis tanpa memperhatikan faktor kemiringan ini mengakibatkan kesalahan

dalam perhitungan dosis saat perencanaan radioterapi.

Daftar Pustaka

- [1] Z Suhartono, (1990), Dosimetri Radioterapi, PSPKR-BATAN, Jakarta
- [2] W. J. Meredith, J. B. Massey, (1968), Fundamental Physics of Radiology, Wilham and Wilkie, Baltimore
- [3] Seymour H. Levitt, James A. Purdy, Carlos A. Perez, Srinivasan Vijayakumar, (2012), Technical Basis of Radiation Therapy, Springer,
- [4] Pam Cherry, Angela Duxbury, (2009), Practical Radiotherapy: Physics and equipment, John Wiley & Sons,
- [5] Gunilla Carleson Bentel, (1996), Radiation Therapy Planning, McGraw-Hill Education,
- [6] Ervin B. Podgorsak, (2003), Review of radiation oncology physics: a handbook for teachers and students, Vienna, International Atomic Energy Agency. Educational reports series,
- [7] Faiz M Khan, (2010), The Physics of Radiation Therapy, Lippincott Williams & Wilkins,
- [8] Choirul Anam, (2012), Development of 2D isodose curve from the PDD and dose profiles using matlab, 2th ISNPINSA, 48-52
- [9] Farhatin Nurul Ihya, Choirul Anam, Vincensius Gunawan, (2013), Pembuatan Kurva Isodosi 2D Menggunakan Kurva Percentage Depth Dose (PDD) dan Profil Dosis dengan Variasi Kedalaman untuk Treatment Planning System, Berkala Fisika, 16 (4), 131-138
- [10] Ryan Kurniawan, Vincensius Gunawan, Choirul Anam, (2014), Koreksi Kurva Isodosi 2D Untuk Jaringan Nonhomogen Menggunakan Metode Tar (Tissue Air Ratio), Youngster Physics Journal, 3 (4), 227-234
- [11] Mahfudz Fauzan, Vincensius Gunawan, Choirul Anam, (2015), Pembuatan Kurva Isodosi 2D untuk Berkas Elektron Energi 5 MeV Menggunakan Profile Dose dan Kurva Percentage Depth Dose (PPD) untuk Treatment Planning System Radioterapi, Youngster Physics Journal, 4 (1), 127-132

Journal homepage: <http://ejournal.undip.ac.id/index.php/sm>

- [12] R Susworo, (2007), Radioterapi: Dasar-Dasar Radioterapi, Tata Laksana Radioterapi Penyakit Kanker, UI-Press, Jakarta
- [13] M. Tjokronagoro, (2001), Biologi Sel Tumor Maligna. Fakultas Kedokteran, Universitas Gajah Mada, Yogyakarta
- [14] Harold Elford Johns, John Robert Cunningham, (1983), The Physics of Radiology, Charles C. Thomas,