

Penentuan Distribusi Dosis dengan Variasi Sudut Penyinaran Menggunakan Metode Simulated Annealing

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

Laboratorium 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 (corresponding author)

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

Abstrak

Salah satu yang menentukan radioterapi mencapai tujuan radiasi terletak pada sistem perencanaannya atau biasa disebut dengan *treatment planning system (TPS)*. *TPS* biasanya terdiri dari penentuan distribusi dosis, margin atau volume target, lamanya penyinaran dan homogenitas jaringan. Penentuan distribusi dosis menjadi salah satu yang penting dilakukan untuk verifikasi dosis. Distribusi dosis diperoleh dari penjumlahan dosis dari beberapa sudut, dalam penelitian ini akan dibandingkan variasi 5 sudut penyinaran dan 7 sudut penyinaran menggunakan metode *simulated annealing* dan tanpa optimasi. Penelitian ini dilakukan dengan dua langkah. Pertama, penentuan sudut optimasi dengan menggunakan metode *simulated annealing*. Dalam metode *simulated annealing* ini melibatkan suatu fungsi objektif, yang mengevaluasi sudut dan dosis agar hasil yang diperoleh optimal yaitu dengan meminimumkan nilai fungsi objektif. Selanjutnya, hasil kombinasi sudut tersebut dibuat distribusi dosis kemudian dibandingkan dengan distribusi dosis tanpa optimasi sudut. Penelitian yang diperoleh, optimasi sudut pada variasi 7 sudut penyinaran memiliki fungsi objektif lebih kecil. Berdasarkan distribusi dosis, diperoleh dosis target untuk variasi 5 dan 7 sudut penyinaran dengan optimasi *simulated annealing* 100%. Sedangkan untuk variasi 5 dan 7 sudut penyinaran tanpa optimasi diperoleh dosis yang diterima oleh target 140% dan 200%. Oleh karena itu, distribusi dosis yang diperoleh dengan evaluasi metode *simulated annealing* lebih baik dibandingkan dengan tanpa optimasi.

Kata-kata kunci: Distribusi Dosis, Fungsi Objektif, Simulated Annealing, TPS

PENDAHULUAN

Proses radioterapi terdiri dari berbagai tahapan diantaranya pengambilan citra, proses perencanaan, simulasi dan verifikasi dan terapi. Dalam tahap pengambilan citra, dilakukan untuk memperoleh informasi mengenai ukuran, bentuk, letak dari target yang akan diterapi. Selanjutnya, berdasarkan informasi tersebut dilakukan sistem perencanaan radioterapi atau yang biasa disebut dengan *Treatment Planning System (TPS)*. Tujuan radioterapi yaitu memberikan dosis maksimum pada target dan dosis minimum pada jaringan disekitar target. Dalam proses *TPS* ini menentukan agar tujuan radioterapi tercapai, yang mencakup penentuan dosis radiasi, sudut penyinaran, lapangan radiasi, lamanya terapi, serta ukuran margin [1]. Setelah proses tersebut, masuk ke tahap simulasi dan verifikasi untuk memastikan perencanaan sudah sesuai.

Pada penelitian ini dilakukan penentuan distribusi dosis akibat pengaruh sudut dengan menggunakan metode *simulated annealing*. Variasi sudut penyinaran yang optimum dengan kombinasi 3, 5 dan 7 sudut penyinaran, namun dalam untuk variasi 3 sudut penyinaran sudah dilakukan pada penelitian sebelumnya [2]. Untuk optimasi kombinasi 5 dan 7 sudut penyinaran dilakukan dengan metode *simulated annealing*. Metode

ini bertujuan untuk mendapatkan global minimum dari suatu fungsi objektif. Telah banyak yang melakukan riset mengenai optimasi dengan menggunakan metode SA dengan perencanaan konformal [5].

Perhitungan dosis radiasi dilakukan dengan metode Monte Carlo dengan memanfaatkan salah satu softwrenya yaitu EGSnrc. EGSnrc memiliki beberapa *user code* salah satu yang digunakan adalah DOSXYZnrc, untuk pemodelan transport partikel ke elemen volume (voxel) pada phantom yang telah dibuat [6].

LANDASAN TEORI

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. Berdasarkan teknik pemberiannya, dikenal radiasi eksternal dan radiasi internal atau brakhiterapi. Radiasi eksternal yaitu sumber radiasi yang diberikan memiliki jarak yang cukup jauh dengan targetnya. Sedangkan brakhiterapi menggunakan sumber radiasi yang diletakkan dekat dengan target. Kegunaan radiasi eksternal adalah untuk meradiasi kanker dan perluasannya, sedangkan brakhiterapi meradiasi dengan dosis tinggi khususnya pada servik dan uterus, untuk melindungi organ-organ penting disekitarnya (buli, rektum dan usus halus) sehingga brakhiterapi lebih dimanfaatkan untuk radiasi tambahan setelah radiasi eksternal atau diberikan di antara radiasi eksternal [1].

Simulated Annealing

Simulated Annealing (SA) adalah suatu metode optimasi yang berdasarkan pada proses pendinginan yang digunakan dalam teknik metalurgi. Secara umum, pada saat suatu zat melewati proses pendinginan, pertamanya akan dipanaskan dulu sampai mencapai titik lebur untuk pencairannya, kemudian didinginkan secara perlahan-lahan dengan cara mengontrol proses pendinginannya hingga zat tersebut padat kembali [7].

Dalam proses *annealing* ada beberapa tahap yang terjadi dalam pendinginan logam. Pada temperatur tinggi, atom-atom yang berada dalam logam yang dipanaskan tersebut berorientasi acak dan mempunyai energi yang sangat tinggi. Ketika temperatur diturunkan, atom-atom akan cenderung untuk mengikuti arah atom tetangganya. Namun daerah yang berbeda akan memiliki arah yang berbeda pula. Jika temperatur sudah sangat rendah, maka terjadi proses pembekuan sehingga atom-atom tersebut akan berikatan erat, memiliki energi yang sangat rendah dan memiliki arah yang satu dengan yang lain. Oleh karena itu, dalam proses *annealing* dapat dianalogikan dengan proses radiasi. Pada saat proses radiasi, partikel-partikel akan bergerak secara acak hingga mencapai target dengan energi yang sangat tinggi, ketika partikel mengenai target maka energi partikel akan cenderung turun.

Dalam proses *simulated annealing* terdapat suatu komponen penting yang sangat berpengaruh yaitu fungsi objektif dari suatu kasus tertentu. Proses *simulated annealing* melakukan suatu pencarian suatu nilai secara acak yang mengakibatkan fungsi objektif bersifat optimum. Metode *simulated annealing* pada dasarnya mengadopsi prinsip termodinamika Boltzmann yang menyatakan hubungan antara probabilitas suatu sistem yang ditunjukkan dengan persamaan berikut,

$$P = \exp\left(-\frac{\Delta F}{T}\right) \quad (1)$$

ΔF merupakan selisih fungsi objektif dan temperatur T. Temperatur berangsur-angsur turun secara eksponensial. Ketika temperatur turun perlahan, probabilitas menerima konfigurasi percobaan dengan fungsi objektif yang lebih tinggi akan berkurang [8]. Temperatur awal dipilih tinggi dari nilai terbesar fungsi objektif dihitung secara acak. Temperatur berhenti ditentukan dengan memantau fungsi objektif sebagai fungsi dari perubahan temperatur. Perbedaan di dalam fungsi objektif antara beberapa temperatur seharusnya berhenti saat sistem mencapai minimum global. Apabila temperatur turun secara drastis, maka fungsi objektif akan terjebak di minimum lokal, sehingga hasil yang diperoleh tidak optimum.

Telah diturunkan fungsi objektif untuk mengoptimasi orientasi berkas yang berpengaruh dalam perhitungan distribusi dosis [3], dapat dilihat dalam persamaan berikut,

$$F = \iint [D_i(x, y) - D_i^D(x, y)]^2 dx dy = \min! \quad (2)$$

Dengan $D_i(x, y)$ merupakan dosis yang diterima pada voxel ke- i akibat pengaruh sudut, $D_i^D(x, y)$ merupakan dosis yang direncanakan pada saat TPS. Dalam hal ini nilai fungsi objektif harus bernilai minimum, agar dosis yang diterima sama dengan dosis yang direncanakan.

Selanjutnya dengan menggunakan transformasi Fourier diskrit dan memasukkan beberapa syarat batas dapat diperoleh fungsi objektif sebagai berikut [8] menjadi,

$$F = \sum_i w_i (D_i - D_i^D)^2 \quad (3)$$

Dan w_i adalah faktor bobot. Faktor bobot mengacu rekomendasi dari *ICRP Publication 60* yang menetapkan untuk organ prostat 0,15 dan untuk jaringan disekitar prostat 0,05.

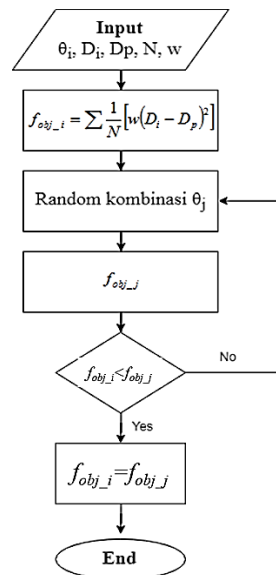
EGSnrc

EGSnrc adalah suatu program yang mensimulasikan transport partikel dengan menggunakan metode Monte Carlo untuk menghitung dosis radiasi [11]. EGSnrc adalah versi terbaru yang telah dikembangkan dari versi sebelumnya yaitu EGS yang dikembangkan di *Stanford Linear Accelerator Center (SLAC)*. Metode Monte Carlo digunakan pada saat partikel berenergi tinggi seperti foton, elektron atau positron secara acak menumbuk dan melintasi materi tersebut maka partikel berinteraksi dengan atom dan inti materi.

Terdapat beberapa program Monte Carlo yang dibuat menggunakan EGSnrc, diantaranya BEAMnrc, DOSXYZnrc, dan BEAMDP. BEAMnrc adalah program untuk mendesain kepala akselerator [11]. DOSXYZnrc merupakan suatu pemodelan transport partikel ke elemen volume (voxel) pada phantom yang telah dibuat untuk menentukan dosis radiasi dengan parameter tertentu [6]. Sedangkan, BEAMDP merupakan suatu program untuk menganalisa *phase space file* yang dihasilkan dari BEAMnrc [12]. Selanjutnya untuk menganalisis dosis yang dihasilkan dari program DOSXYZnrc dapat digunakan program *statdose* [10].

METODOLOGI PENELITIAN

Pada penelitian ini terdiri dari dua tahap, pertama perhitungan dosis menggunakan software DOSXYZnrc dan tahap kedua optimasi distribusi dosis dengan menggunakan metode *simulated annealing*. Dalam tahapan pertama, pemodelan transport partikel menggunakan partikel foton dengan energi 10 MV dan kombinasi berkas paralel, kemudian dibuat pemodelan target berupa kanker prostat dengan lapangan penyinaran berukuran 6 cm x 6 cm, medan lapangan penyinaran yang digunakan 12 cm x 12 cm dengan besarnya voxel 0,2 cm dan media yang digunakan adalah H2O521ICRU sebagai organ disekitar target dan ICRUTISSUE521IC sebagai target. Jumlah partikel radiasi sebanyak 300.000.000 dan SSD yang digunakan 100 cm. Setelah semua parameter telah diinputkan ke software DOSXYZnrc selanjutnya proses *compile* yang memakan waktu cukup lama, hal ini dikarenakan jumlah partikel yang banyak, sehingga diperoleh data *.3ddose* yang selanjutnya akan diolah menggunakan *statdose* sehingga menghasilkan nilai *Percentage Deth Dose (PDD)* dan *Profile Dose (OA)*.



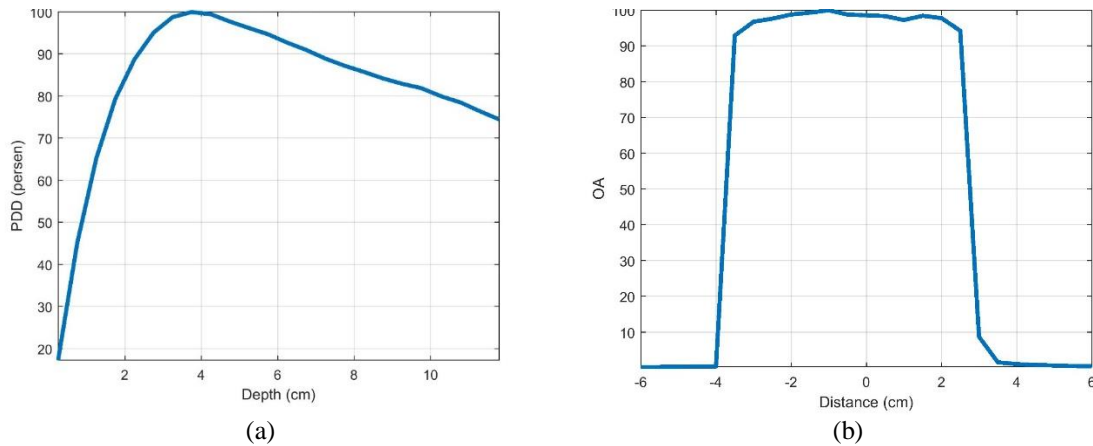
Gambar 1. Diagram alir simulasi SA

Tahap kedua, optimasi distribusi dosis dengan menggunakan metode *simulated annealing*. Diawali dengan penetapan nilai parameter seperti sudut penyinaran awal, temperatur sistem, faktor bobot, dan faktor penurunan temperatur. Penetapan kombinasi sudut penyinaran awal dilakukan dengan membagi secara seimbang variasi sudut dalam rentang 0°-360°, variasi sudut penyinaran yang digunakan hanya 5 dan 7 kombinasi sudut. Selanjutnya, temperatur sistem dibuat tinggi, karena temperatur sistem dianalogikan dengan proses iterasi dalam suatu algoritma, temperatur di sini ditetapkan 1000 K [7]. Temperatur sistem harus turun hingga mencapai kesetimbangan termal pada temperatur 1 K, maka dibutuhkan suatu faktor penurunan temperatur ($0 < \alpha < 1$), yang memainkan peran yang sama. Jika terlalu besar (0,8 atau 0,9) akan memerlukan terlalu banyak langkah komputasi. Sebaliknya, jika terlalu kecil (misal 0,1 atau 0,2) bisa berakibat terlalu cepatnya penurunan temperatur sehingga akan banyak titik-titik potensial untuk menjadi solusi global akan terlewat, maka ditetapkan penurunan temperatur sebesar 0,7.

Langkah selanjutnya adalah perhitungan fungsi objektif awal (f_{obj_i}) dengan menggunakan persamaan (3), kemudian melakukan *generate random* untuk kombinasi sudut dalam rentang 0°-360° kemudian hitung fungsi objektif baru (f_{obj_j}). Apabila $f_{obj_j} < f_{obj_i}$ maka f_{obj_j} dengan artian lebih minimum dari fungsi sebelumnya, maka fungsi objektif baru merupakan solusinya. Sedangkan, apabila sebaliknya $f_{obj_j} > f_{obj_i}$, probabilitas penerimaan solusi baru diperhitungkan seperti pada persamaan (1), untuk memastikan kembali apakah solusi ini sudah optimum dibandingkan dengan bilangan random 0-1. Ketika probabilitas tersebut lebih kecil daripada bilangan random [0, 1] maka solusi tersebut optimum. Namun apabila sebaliknya, maka perlu ada perhitungan penurunan temperatur. Kemudian proses iterasi dimulai ketika temperatur sistem masih lebih besar dibandingkan temperatur setimbangnya. Proses ini berhenti saat temperatur sistem sudah mencapai temperatur setimbang maka fungsi objektif yang diperoleh sudah mencapai titik optimum.

HASIL PENELITIAN DAN ANALISIS

Pada tahap penelitian yang pertama dari proses simulasi dengan menggunakan DOSXYZnrc menghasilkan *file.3ddose* yang selanjutnya dianalisis dengan *statdose* diperoleh parameter PDD dan dosis profile seperti pada gambar dibawah ini. Pada Gambar 2(a) terlihat kurva persentase dosis terdapat kedalaman terlihat bahwa dosis maksimum terletak pada kedalaman 3,75 cm. Pada kurva dosis profil yang menunjukkan penampang melintang lapangan terlihat pada Gambar 2(b) sudah sesuai dengan geometri yang telah dirancang sebelumnya.



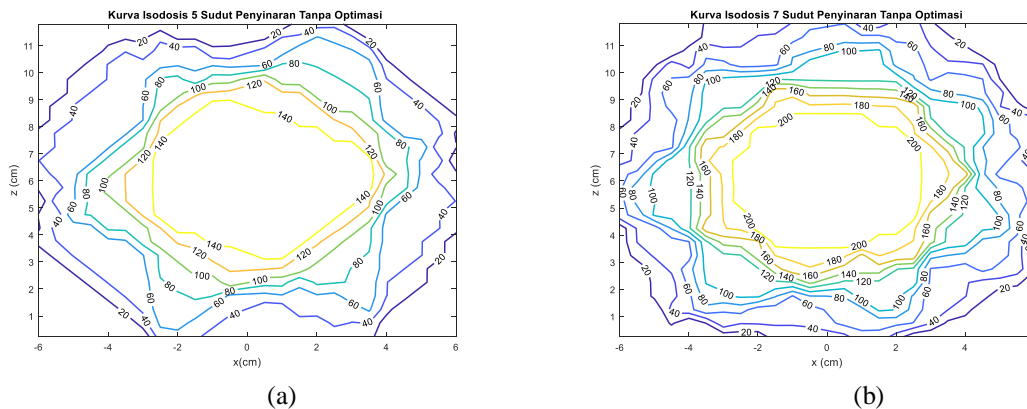
Gambar 2. (a) Kurva persentase dosis terhadap kedalaman. (b) Kurva dosis profil

Selanjutnya adalah penentuan sudut penyinaran awal yang dilakukan dengan membagi rentang sudut secara seimbang untuk variasi 5 dan 7 sudut penyinaran dapat dilihat kombinasi sudut pada Tabel 1 berikut,

Tabel 1. Kombinasi 5 dan 7 sudut penyinaran tanpa optimasi

Sudut Penyinaran	Sudut Penyinaran
5	45°, 120°, 180°, 225°, 300°
7	0°, 50°, 100°, 150°, 200°, 250°, 300°

Pada Gambar 3(a) terlihat bahwa variasi 5 sudut penyinaran target menerima dosis 140% dan variasi 7 sudut penyinaran pada Gambar 3(b) terlihat bahwa dosis target menerima 200%. Dengan mengacu pada rekomendasi ICRU 50 yang menyatakan bahwa target radiasi harus menerima dosis 90%-107%. Pada variasi 5 sudut penyinaran terdapat error sekitar 31%-56% sedangkan untuk variasi sudut penyinaran 87%-122%, hal ini dapat dikategorikan sebagai *overdose* atau dosis radiasi yang berlebihan. Apabila tanpa optimasi maka target radiasi akan menerima dosis secara berlebihan, akibatnya peluang jaringan disekitar target radiasi terkena dampak radiasi sangat besar, sehingga organ sehat disekitar target seperti buli dan rektum bisa rusak atau tidak berfungsi dengan semestinya.



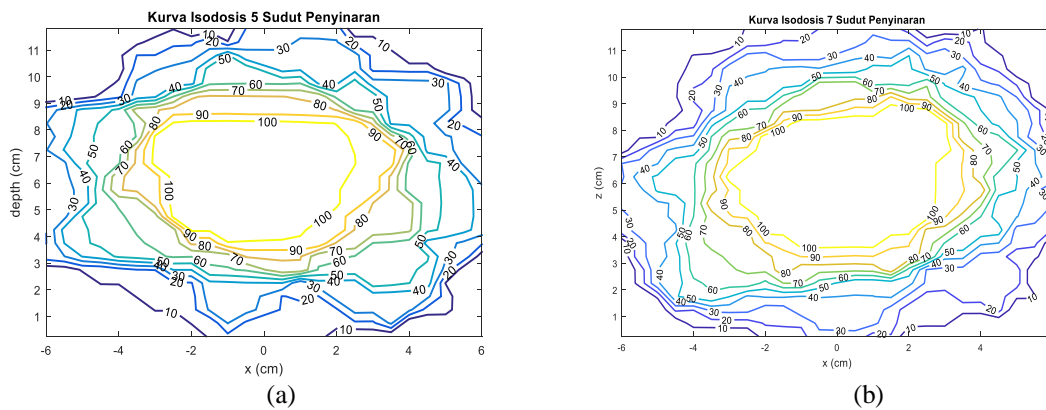
Gambar 3. (a) Distribusi dosis 5 sudut penyinaran tanpa optimasi. (b) Distribusi dosis 7 sudut penyinaran tanpa optimasi

Oleh karena itu dibutuhkan optimasi agar tujuan radioterapi tercapai sesuai rekomendasi ICRU 50 yaitu menggunakan optimasi *simulated annealing*. Hasil dari penelitian ini untuk variasi 5 dan 7 sudut penyinaran optimum memiliki kombinasi sudut sebagai berikut,

Tabel 2. Hasil kombinasi 5 dan 7 sudut penyinaran dengan optimasi SA

Sudut Penyinaran	Sudut Penyinaran	Fungsi Objektif
5	83,9°, 275,6°, 126,9°, 33,2°, 165,1°	1078.3
7	62,9°, 211,3°, 10,1°, 116,1°, 256,9°, 245,1°, 160°	921.5

Tinjau fungsi objektif, terlihat bahwa untuk variasi 5 sudut penyinaran diperoleh nilai fungsi objektif minimum sebesar 1078,3. Sedangkan, variasi 7 sudut penyinaran diperoleh nilai fungsi objektif minimum 921,5. Hal ini menunjukkan bahwa variasi 7 sudut penyinaran memiliki fungsi objektif lebih kecil dibandingkan dengan variasi 5 sudut penyinaran. Pada distribusi dosis 5 dan 7 sudut penyinaran pada Gambar 5 dan 6 terlihat bahwa target menerima dosis 100% sudah sesuai dengan rekomendasi ICRU 50. Maka baik 5 dan 7 sudut penyinaran sama-sama menerima dosis yang sama namun untuk hasil yang lebih optimum disarankan menggunakan 7 sudut penyinaran.



Gambar 4. Distribusi dosis dengan optimasi *simulated annealing* (a) 5 sudut penyinaran. (b) 7 sudut penyinaran.

KESIMPULAN

Berdasarkan simulasi yang telah dilakukan, 7 sudut penyinaran lebih optimum dibandingkan 5 sudut penyinaran. Hal ini dapat dibuktikan dengan nilai fungsi objektif minimum pada 7 sudut penyinaran. Distribusi dosis tanpa optimasi, untuk 5 sudut penyinaran target memperoleh 140% dosis sedangkan untuk 7 sudut penyinaran 200%. Dengan optimasi SA, untuk 5 dan 7 sudut penyinaran target memperoleh 100% dosis. Berdasarkan rekomendasi ICRU 50, dosis yang disarankan adalah 90%-107% maka, dengan optimasi SA lebih baik karena dosis yang dihantarkan ke target optimum sehingga tidak *overdose*.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Rena Widita, Ph.D atas bimbingan dan dukungan finansialnya pada penelitian ini, dan kepada Laboratorium Biofisika ITB atas diskusinya yang bermanfaat.

REFERENSI

- 1 Khan, F. (2010). *The Physics of Radiation Therapy*, Forth Editione. Department of Thera-peutic Radiology, University of Minnesota Medical School, Minneapolis, Minnesota.
- 2 Stein, J., Mohan, R., Wang, X. H., Bortfeld, T., Wu, Q., Preiser, K. & Ling, C. C. (1996). Optimum number and orientations of beams for intensity-modulated treatments. *Med Phys*, 23(6), 1063.
- 3 Bortfeld, T., & Schlegel, W. (1993). Optimization of beam orientations in radiation therapy: some theoretical considerations. *Physics in Medicine & Biology*, 38(2), 291.
- 4 ICRU 50 (1937). International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 50. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy, Bethesda MD: ICRU.
- 5 Webb, S. (1989). Optimisation of conformal radiotherapy dose distribution by simulated annealing. *Physics in Medicine and Biology*.
- 6 Walters B. R. B. and Rogers D.W.O., “DOSXYZnrc User Manual”, Technical Report PIRS-794. Ottawa, Canada: National Research Council of Canada, 2002
- 7 Kirkpatrick, S., Gelatt, C. D., and Vecchi, M. P. (1983). Optimization by simulated annealing. *Science*.
- 8 Pugachev, A., Jonathan, G., Boyer, A., Hancock, S., Le, Q.-T., Danaldson, S., and Xing, L. (2001). Role of beam orientation optimization in intensity-modulated radiation therapy. *J. Radiation Oncology Biol. Phys*, 40(2):551–560.
- 9 Bortfeld, T., & Schlegel, W. (1993). Optimization of beam orientations in radiation therapy: some theoretical considerations. *Physics in Medicine & Biology*, 38(2), 291.
- 10 Ma C. M., Faddegon B.A, Rogers D.W.O, and Mackie T.R. (1997). Accurate Characterization of Monte Carlo Calculated Electron Beams for Radiotherapy. *Medical Physics*, Vol. 24, No. 3, March 1997, p. 401-406.
- 11 Kawrakow I. and Rogers D. W. O., “The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Elektron and Photon Transport, Technical Report PIRS-701”, Ottawa, Canada, 2000
- 12 Rogers D. W. O., Ma C. M., Walters B., Ding G. X., Sheikh-Bagheri D., and Zhang G, “BEAMnrc User Manual”, NRCC Report PIRS-0509(A)revF, Canada: National Research Council of Canada, 2001.
- 13 ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann. ICRP* 21 (1-3).