

PEMBUATAN KURVA ISODOSIS 2D UNTUK BERKAS ELEKTRON ENERGI 5 MeV MENGGUNAKAN PROFILE DOSE DAN KURVA PERCENTAGE DEPTH DOSE (PDD) UNTUK TREATMENT PLANNING SYSTEM RADIOTERAPI

Mahfudz Fauzan, Vincensius Gunawan S.K. dan Choirul Anam

Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang
E-mail : mahfudzfauzan@gmail.com

ABSTRACT

Research has been done to make isodose curve of electron beam with the energy of 5 MeV. Isodosis curve performed using PDD curves and dose on broad Profile 10x10 cm² field; 15x15 cm²; 20x20 cm²; 25x25 cm², with a depth of 0.5 cm; 1.0 cm; 1.5 cm; 2.0 cm; 2.5 cm. The purpose of this study was to obtain 2D isodose curve shape can be applied to TPS in Radioteraphy. The method which was used to form the isodose curve using PDD curves and dose profiles was done by equalizing the data at each depth using interpolation techniques at intervals of 0.25 cm and normalized to a value of 1, and calculatd the dose at each pixel using the weighting technique that formed isodosis curve with the distribution each depth and broad field. The results show that the PDD curve formed using the interpolation does not affect the magnitude of the dose at different field wide, profile shaped dose showed a dose level at each different depth and normalized to a value of 1 to show the dose at the surface, the isodose curve formation can be applied to compare the isodose curve formed by TPS in Radiotherapy.

Keywords: Radiotherapy, Treatment Planning System (TPS), isodose curve, Percentage Depth Dose (PDD), Profile dose

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian untuk membuat kurva isodosis pada berkas elektron dengan energi 5 MeV. Pembuatan kurva isodosis dilakukan dengan menggunakan kurva PDD dan profile dose pada luas lapangan 10x10 cm²; 15x15 cm²; 20x20 cm²; 25x25 cm², dengan kedalaman 0,5 cm; 1,0 cm; 1,5 cm; 2,0 cm; 2,5 cm. Tujuan penelitian ini adalah untuk mendapatkan bentuk kurva isodosis 2D yang dapat diterapkan pada TPS radioterapi. Metode yang digunakan membentuk kurva isodosis menggunakan kurva PDD dan profile dosis dilakukan dengan menyetarakan data pada tiap kedalaman menggunakan teknik interpolasi pada interval 0,25 cm dan ternormalisasi pada nilai 1, serta menghitung dosis pada tiap pixel menggunakan teknik pembobotan sehingga dibentuk kurva isodosis dengan distribusi pada tiap kedalaman dan luas lapangan. Hasil penelitian menunjukkan kurva PDD yang dibentuk menggunakan interpolasi tidak mempengaruhi besarnya dosis pada luas lapangan berbeda, profile dose yang dibentuk menunjukkan tingkatan dosis pada tiap kedalaman yang berbeda dan ternormalisasi pada nilai 1 untuk memperlihatkan dosis pada permukaan, terbentuknya kurva isodosis dapat diterapkan dengan membandingkan kurva isodosis yang dibentuk oleh TPS pada radioterapi.

Kata Kunci: Radioterapi, Treatment Planning System (TPS), Kurva isodosis, Percentage Depth Dose (PDD), Profile dose

PENDAHULUAN

Kanker adalah penyakit akibat pertumbuhan tidak normal dari sel jaringan tubuh yang berubah menjadi sel kanker. Dalam perkembangannya, sel kanker ini dapat menyebar ke bagian tubuh lainnya. Kanker dapat menyebabkan kematian.

Radioterapi merupakan teknik terapi kanker dengan memberikan radiasi yang terukur [1]. Radiasi dengan dosis yang terukur diatur dalam sebuah proses terencana yang disebut

dengan *treatment planning system* (TPS) [2]. Dalam TPS dilakukan perhitungan dosis tiap titik pada tubuh pasien. Titik-titik dengan dosis yang sama dihubungkan dan membentuk sebuah kurva yang disebut dengan kurva *isodosis* [2]. Perhitungan dosis di tiap titik pada pasien didapatkan dengan mengalikan kurva *percentage depth dose* (PDD) dan *profile dose*. Kurva *isodosis* berfungsi untuk melihat distribusi dosis radiasi yang akan

diterima pada kanker maupun orga yang ada di sekelilingnya [2].

Perhitungan dosis radiasi pada TPS dilakukan dengan software khusus misalnya XiO (CMS), CORVUS 6.1, HELAX 6.2, PLATO, dan PROWESS PANTHER 4.72 Berbasis Window, PTW 2D-ARRAY dan ARRAY INTERFACE, BRACHYPLAN VER 2.6, Pinnacle AQSM3TM versi 7.6 C, Eclipse (V 8.6) (Varian Medical System, Palo Alto, CA), tetapi semua software yang ada dibuat di luar negeri [9].

Di Indonesia perhitungan dosis dan pembuatan kurva isodosis telah dilakukan oleh Anam (2012). Pada penelitian tersebut dihasilkan kurva isodosis 2D [3]. Hanya saja pada penelitian tersebut hanya menghitung dosis radiasi foton menggunakan data PDD dan satu *profile dose* dengan kedalaman tertentu yaitu pada kedalaman 1,5 cm. Penelitian ini kemudian dilanjutkan oleh Ihya (2013) yaitu menggunakan data beberapa *profile dose*. Penelitian tersebut menghasilkan kurva *isodosis* 2D yang lebih baik dibandingkan dengan menggunakan satu kedalaman 1,5 cm [4]. Penelitian ini kemudian dilanjutkan oleh Kurniawan (2014) yaitu pembuatan kurva *isodosis* 2D dengan memperhitungkan nonhomogenitas jaringan tubuh dengan metode *Tissue Air Ratio* (TAR) [5]. Penelitian tersebut dihasilkan kurva *isodosis* 2D pada bidang nonhomogen. Penelitian ini kemudian dilanjutkan oleh Nuzula (2014). Penelitian tersebut dilakukan pada permukaan bidang miring pada berkas foton menggunakan metode *Tissue Air Ratio* (TAR) dan menghasilkan kurva isodosis 2D untuk permukaan miring [6], sementara penelitian ini akan menghitung dosis dan membuat kurva *isodosis* pada berkas elektron. Berkas elektron digunakan untuk terapi kanker yang berada pada lapisan permukaan seperti kulit [7].

DASAR TEORI

Pada tahun 1913, Coolidge memperkenalkan tabung sinar-x hampa udara

dengan tegangan 200 kV yang pertama. Tabung ini merupakan dasar dari perkembangan teknik radioterapi selanjutnya, kemudian lahir pesawat "*supervoltage*" dan disusul dengan periode "*megavoltage*" yang diperkenalkan oleh Schulz [8]. Setelah itu ditemukan Co^{60} (*cobalt 60*) yang merupakan isotop buatan yang murah yang dapat menggantikan jarum radium yang mahal harganya. Pada saat ini Co^{60} yang mempunyai energi ekuivalen dengan 3 MV. Perkembangan berikutnya adalah ditemukan pesawat *linear accelerator* (LINAC) yang dapat menghasilkan berkas elektron dan berkas foton energi tinggi untuk radioterapi. Tingkat energi tersebut dihasilkan melalui proses percepatan elektron secara linier di dalam tabung pemandu gelombang pemercepat (*accelerating waveguide*) yang hampa [2].

Pada Pesawat Co^{60} atau LINAC, dosis yang akan diberikan pada pasien harus direncanakan terlebih dahulu. Proses perencanaan dosis pasien disebut TPS. TPS telah berkembang dari awal penggunaan radiasi untuk terapi. Perencanaan untuk masa kini mengandalkan teknik pemodelan distribusi dosis dengan komputer yang rumit dari data pasien dan parameter radiasi sinar eksternal [8]. Tujuan keseluruhan dari proses TPS yaitu agar dosis yang diberikan pada pasien optimal, artinya dosis setinggi-tingginya pada daerah kanker dan serendah-rendahnya pada pasien.

METODE PENELITIAN

Pada penelitian ini digunakan data PDD dan *profile dose*. Data tersebut didapat dari Rumah Sakit Ken Saras Ungaran, Semarang, Jawa Tengah untuk elektron dengan energi 5 MeV pada pesawat LINAC Siemens / Primus M Class 5633. Data tersebut untuk luas lapangan yang beragam mulai dari $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, dan $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

Penelitian ini diawali dengan membuat interval baru pada 0.25 cm dengan teknik interpolasi pada kurva PDD dan *profile dose*. Data yang diperoleh mempunyai interval yang

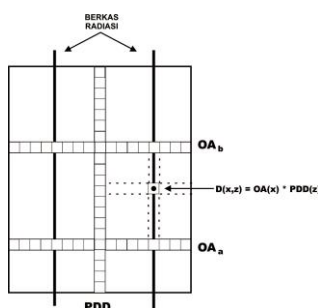
berbeda-beda sehingga diperlukan penyamaan interval untuk mempermudah perhitungan. Interval yang digunakan yaitu 0,25 cm pada ukuran pixel yang sama. Setelah itu data pada profile dose dilakukan normalisasi ke nilai 1 dan kurva PDD dinormalisasi ke nilai 100. Teknik normalisasi tersebut bertujuan untuk mendapatkan nilai presentasi dosis pada tiap titik dari 0 hingga 100%. Titik-titik tersebut diantara dua *profile dose*, maka nilai dosisnya dihitung dengan teknik pembobotan antara dua nilai *profile dose* tersebut, yaitu dengan persamaan :

$$OA(x) = \left(\frac{d-d_b}{d_a-d_b}\right) * OA_b(x) + \left(\frac{d_a-d}{d_a-d_b}\right) * OA_a(x) \quad (1)$$

dengan $OA(x)$ adalah *profile dose* pada titik x , d adalah kedalaman yang ditentukan, d_a adalah kedalaman sesudah d dan d_b merupakan kedalaman sebelum d , setelah diperoleh nilai $OA(x)$. Kemudian dari data kurva PDD dan *profile dose* dilakukan perhitungan dosis pada tiap titik, yaitu dengan persamaan :

$$D(x, z) = OA(x) \cdot PDD(z) \quad (2)$$

dengan $D(x, z)$ adalah dosis dititik x dan z $OA(x)$ adalah *profile dose* pada titik x , $PDD(z)$ adalah nilai PDD pada titik z . Perhitungan dosis dapat digambarkan pada Gambar 1



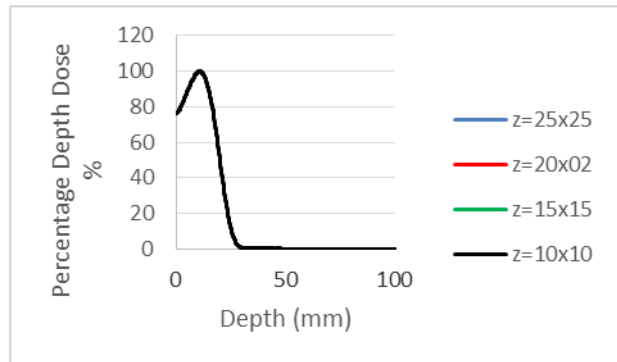
Gambar 1. Teknik perhitungan dosis pada tiap titik (pixel)

Kemudian dosis di tiap titik yang nilainya sama dihubungkan dengan suatu garis membentuk kurva kontur dosis yang disebut

isodosis.

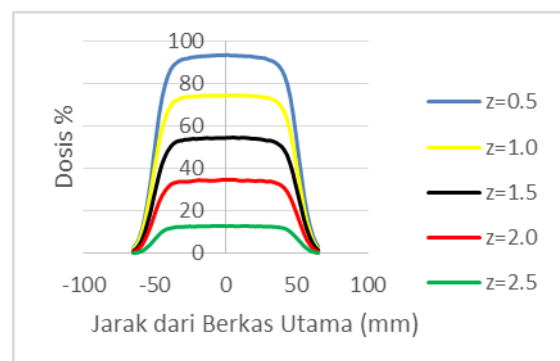
HASIL DAN PEMBAHASAN

Kurva PDD untuk beberapa luas lapangan dengan interval 0.25 cm ditunjukkan pada Gambar 2.



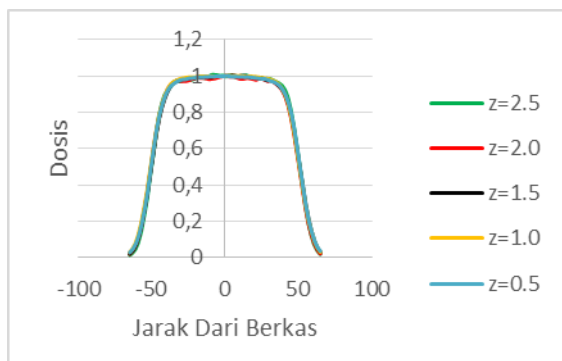
Gambar 2. Kurva PDD yang disamakan intervalnya pada luas lapangan (10 x 10 cm², 15 x 15 cm², 20 x 20 cm², 25 x 25 cm²)

Pada kurva tersebut dosis maksimum (D_{max}) mencapai nilai mendekati 100% pada kedalaman 1,2 cm. Setelah dosis melewati dosis maksimum (D_{max}), dosis akan menurun secara eksponensial mendekati 90% pada kedalaman 1.5 cm. Persentase dosis paling rendah yaitu mendekati 10% pada kedalaman 2.5 cm. Pada kurva PDD untuk luas lapangan 15 x 15 cm², 20 x 20 cm², 25 x 25 cm², mempunyai bentuk yang hampir menyerupai kurva PDD pada luas lapangan 10 x 10 cm². Kurva *profile dose* untuk beberapa kedalaman ditunjukkan pada Gambar 3.



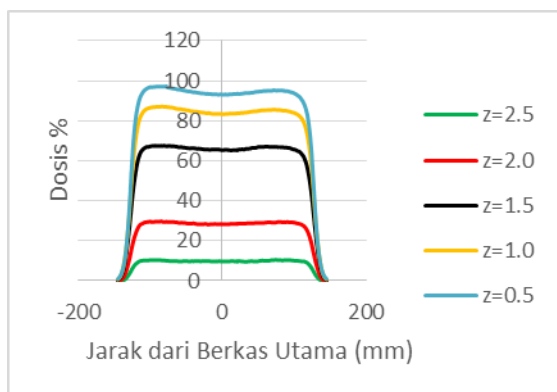
Gambar 3. Kurva *profile dose* pada luas lapangan 10 x 10 cm² belum diproyeksikan pada kedalaman $z = 0$ cm.

Kurva *profile dose* yang ditunjukkan pada Gambar 3 adalah untuk luas lapangan 10 x 10 cm² pada kedalaman yang dimulai dari 0.5 cm, 1.0 cm, 1.5 cm, 2.0 cm dan 2.5 cm. Pada kedalaman 0.5 cm memperlihatkan dosis yang dihasilkan lebih besar yaitu 93 %, sedangkan pada kedalaman 2.5 cm dosis yang dihasilkan yaitu 13%. Hal itu memperlihatkan bahwa semakin dalam. maka dosis yang diterima oleh pasien akan semakin berkurang[2]. Kemudian kurva *profile dose* yang telah diperoleh dinormalisasi ke nilai 1. Kurva yang telah dilakukan normalisasi ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. Grafik *profile dose* pada luas lapangan 10 x 10 cm² yang telah diproyeksikan pada kedalaman z = 0 cm dan ternormalisasi

Tampak bahwa kurva *profile dose* yang ternormalisasi mempunyai puncak rata dan berhimpitan satu dengan yang lainnya. Sedangkan kurva *profile dose* untuk luas lapangan 25 x 25 cm² ditunjukkan pada gambar 5.

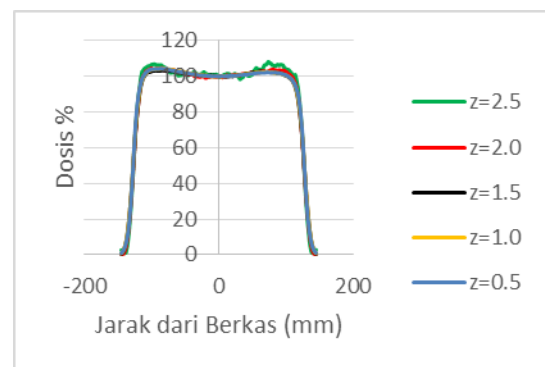


Gambar 5. Grafik *profile dose* pada luas lapangan 25 x 25 cm² belum diproyeksikan pada kedalaman z = 0 cm

Kurva *profile dose* yang ditunjukkan pada gambar 1 dengan luas lapangan 25 x 25 cm². Pada kedalaman 0.5 cm memperlihatkan dosis yaitu 93 %, sedangkan pada kedalaman 2.5 cm dosis yang dihasilkan yaitu 9%. Hal itu memperlihatkan bahwa semakin dalam. maka dosis yang diterima oleh pasien akan semakin berkurang [2].

Bentuk kurva *profile dose* luas lapangan 25 x 25 cm² pada masing-masing kedalaman mempunyai puncak pada tepiannya, ini dikarenakan bentuk luas lapangan 25 x 25 cm² lebih besar dari luas lapangan 10 x 10 cm² dan luas lapangan yang digunakan sebelumnya. Hal ini menyebabkan akan memperbesar radiasi hambur yang terbentuk karena bentuk luas lapangan yang semakin besar.

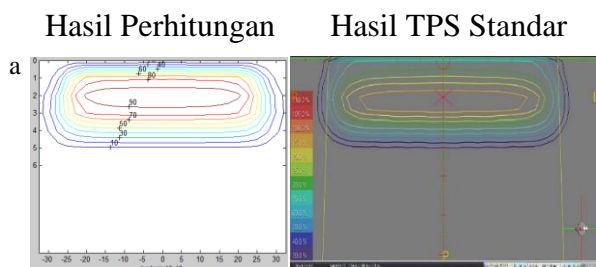
Kemudian Kurva *profile dose* tersebut dilakukan perhitungan lagi dengan teknik normalisasi ke nilai 1. Kurva yang telah dilakukan normalisasi ditunjukkan pada gambar 6.



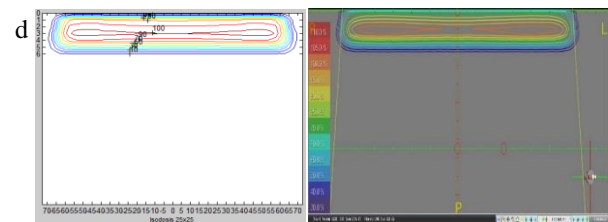
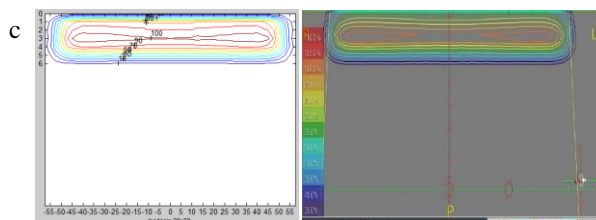
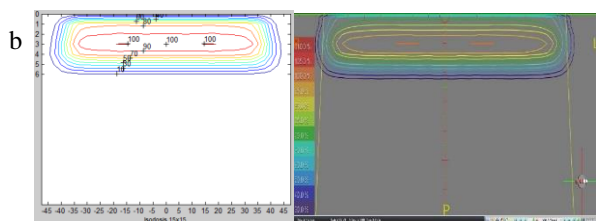
Gambar 6. Grafik *profile dose* pada luas lapangan 25 x 25 cm² yang telah diproyeksikan pada kedalaman z = 0 cm dan ternormalisasi

Pada kurva *profile dose* dengan luas lapangan 25 x 25 cm² yang ditunjukkan pada gambar 6 memperlihatkan bahwa kurva telah diproyeksikan pada kedalaman z = 0 cm dan ternormalisasi mempunyai puncak kurva yang

lebih jelas terlihat adanya puncak pada tepiannya dari kurva yang berhimpitan satu dengan yang lainnya dibanding pada kurva dari luas lapangan 10 x 10 cm², luas lapangan 15 x 15 cm² dan luas lapangan 20 x 20 cm². Kurva isodosi untuk beberapa luas lapangan ditunjukkan pada Gambar 7. Pada Gambar tersebut dibandingkan dengan kurva isodosi yang dihasilkan oleh TPS standar. Disebelah kiri merupakan hasil perhitungan, sedangkan sebelah kanan merupakan kurva isodosi hasil TPS standar.



Gambar 7. Bentuk kurva *isodosi* pada beberapa luas lapangan yang dihasilkan oleh perhitungan dan TPS standar, a. Luas Lapangan 10 x 10 cm² b. Luas Lapangan 15 x 15 cm² c. Luas Lapangan 20 x 20 cm² d. Luas Lapangan 25 x 25 cm²



Gambar 7. Lanjutan

Kurva *Isodosi* yang hasil perhitungan dengan software MATLAB® memperlihatkan distribusi dosis mempunyai tingkat persentasi berbeda pada tiap kedalaman hal ini ditunjukkan dengan warna pada kurva pada setiap kedalaman. Kurva isodosi yang dihasilkan pada TPS standar dibandingkan dengan kurva isodosi yang dihasilkan dengan perhitungan menunjukkan bentuk dan pola yang sama, namun penilaian bentuk kurva hanya dapat dilihat secara gambar, namun secara numerik kurva masih belum bisa dinilai karena data yang dapat digunakan hanya sebatas kurva *isodosi* dalam bentuk gambar. Metode perhitungan dosis disini cukup sederhana karena menggunakan model berkas paralel, namun hasilnya relative cukup baik dibandingkan terhadap referensi (TPS standar PROWESS). TPS standar menggunakan metode konvolusi/superposisi.

KESIMPULAN

pembuatan kurva *isodosi* 2D dengan menggunakan kurva PDD dan *profile dose* untuk TPS dalam radioterapi dengan MATLAB® dengan energi 5 MeV, telah berhasil dibuat. Model berkas paralel yang digunakan pada penelitian ini menghasilkan kurva isodosi yang relatif sama dengan TPS standar.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Suhartono, Z. 1990. “*Dosimetri Radioterapi*”. Jakarta : PSPKR-BATAN.
- [2] Khan, F.M. 2003. “*The Physics Of Radiation Therapy, Third Edition*”. Lippincott Williams and Wilkins. New York.

- [3] Anam, C. 2012. *Development of 2D Isodose Curve from the PDD and Dose Profiles Using Matlab. Proceeding ISPINSA, Faculty of Science and Mathematics, Diponegoro University, Semarang, Indonesia.*
- [4] Ihya, F.N., Anam C., Gunawan V. 2013. *Pembuatan Kurva Isodosis 2D dengan Menggunakan Kurva Percentage Depth Dose (PDD) dan Profil Dosis dengan Variasi Kedalaman untuk Treatment Planning System. Jurnal Berkala Fisika Vol. 16No. 4. 131-138,2013.*
- [5] Kurniawan, R., Gunawan, V., Anam C. 2014. *Koreksi Kurva Isodosis 2d Untuk Jaringan Nonhomogen Menggunakan Metode Tar (Tissue Air Ratio). Youngster Physics Journal Vol.3 No. 4. 227-234.2014*
- [6] Nuzula, N.F., Adi, K., Anam C. 2014. *Koreksi Kurva Isodosis 2d Pada Permukaan Miring Menggunakan Metode Tar (Tissue Air Ratio). Semarang. Universitas Diponegoro.*
- [7] Jabbari, N., Nedaie ,H., Zeinali ,A. *Evaluation of the Electron Energy Fluence and Angular Distributions From a Clinical Accelerator: A EBAMnrc Monte Carlo Study. Iran. J. Radiat. Res. Vol. 9(1). PP 29-36. 2011.*
- [8] Dyk, V.J. 1999. *"The Modern Technology Of Radiation Oncology: A Compendium For Medical Physicists And Radiation Oncologists". Medical Physics Publishing, Madison, WI.*
- [9] Podgorsak, E.B.. 2005. *"Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teacher and Student". Austria : IAEA.*