

Pengaruh Jumlah Dan Arah Berkas Penyinaran Pada Penentuan Margin Antara *Clinical Target Volume* (CTV) Dan *Planning Target Volume* (PTV)

Devi Nurhanivah^{1,a)}, Rena Widita^{1,b)}

¹Laboratorium Biofisika,
Kelompok Keilmuan Fisika Nuklir dan Biofisika,
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Teknologi Bandung,
Jl. Ganesha no. 10 Bandung, Indonesia, 40132

^{a)} devinurhanivah@gmail.com

^{b)} rena@fi.itb.ac.id

Abstrak

Salah satu tahap pada radioterapi adalah *Treatment Planning System* (TPS) dimana pada proses ini dilakukan penentuan margin untuk memastikan dosis yang dihantarkan tidak kurang dan/atau tidak melebihi dosis yang dianjurkan. Telah dilakukan penelitian untuk menentukan margin antara *Clinical Target Volume* (CTV) dengan *Planning Target Volume* (PTV). Margin CTV-PTV merupakan area yang sering berubah, karena adanya ketidakpastian geometri, yang mencakup penyimpangan sistematis dan penyimpangan acak. Beberapa instansi rumah sakit menetapkan margin CTV-PTV sebesar 1 cm tanpa ada perhitungan. Oleh karena itu, pada penelitian ini dilakukan penghitungan margin CTV-PTV akibat pengaruh jumlah dan arah berkas penyinaran. Hasil yang didapat kemudian dimodelkan dengan metode *finite difference* dan penjumlahan dosis yang digambarkan melalui kurva isodosis. Variasi berkas yang digunakan untuk satu hingga empat kali penyinaran, masing-masing untuk tiap arah berkas yang saling berlawanan dan tidak berlawanan. Hasil penelitian ini menunjukkan ukuran margin CTV-PTV berkisar 0,01-0,47 cm dan terlihat bahwa margin CTV-PTV yang dihasilkan dari tiga berkas dengan arah yang tidak berlawanan lebih baik, karena menerima dosis sebesar 100% dan sesuai dengan yang dianjurkan oleh ICRU 50 yaitu sekitar 90-107%.

Kata-kata kunci: *Clinical Target Volume* (CTV), Dosis, Margin, Penyimpangan Acak, Penyimpangan Sistematis, *Planning Target Volume* (PTV)

PENDAHULUAN

Terdapat beberapa cara untuk mengatasi penyakit kanker, salah satunya melalui radioterapi. Radioterapi merupakan terapi yang menggunakan radiasi dengan energi radioaktif atau energi pengion sebagai sumbernya. Pada proses radioterapi diperlukan sebuah perencanaan untuk menentukan beberapa parameter yang dilakukan sebelum radioterapi disebut dengan *Treatment Planning System* (TPS). Menurut *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) 50 [1], proses TPS mencakup beberapa hal yang harus diperhatikan oleh fisikawan medis, yaitu penentuan kontur tubuh, penentuan margin atau volume target, penentuan dosis radiasi yang diberikan, penentuan lamanya penyinaran dan penentuan homogenitas jaringan. Hal ini dilakukan agar mencapai tujuan dari radioterapi yaitu memaksimalkan dosis radiasi pada target dan meminimalkan dosis pada jaringan sehat di sekitar target.

Sering kali beberapa instansi rumah sakit yang menyediakan radioterapi hanya memperhatikan dosis yang dihantarkan ke pasien, lamanya penyinaran dan luas lapangan radiasi. Hal yang tidak kalah pentingnya adalah penentuan margin atau target volume dari target, hal ini dilakukan agar dosis yang dihantarkan ke target tidak berlebih dan tidak kurang. Dalam prakteknya, margin tersebut hanya ditambahkan sebesar 1 cm dari target

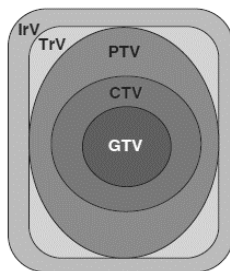
secara radial tanpa ada perhitungan yang pasti. Beberapa margin dapat ditentukan dengan pemeriksaan medis seperti dengan menggunakan Computed Tomography Scan atau CT Scan, namun untuk margin CTV-PTV tidak dapat ditentukan secara langsung, melainkan perlu ada perhitungan [2]. Hal ini dikarenakan margin CTV-PTV adalah margin yang paling sering berubah pada saat terapi berlangsung.

Faktor yang menyebabkan perbedaan margin saat simulasi dengan saat radioterapi yaitu ketidakpastian geometri, penentuan banyaknya berkas radiasi, pergerakan organ. Penentuan banyaknya berkas radiasi dalam proses radioterapi juga sangat berkaitan dengan ukuran margin itu sendiri. Untuk mengkompensasi ketidakpastian tersebut maka diperlukan perhitungan yang mencakup penyimpangan sistematis dan acak. Oleh sebab itu pada penelitian ini akan dikaji mengenai pengaruh jumlah dan arah berkas dalam penentuan margin CTV-PTV serta memodelkan kontur margin CTV-PTV berupa distribusi dosis.

Treatment Planning System (TPS) Dalam Radioterapi

Radioterapi adalah salah satu pengobatan yang paling efektif untuk mengobati kanker dengan menggunakan radiasi ionisasi, contohnya sinar-X, sinar- γ , atau juga dengan menggunakan radioaktif sebagai sumbernya. Perbedaan prinsip pada pengobatan radioterapi adalah teknik pemberian dan tujuan terapi [3]. Berdasarkan teknik pemberiannya, dikenal radiasi eksternal atau teleterapi dan radiasi internal atau brakhiterapi. Sumber radiasi dari teleterapi diluar tubuh manusia dan memiliki jarak tertentu, sedangkan sumber radiasi brakhiterapi diletakkan dekat dengan target. Berdasarkan tujuannya, radioterapi bersifat kuratif dan paliatif. Untuk radioterapi kuratif ditujukan untuk mengobati penyakit kanker pada stadium awal. Sedangkan radioterapi bersifat paliatif yaitu ditujukan untuk mengurangi gejala akibat kanker yang sudah dinyatakan stadium lanjut.

Salah satu tahapan radioterapi adalah Treatment Planning System (TPS). Dalam proses TPS ini dilakukan beberapa parameter sebelum dilakukan terapi berlangsung, diantaranya penentuan dosis tiap fraksi, lamanya terapi, luas lapangan radiasi, penentuan ukuran margin, dll. Penentuan margin menjadi salah satu yang terpenting dalam proses TPS, hal ini sangat berpengaruh terhadap dosis yang dihantarkan, hal ini bertujuan agar dosis yang diterima target optimal. Pada tahun 1993, ICRU menyatakan bahwa kebutuhan untuk sistem spesifikasi dosis yang digunakan untuk radioterapi dapat diterapkan secara universal, meskipun sistem tersebut belum dilaksanakan secara menyeluruh. Untuk menentukan margin dapat dilihat pada Gambar 1 mengenai pembagian margin [2].



Gambar 1. Definisi target volume menurut ICRU Rport 50 [1]

Area GTV atau Gross Tumor Volume merupakan bagian dari tumor primer atau tumor lainnya yang sudah dibuktikan dengan pemeriksaan secara klinis atau melalui pencitraan. Begitu pula untuk CTV atau Clinical Target Volume merupakan daerah yang berisi GTV dan jaringan lain dengan dugaan kanker. Sedangkan, PTV atau Planning Target Volume merupakan volume yang mencakup CTV dan Internal Margin (IM), serta pengaturan margin atau Setup Margin (SM). Penentuan PTV, IM, dan SM tidak ditambahkan secara linear melainkan digabungkan secara subjektif yaitu margin disekitar CTV yang menyeluruh kesegala arah dan harus cukup besar untuk mengimbangi gerakan internal maupun gerakan ketidakpastian pasien. Sementara itu TrV atau Treated Volume merupakan volume jaringan yang direncanakan untuk menerima dosis yang ditentukan dan tertutupi oleh permukaan isodosis yang sesuai dengan tingkat dosis. Dan IrV atau Irradiated Volume merupakan daerah yang terdiri dari jaringan yang terirradiasi oleh dosis yang signifikan (misalnya, <20% dari dosis target tertentu).

Kesalahan Posisi Pasien (*Set Up Error*)

Dalam setiap proses TPS radioterapi penting adanya perhitungan ketidakpastian geometri [15]. Seperti yang sudah diketahui bahwa organ-organ pada manusia setiap waktu selalu bergerak karena adanya pengaruh gerakan fisiologis organ lain. Maka, perhitungan ketidakpastian geometris seperti ini sangat diperlukan, apabila diabaikan akan menyebabkan kesalahan posisi target. Salah satu penerapannya yaitu pada perhitungan untuk menentukan area antara CTV dan PTV. Perhitungan ini dilakukan untuk mengkompensasi adanya

penyimpangan perencanaan geometri radiasi selama terapi berlangsung yang terdiri dari kesalahan sistematis dan kesalahan acak [9,10,11,15,16]. Kesalahan sistematis ini terjadi selama persiapan terapi yang akan berdampak pada kesalahan saat terapi berlangsung, akibat adanya pergerakan pasien misalnya proses bernafas. Perhitungan sistematik menyatakan seberapa jauh citra CTV yang dihasilkan pada tahap persiapan terapi ini menyimpang dari keadaan yang sebenarnya, yaitu dengan persamaan berikut:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n \Delta x_i}{n} \tag{1}$$

Dengan $\bar{\Delta x}$ menyatakan rata-rata penyimpangan posisi terhadap jumlah fraksi. Sementara itu, Herk [4] mengasumsikan perpindahan tersebut dalam distribusi Gaussian dan menyatakan bahwa margin CTV di dalam PTV sebesar $2.15 \bar{x}$ untuk lapangan 2-D yang dihasilkan pada tahap persiapan terapi untuk mendapatkan distribusi dosis 90%. Sedangkan, kesalahan acak biasanya disebabkan karena pengaturan harian pada variasi posisi target akibat pergerakan organ, biasanya kesalahan ini terjadi pada saat proses terapi berlangsung. Kesalahan acak dapat ditentukan melalui persamaan berikut:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\Delta x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \tag{2}$$

Dimana σ adalah distribusi kesalahan acak dari standar deviasi penyimpangan posisi pada saat terapi. Selain adanya pergerakan organ, kesalahan acak juga disebabkan oleh lebar penumbra [5]. Dalam hal ini, parameter lebar penumbra menjadi salah satu parameter perhitungan margin CTV-PTV untuk mengkompensasi adanya penambahan energi akibat proyeksi sumber radiasi, jika parameter ini tidak ditambahkan maka akan merubah distribusi dosis. Toleransi lebar penumbra [7] dalam parameter penyimpangan penumbra (σ_p) dihitung melalui persamaan berikut:

$$\sigma_p = \left(21.3 \left(\frac{z}{R} \right) - 3.9 \right) \sqrt{\frac{E}{10}} \tag{3}$$

Berdasarkan persamaan (3) terlihat bahwa yang mempengaruhi lebar penumbra tidak hanya energi yang dilambangkan dengan E , juga z kedalaman target dari permukaan (mm), dan R yaitu jarak tembus elektron dalam medium, dimana R merupakan fungsi dari energi, seperti pada persamaan (4).

$$R = 5.12E - 3.76 \tag{4}$$

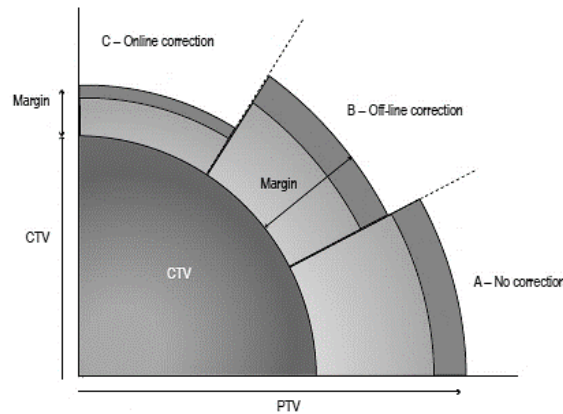
Perhitungan parameter kesalahan sistematis dan kesalahan acak ini digunakan untuk menghitung H sebagai margin CTV-PTV menggunakan persamaan berikut

$$H = m\bar{x} + \beta\sigma_{random} \tag{5}$$

Dimana, m dan β masing-masing merupakan suatu koefisien dari standar deviasi dalam kesalahan sistematik dan kesalahan acak. Koefisien m [4] ini akan berubah berdasarkan distribusi dosis yang disesuaikan di lapangan. Sedangkan, koefisien β [7] diperoleh dari konfigurasi antara jumlah dan arah penyinaran. Maka dipilih lapangan 2D agar target memenuhi minimum dosis 90%, dinyatakan bahwa margin CTV-PTV memenuhi persamaan berikut:

$$H = 2.15\bar{x} + \beta \left(\sqrt{(\sigma^2 + \sigma_p^2)} - \sigma_p \right) \tag{6}$$

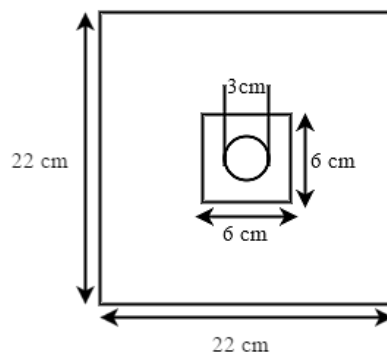
Dapat dilihat pada Gambar 2 mengenai hasil margin CTV-PTV dari tiga proses verifikasi. Untuk margin yang dihasilkan dari proses verifikasi secara *online* terlihat margin yang lebih kecil dibandingkan yang lain, hal ini dikarenakan adanya koreksi citra pada saat terapi berlangsung dengan citra sesaat sebelum terapi diberikan. Selain itu juga adanya verifikasi secara *offline* dimana analisis pencitraan dilakukan setelah radiasi, untuk kemudian dikoreksi pada fraksi berikutnya, pada kasus ini menghasilkan margin yang lebih besar dibandingkan dengan margin yang dihasilkan oleh verifikasi secara *online*. Dan yang terakhir apabila tidak dilakukan verifikasi, kasus ini memberikan margin CTV-PTV yang cukup besar.



Gambar 2. Margin CTV-PTV [2]

METODE PENELITIAN

Pada penelitian ini akan dilakukan perhitungan margin CTV-PTV dengan pengaruh jumlah dan arah berkas penyinaran. Variasi jumlah berkas yang digunakan yaitu untuk satu hingga empat jumlah berkas. Dimana masing-masing variasi jumlah berkas dikenai variasi arah berkas penyinaran, yaitu arah yang saling berlawanan dan tidak saling berlawanan.



Gambar 3. Perencanaan radiasi

Proses pengolahan data terdiri dari beberapa tahap, yaitu pengumpulan data, pengolahan data margin CTV-PTV dan permodelan margin CTV-PTV. Untuk ilustrasi target digunakan perencanaan radiasi seperti Gambar 3. Terlihat diameter target berukuran 3 cm dengan luas lapangan radiasi 6 cm x 6 cm, dan penampang melintang pasien berukuran 22 cm x 22 cm. Energi elektron [12] yang digunakan sebesar 6 MeV, dengan kedalaman target dari permukaan 8 cm. Data yang diambil berasal dari jurnal *On Target* [6] yaitu berupa penyimpangan posisi. Setelah itu, kemudian dilakukan perhitungan dengan menggunakan persamaan (1) dan (2) untuk mendapatkan besarnya kesalahan sistematis dan acak, kemudian dimasukkan parameter lebar penumbra pada persamaan (3) untuk jumlah berkas yang digunakan. Dengan persamaan (6) untuk memperoleh nilai margin CTV-PTV untuk proses radioterapi. Nilai margin CTV-PTV yang dihasilkan untuk setiap berkas.

Pada tahap permodelan margin CTV-PTV menggunakan dua metode, dimana kedua metode ini akan saling melengkapi satu sama lain dalam proses analisa data. Kedua metode tersebut adalah metode penjumlahan dosis yang berasal dari kurva isodosi dan metode *finite difference* Metode penjumlahan kurva isodosi akan diperoleh margin berupa penjumlahan dosis dari tiap berkas.

Kurva Isodosi

Dalam metode ini digunakan data *percentage depth dose* (PDD) atau persen dosis terhadap kedalaman yang bersumber dari RS Hasan Sadikin Bandung dan data dosis profil (OA) [14] yaitu kurva yang menunjukkan bentuk muka sinar pada sumbu horizontal yang tegak lurus dari arah datangnya sinar. Untuk membentuk kurva isodosi [13] dilakukan perkalian antara PDD dengan profile dose seperti pada persamaan (7). Dari metode penjumlahan dosis diperhitungkan adanya variasi jumlah dan arah berkas penyinaran, hasil yang akan

digunakan adalah nilai dosis yang diterima target. Kemudian dosis target tersebut dijadikan syarat batas pada metode *finite difference*.

$$D(x, z) = OA(x) \times PDD(z) \tag{7}$$

Metode Finite Difference

Metode *finite difference* menggunakan numerik diskritisasi dari persamaan Laplace pada persamaan (8) untuk mengetahui perluasan CTV akibat variasi berkas sebagai fungsi dari probabilitas densitas, mengikuti persamaan (9). Dalam proses ini digunakan beberapa asumsi, yaitu menganggap berkas yang digunakan untuk meradiasi adalah berkas yang homogen dan diam namun diputar sesuai sudut-sudut tertentu, lalu asumsi lain yaitu menganggap di sekitar target tidak ada jaringan-jaringan lain sehingga dianggap target bersifat homogen dengan memberikan syarat batas berupa dosis yang diterima oleh CTV sesuai dengan penjumlahan dosis pada variasi berkas. Selain itu juga untuk memastikan kekonvergenan digunakan batas toleransi sebesar 1×10^{-5} .

$$\frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2} = 0 \tag{8}$$

Dimana $f(x, y)$ adalah fungsi probabilitas penyimpangan [9] yang berasal dari distribusi Gaussian, dengan persamaan (9). Dimana, x, y merupakan posisi titik pada CTV-PTV, sedangkan \bar{x}, \bar{y} adalah rata-rata penyimpangan posisi (systematic error), dan σ_x, σ_y adalah simpangan baku dari penyimpangan posisi (random error).

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_y} \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\bar{x}}{\sigma_x^2} + \frac{y-\bar{y}}{\sigma_y^2}\right)\right] \tag{9}$$

Pada proses ini, diawali dengan membangun dimensi penampang CTV-PTV sesuai dengan syarat batas yang berlaku, selanjutnya dimensi tersebut dibagi menjadi grid titik-titik diskrit sebanyak 60x60. Selanjutnya pada persamaan (8) diubah menjadi diskritisasi persamaan *finite difference* untuk setiap titik x, y menjadi berikut:

$$\frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} = \frac{f_{i+1,j} - 2f_{i,j} + f_{i-1,j}}{\Delta x^2} \tag{10}$$

$$\frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2} = \frac{f_{i,j+1} - 2f_{i,j} + f_{i,j-1}}{\Delta y^2} \tag{11}$$

Substitusi persamaan (10) ke persamaan (8) menghasilkan persamaan (12) dengan mengasumsikan lebar partisi seragam $\Delta x = \Delta y$.

$$f_{i,j} = \frac{f_{i+1,j} + f_{i-1,j} + f_{i,j+1} + f_{i,j-1}}{4} \tag{12}$$

Dengan memanfaatkan persamaan (9) dan (12) untuk memodelkan perluasan CTV. Selanjutnya dicek kekonvergenan nilai dari diskritisasi distribusi probabilitas densitas. Selanjutnya dibuat kontur distribusi dosis setiap variasi. Dari metode ini akan dilihat persentase dosis yang diterima oleh margin CTV-PTV yang disesuaikan dengan ukuran margin yang diperoleh pada perhitungan sebelumnya. Berdasarkan rekomendasi ICRU 50, dosis yang harus diterima oleh margin CTV-PTV berkisar 90-107%.

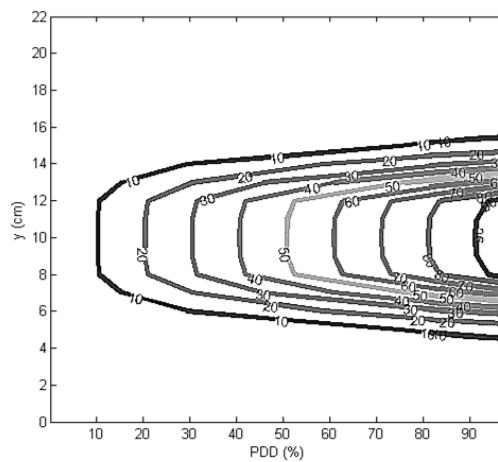
HASIL PENELITIAN

Perhitungan Margin CTV-PTV

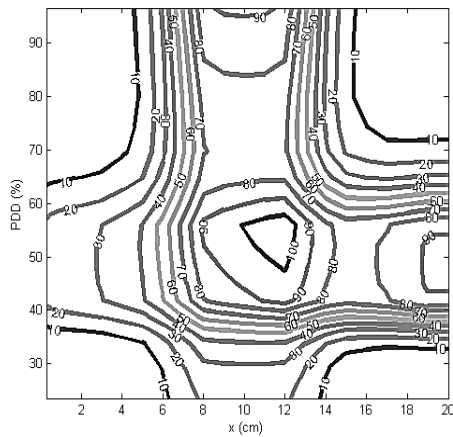
Tabel 1. Hasil Perhitungan CTV-PTV dari margin tiap berkas:

Jumlah Berkas	1			2			3			4		
Parameter (mm)	0°	0°	90°	0°	135°	270°	0°	45°	135°	270°		
x	0,6383	0,6383	21,506	0,6383	0,4407	0,9694	0,6383	0,9694	2,151	0,441		
σ	0,0935	0,073	0,0419	0,0593	0,0339	0,0696	0,0479	0,0353	0,0275	0,0274		
H	1,4659	1,4454	4,6656	1,4317	0,9815	2,0842	1,4196	2,1095	4,6522	0,9756		
		0°	180°	0°	180°	270°	0°	90°	180°	270°		
x	-	0,6383	21,506	0,6383	0,4407	2,151	0,6383	2,151	0,4407	0,9694		
σ	-	0,0935	0,0536	0,0821	0,0469	0,0471	0,073	0,0419	0,0417	0,0386		
H	-	1,459	4,6774	1,4545	0,9945	4,6708	1,4447	4,6666	0,9899	2,1228		

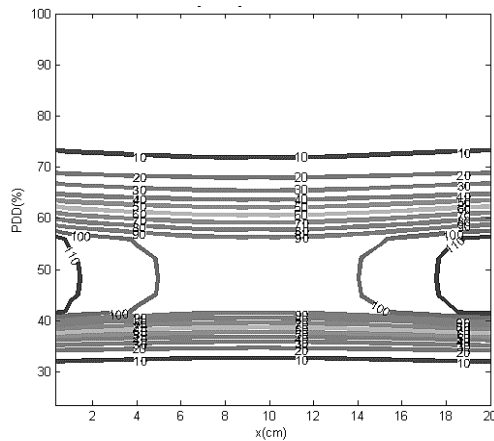
Permodelan dari Penjumlahan Dosis



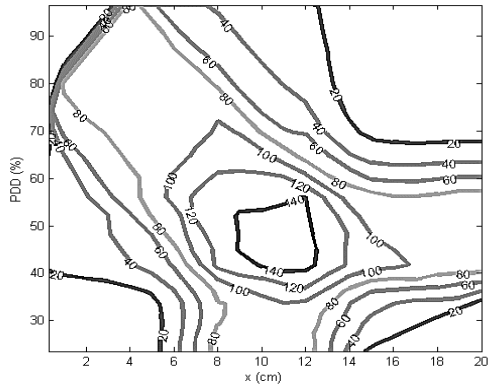
Gambar 4. Kurva isodosis dari 1 arah berkas



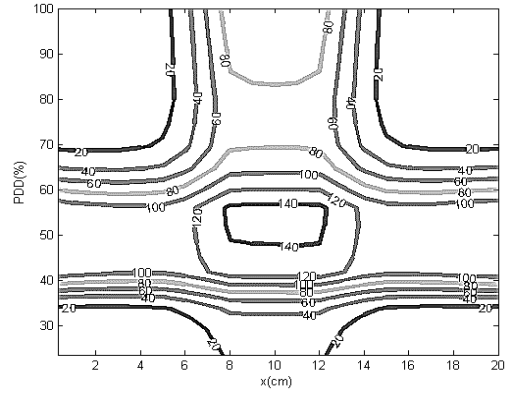
Gambar 5. Kurva isodosis dari 2 arah (0° dan 90°)



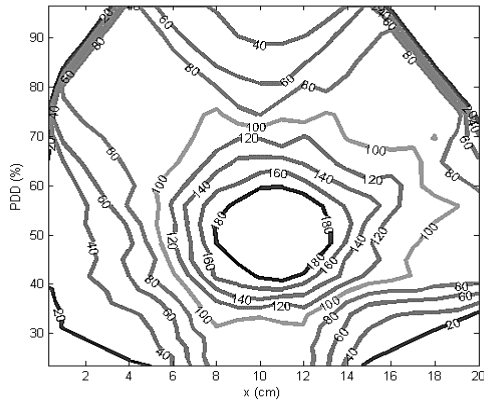
Gambar 6. Kurva isodosis dari 2 arah (0° dan 180°)



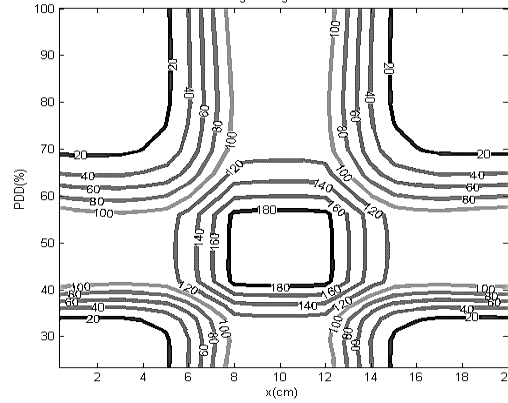
Gambar 7. Kurva isodosis dari 3 arah (0° , 135° dan 270°)



Gambar 8. Kurva isodosis dari 3 arah (0° , 90° dan 180°)

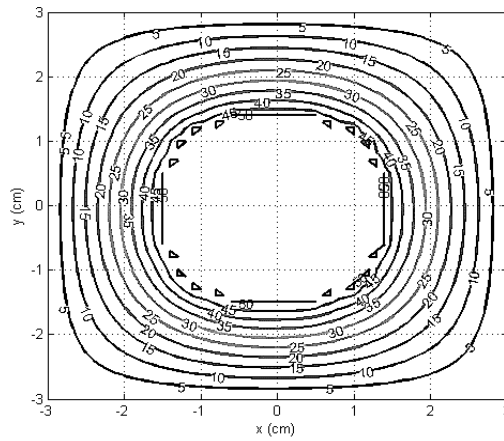


Gambar 9. Kurva isodosis dari 4 arah (0° , 45° , 135° , 270°)

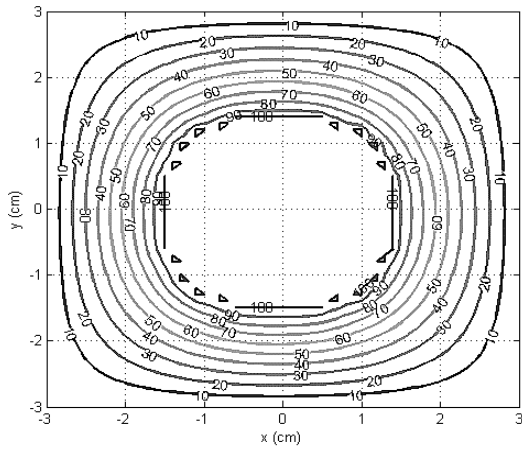


Gambar 10. Kurva isodosis dari 4 arah (0° , 90° , 180° , 270°)

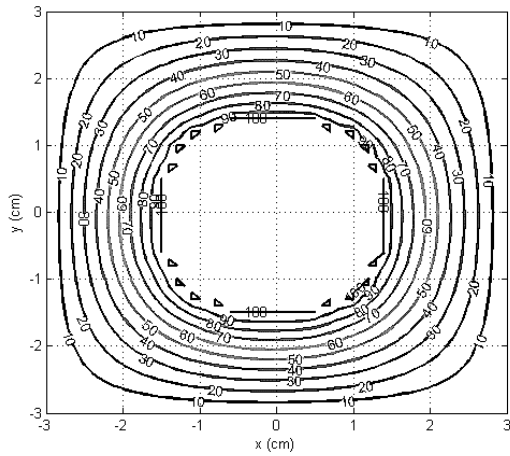
Permodelan Metode Finite Difference



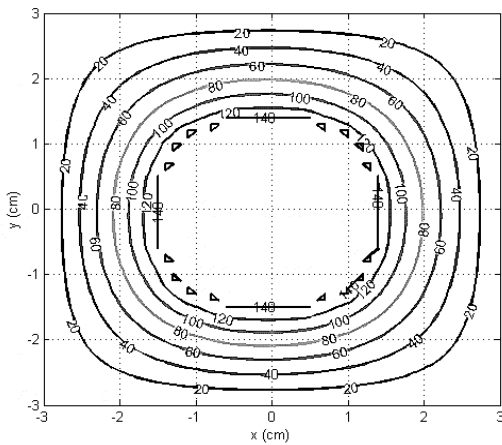
Gambar 11. Distribusi dosis untuk 1 arah penyinaran berkas



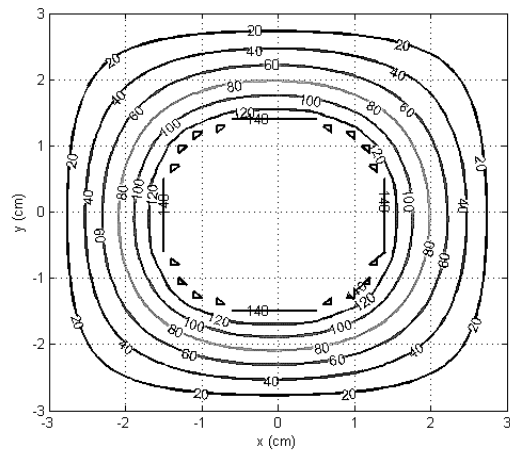
Gambar 12. Distribusi dosis untuk 2 arah penyinaran berkas



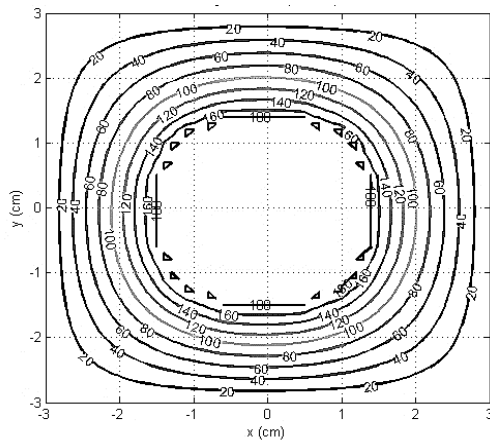
Gambar 13. Distribusi dosis untuk 2 arah penyinaran berkas yang saling berlawanan



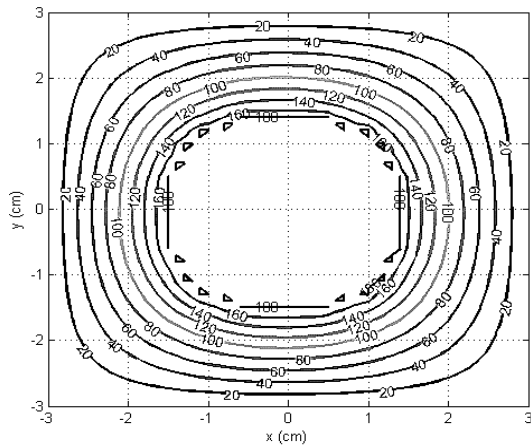
Gambar 14. Distribusi dosis untuk 3 arah penyinaran berkas



Gambar 15. Distribusi dosis untuk 3 arah penyinaran berkas yang saling berlawanan



Gambar 16. Distribusi dosis untuk 4 arah penyinaran berkas



Gambar 17. Distribusi dosis untuk 4 arah penyinaran berkas yang saling berlawanan.

PEMBAHASAN

Berdasarkan penentuan margin CTV-PTV diatas melibatkan perhitungan kesalahan sistematis dan kesalahan acak dari penyimpangan posisi di setiap fraksi. Seperti pada Gambar 2, terlihat bahwa margin antara CTV-PTV merupakan area yang sering berubah baik ditinjau dari verifikasi secara *on line*, *off line* maupun tidak ada verifikasi. Pada gambar tersebut terlihat bahwa kesalahan sistematis memiliki andil yang cukup besar dalam perubahan margin dari yang telah ditentukan. Hal ini dikarenakan oleh pergerakan pasien selama proses terapi berlangsung. Selain itu, dalam perhitungan kesalahan sistematik, pada Gambar 2 juga terlihat bahwa kesalahan acak memberikan sedikit pengaruh dalam pergeseran margin. Kesalahan acak ini biasanya diakibat oleh adanya pergerakan organ disekitar target. Penyimpangan lebar penumbra yang berkisar 4,4 mm akan menyebabkan adanya penambahan energi di area sekitar target akibat adanya proyeksi sumber radiasi, hal ini akan mengakibatkan perubahan distribusi dosis. Berdasarkan hasil yang diperoleh dari perhitungan kesalahan acak dan kesalahan sistematis pada Tabel 1, terbukti bahwa kesalahan sistematis memiliki nilai yang berkisar 0,4 – 2,1 mm dimana lebih besar dibandingkan dengan kesalahan acak sekitar 0,07-0,28 mm. Oleh karena itu, terbukti bahwa kesalahan sistematis memiliki andil yang cukup besar pengaruhnya dalam pergeseran margin. Ditinjau dari ukuran margin CTV-PTV, apabila dibandingkan dengan Tabel 1, terlihat bahwa semakin banyak jumlah berkas, margin yang diperoleh semakin kecil. Selain itu terlihat pula bahwa, variasi berkas berlawanan menghasilkan ukuran margin CTV-PTV yang lebih besar dari pada variasi berkas yang tidak berlawanan. Namun diperlukan tinjauan lebih lanjut mengenai dosis yang diterima CTV-PTV.

Tabel 2. Persentase dosis yang diterima target untuk variasi berlawanan maupun yang tidak berlawanan

Jumlah Berkas	% Dosis
1	50
2	100
3	140
4	180

Tabel 3. Persentase dosis yang diterima CTV-PTV untuk variasi berlawanan maupun yang tidak berlawanan

Jumlah Berkas	% Dosis
1	45
2	70
3	100
4	120

ICRU telah merekomendasikan dosis yang harus diterima margin CTV-PTV sekitar 90%-107%. Dalam kasus penelitian ini digunakan lapangan 2D dengan menganggap minimum dosis yang diterima margin CTV-PTV sebesar 90%. Berdasarkan permodelan penjumlahan dosis menghasilkan kurva isodosis dari tiap variasi penyinaran. Dapat dilihat pada Tabel 2 mengenai dosis yang diterima oleh target. Terlihat bahwa untuk variasi satu berkas masih kurang dari batas minimum dosis yang harus diterima oleh target. Sedangkan variasi penjumlahan dosis dari dua atau lebih berkas diperoleh dengan cara menjumlahkan dosis dari masing-masing kurva isodosis yang ditempatkan sesuai dengan sudut tertentu dan sudah memenuhi syarat batas minimum dosis yaitu 90%. Hasil yang diperoleh dari permodelan penjumlahan dosis ini digunakan sebagai acuan dosis yang diterima oleh target pada metode *finite difference*. Berdasarkan Tabel 3 terlihat bahwa margin CTV-PTV yang memperoleh dosis sesuai rekomendasi ICRU yaitu hanyalah variasi tiga jumlah berkas yang tidak berlawanan dan berlawanan. Sedangkan untuk persentase dosis yang diterima margin CTV-PTV pada variasi satu, dua dan empat jumlah berkas penyinaran tidak memenuhi rekomendasi ICRU, maka tujuan radioterapi pun belum tercapai.

KESIMPULAN

Perhitungan margin CTV-PTV melibatkan perhitungan penyimpangan sistematik yang mengkompensasi pergerakan pasien dan penyimpangan acak yang mengkompensasi adanya pergerakan target serta lebar penumbra. Hasil dari perhitungan ini menghasilkan ukuran margin dari variasi jumlah dan arah berkas penyinaran berkisar 0.01-0.47 cm. Terlihat bahwa semakin banyak berkas yang digunakan semakin kecil

ukuran margin CTV-PTV yang dihasilkan, serta margin CTV-PTV dari variasi berkas tidak berlawanan lebih kecil dibandingkan yang berlawanan.

Setelah dilakukannya perhitungan dan permodelan margin CTV-PTV ini ternyata variasi tiga berkas dengan arah penyinaran tidak berlawanan yang paling sesuai untuk model target yang berdiameter 3 cm dan luas lapangan penyinaran 6 cm x 6 cm, apabila ditinjau dari ukuran margin yang lebih kecil dibandingkan dengan variasi satu dan dua berkas serta variasi tiga berkas yang berlawanan, selain itu juga ditinjau dari dosis yang diterima oleh margin CTV-PTV masih dalam rentang yang dianjurkan ICRU. Untuk margin yang ditetapkan oleh instansi rumah sakit sebesar 1 cm untuk dua berkas penyinaran, apabila dibandingkan dengan hasil dari penelitian ini ukuran margin yang dihasilkan untuk dua berkas penyinaran berkisar 0,14 – 0,47 cm dosis yang diterima sekitar 70%, maka belum dapat dipastikan bahwa margin CTV-PTV yang ditetapkan oleh rumah sakit sudah mampu menerima dosis yang dianjurkan ICRU 50 atau bahkan melebihi.

UCAPAN TERIMAKASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Program Studi Fisika Institut Teknologi Bandung atas dukungan fasilitas untuk penulis dalam kegiatan seminar ini. Penulis juga berterimakasih kepada seluruh pihak atas dukungan dan diskusinya sehingga penelitian ini terlaksana.

REFERENSI

1. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 50. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Bethesda MD: ICRU, 1993.
2. Khan M, Faiz., *The Physics of Radiation Therapy*, Forth Editione, Department of Therapeutic Radiology, University of Minnesota Medical School, Minneapolis, Minnesota, 2010.
3. Catatan Kuliah FI 3252 Fisika Radioterapi
4. M. Van Herk, et al, 2000, The Probability of Correct Target Dosage: Dose Population Histogram for Deriving Treatment Margins in Radiotherapy. Amsterdam, The Netherlands Cancer Institute
5. McKenzie A L, Van Herk M and Mijnheer B 2000 The width of margins in radiotherapy treatment plans *Phys. Med.Biol.* **45** 3331–42
6. Institute of Physics an Engineering in Medicine On Target: Ensuring Geometric Accuracy in Radiotherapy, The Royal College of Radiologist, 2000.
7. Thomas S J 2006 Margins between clinical target volume and planning target volume for electron beam therapy *Br. J. Radiol.* **79** 244–7
8. British Institute of Radiology Working Party. Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy. London, UK: British Institute of Radiology, 1996.
9. Booth JT, Zavgorodni ZF. Setup and Organ Motion Uncertainty: A Summary. EPSM98, Hobart, November, 1998, p29.
10. Antholak, J.A, Rosen, I.I, 1999, Planning Target Volume for Radiotherapy: How Much Margin Is Needed? Houston. Departement of Radiation Physics, the University of Texas.
11. Bel, M. Van Herk M. Lebesque, J.V. 1996. Target Margins for Random Geometrical Treatment Uncertainties in Conformal Radiotherapy. Netherlands Cencer Institute.
12. Recommendations for clinical electron beam dosimetry: Supplement to the recommendations of Task Group 25
13. Aditya, Elia. Dkk. 20012 Karakteristik dan Profil Electron Beam Therapy, Jakarta, Dept. Radioterapi RSUPN RSCM, FK UI
14. Mungasaroh. K, 2009. Penentuan Margin Terkait Adanya Pergerakan Organ pada Perencanaan Radioterapu Eksternal Kanker Prostat. Bandung: Prodi Fisika ITB
15. Stroom, C. J. 2000. Safety Margins for Geometrical Uncertainties in Radiotherapy. Netherlands. The Division of Clinical Physics, Departement of Radiotherapy, Daniel den Hoed Cancer Center, University Hospital Rotterdam.
16. Booth, J.T. 2002. Modelling the Impact of Treatment Uncertainties in Radiotherapy. Departement of Physics and Mathematical Physics, University of Adelaide.