

KOREKSI KURVA ISODOSIS 2D UNTUK JARINGAN NONHOMOGEN MENGGUNAKAN METODE TAR (*TISSUE AIR RATIO*)

Ryan Kurniawan, Vincensius Gunawan dan Choirul Anam

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

Email: YanerenZ@gmail.com

ABSTRACT

Treatment Planning System (TPS) are used to determine the dosedistribution to be received before the irradiation in patients. To see how much radiation dose to be received on the target volume and surrounding critical organs that are required isodose curve. 2D isodose curves correction on non-homogeneous tissues done because in fact the human body not only in the form of soft tissue, but there are also other tissues such as bone tissue or lung. Isodose curve correction have been made using Tissue Air Ratio (TAR) method with Matlab software on a wide field of 10 x 10 cm². Correction factor is obtained by comparing the effective depth of the TAR with TAR at each depth. Correction factor multiplied by the curve isodose for homogeneous phantom have been obtained from Percentage Depth Dose (PDD) and dose profiles. Corrected isodose curves obtained for nonhomogeneous phantom. Higher the density value on nonhomogeneous phantom, the attenuation will increase and produce the lower dose.

Keywords: *Treatment Planning System (TPS), 2D Isodose curve, Tissue Air Ratio (TAR), Correction factor, nonhomogeneous tissue, attenuation*

ABSTRAK

Treatment Planning System (TPS) digunakan untuk mengetahui distribusi dosis yang akan diterima sebelum dilakukan penyinaran pada pasien. Untuk melihat seberapa besar dosis radiasi yang akan diterima pada target volume maupun organ kritis yang berada disekelilingnya diperlukan kurva isodosis. Koreksi kurva isodosis 2D pada jaringan nonhomogen dilakukan karena pada kenyataannya dalam tubuh manusia tidak hanya berupa jaringan lunak, tetapi juga ada jaringan-jaringan lain seperti jaringan tulang atau paru-paru. Koreksi kurva isodosis telah dilakukan menggunakan metode Tissue Air Ratio (TAR) dengan software Matlab pada luas lapangan 10 x 10 cm². Faktor koreksi diperoleh dengan membandingkan TAR pada kedalaman efektif dengan TAR pada tiap kedalaman. Faktor koreksi dikalikan dengan kurva isodosis untuk fantom homogen yang diperoleh dari Percentage Depth Dose (PDD) dan profil dosis. Diperoleh kurva isodosis terkoreksi untuk fantom nonhomogen. Semakin tinggi nilai densitas pada fantom nonhomogen, maka atenuasi akan meningkat dan menghasilkan dosis yang lebih rendah.

Kata Kunci: *Treatment Planning Sistem (TPS), Kurva Isodosis 2D, Tissue Air Ratio (TAR), Faktor Koreksi, Jaringan nonhomogen, Atenuasi*

PENDAHULUAN

Radioterapi adalah jenis terapi yang menggunakan radiasi dengan dosis tinggi untuk menghancurkan sel-sel kanker [1]. Karena itu dalam pengobatan menggunakan radiasi ini dibutuhkan akurasi yang tinggi. Dalam radioterapi dibutuhkan perencanaan sebelum melakukan penanganan atau perlakuan agar dosis optimal diterima oleh sel kanker tanpa melukai jaringan sehat disekitarnya.

Treatment Planning System (TPS) digunakan untuk mengetahui distribusi dosis yang akan diterima sebelum dilakukan

penyinaran pada pasien. Sebelum dilakukan perencanaan terlebih dahulu diambil data citra dari tubuh pasien menggunakan CT scan. Setelah pengambilan data ini, kemudian digambar target tumor dan organ beresiko disekitarnya. Jadi, prosedur dengan TPS akan diperoleh ketepatan penggambaran target, organ beresiko dan jumlah dosis yang akan diberikan pada penyinaran radioterapi ke pasien [2].

Pada kenyataannya dalam tubuh pasien tidak hanya berupa jaringan lunak, tetapi juga ada jaringan-jaringan lain seperti jaringan

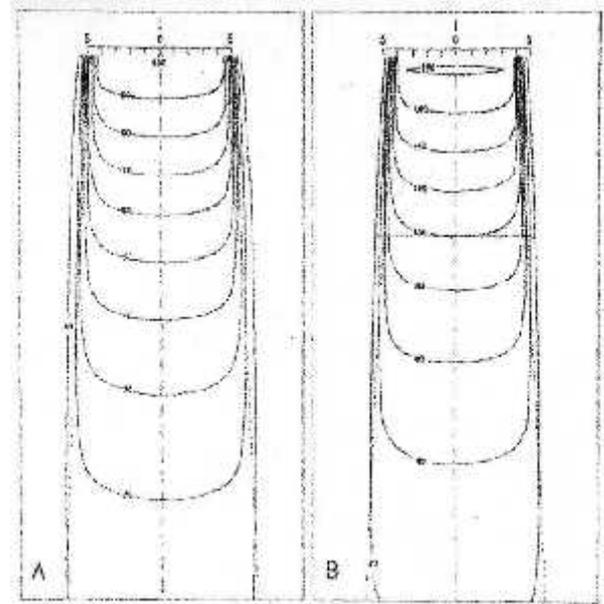
tulang, udara, paru-paru dll. Adanya jaringan lain pada tubuh, akan mengubah dosis pada tubuh pasien. Perubahan 5% dosis dapat mengakibatkan perubahan 10% sampai 20% pada kemungkinan kontrol tumor. Demikian pula perubahan 5% dosis dapat mengakibatkan perubahan 20% sampai 30% pada tingkat komplikasi jaringan normal. Penerapan koreksi inhomogenitas jaringan dapat mengurangi ketidakpastian pemberian dosis tersebut[3].

pada penelitian ini akan dibuat kurvaisodosis 2D pada kedalaman tertentu untuk koreksi jaringan nonhomogen dengan metode *Tissue Air Ratio*(TAR) menggunakan *software* Matlab pada luas lapangan 10 x 10cm². Hasil dari distribusi dosis akan ditampilkan dalam bentuk kurva isodosis. Hasil penelitian ini dapat digunakan sebagai alternatif perhitungan dosis untuk mempermudah *Treatment Planning System* (TPS).

DASAR TEORI

Kurva Isodosis

Kurva isodosis adalah kurva yang menghubungkan dosis-dosis yang sama untuk kedalaman tertentu di bawah kulit. Pembuatan kurva isodosis berfungsi untuk melihat seberapa besar dosis radiasi yang akan diterima pada target volume maupun organ kritis yang berada di sekelilingnya [4]. Dari data isodosis dapat dibuat kurva, seperti pada Gambar 1.

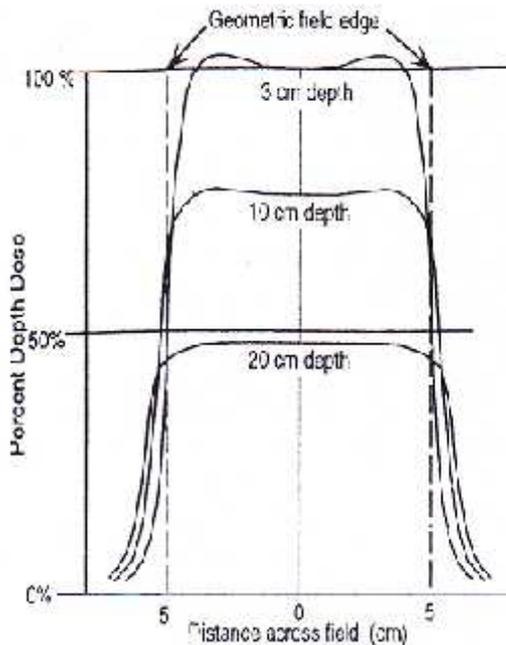


Gambar 1. Kurva Isodosis lapangan radiasi tunggal. (A) Tipe SSD, (B) Tipe SAD[5].

Bila titik 100% diberikan pada kedalaman maksimum, maka pengukuran menggunakan teknik SSD(*source to surface distance*). Di lain pihak, bila referensi 100% diambil pada titik sumbu rotasi *gantry*, maka pengukuran dilakukan menggunakan teknik SAD(*source to axis distance*)

Kurva Profil

Profil bisa juga dikatakan sebagai kurva yang menunjukkan bentuk muka sinar pada sumbu horizontal yang tegak lurus dari arah datangnya sinar. Profil berkas radiasi merupakan intensitas relatif pada bidang tegak lurus sumbu berkas. Profil berkas radiasi akan sangat bervariasi sesuai dengan kedalaman. Variasi dosis pada sebuah daerah dengan kedalaman tertentu dapat ditentukan dari kesesuaian kurva isodosis yang digambarkan oleh profil dosis, seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 2.

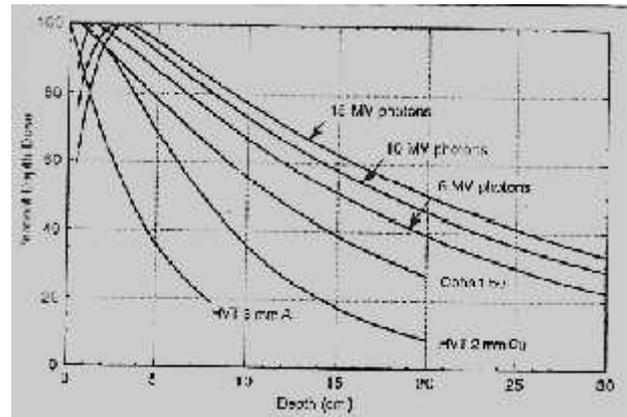


Gambar 2. Profil dosis sebuah daerah pada D_{max} [6].

Kurva PDD

Percentage Depth Dose (Persentase Dosis Kedalaman;PDD) merupakan distribusi dosis radiasi yang diberikan pada kedalaman utama sebagai persentase dari dosis serap pada kedalaman penunjuk di daerah sumbu utama[6]. Distribusi dosis pada pusat sumbu dalam pasien atau fantom biasanya dinormalisasikan ke $D_{max}= 100\%$ pada kedalaman dosis maksimum D_{max} dan kemudian dirujuk sebagai distribusi presentase dosis terhadap kedalaman[7]. *Percentage Depth Dose*(PDD) berubah-ubah untuk kedalaman yang berbeda[6]. Dalam praktek kliniknya puncak dosis serap pada sumbu utama disebut juga dosis maksimum

Persentase dosis kedalaman dipengaruhi oleh energi(Gambar 3), luas lapangan, jarak sumber ke permukaan kulit(*source skin distance*) dan komposisi medium yang diradiasi.

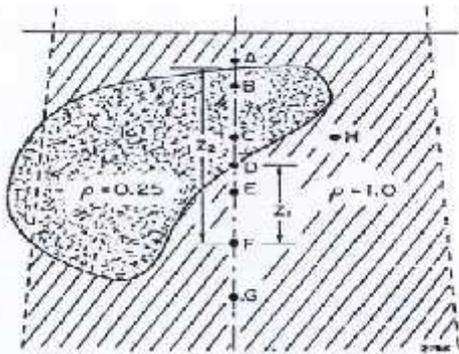


Gambar 3. Kurva *Percentage Depth Dose*(PDD) pada luas lapangan penyinaran $10 \times 10\text{cm}^2$ dari energi sinar berbeda[6].

Faktor Koreksi Jaringan Nonhomogen

Pada proses perencanaan yang paling dasar, profil dosis dan data PDD mengasumsikan bahwa seluruh jaringan ekuivalen dengan air. Namun, dalam perlakuan terhadap tubuh manusia, radiasi akan melintasi berbagai jaringan seperti lemak, otot, paru-paru, udara, tulang dan beberapa organ dengan densitas berbeda yang disebut sebagai ketidakhomogenan. Adanya ketidakhomogenan jaringan akan mengakibatkan perubahan penyerapan berkas radiasi primer maupun hamburannya, sehingga berbagai respon dalam jaringan tumor dan jaringan normal sulit untuk diukur dampaknya karena ketidakpastian dalam pengaturan klinis. Ketepatan dalam pemberian dosis sangat dibutuhkan dalam terapi radiasi klinis.

Keberadaan medium non homogen seperti jaringan lunak, paru-paru dan tulang harus diperhitungkan mengingat pada awalnya dosimetri dilakukan dengan medium air.Untuk memaksimalkan manfaat dari terapi radiasi sangat penting bahwa dosis serap yang dikirim ke semua jaringan yang di radiasi dengan kehomogenitasan diprediksi secara akurat[3]. Untuk lebih jelasnya, Gambar 4. menunjukkan ilustrasi perlakuan radiasi pada medium non homogen. Diandaikan suatu medium homogen dengan densitas $= 1 \text{ gr/cm}^3$ dan medium non homogen dengan densitas $= 0,25 \text{ gr/cm}^3$.



Gambar 4. Ilustrasi berkas radiasi pengion pada medium paru-paru[7].

Ada beberapa metode untuk mengkoreksi pengaruh jaringan nonhomogen terhadap distribusi dosis dalam tubuh pasien yaitu metode pergeseran isodosis, metode *power law batho* dan metode *Tissue Air Ratio* (TAR) [7].

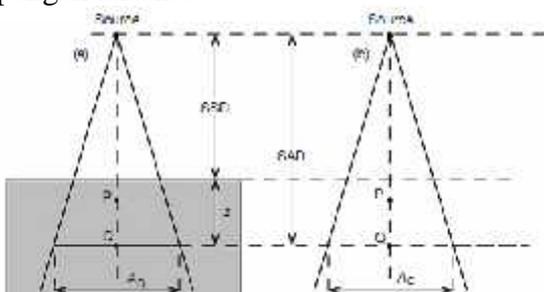
Metode *Tissue Air Ratio* (TAR)

TAR (*Tissue Air Ratio*) merupakan perbandingan dosis atau paparan dosis pada titik tertentu pada pusat axis di tubuh pasien atau fantom dengan dosis atau paparan dosis di udara [7].

$$TAR = \frac{D_Q}{D'_{AQ}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}'_{AQ}} \quad (1)$$

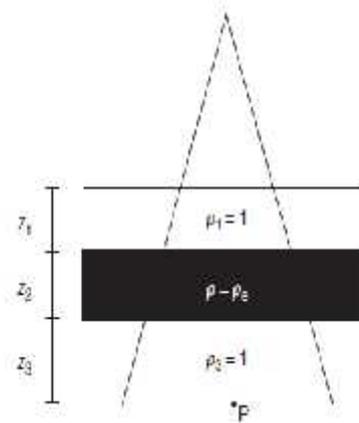
Dengan TAR merupakan perbandingan dosis di jaringan dan di udara, D_Q merupakan dosis pada jaringan, D'_{AQ} merupakan dosis di udara, \dot{D}_Q merupakan laju dosis di jaringan sedangkan \dot{D}'_{AQ} merupakan laju dosis di udara. Pengukuran geometri TAR terlihat pada Gambar 5.

Metode koreksi TAR didasari oleh hukum penyerapan tetapi diambil pada kedalaman dari perhitungan pada titik dan luas lapangan tertentu.



Gambar 5. Pengukuran geometri TAR (a) Dosis di titik Q pada fantom (b) dosis di titik Q pada udara [7].

Pada metode *Tissue Air Ratio* (TAR), dikedalamannya tertentu dibawah permukaan yang disinari langsung, keberadaan medium nonhomogen dengan $\rho \neq \rho_e$ akan mengubah dosis pada titik P seperti gambar 6.



Gambar 6. Metode *tissue air ratio* untuk koreksi kurva isodosis pada jaringan nonhomogen [7].

Perubahan dosis pada titik P, terkoreksi oleh :

$$C_F = \frac{TAR(d',W)}{TAR(d,W)} \quad (2)$$

Dengan TAR merupakan nilai perbandingan dosis pada titik tertentu, d' merupakan batas udara dengan permukaan jaringan yang dihitung dari SSD efektif, d adalah jarak dari SSD efektif hingga kedalaman tertentu, dan W merupakan luas lapangan.

METODE PENELITIAN

Data yang digunakan adalah kurva isodosis ini diperoleh dari penelitian oleh Ihya (2013) dan data TAR yang diambil dari referensi Cunningham (2006) untuk berkas foton 6MV pada luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Alat yang digunakan yaitu perangkat keras AMD E-300 APU with Radeon CPU 1.30 GHz, 2,00 GB of RAM dan perangkat lunak Matlab R2010a. Koreksi kurva isodosis dilakukan pada luas lapangan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ dan penyisipan jaringan nonhomogen.

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

Kedalaman efektif h_{ef} merupakan kedalaman yang dihitung dari permukaan jaringan ke kedalaman tertentu, h_{ef} ditunjukkan oleh persamaan 3.1.

$$h_{ef} = \sum_{i=1}^n \frac{h_i \rho_i}{\rho_{air}} \quad (3)$$

Dengan h_{ef} merupakan kedalaman efektif, h merupakan kedalaman dari SSD efektif hingga kedalaman efektif dan merupakan densitas suatu jaringan. 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 3.2

$$y = \frac{x-x_1}{x_2-x_1} \frac{y_2-y_1}{x_2-x_1} + y_1 \quad (4)$$

Dengan y merupakan nilai TAR pada kedalaman h , x merupakan kedalaman h , x_1 merupakan kedalaman pada h_1 , nilai x_2 merupakan kedalaman pada h_2 . Nilai y_1 merupakan nilai TAR pada kedalaman h_1 dan nilai y_2 merupakan kedalaman pada h_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 dilakukan dengan mengalikan factor koreksi dengan kurva isodosis hasil penelitian Ihya(2013). Kurva isodosis terkoreksi ditunjukkan oleh persamaan 3.3.

$$D_k(x,y) = D(x,y) * CF(x,y) \quad (5)$$

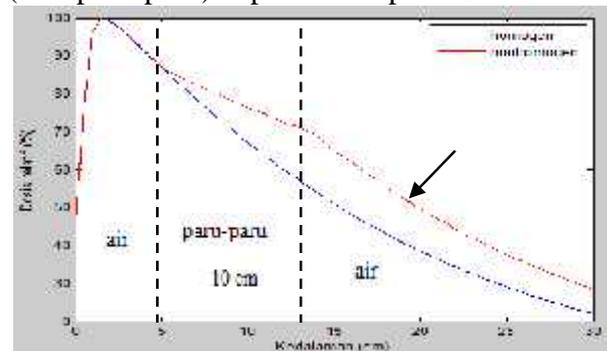
D_k merupakan dosis pada fantom non homogen, dosis tersebut merupakan hasil perkalian tiap elemen antara dosis pada fantom homogen (D)

dengan faktor koreksi (CF) sesuai persamaan 2.2. Kurva isodosis terkoreksi akan diperoleh setelah kurva isodosis dikalikan dengan faktor koreksi.

Hasil dari penelitian ini berupa kurva isodosis 2D dan kurva PDD yang telah terkoreksi akibat adanya jaringan tidak homogen di dalam tubuh seperti paru-paru dan tulang. Data kurva isodosis yang terbentuk dibandingkan dan dianalisa sehingga dapat diperoleh kesimpulan. Analisa dilakukan dengan mengamati kurva isodosis hasil program. Distribusi dosis pada kurva ditunjukkan oleh warna kontur dari kurva isodosis

HASIL DAN PEMBAHASAN

Dalam pengukuran dosimetri radiasi, keberadaan medium nonhomogen pada tubuh manusia seperti paru-paru dan tulang harus diperhitungkan mengingat pada awalnya dosimetri dilakukan dengan fantom air homogen yang identik dengan jaringan lunak. Perbandingan hasil kurva PDD antara fantom homogen air dan fantom nonhomogen (air & paru-paru) dapat dilihat pada Gambar 7.

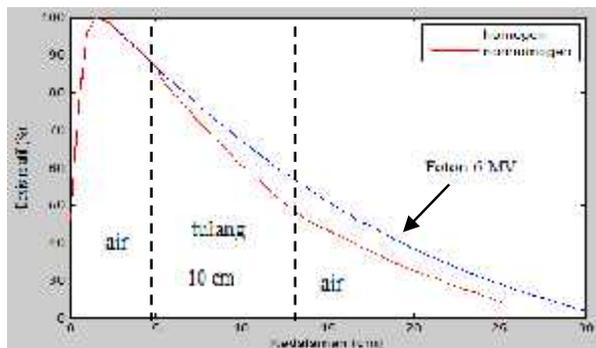


Gambar 7. Perbandingan hasil Kurva PDD pada fantom homogen (air) dan nonhomogen (air & paru-paru).

Gambar 4.1. memperlihatkan perbandingan kurva PDD untuk fantom homogen (air) dengan $\rho_{air} = 1 \text{ gr/cm}^3$ dan nonhomogen (air & paru-paru) dengan $\rho_{paru-paru} = 0,25 \text{ gr/cm}^3$. Ketika berkas energi foton memasuki daerah paru-paru yang memiliki

kerapatan lebih rendah dari fantom homogen (air), maka berkas energi foton akan mengalami *atenuasi* yang lebih rendah dibandingkan pada fantom homogen karena elektron sekunder yang diserap lebih sedikit, sehingga pada daerah *fall of* kurva PDDnya lebih tinggi dan menghasilkan dosis yang lebih tinggi. Hal tersebut terlihat pada garis kurva PDD terkoreksi yang lebih landai daripada kurva PDD fantom homogen (air). Setelah berkas foton melewati daerah paru-paru, dosis akan mengalami sedikit *build-up* karena hamburan balik dari fantom air yang memiliki kerapatan lebih tinggi daripada paru-paru. Kemudian dosis akan menurun secara kontinu mendekati 30% pada kedalaman 30 cm.

Sementara perbandingan kurva PDD antara fantom homogen air dan fantom nonhomogen (air&tulang) dapat dilihat pada Gambar 4.2.

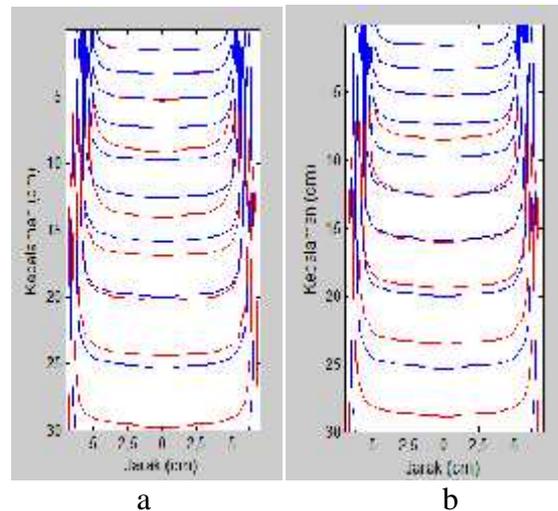


Gambar 8. Perbandingan hasil Kurva PDD pada fantom homogen (air) dan nonhomogen (air & tulang).

Pada garis kurva warna merah yang terdiri dari fantom nonhomogen (air & tulang), ketika berkas foton memasuki daerah tulang yang memiliki kerapatan lebih tinggi dari fantom homogen (air), maka berkas energi foton akan mengalami *atenuasi* yang lebih tinggi dibandingkan pada fantom homogen karena elektron sekunder yang diserap lebih banyak, sehingga pada daerah *fall of* kurva PDDnya lebih rendah dan menghasilkan dosis yang lebih rendah. Hal tersebut terlihat pada garis kurva PDD terkoreksi yang turun lebih

curam ketika memasuki daerah tulang pada kedalaman 5 sampai 14 cm. Setelah berkas foton melewati daerah tulang dan mulai memasuki fantom homogen (air), maka berkas energi foton mengalami penurunan *atenuasi* akibat berkas energi foton yang melewati medium dari kerapatan tinggi pada tulang ke kerapatan yang lebih rendah pada fantom air. Kemudian dosis akan menurun secara eksponensial mendekati 20 % pada kedalaman 25 cm.

Berikutnya hasil simulasi perhitungan distribusi dosis pada fantom nonhomogen juga ditampilkan dalam bentuk kurva isodosis 2D seperti yang ditunjukkan pada Gambar 9.

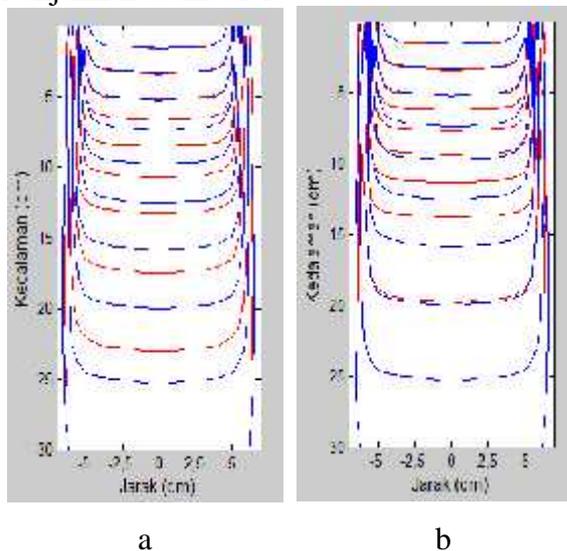


Gambar 9. Kurva Isodosis 2D terkoreksi dengan variasi densitas. (a) Berupa paru-paru dengan $\rho = 0,25 \text{ gr/cm}^3$. (b) Berupa paru-paru dengan $\rho = 0,4 \text{ gr/cm}^3$

Perbedaan distribusi dosis ditunjukkan oleh warna garis yang berbeda pada kurva isodosis tersebut. Warna biru menunjukkan distribusi dosis pada fantom homogen air, sedangkan warna merah menunjukkan distribusi dosis pada fantom nonhomogen. Dari gambar (9.a) terlihat bahwa perubahan dosis serap terjadi ketika berkas foton memasuki daerah paru-paru pada kedalaman 5 – 14 cm, tampak pada garis kurva isodosis terkoreksi yang lebih renggang dan bergerak mundur menjauhi dosis fantom air. Sedangkan gambar (9.b) perubahan dosis serap terjadi ketika

berkas foton memasuki daerah paru-paru pada kedalaman 5 – 14 cm. Berkas foton akan mengalami *atenuasi* yang sedikit lebih tinggi dibandingkan pada kurva isodosi terkoreksi gambar (9.a) terlihat pada peningkatan dosis yang lebih rendah dan garis kurva isodosi sedikit lebih rapat. Setelah melewati daerah paru-paru, garis kurva isodosi terkoreksi akan kembali terlihat sedikit lebih rapat dan dosis yang terserap akan menurun mencapai 15,8% pada kedalaman 30 cm.

Sementara hasil simulasi perhitungan distribusi dosis pada fantom nonhomogen (air&tulang) dengan variasi densitas ditunjukkan Gambar 10.



Gambar 10. Kurva Isodosi 2D terkoreksi dengan variasi densitas. (a) Berupa tulang dengan $\rho=1,4\text{gr/cm}^3$. (b) Berupa tulang dengan $\rho=2\text{ gr/cm}^3$.

Dari gambar (10.a) terlihat bahwa kurva isodosi terkoreksi pada kedalaman 0 – 4 cm mencapai nilai dosis maksimum sebesar 91,5%. Setelah tercapai dosis maksimum, dosis yang terserap menurun mencapai 74,4% bersama dengan bertambahnya kedalaman. Perubahan dosis serap terjadi ketika berkas foton memasuki daerah tulang, terlihat pada garis kurva isodosi terkoreksi yang bergerak maju melewati dosis fantom air.

Proses fisis yang hampir sama juga terlihat pada gambar (10.b), perubahan dosis serap terjadi ketika berkas foton memasuki daerah tulang,

terlihat pada garis kurva isodosi terkoreksi yang bergerak lebih maju melewati dosis fantom air. Setelah melewati daerah tulang, dosis yang terserap akan menurun mencapai 13,5% pada kedalaman 20 cm.

KESIMPULAN

Dari hasil penelitian dan pembahasan yang telah dilakukan, maka dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

1. Kurva isodosi terkoreksi untuk jaringan homogen dapat diperoleh dengan menggunakan metode *Tissue Air Ratio* (TAR).
2. Semakin tinggi nilai kerapatan suatu jaringan maka *atenuasi* pada jaringan tersebut akan meningkat dan dosis pada daerah *fall of* semakin rendah.
3. Pada kondisi rapat massa yang berbedaperubahan dosis serap dapat mempengaruhi distribusi dosis dalam tubuh.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Tjokronegoro, M., 2001, *Biologi Sel Tumor Maligna*. Fakultas Kedokteran, Universitas Gajah Mada, Yogyakarta.
- [2] Mustofa, Y., 2011. *Verifikasi Penyinaran IMRT Menggunakan 2D Array Matrix Evolution*. Jakarta: Universitas Indonesia.
- [3] AAPM, 2004, *Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams, Report No.85, Medical Physics Publishing*.
- [4] Khan, F.M., 2003, *The Physics of Radiation Therapy*. 3th edition, USA : Maple Press.
- [5] William, R.H., 1984. *Radiation Therapy Physics*. Chicago London.
- [6] Gunilla, C.B., 1996, *Radiation Therapy Planning, second edition*, Mc Graw-Hill, New York.
- [7] Podgorsak, B.E., 2005, *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria.