

Optimasi Sudut Berkas Penyinaran Pada Radioterapi Menggunakan Metode *Simulated Annealing*

Rina Ratnasari^{1,a)} dan Rena Widita^{2,b)}

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

²Laboratorium Biofisika,
Kelompok Keilmuan Fisika Nuklir dan Biofisika,
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Teknologi Bandung,
Jl. Ganesha no. 10 Bandung, Indonesia, 40132

^{a)} rinaratnaa@gmail.com (corresponding author)

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

Abstrak

Radioterapi merupakan salah satu metode pengobatan yang digunakan untuk merusak sel-sel kanker pada tubuh pasien dengan memanfaatkan energi radiasi pengion tanpa merusak struktur normal di sekitarnya. Sebelum dilakukan penyinaran, diperlukan suatu perencanaan terapi radiasi (*Radiotherapy Treatment Planning, RTP*) yang optimal agar tujuan radioterapi dapat tercapai. Pada saat pasien disinari dengan radiasi terdapat kemungkinan organ beresiko (*Organ at Risk, OAR*) di sekitar volume target mendapatkan dosis yang tinggi. Oleh karena itu, diperlukan parameter RTP (jumlah dan sudut penyinaran) yang sesuai agar RTP optimal, yaitu maksimum dosis diterima oleh volume target dan OAR di sekitarnya mendapatkan dosis radiasi seminimal mungkin. Pemilihan parameter RTP yang optimal dapat diperoleh melalui proses optimasi. Saat ini telah banyak berkembang metode optimasi, salah satunya yaitu optimasi sudut berkas penyinaran. Pada penelitian kali ini akan dilakukan proses optimasi sudut berkas penyinaran kasus kanker prostat dengan menggunakan metode *Simulated Annealing* pada perangkat lunak MATLAB untuk 5, 7, dan 9 sudut penyinaran. Berdasarkan proses optimasi yang dilakukan didapat konfigurasi sudut untuk kasus kanker prostat, yaitu (50.3°, 115.7°, 247.6°, 278.1°, 358.2°) untuk RTP 5 sudut penyinaran; (38.0°, 97.1°, 135.1°, 181.5°, 252.6°, 294.8°, 345.0°) untuk RTP 7 sudut penyinaran; dan (2.1°, 75.4°, 118.5°, 168.6°, 229.6°, 244.9°, 271.5°, 283.1°, 305.2°) untuk RTP 9 sudut penyinaran. Setelah didapatkan konfigurasi sudut berkas penyinaran hasil optimasi, kemudian dilakukan analisis melalui tampilan distribusi dosis dengan skala warna (*dose color wash*) dan kurva *Dose Volume Histogram (DVH)* kumulatif untuk RTP sebelum dan setelah optimasi. Dapat dilihat bahwa besar dosis yang diterima oleh OAR di sekitar volume target lebih kecil daripada sebelum dilakukan proses optimasi.

Kata-kata kunci: Dose Volume Histogram, Optimasi, Radiotherapy Treatment Planning, Simulated Annealing, Sudut

PENDAHULUAN

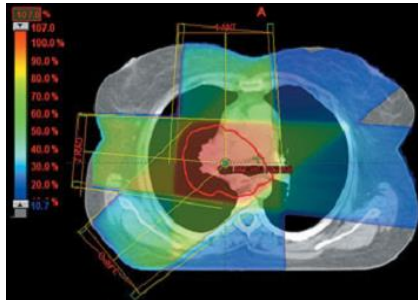
Radioterapi merupakan salah satu metode pengobatan yang memanfaatkan energi radiasi pengion untuk merusak sel-sel kanker pada tubuh pasien. Tujuan dari radioterapi adalah untuk memberikan dosis radiasi sebesar-besarnya pada volume target penyinaran (sel kanker) tanpa mengakibatkan kerusakan pada struktur normal disekitarnya. Untuk mencapai tujuan radioterapi tersebut perlu dibuat sebuah perencanaan perawatan radioterapi atau yang lebih dikenal dengan nama *Radiotherapy Treatment Planning (RTP)* untuk seorang pasien kanker.

Pada saat membuat sebuah RTP, seorang Fisikawan Medis harus mengetahui posisi serta bentuk volume target agar radiasi yang diberikan dapat tepat sasaran. Namun, ternyata volume target memiliki bentuk yang

tidak teratur dan berbeda-beda untuk setiap kasus bahkan untuk kasus kanker yang sama. Selain itu, keberadaan struktur normal dan organ beresiko (*Organ at Risk, OAR*) di sekitar volume target juga menambah kompleksitas proses pembuatan RTP. Oleh karena itu parameter perencanaan (jumlah serta sudut berkas penyinaran) yang digunakan akan berbeda-beda untuk setiap kasus. Namun, tentunya diperlukan penggunaan jumlah serta sudut penyinaran yang sesuai agar menghasilkan RTP yang optimal.

Efek *Multiple Beam*

Pada saat pasien hanya disinari dengan menggunakan satu sudut penyinaran, maka terdapat kemungkinan OAR di sekitar volume target mendapat dosis yang tinggi. Hal ini terjadi karena OAR tersebut mendapatkan besar dosis serta waktu *treatment* yang sama dengan volume target. Oleh karena itu, dengan mempertimbangkan distribusi dosis dan OAR di sekitar volume target, maka pada saat membuat RTP biasanya digunakan *multiple beam* atau penggunaan berkas sinar yang lebih dari satu sudut penyinaran seperti yang diberikan oleh Gambar 1.



Gambar 1. Penggunaan *multiple beam* pada suatu perencanaan perawatan radioterapi [1]

Pada *treatment* yang menggunakan *multiple beam*, walaupun banyak struktur normal dan OAR di sekitar volume target terkena berkas radiasi, namun keduanya mendapat dosis yang rendah sehingga kecil kemungkinan untuk rusak. Namun, penggunaan jumlah berkas penyinaran yang terlalu banyak akan menyebabkan waktu penyinaran relatif lebih lama [2]. Oleh karena itu, penggunaan *multiple beam* memerlukan jumlah serta sudut penyinaran yang sesuai agar RTP lebih optimal dan sesuai dengan tujuan radioterapi.

Pencarian jumlah dan sudut penyinaran yang sesuai pada suatu kasus dapat memakan waktu yang cukup lama, bergantung pada pengalaman seorang Fisikawan Medis dan kompleksitas kasus [3]. Oleh karena itu, saat ini dikembangkan proses optimasi sudut berkas penyinaran dibawah kendali program komputer agar didapatkan konfigurasi sudut penyinaran yang sesuai untuk suatu kasus kanker tertentu dimana tujuan radioterapi dapat tercapai. Salah satu metode optimasi yang biasa dilakukan dalam radioterapi adalah metode *Simulated Annealing*.

Metode Optimasi *Simulated Annealing* (SA)

Metode *Simulated Annealing* (SA) merupakan salah satu jenis optimasi stokastik yang memerlukan penggunaan geometri yang sangat besar agar dapat dilakukan pencarian minimum global secara lengkap [3]. Pada metode ini, algoritma yang dibuat harus dapat keluar dari minimum lokal agar dapat dicapai minimum global [4]. Pada algoritma SA didefinisikan sebuah fungsi probabilitas penerimaan solusi buruk P yang bergantung pada solusi yang dihasilkan.

$$P = \exp\left(-\frac{\text{solusibaru} - \text{solusilama}}{T}\right) \quad (1)$$

Pada persamaan (1), T merupakan temperatur yang berfungsi sebagai parameter kontrol algoritma SA, yaitu sebagai iterasi. Melalui probabilitas penerimaan akan diputuskan secara probabilistik solusi yang akan diterima. Jika solusi yang baru memiliki nilai yang lebih buruk dari solusi awal, maka pengambilan data bersifat acak. Untuk mengimplementasikan sifat probabilistik pada algoritma SA, dibangkitkan suatu bilangan acak R dengan rentang 0-1. Nilai P pada persamaan (1) akan dibandingkan dengan suatu bilangan acak R tersebut. Apabila nilai $P \geq R$, maka solusi baru akan diterima dan dipertahankan sebagai solusi optimal sementara. Sedangkan jika nilai $P < R$, maka solusi yang baru akan ditolak dan solusi sebelumnya akan digunakan untuk memulai langkah selanjutnya. Proses iterasi akan dilakukan sampai tidak ditemukan lagi solusi yang lebih baik.

METODE PENELITIAN

Sebelum dilakukan proses optimasi, terlebih dahulu ditentukan persamaan fungsi objektif untuk mendapatkan konfigurasi sudut penyinaran yang sesuai untuk suatu kasus kanker tertentu yang berkaitan dengan nilai dosis sebagai berikut.

$$f_{target} = \frac{1}{Ns} \sum_{i \in S} (d_i - \hat{d})^2 \tag{2}$$

$$f_{OAR} = \frac{1}{Ns} \sum_{i \in S} \Theta(d_i - \hat{d})(d_i - \hat{d})^2 \tag{3}$$

Pada persamaan (2) yang merupakan fungsi objektif untuk volume target, seluruh dosis di voxel ke-i baik yang kurang maupun yang lebih dari *prescribed dose* akan diikutsertakan dalam perhitungan. Sedangkan pada persamaan (3) yang merupakan fungsi objektif untuk OAR, terdapat fungsi Heaviside yang digunakan untuk memutuskan apakah selisih antara dosis di voxel ke-i (d_i) dan *prescribed dose* (\hat{d}) tersebut akan diikutsertakan dalam perhitungan fungsi objektif atau tidak seperti pada persamaan (4) sebagai berikut.

$$\Theta(d_i - \hat{d}) = \begin{cases} 1, & d_i \geq \hat{d} \\ 0, & d_i < \hat{d} \end{cases} \tag{4}$$

Berdasarkan persamaan (3) dan (4), hanya dosis di voxel ke-i *overdose* yang diikutsertakan dalam perhitungan fungsi objektif untuk OAR. Untuk persamaan fungsi objektif total yang digunakan dalam optimasi sudut berkas penyinaran ini merupakan penjumlahan dari fungsi objektif target dan OAR sebagai berikut.

$$f_{total} = \sum P_n f_n = P_{target} f_{target} + P_{OAR} f_{OAR} \tag{5}$$

Pada persamaan (5) diatas, P_n merupakan nilai penalti untuk struktur tertentu. Nilai fungsi objektif total yang diharapkan merupakan nilai minimum global.

Pada penelitian ini, kasus yang digunakan adalah kanker prostat karena posisi OAR (*bladder* dan *rektum*) sangat berdekatan dengan prostat atau volume target (*Planning Target Volume*, PTV). Hal ini menyebabkan pembuatan RTP kasus kanker prostat cukup sulit dilakukan, sehingga diperlukan sudut penyinaran yang dapat menghindari OAR tersebut secara langsung dan menghasilkan RTP yang optimal. Sumber radiasi yang digunakan adalah foton dengan energi 6 MV serta jumlah sudut penyinaran yang digunakan adalah 5, 7, dan 9 sudut. Proses optimasi sudut metode SA ini dilakukan menggunakan perangkat lunak MATLAB R2016A dan toolkit matRad untuk proses perhitungan dosis di tiap voxel. Pada toolkit matRad diinput nilai penalti, prioritas, serta dosis maksimum yang dapat diterima oleh volume target dan OAR seperti pada tabel 1 dan 2.

Tabel 1. Data parameter nilai penalti dan prioritas yang digunakan

Struktur	Nilai Penalti (P)	Prioritas
Body	15	4
Bladder	50	3
PTV56	150	2
PTV68	150	1
Rektum	50	3

Tabel 2. Data parameter dosis maksimum yang digunakan

Struktur	Dosis Maksimum
Body	30
Bladder	50
PTV56	56
PTV68	68
Rektum	50

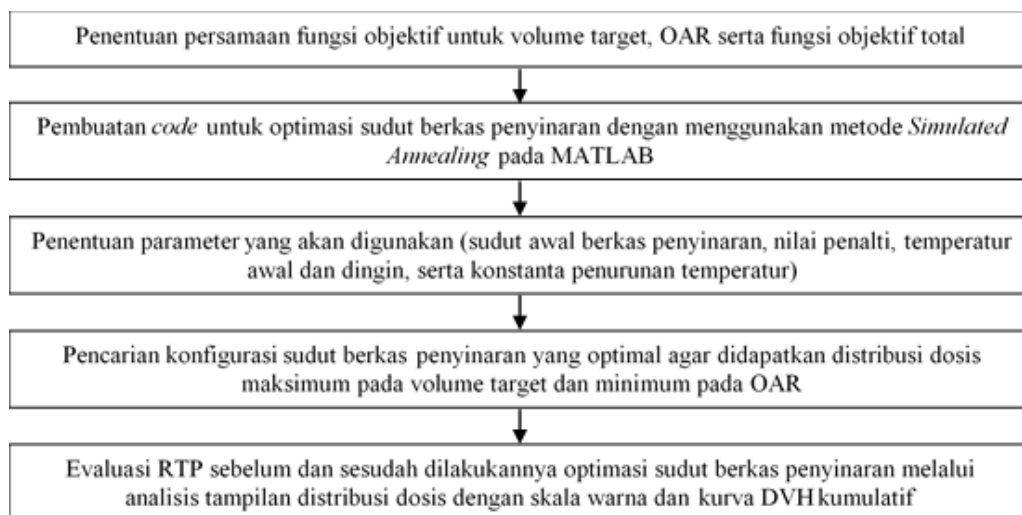
Pada tabel 1, semakin besar nilai penalti suatu struktur, maka semakin diprioritaskan struktur tersebut untuk menerima dosis radiasi. Pada perangkat lunak MATLAB dilakukan input parameter untuk proses optimasi SA, yaitu parameter temperatur awal, temperatur dingin, konstanta penurunan temperatur, serta konfigurasi sudut awal yang digunakan.

Proses optimasi sudut menggunakan metode SA memerlukan nilai temperatur awal yang cukup tinggi agar algoritma SA dapat memanjat keluar dari nilai minimum lokal dan dapat melakukan pencarian solusi yang lebih baik, yaitu solusi yang memiliki nilai fungsi objektif minimum yang kemungkinan bersifat global. Selain itu pada algoritma SA juga diperlukan nilai temperatur yang rendah agar seiring penurunan nilai temperatur pada saat simulasi dilakukan, algoritma dapat menolak solusi yang lebih buruk dan diakhir proses optimasi didapatkan solusi yang lebih baik atau RTP yang optimal dengan nilai fungsi objektif yang minimum. Pada penelitian ini, nilai temperatur awal (T_{awal}) yang digunakan adalah 1000. Proses optimasi akan berlangsung hingga dicapai nilai temperatur dingin (T_{dingin}) sebesar 1. Nilai konstanta penurunan temperatur (α) yang digunakan, yaitu 0,9 [5]. Kemudian konfigurasi sudut awal (θ_n) yang digunakan pada proses optimasi untuk 5, 7, dan 9 sudut penyinaran adalah sebagai berikut.

Tabel 3. Data konfigurasi sudut awal yang digunakan pada proses optimasi metode *Simulated Annealing* untuk kasus kanker prostat [2]

Jumlah Sudut	Konfigurasi Sudut Awal (θ_n)
5	90°, 125°, 145°, 215°, 250°
7	90°, 105°, 125°, 145°, 175°, 215°, 250°
9	70°, 90°, 105°, 125°, 145°, 175°, 215°, 250°, 270°

Data yang terdapat pada tabel 3 merupakan konfigurasi sudut hasil optimasi deterministik pada penelitian Xun Jia dkk tahun 2011 yang akan digunakan sebagai konfigurasi sudut pada RTP kondisi sebelum dilakukan optimasi menggunakan metode SA. Melalui proses optimasi menggunakan metode SA, pada penelitian ini akan dilakukan pencarian konfigurasi sudut yang lebih baik. Setelah itu akan dilakukan perbandingan RTP sebelum dan setelah optimasi sudut penyinaran melalui analisis tampilan distribusi dosis dengan skala warna dan kurva *Dose Volume Histogram* (DVH) kumulatif. Secara garis besar alur penelitian yang dilakukan adalah sebagai berikut.

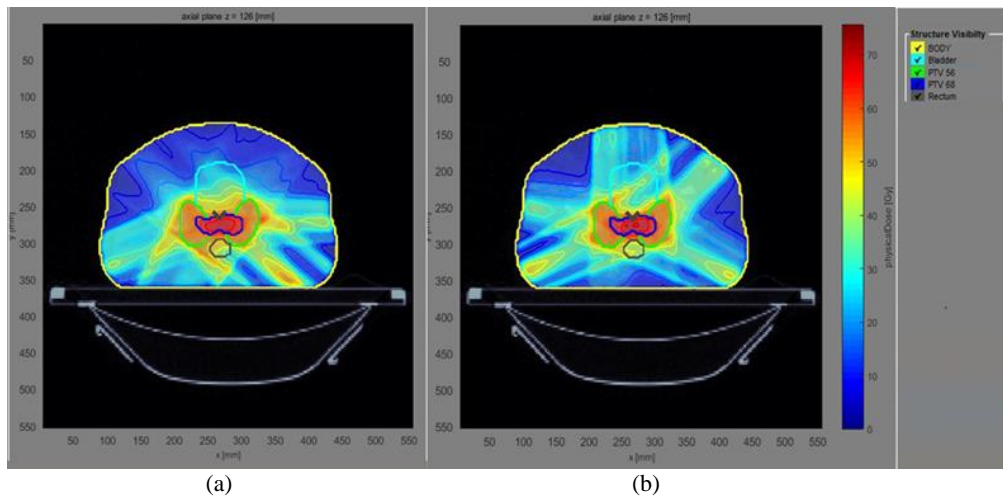


Gambar 2. Diagram alur penelitian yang dilakukan

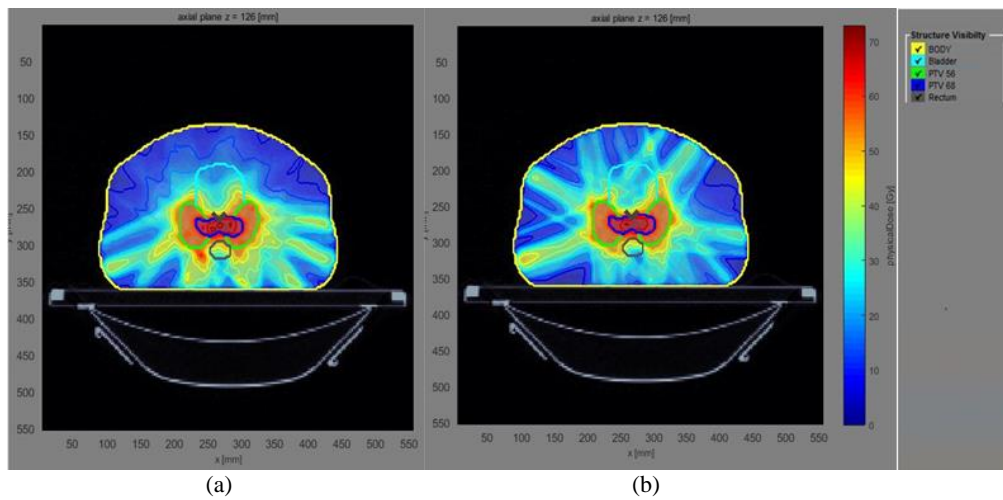
DATA DAN ANALISIS

Analisis Tampilan Distribusi Dosis dengan Skala Warna

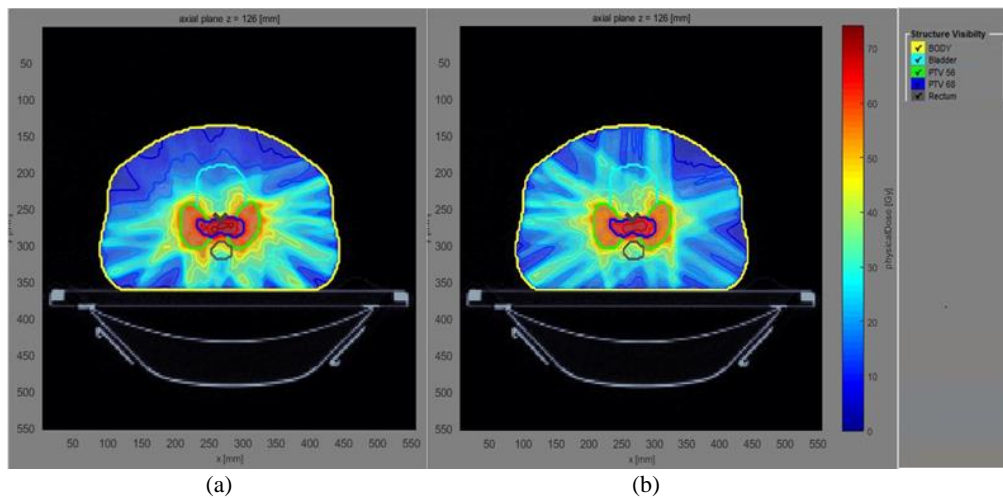
Pada RTP sebelum dan setelah dilakukannya proses optimasi, didapatkan distribusi dosis yang ditampilkan dalam skala warna berbeda yang menunjukkan tinggi atau rendahnya dosis yang diterima oleh volume target dan OAR. Warna biru tua menginterpretasikan dosis yang rendah dan warna merah untuk dosis yang tinggi. Tampilan distribusi dosis dengan skala warna yang diterima oleh volume target (PTV56 dan PTV68) serta OAR (*bladder* dan *rektum*) untuk kasus 5, 7, dan 9 sudut penyinaran terdapat pada gambar 3, 4, dan 5.



Gambar 3. Tampilan distribusi dosis dengan skala warna pada RTP kasus kanker prostat untuk 5 sudut penyinaran (a) sebelum optimasi dan (b) setelah optimasi sudut



Gambar 4. Tampilan distribusi dosis dengan skala warna pada RTP kasus kanker prostat untuk 7 sudut penyinaran (a) sebelum optimasi dan (b) setelah optimasi sudut

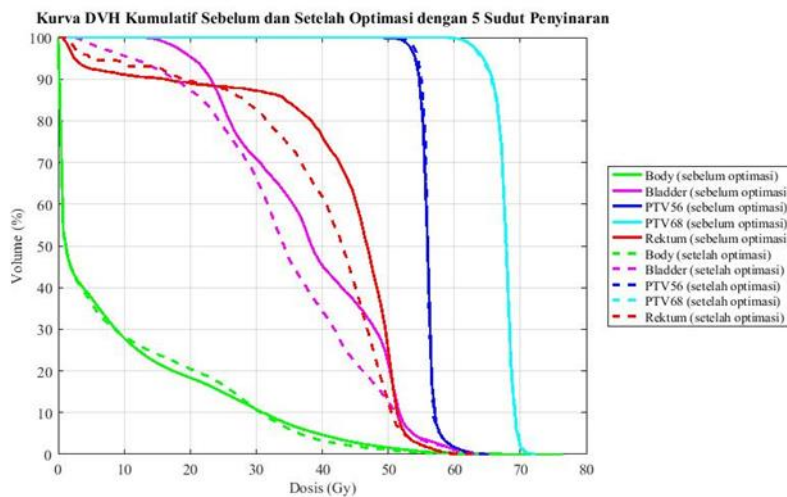


Gambar 5. Tampilan distribusi dosis dengan skala warna pada RTP kasus kanker prostat untuk 9 sudut penyinaran (a) sebelum optimasi dan (b) setelah optimasi sudut

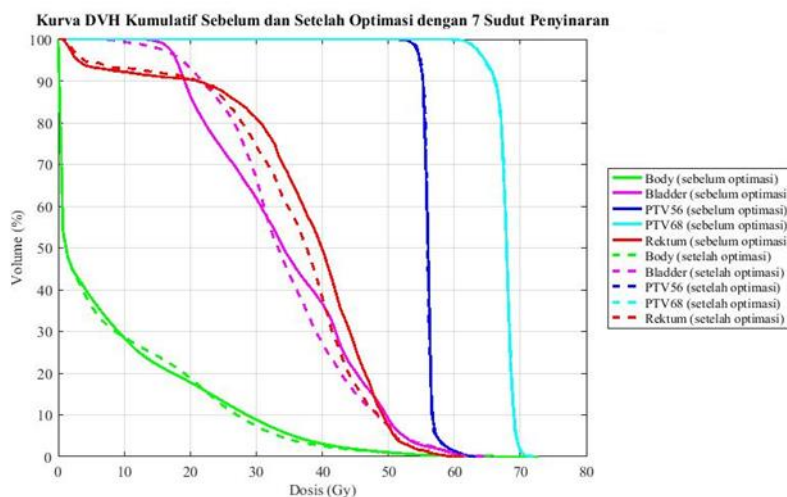
Pada gambar 3, 4, dan 5 terlihat bahwa PTV untuk kasus 5, 7, dan 9 sudut penyinaran, baik sebelum maupun setelah optimasi sudah mendapatkan distribusi dosis maksimum yang ditunjukkan dengan area berwarna jingga-kemerahan. Secara umum pada RTP sebelum optimasi terdapat area berwarna kuning-jingga yang melebar di luar struktur PTV yang menunjukkan distribusi dosis yang cukup tinggi. Kemudian setelah dilakukan proses optimasi menggunakan metode SA terlihat bahwa area berwarna kuning-jingga yang melebar (*dose splash*) di luar struktur PTV lebih sedikit jika dibandingkan dengan RTP sebelum optimasi.

Analisis Kurva Dose Volume Histogram (DVH) Kumulatif

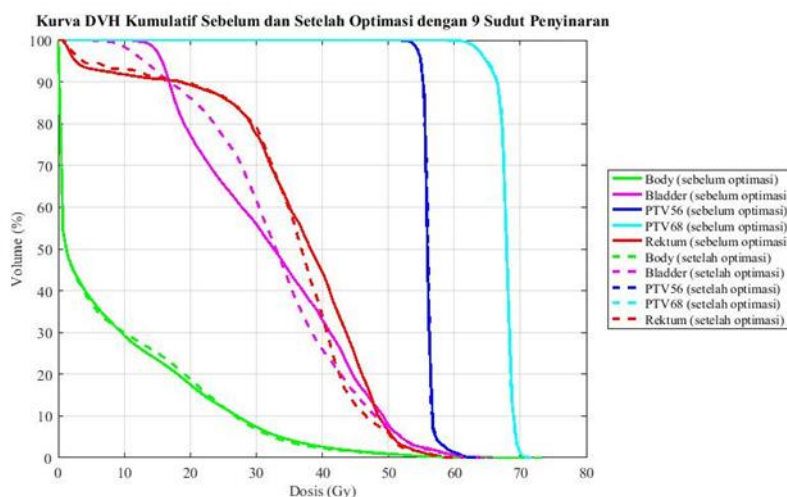
Pada RTP sebelum dan setelah optimasi, didapatkan data tabular berupa besar volume dari PTV dan OAR (dalam %) yang menerima dosis radiasi tertentu (dalam Gy), yang kemudian dirangkum kedalam format kurva 2 dimensi, yaitu kurva DVH kumulatif.



Gambar 6. Kurva DVH kumulatif sebelum optimasi (garis utuh) dan setelah dilakukannya optimasi sudut (garis putus-putus) untuk kasus kanker prostat dengan 5 sudut penyinaran



Gambar 7. Kurva DVH kumulatif sebelum optimasi (garis utuh) dan setelah dilakukannya optimasi sudut (garis putus-putus) untuk kasus kanker prostat dengan 7 sudut penyinaran



Gambar 8. Kurva DVH kumulatif sebelum optimasi (garis utuh) dan setelah dilakukannya optimasi sudut (garis putus-putus) untuk kasus kanker prostat dengan 9 sudut penyinaran

Berdasarkan analisis kurva DVH kumulatif pada gambar 6, 7, dan 8, terlihat bahwa untuk PTV56 dan PTV68, baik sebelum maupun setelah optimasi tidak terdapat perbedaan signifikan yang ditunjukkan dengan garis kurva DVH yang berhimpit untuk kondisi sebelum dan setelah optimasi sudut metode SA. Berdasarkan kurva DVH kumulatif tersebut, berikut ini merupakan data dosis di 95% dan 2% volume PTV pada RTP kanker prostat sebelum dan setelah optimasi untuk 5, 7, dan 9 sudut penyinaran yang terdapat pada tabel 4.

Tabel 4. Data dosis di x % volume PTV (D_x) pada RTP kasus kanker prostat sebelum dan setelah optimasi untuk 5, 7, dan 9 sudut penyinaran

Jumlah Sudut	Target	Kondisi Optimasi	Dosis di x % volume PTV			
			D95%		D2%	
			Dosis (Gy)	% Volume	Dosis (Gy)	% Volume
5	PTV56	Sebelum	54.1383 Gy	96.67%	59.7041 Gy	106.61%
		Setelah	54.525 Gy	97.37%	59.7242 Gy	106.65%
	PTV68	Sebelum	64.4334 Gy	94.76%	69.9415 Gy	102.86%
		Setelah	64.1889 Gy	94.40%	70.089 Gy	103.07%
7	PTV56	Sebelum	54.8474 Gy	97.94%	59.1720 Gy	105.66%
		Setelah	54.9427 Gy	98.11%	59.1372 Gy	105.60%
	PTV68	Sebelum	64.6787 Gy	95.12%	69.7609 Gy	102.59%
		Setelah	64.5997 Gy	95.00%	69.7993 Gy	102.65%
9	PTV56	Sebelum	54.9683 Gy	98.16%	59.0378 Gy	105.42%
		Setelah	54.9644 Gy	98.15%	59.2205 Gy	105.75%
	PTV68	Sebelum	64.8816 Gy	95.41%	69.694 Gy	102.49%
		Setelah	65.0438 Gy	95.65%	69.7369 Gy	102.55%

Pada kurva DVH kumulatif ideal, 100% volume PTV mendapat seluruh dosis radiasi sampai batas dosis yang telah ditentukan. Namun, kondisi ini sulit tercapai pada kondisi klinis. Oleh karena itu, PTV diusahakan mendapatkan dosis radiasi semaksimal mungkin sampai batas dosis yang ditentukan. Pada kondisi klinis, berdasarkan aturan PTV coverage yang biasa digunakan di TPS (*Treatment Planning System*) rumah sakit, diharapkan minimum 95% dosis dapat melingkupi 95% volume PTV dan 107% dosis maksimum melingkupi 2% volume PTV. Berdasarkan data pada tabel 4, volume target sudah memenuhi aturan PTV coverage, baik untuk kondisi sebelum maupun setelah optimasi sudut.

Pada sebuah RTP, selain meninjau dosis yang diterima oleh PTV, dosis yang diterima oleh OAR yang berada disekitar PTV juga perlu diperhatikan. Pada kurva DVH kumulatif yang terdapat pada gambar 6, 7, dan 8 terlihat perbedaan besar volume OAR yang menerima interval dosis tertentu pada RTP sebelum dan setelah optimasi ditunjukkan dengan garis putus-putus (kurva DVH untuk RTP setelah optimasi) berada di sebelah kiri dari garis utuh (kurva DVH untuk RTP sebelum optimasi). Hal ini menyiratkan bahwa setelah dilakukan optimasi sudut metode SA baik pada kasus 5, 7, maupun 9 sudut penyinaran, untuk nilai dosis yang sama, volume OAR yang menerima dosis radiasi tersebut lebih kecil daripada sebelum dilakukan optimasi.

Pemberian radiasi dapat menyebabkan kerusakan pada OAR apabila dosis yang diterima melebihi batas aman toleransi. Oleh karena itu, data volume OAR terhadap dosis yang terdapat pada kurva DVH kumulatif gambar 6, 7, dan 8, dibandingkan dengan data batas aman toleransi OAR berdasarkan QUANTEC (*Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in The Clinic*) untuk kasus kanker prostat [6].

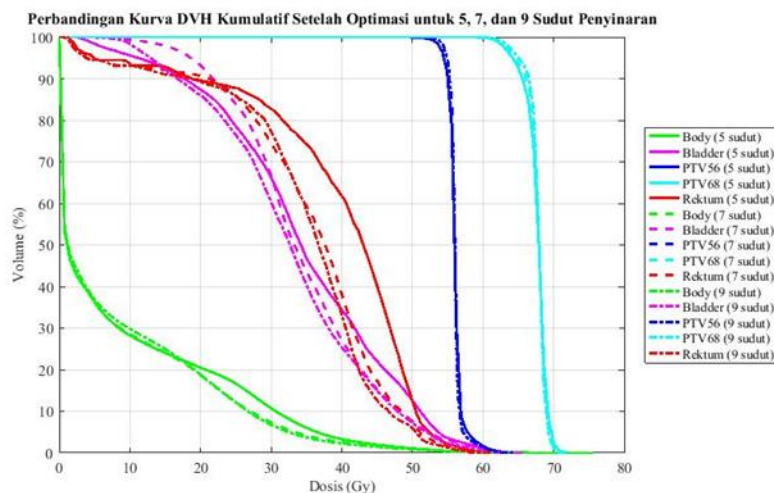
Tabel 5. Data perbandingan volume OAR yang menerima dosis (V_x) berdasarkan QUANTEC dan RTP kasus kanker prostat pada kondisi sebelum serta setelah optimasi untuk 5, 7, dan 9 sudut penyinaran

Jumlah Sudut	Kondisi	Volume OAR yang menerima dosis x Gy	
		Bladder V50 Gy	Rektum V50 Gy
-	QUANTEC	≤ 60%	≤ 50%
5	Sebelum optimasi	21.99%	25.20%
	Setelah optimasi	12.71%	12.60%
7	Sebelum optimasi	9.14%	8.09%
	Setelah optimasi	7.63%	7.30%
9	Sebelum optimasi	7.91%	6.63%
	Setelah optimasi	7.21%	5.90%

Pada kurva DVH kumulatif ideal, tidak ada volume OAR yang menerima dosis radiasi. Namun, kondisi ini sulit dicapai pada kondisi klinis. Oleh karena itu, OAR diusahakan mendapatkan dosis radiasi seminimal mungkin atau masih berada dibawah batas aman toleransi. Berdasarkan data pada tabel 5, dosis yang diterima oleh kedua OAR tidak melebihi batas aman toleransi dosis berdasarkan QUANTEC, baik untuk RTP sebelum maupun setelah dilakukannya optimasi sudut metode SA. Oleh karena itu dapat dikatakan bahwa RTP sebelum dan setelah optimasi sudut sudah memenuhi aturan.

Berdasarkan data pada tabel 5 serta gambar 6, 7, dan 8, secara umum proses optimasi sudut dengan menggunakan metode SA dapat menurunkan banyaknya volume OAR yang menerima dosis radiasi, terutama pada interval dosis yang cukup tinggi. Untuk dapat menentukan jumlah sudut penyinaran yang lebih baik digunakan pada RTP kasus kanker prostat dalam penelitian ini dilakukan perbandingan RTP berdasarkan hasil optimasi yang telah dilakukan.

Perbandingan RTP Kanker Prostat Setelah Dilakukan Optimasi Sudut untuk Kasus 5, 7, dan 9 Sudut Penyinaran



Gambar 9. Kurva DVH kumulatif pada RTP kanker prostat setelah optimasi sudut untuk kasus 5 sudut (garis utuh), 7 sudut (garis putus-putus), dan 9 sudut penyinaran (garis titik)

Berdasarkan kurva DVH kumulatif pada gambar 9 terlihat bahwa untuk PTV pada RTP setelah optimasi dengan 5, 7, dan 9 sudut penyinaran tidak terdapat perbedaan yang signifikan, ditunjukkan dengan ketiga garis PTV yang berhimpit pada kurva DVH tersebut. Sedangkan untuk OAR, baik *bladder* maupun *rektum* terdapat perbedaan besar volume OAR yang menerima interval dosis. Hal ini terlihat dari ketiga garis yang tidak saling berhimpit pada kedua OAR tersebut. Selain itu, terlihat bahwa seiring dengan peningkatan jumlah sudut

penyinaran, besarnya dosis radiasi yang diterima oleh suatu volume OAR semakin kecil, ditunjukkan dengan garis untuk kasus 9 sudut penyinaran yang berada di sebelah kiri dari garis lainnya pada kedua OAR. Hal ini juga semakin diperkuat oleh data besarnya volume OAR yang menerima dosis radiasi pada tabel 5, dimana untuk kasus kanker prostat yang sama, pada saat digunakan 9 sudut penyinaran, banyaknya volume OAR yang menerima dosis radiasi 50 Gy bernilai lebih kecil daripada saat digunakan 5 dan 7 sudut penyinaran, yaitu 7.21% untuk *bladder* dan 5.90% untuk *rektum*.

Selain melalui kurva DVH kumulatif, pemilihan jumlah sudut berkas penyinaran yang sesuai untuk kasus kanker prostat juga dapat dilihat melalui *dose splash* pada tampilan distribusi dosis dengan skala warna pada gambar 3, 4, dan 5. Pada kasus kanker prostat, RTP yang dipilih adalah yang memiliki *dose splash* yang paling sedikit. Hal ini dikarenakan di sekitar prostat terdapat banyak kelenjar getah bening (KGB). Apabila pada sebuah RTP kasus kanker prostat terdapat *dose splash* yang banyak, dikhawatirkan KGB akan menerima dosis radiasi tinggi yang dapat mengakibatkan terjadinya peradangan atau pembengkakan.

Pada gambar 3 dan 4, yang merupakan tampilan distribusi dosis untuk RTP setelah optimasi dengan menggunakan 5 dan 7 sudut penyinaran, terlihat bahwa terdapat *dose splash* yang banyak, dimana terdapat daerah yang menerima dosis cukup tinggi di luar struktur PTV yang ditunjukkan dengan area berwarna kuning. Sedangkan pada gambar 5 yang memperlihatkan tampilan distribusi dosis RTP setelah optimasi sudut untuk kasus 9 sudut penyinaran, *dose splash* lebih sedikit jika dibandingkan dengan RTP pada kasus 5 dan 7 sudut. Hal ini ditunjukkan dengan distribusi dosis yang didominasi oleh warna biru muda di luar struktur PTV.

KESIMPULAN

Proses optimasi sudut berkas penyinaran dengan menggunakan metode *Simulated Annealing* pada kasus kanker prostat dapat menghasilkan konfigurasi sudut yang baru, yaitu 50.3°, 115.7°, 247.6°, 278.1°, 358.2° untuk RTP 5 sudut penyinaran; 38.0°, 97.1°, 135.1°, 181.5°, 252.6°, 294.8°, 345.0° untuk RTP 7 sudut penyinaran; dan 2.1°, 75.4°, 118.5°, 168.6°, 229.6°, 244.9°, 271.5°, 283.1°, 305.2° untuk RTP 9 sudut penyinaran. Ketiga konfigurasi sudut baru tersebut dapat menghasilkan RTP yang lebih baik. Hal ini dapat ditunjukkan melalui analisis tampilan distribusi dosis dengan skala warna dan kurva DVH kumulatif. Berdasarkan penelitian yang dilakukan, dengan hasil distribusi dosis PTV yang sama, proses optimasi sudut berkas penyinaran dengan menggunakan metode *Simulated Annealing* dapat menurunkan besar dosis yang diterima oleh OAR (*bladder* dan *rektum*). Kemudian berdasarkan pertimbangan kurva DVH kumulatif dan *dose splash* pada RTP setelah dilakukan optimasi sudut untuk kasus 5, 7, dan 9 sudut penyinaran, maka jumlah sudut yang lebih baik digunakan pada kasus kanker prostat dalam penelitian ini adalah 9 sudut penyinaran dengan *dose splash* yang lebih sedikit yang ditunjukkan dengan distribusi dosis didominasi oleh warna biru muda (menunjukkan distribusi dosis rendah).

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada berbagai pihak yang telah membantu dalam penulisan makalah ini.

REFERENSI

1. Barret, A., dkk, *Practical Radiotherapy Planning*. Breast **4** (2009)
2. Jia, X., dkk, *Beam Orientation Optimization for Intensity Modulated Radiation Therapy Using Adaptive l_1 Minimization*. Physics in Medicine & Biology **56** (2011)
3. Widita, R., *Simultaneous Optimization of Beam Positions for Treatment Planning and for Image Reconstruction in Radiotherapy*, University of New South Wales (2006)
4. Metropolis, dkk, *Equations of State Calculations by fast Computing Machines*, J. Chem. Phys **21** (1953)
5. Geltman, K. E., *The Simulated Annealing Algorithm*, <http://katrinaeg.com/simulated-annealing.html>, diunduh pada 12 Juni 2018
6. Marks, L. B., dkk, *Use of Normal Tissue Complication Probability Models in The Clinic*, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phy