

DOI: doi.org/10.21009/0305020305

SIMULASI AUDIT DOSIMETRI *TREATMENT PLANNING SYSTEM* FOTON SINAR-X 6 MV *MULTICENTER* RADIOTERAPI

Suwandi^{1,a)}, Wahyu Edy Wibowo^{2,b)}, Supriyanto Ardjo Pawiro^{1,c)}

¹⁾Fisika Medis dan Biofisika Departemen Fisika FMIPA UI, Kampus UI Depok, 16424

²⁾Departemen Fisika, RSUPN dr. Ciptomangunkusumo, Jl. Diponegoro No. 71 Jakarta pusat 10430

^{a)}wandi_physics@yahoo.com, ^{b)}wahyu.bovie@gmail.com, ^{c)}supriyanto.p@sci.ui.id

Abstrak

TPS merupakan modalitas penting yang menentukan *outcome* radioterapi. Menurut *database* pelaporan internasional tentang kecelakaan radiasi di radioterapi, TPS merupakan salah satu sumber utama kesalahan. TPS memerlukan *input* data berkas melalui komisioning. Kesalahan pada tahap ini mengakibatkan terjadinya kesalahan sistematis yang berdampak pada kesalahan dosis yang diterima target tumor. Tujuan penelitian ini adalah melakukan verifikasi dosimetri TPS untuk mengetahui rentang deviasi antara dosis hasil perhitungan TPS dengan dosis terukur di fantom yang merepresentasikan dosis yang diterima target tumor. Penelitian menggunakan fantom CIRS 002LFC dan mensimulasikan seluruh rangkaian aktivitas radioterapi berkas eksternal. Fantom dipindai menggunakan CT Scanner dan membuat 8 kasus uji menggunakan TPS, diujikan pada empat *center* radioterapi. Pengukuran dosis dilakukan menggunakan bilik ionisasi 0,6 cm³. Dosis hasil perhitungan TPS dan dosis terukur dibandingkan. Hasil penelitian menunjukkan bahwa sebagian besar deviasi berada didalam rentang toleransi. Deviasi diluar rentang toleransi ditemukan pada sebagian besar uji kasus pada algoritma superposisi *center* radioterapi 2. Kesimpulan dari penelitian ini menunjukkan bahwa secara umum TPS yang digunakan untuk perencanaan terapi pada keempat *center* radioterapi memiliki akurasi yang baik, kecuali TPS pada *center* 2 sebagian besar deviasi berada diluar rentang toleransi.

Kata Kunci: *Audit dosimetri, TPS, dosis titik, deviasi, target tumor.*

Abstract

TPS is an important modality determining radiotherapy outcome. According to accident and incident international reporting database in radiotherapy, TPS related occurrences are among the main sources of errors. TPS requires input beam data obtained through commissioning. The errors at this step results in systematic errors. The purpose of this study is to verify TPS dosimetric to determine the deviation between the dose calculated by TPS and measured dose in phantom representing the dose received tumor targets. This study using CIRS phantom 002LFC representing the human thorax and simulates the whole chain of external beam radiotherapy activities. The phantom was scanned using CT Scanner and eight test cases were planned on TPS, was tested in four centers of radiotherapy. The dose were measured using 0.6 cm³ ionization chambers. Measured and TPS calculated doses were compared. The results of this study showed that most of the deviation are within tolerance. The deviations out of the tolerance found in most of the test cases at center radiotherapy 2. Conclusions of this study is generally, the TPS used for radiotherapy treatment planning at the four centers are good in accuracy, except TPS at center 2, most of the deviation out of tolerance.

Keywords: *Dosimetric audit, TPS, point dose, deviation, tumor target.*

1. Pendahuluan

Penyakit kanker merupakan salah satu penyakit tidak menular (*non communicable disesae*) yang mejadi masalah kesehatan utama di dunia. Jumlahnya mengalami peningkatan yang signifikan dari tahun ke

tahu. Data WHO pada tahun 2013 menunjukkan insiden kanker meningkat dari 12,7 juta kasus pada tahun 2008 menjadi 14,1 juta kasus pada tahun 2012. Jumlah kematian akibat penyakit kanker juga mengalami peningkatan dari 7,6 juta orang pada tahun 2008 menjadi 8,2 juta orang pada tahun 2012. Diperkirakan,

insiden kanker pada tahun 2030 dapat mencapai 26 juta orang dan 17 juta diantaranya meninggal dunia, terlebih untuk negara miskin dan berkembang kejadiannya akan lebih cepat. Hal ini menjadi tantangan yang besar bagi dunia kedokteran khususnya bidang radioterapi karena sekitar 50 % penderita kanker ditangani menggunakan radioterapi. Pengobatan kanker menggunakan radioterapi melibatkan tahapan-tahapan tertentu yang dimulai dari diagnosa sampai pemberian dosis. Salah satu tahapan yang sangat penting adalah tahap perencanaan radioterapi (*treatment planning*) menggunakan unit *treatment planning system* atau TPS.

Sebelum digunakan untuk tujuan perencanaan terapi yang sesungguhnya, TPS memerlukan *input* data berkas melalui tahap komisioning yang memerlukan waktu cukup panjang yang berpotensi terjadi kesalahan. Kesalahan pada tahap ini akan mengakibatkan kesalahan sistematis pada TPS. Menurut data pelaporan internasional tentang insiden dan kecelakaan di radioterapi, TPS merupakan salah satu sumber utama kesalahan di radioterapi [1].

Dalam proses radioterapi, perencanaan dan pemberian dosis yang akurat dan presisi sangat penting untuk memperoleh eradikasi tumor dan menyelamatkan jaringan sehat dari dosis radiasi yang tidak perlu [2]. Agar dosis yang direncanakan di TPS sama dengan dosis yang diberikan ke target tumor, perlu dilakukan sebuah verifikasi/audit dosimetri yang dimulai dari akuisisi citra sampai dengan pemberian dosis (*dose delivery*). Audit dosimetri radioterapi memungkinkan untuk pengujian prosedur dan identifikasi kesalahan [3]. Verifikasi keakuratan perhitungan dosis merupakan hal penting dari seluruh rangkaian proses radioterapi dan berkaitan dengan prosedur jaminan mutu [4]. Hal ini sangat penting dilakukan karena ada kemungkinan terjadi kesalahan pada sistem perencanaan terapi di *center* radioterapi.

Cilla *et al* (2014) melakukan penelitian secara *in vivo* dengan hasil penelitian menunjukkan bahwa *reconstructed dose* (D_{iso}) dan dosis hasil perhitungan TPS ($D_{iso,TPS}$) berada dalam kisaran 5% [5]. Lye *et al* (2013) melakukan audit 24 radioterapi berkas eksterna energi tinggi level 2 dimana 66 % audit dinyatakan lulus, 33 % gagal sedangkan sisanya tidak dapat dinilai. Tingginya tingkat kegagalan sebagian besar disebabkan karena masalah sistematis dengan pemodelan *wedge* 60°, yang mengakibatkan pemberian dosis 5% - 8% lebih tinggi [6]. Gershkevitch *et al* (2009) melakukan verifikasi dosimetri TPS yang melibatkan 17 rumah sakit dengan hasil penelitian menunjukkan bahwa sebagian besar sistem dengan algoritma yang canggih (*advanced algorithm*) sesuai dengan rentang toleransi (*agreement criteria*). Perbedaan dosis lebih dari 20% ditemukan pada beberapa algoritma yang sederhana dan berkas sinar-X energi tinggi. Besarnya penyimpangan diluar rentang toleransi meningkat dengan peningkatan energi berkas dan menurun dengan kecanggihan algoritma pada TPS [7]. Dunn *et al* (2015) melakukan audit

dosimetri dengan membandingkan dosis terukur dan dosis terkalkulasi pada TPS algoritma AAA dengan algoritma lain level II dan level III. Hasil audit menunjukkan diskrepansi pada audit level III untuk algoritma AAA yang diimplementasikan di bagian distal *interface* antara paru dan jaringan fantom CIRS 002LFC sebesar $2,9 \pm 1,2$ %, sedangkan pada algoritma lain sebesar $-0,4 \pm 1,7$ %. Untuk level II, deviasi pada algoritma AAA sebesar $0,2 \pm 0,7$ %, sedangkan algoritma lain sebesar $-0,7 \pm 0,9$ %. [8]

2. Metode Penelitian

Penelitian ini menggunakan fantom antropomorfik CIRS model 002LFC yang merepresentasikan thoraks pada tubuh manusia. *Body* fantom terbuat dari *plastic water* (densitas elektron relatif 1,003), paru (densitas elektron relatif 0,207), dan tulang (densitas elektron relatif 1,506). Fantom terbuat dari material ekuivalen jaringan, dilengkapi dengan 10 lubang yang digunakan sebagai tempat meletakkan detektor untuk pengukuran dosis.

Alat lainnya yaitu *CT-Scanner* merk GE Brightspeed (*center* radioterapi 1), GE Discovery (*center* radioterapi 2), Philip (*center* radioterapi 3), dan GE Optima (*center* radioterapi 4) digunakan untuk pemindaian fantom, unit TPS merk *Pinnacle* (*center* radioterapi 1), *Xio* (*center* radioterapi 2) dan *Eclipse* (*center* radioterapi 3 dan 4) digunakan untuk perencanaan, unit linac merk Elekta (*center* radioterapi 1 dan 2) dan Varian (*center* radioterapi 3 dan 4) digunakan untuk penyinaran, bilik ionisasi 0,6 cm³ merk PTW 30013 (*center* radioterapi 1 dan 2) dan IBA FC65G (*center* radioterapi 3 dan 4) digunakan untuk pengukuran dosis di fantom dan elektrometer merk PTW Unidos E (*center* radioterapi 1 dan 2) dan IBA Dose 1 (*center* radioterapi 3 dan 4) digunakan untuk pembacaan hasil pengukuran bilik ionisasi.

Pemindaian fantom CIRS

Fantom dipindai menggunakan CT Scanner simulator yang tersedia di setiap *center* radioterapi yang dilibatkan dalam penelitian. Pemindaian ini bertujuan untuk memperoleh data citra dalam bentuk irisan aksial yang selanjutnya digunakan untuk simulasi maya (*virtual simulation*) dan perencanaan di TPS. Pada saat dilakukan pemindaian, sebuah bilik ionisasi dimasukkan ke dalam salah satu lubang melalui sebuah holder untuk menentukan *reference point* bilik ionisasi. Pemindaian fantom CIRS dapat dilihat pada Gambar 2.

Pengkonturan citra

Pengkonturan citra merupakan tahap dimana pemdefinisan volume target dan *organ at risks* (OARs) dilakukan. Sebelum dilakukan pengkonturan, terlebih dulu dilakukan *input* data citra CT kedalam masing-masing TPS yang tersedia di *center* radioterapi.

Pendefinisian volume target mengikuti protokol ICRU Report 50 dan 62 [9],[10].

Simulasi perencanaan radioterapi

Simulasi perencanaan radioterapi dilakukan menggunakan unit TPS yang tersedia di masing-masing center radioterapi. Perencanaan menggunakan teknik konformal tiga dimensi (3D-CRT) berdasarkan data citra CT yang diperoleh dari pemindaian fantom, menggunakan teknik SSD atau SAD mengikuti metodologi yang direkomendasikan IAEA Tecdoc 1583 dengan pertengahan lubang diposisikan sebagai *isocenter*. Diskripsi uji kasus dan lokasi titik pengukuran pada penelitian ini dapat dilihat pada Tabel 1 dan Gambar 1. Jumlah uji kasus yang direkomendasikan IAEA Tecdoc 1583 sebanyak 8 uji kasus.

Pengukuran dosis.

Pengukuran *dosis titik* dilakukan di empat center radioterapi menggunakan linac dan bilik ionisasi yang tersedia di masing-masing center. Pengukuran dimulai dari pengukuran faktor koreksi polarisasi dan rekombinasi. Setelah itu, dilanjutkan pengukuran pada uji kasus 1 semua titik secara bergantian dan dilanjutkan pengukuran uji kasus yang lain. Contoh pengukuran salah satu uji kasus dapat dilihat pada Gambar 3.

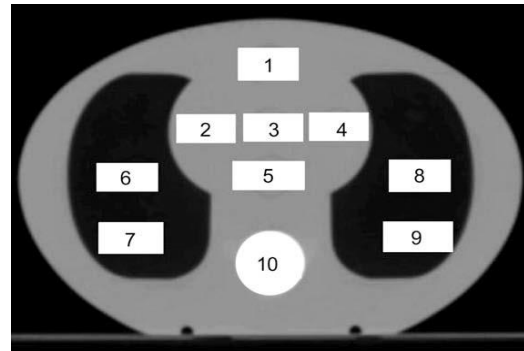
Pengolahan data

Data yang diperoleh dari pengukuran berupa muatan listrik (nC). Dengan menggunakan protokol TRS 398, nilai bacaan yang masih berupa data mentah (*raw data*) kemudian dihitung untuk mendapatkan nilai dosis serap di air (*absorbed dose to water*) menggunakan persamaan (1).

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \tag{1}$$

dengan $D_{w,Q}$ adalah dosis serap di air pada kualitas berkas Q (cGy), M_Q adalah bacaan dosimeter terkoreksi

(nC), N_{D,w,Q_0} adalah faktor kalibrasi detektor dan k_{Q,Q_0} adalah faktor koreksi kualitas berkas.



Gambar 1. Lokasi titik pengukuran dosis titik di fantom CIRS 002 LFC

Semua dosis titik hasil pengukuran dilaporkan berupa dosis serap di air [7].

Evaluasi dan analisa hasil penelitian

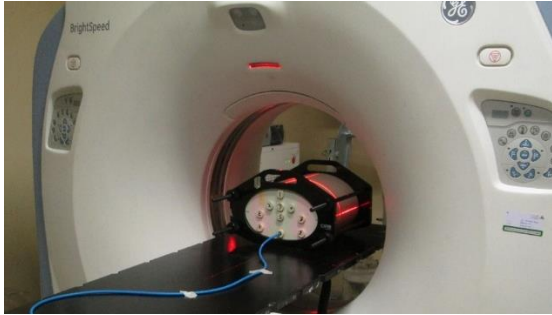
Evaluasi dilakukan dengan cara menghitung deviasi antara dosis hasil perhitungan TPS dengan dosis hasil pengukuran di fantom. Penentuan besarnya deviasi menggunakan persamaan yang direkomendasikan IAEA TRS 430. Karena keterbatasan jumlah lokasi yang tersedia untuk pengukuran di dalam fantom, deviasi dinormalisasi pada dosis terukur di titik referensi menggunakan persamaan (2).

$$\text{Deviasi (\%)} = \left(\frac{D_{cal} - D_{meas}}{D_{meas,ref}} \right) \times 100 \% \tag{2}$$

dengan D_{cal} adalah dosis hasil perhitungan TPS, D_{meas} adalah dosis hasil pengukuran dan $D_{meas,ref}$ adalah dosis hasil pengukuran di titik referensi.

Tabel 1. Diskripsi uji kasus dan lokasi titik pengukuran

Uji Kasus	Titik Pengukuran	Diskripsi Uji Kasus
1	1, 3, 5, 9, 10	Pengujian lapangan referensi berdasarkan data CT
2	1	Berkas <i>oblique</i> , menggunakan <i>wedge</i> dan lapangan tangensial
3	3	Pengeblokan secara signifikan sudut lapangan
4	5, 6, 10	Empat lapangan <i>box system</i> ; dosis per lapangan dan penyerapan meja
5	2, 7	Bukaan otomatis (<i>automatic expansion</i>) dan <i>customized blocking</i>
6	3, 7, 10	Berkas <i>oblique</i> , lapangan ireguler dan pengeblokan di pusat lapangan
7	5	Tiga lapangan dengan lapangan lateral kiri dan lateral kanan menggunakan kolimator asimetri dan sepasang <i>wedge</i> 30°.
8	5	Berkas <i>non coplanar</i> dengan rotasi meja 270° dan kolimator.



Gambar 2. Pemindaian fantom CIRS 002LFC.

3. Hasil dan Pembahasan

Pada penelitian ini dihasilkan empat *datasheet* hasil pengukuran uji kasus pada empat algoritma di empat *center* radioterapi. Perbedaan antara dosis terukur di fantom dan dosis hasil perhitungan TPS keempat algoritma yang dimiliki empat *center* radioterapi disajikan pada Gambar 4. Keempat algoritma yang dilibatkan dalam penelitian ini merupakan algoritma berbasis model dan juga telah memperhitungkan jangkauan lateral elektron (*lateral electron transport*).

Rentang toleransi ditandai dengan garis tebal berwarna merah, batas titik pengukuran ditandai dengan garis tipis pendek berwarna hitam, sementara batas antar uji kasus ditandai dengan garis tipis panjang berwarna hitam. Untuk uji kasus 4, 7 dan 8 yang terdiri dari lebih dari satu lapangan (*multifield*), deviasi disajikan berupa dosis total dari seluruh lapangan.

Pada uji kasus 1, pada umumnya deviasi di seluruh titik pengukuran berada didalam rentang toleransi kecuali algoritma superposisi di *center* radioterapi 2, kelima titik pengukuran berada diluar rentang toleransi. Di titik pengukuran nomor 10 (tulang), dosis yang terukur lebih besar daripada dosis hasil perhitungan TPS (*overdosage*). Hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Lopes et al pada 2014 dimana pengukuran dosis titik pada tulang memiliki kecenderungan kearah *over dosage* [11].

Pada uji kasus 2, pada umumnya deviasi berada didalam rentang toleransi yaitu berkisar -0,2 sampai -1,3 %, sedangkan algoritma superposisi di *center* radioterapi 2 berada diluar rentang toleransi dengan -6,7 % (toleransi 3 %).

Pada uji kasus 3, algoritma AC di *center* radioterapi 1 menunjukkan penyimpangan dengan 5,7 % (toleransi 3 %) sedangkan algoritma lainnya berada di dalam rentang toleransi. Hal ini berarti TPS memprediksi dosis lebih besar daripada dosis yang terukur (*underprediction*).

Pada uji kasus 4, pada umumnya deviasi berada didalam rentang toleransi pada semua titik pengukuran dan arah berkas. Deviasi diluar rentang toleransi ditemukan pada algoritma superposisi di *center* 2 pada titik pengukuran nomor 5 (semua arah berkas dan total keempat arah berkas) dan 10 (arah berkas posteroanterior atau PA).

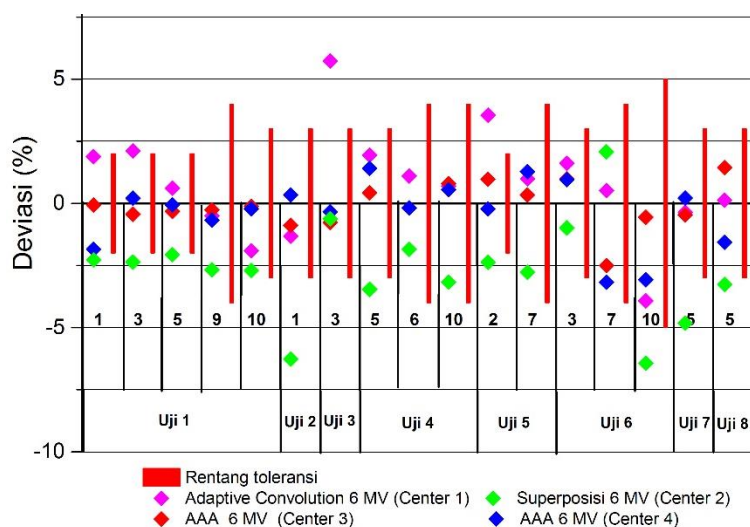
Pada uji kasus 5, pada umumnya deviasi berada didalam rentang toleransi, kecuali algoritma superposisi di *center* 2 pada titik pengukuran nomor 2 berada diluar rentang toleransi yaitu -2,38 % (toleransi 2 %). Pada penelitian sebelumnya, deviasi diluar toleransi hingga 24 % diperoleh di titik pengukuran nomor 7 pada algoritma berbasis koreksi dan juga algoritma yang belum memperhitungkan jangkauan lateral elektron

Pada uji kasus 6, pada umumnya deviasi berada didalam rentang toleransi pada semua titik pengukuran, kecuali algoritma superposisi di *center* radioterapi 2 berada diluar rentang toleransi di titik pengukuran nomor 10 yaitu tulang.

Pada uji kasus 7, pada umumnya deviasi berada di dalam rentang toleransi pada semua arah berkas, kecuali algoritma superposisi di *center* 2 berada diluar rentang toleransi pada semua arah berkas yaitu arah berkas anteroposterior -2,29 % (toleransi 2 %), lateral kiri -6,46 % (toleransi 4 %), lateral kanan -5,6 % (toleransi 4 %) dan total tiga lapangan -4,82 % (toleransi 3 %).



Gambar 3. Pengukuran dosis titik di fantom CIRS 002 LFC pada salah satu uji kasus



Gambar 4. Deviasi empat algoritma TPS pada energi 6 MV

Penelitian sebelumnya menunjukkan data deviasi berada didalam rentang toleransi pada semua arah berkas [7].

Pada uji kasus 8, pada umumnya deviasi berada didalam rentang toleransi pada semua arah berkas dan juga total ketiga arah berkas, kecuali algoritma superposisi di *center 2* berada diluar rentang toleransi untuk arah berkas lateral kiri -4,72 % (toleransi 3 %), lateral kanan -4,58 % (toleransi 3 %) dan total tiga lapangan -3,26 % (toleransi 3 %).

Dari kedelapan uji kasus diatas tampak bahwa secara umum deviasi pada TPS yang dilibatkan dalam penelitian berada didalam rentang toleransi, kecuali algoritma superposisi di *center* radioterapi 2, sebagian besar deviasinya berada diluar rentang toleransi. Dilihat dari monitor unit dan dosis titik hasil

perhitungan, keduanya tidak jauh berbeda dengan algoritma di *center* radioterapi yang lain. Sehingga, ada kemungkinan kondisi tersebut disebabkan karena ada permasalahan pada unit linac dalam memproduksi foton. Data di atas juga menunjukkan bahwa secara umum deviasi pada algoritma AAA di kedua *center* radioterapi (3 dan 4) menunjukkan deviasi lebih kecil daripada dua algoritma yang lain. Deviasi diluar rentang toleransi pada umumnya terjadi pada uji kasus yang menggunakan alat pembentuk berkas (*beam modifier*) seperti *wedge* dan *shielding block*, berkas *oblique* dan arah berkas miring (tangensial). Dosis titik hasil pengukuran pada titik nomor 10 (tulang) cenderung lebih besar (*overdosage*) daripada dosis titik hasil perhitungan TPS.

4. Simpulan

Pada umumnya deviasi berada didalam rentang toleransi, kecuali algoritma superposisi pada *center* radioterapi 2, sebagian besar deviasi berada diluar rentang toleransi yang kemungkinan disebabkan ada masalah di unit linac.

Algoritma AAA secara umum memberikan hasil yang lebih baik dalam perhitungan dosis titik dibandingkan dengan algoritma konvolusi maupun superposisi.

Ucapan Terimakasih

Penulis mengucapkan terimakasih kepada Direktur RSUPN. dr. Ciptomangunkusumo, RS. Gading Pluit, MRCCC Siloam Hospital dan RS. Kanker Dharmais yang telah memberikan izin penelitian ini.

Daftar Acuan

- [1] ICRP (International Radiological on Protection Radiation) Publication 112, "A report of preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies.," *Ann. ICRP*, vol. 39, no. 4, pp. 3–5, 2009.
- [2] L. R. Aarup, A. E. Nahum, C. Zacharitou, T. Juhler-Nøttrup, T. Knöös, H. Nyström, L. Specht, E. Wieslander, and S. S. Korreman, "The effect of different lung densities on the accuracy of various radiotherapy dose calculation methods: Implications for tumour coverage," *Radiother. Oncol.*, vol. 91, no. 3, pp. 405–414, 2009.
- [3] M. Hussein, Y. Tsang, R. a S. Thomas, C. Gouldstone, D. Maughan, J. a D. Snaith, S. C. Bolton, A. Nisbet, and C. H. Clark, "A methodology for dosimetry audit of rotational radiotherapy using a commercial detector array," *Radiother. Oncol.*, vol. 108, no. 1, pp. 78–85, 2013.
- [4] A. Fogliata, E. Vanetti, D. Albers, C. Brink, A. Clivio, T. Knöös, G. Nicolini, and L. Cozzi, "On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations," *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, no. 5, pp. 1363–1385, 2007.
- [5] S. Cilla, L. Azario, F. Greco, a. Fidanzio, a. Porcelli, M. Grusio, G. Macchia, a. G. Morganti, D. Meluccio, and a. Piermattei, "An in-vivo dosimetry procedure for Elekta step and shoot IMRT," *Phys. Medica*, vol. 30, no. 4, pp. 419–426, 2014.
- [6] J. Lye, J. Kenny, J. Lehmann, L. Dunn, T. Kron, A. Alves, A. Cole, and I. Williams, "A 2D ion chamber array audit of wedged and asymmetric fields in an inhomogeneous lung phantom," *Med. Phys.*, vol. 41, no. 10, p. 101712, 2014.
- [7] E. Gershkevitsh, R. Schmidt, G. Velez, D. Miller, E. Korf, F. Yip, S. Wanwilairat, and S. Vatnitsky, "Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study," *Radiother. Oncol.*, vol. 89, no. 3, pp. 338–346, 2008.
- [8] L. Dunn, J. Lehmann, J. Lye, J. Kenny, T. Kron, A. Alves, A. Cole, J. Zifodya, and I. Williams, "National dosimetric audit network finds discrepancies in AAA lung inhomogeneity corrections," *Phys. Medica*, vol. 31, no. 5, pp. 435–441, 2015.
- [9] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements Report 62), *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. Bethesda, 1999.
- [10] ICRU (International Commission on Radiological Units) Report 50., *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*. Bethesda, 1993.
- [11] M. C. Lopes, A. Cavaco, K. Jacob, L. Madureira, S. Germano, S. Faustino, J. Lencart, M. Trindade, J. Vale, V. Batel, M. Sousa, A. Bernardo, S. Brás, S. Macedo, D. Pimparel, F. Ponte, E. Diaz, A. Martins, A. Pinheiro, F. Marques, C. Batista, L. Silva, M. Rodrigues, L. Carita, E. Gershkevitsh, and J. Izewska, "Treatment planning systems dosimetry auditing project in Portugal," *Phys. Medica*, vol. 30, no. 1, pp. 96–103, 2014.