

Audit dosimetri *Treatment Planning System* berkas foton pada radioterapi eksternal : A Review

Andrian Dede Handika, Sonak Tioria Tarigan, Petrananda Dea Karunia, Ahmad Syafi'i, Annisa Rahma Fauzia, Khaerul Mar'ie, Putri Amalia Pontoh, Supriyanto Ardjo Pawiro*

Jurusan Ilmu Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Indonesia, Depok, Jawa Barat, Indonesia, 16424

*E-mail: supriyanto.p@sci.ui.ac.id

Naskah Masuk	07 Januari 2019
Naskah Revisi	19 April 2019
Naskah Diterima	18 Mei 2020
Naskah Terbit	19 Juni 2020

Abstrak: *Treatment Planning System (TPS)* merupakan modalitas penting yang menentukan hasil tindakan radioterapi. Akurasi perhitungan dosis pada TPS dipengaruhi oleh algoritma yang digunakan. Berdasarkan basis data internasional, TPS termasuk salah satu penyebab utama terjadinya kecelakaan radiasi pada radioterapi. Oleh karena itu, TPS perlu diaudit secara dosimetri untuk memastikan akurasi dosis yang diterima oleh target serta mengurangi kemungkinan terjadinya kecelakaan radiasi pada radioterapi. *Review* artikel ini membahas tentang berbagai hasil penelitian audit dosimetri TPS berkas foton dengan algoritma yang berbeda di beberapa pusat radioterapi. Terdapat beberapa jenis algoritma TPS yang dibahas antara lain: *Adaptive Convolution (AC)*, *Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)*, superposisi, dan konvolusi. Audit dosimetri TPS menggunakan fantom CIRS 002LFC yang sebelumnya telah dipindai dengan *CT-Scanner*. Pengukuran dosis sebagian besar menggunakan detektor bilik ionisasi. Metodologi audit dosimetri mengikuti protokol TECDOC IAEA 1583. Sebagian besar deviasi hasil audit dosimetri TPS berkas foton berada pada rentang toleransi yang dianjurkan dalam TECDOC IAEA 1583. Deviasi diluar rentang toleransi umumnya ditemukan pada material inhomogen. Secara keseluruhan, berdasarkan hasil analisis, TPS dengan algoritma AC memiliki nilai deviasi paling kecil, selanjutnya AAA, superposisi, dan konvolusi. Nilai deviasi meningkat sebanding dengan energi berkas foton yang dihasilkan oleh *Linier accelerator (Linac)*. *Review* hasil audit dosimetri TPS dengan algoritma yang lain dapat dilakukan sebagai pembandingan.

Abstract : *Treatment Planning System (TPS)* is an important modality which determines the radiotherapy treatment result. The accuracy of the dose calculation in TPS is affected by the applied algorithm. Based on the international database, TPS failure is one of the main factors which cause radiation accidents in radiotherapy. Therefore, TPS has to be audited dosimetrically to ensure the accuracy of the dose delivery to targets and moreover to reduce the possibility of radiation accidents in radiotherapy. Studies about dosimetry audit of radiotherapy TPS, especially for photon beam, have been done in many countries. Authors attempt to review some studies relating with dosimetry audit of TPS with different applied algorithms in some radiotherapy centers. There are four different algorithms explaining in this article review, those are adaptive convolution (AC), anisotropic analytical algorithm (AAA), superposition, and convolution. Dosimetry audit of TPS used CIRS phantom 002LFC which had been scanned with CT scanner. Most of the dose measurement used ionization chamber detector. The procedure of this dosimetry audit followed TECDOC IAEA 1583. The deviation of most former studies results is on tolerance range. The deviation beyond tolerance range is found in heterogeneous materials. Based on the analytical result, TPS with AC algorithm has the smallest deviation, followed by AAA, superposition, and the last is convolution. The deviation increases with the beam energy. Review about dosimetry audit of TPS with others algorithms can be done for the next project.

Kata kunci : algoritma, audit dosimetri, deviasi, TPS

Keywords: algorithm, dosimetry audit, deviation, TPS

1. Pendahuluan

Radioterapi adalah salah satu modalitas yang dapat digunakan untuk pengobatan kanker di samping kemoterapi dan pembedahan. Studi literatur memperkirakan bahwa sekitar 50% dari pasien yang terdiagnosa kanker, melalui tindakan radioterapi setidaknya satu kali dalam rentang waktu pengobatannya.^{1,2} Tujuan utama tindakan radioterapi adalah memaksimalkan rasio terapeutik (*therapeutic ratio*) antara *Tumor Control Probability* (TCP) dengan *Normal Tissue Complication Probability* (NTCP). Di mana dosis radiasi yang diterima oleh tumor semaksimal mungkin dari preskripsi dosis yang ditentukan oleh dokter secara klinis, sedangkan dosis yang mengenai organ sehat di sekitar tumor seminimal mungkin.³

Tindakan radioterapi yang dilakukan terhadap pasien meliputi beberapa tahapan. Salah satu tahapan yang sangat penting peranannya adalah tahap perencanaan menggunakan *software* TPS (*Treatment Planning System*). Pada perencanaan radioterapi, akurasi perhitungan dosis dihasilkan oleh algoritma perhitungan dosis. Berdasarkan basis data radioterapi, TPS merupakan salah satu penyebab utama terjadinya kesalahan (*error*).⁴ Oleh karena itu, jaminan kualitas TPS sangat penting dilakukan untuk memastikan akurasi dosis yang diterima oleh tumor dan mengurangi kecelakaan yang diakibatkan oleh radiasi.

Beberapa tahun belakangan, sejumlah *task group*^{1,5,6} sudah dikembangkan sebagai pedoman atau protokol untuk jaminan kualitas TPS, meliputi aspek-aspek spesifik seperti misalnya deskripsi anatomi, penyinaran, kalkulasi dosis, dan data keluaran serta transfer. Banyak studi telah dilakukan untuk memecahkan masalah-masalah spesifik terkait dengan TPS dan prosedur kalkulasi dosis.⁷⁻¹⁰ Beberapa di antaranya¹¹⁻¹⁴ berhubungan dengan performa dari TPS yang spesifik.

International Atomic Energy Agency (IAEA) telah mengembangkan panduan praktis verifikasi TPS sehingga menolong para klinis di dalam melakukan uji terhadap perhitungan dosis (*dosimetry*) di institusi mereka. Metodologi ini berdasarkan *anthropomorphic phantom* yang merepresentasikan bagian dada manusia (*human chest*) dan mensimulasikan *External Beam Radiotherapy* (EBRT) *Treatment Planning*.¹⁵

Berbagai penelitian mengenai audit verifikasi TPS telah dilakukan oleh banyak peneliti dari berbagai negara. Di Australia, J. Lye *et al.*, melakukan audit dosimetri TPS pada 24 pusat radioterapi level dua dan menyatakan bahwa 66% dari pusat-pusat radioterapi tersebut lolos uji sedangkan 33 % lainnya tidak lolos uji.¹⁶

Di Serbia, Rutonjski, L,*et al.*, melakukan audit nasional terhadap verifikasi dosimetri TPS. Audit dosimetri yang dilakukan di tiga dari enam departemen radioterapi yang terdapat di Serbia. Metodologi yang digunakan difokuskan pada dosimetri *Treatment Planning* dan *delivery processes*.¹⁷

Audit dosimetri TPS juga dilakukan oleh Lopes *et al.*, di Portugal dengan mengadopsi metodologi dengan menggunakan fantom *anthropomorphic CIRS thorax 002 LFC* dan mengikuti langkah langkah *sequential* tindakan radiasi mulai dari perolehan citra hingga pemberian tindakan (*treatment delivery*), termasuk transfer citra dan proses perencanaan di dalam sebuah *end-to-end approach*.¹⁸

Gabungan 8 negara negara di Eropa yang terdiri dari Estonia, Hungaria, Latvia, Lituania, Serbia, Slovakia, Polandia dan Portugal juga melakukan audit verifikasi dosimetri perencanaan terapi teknik *Three Dimensional Conformal Radiotherapy* (3D-CRT) dengan menggunakan foton energi tinggi.¹⁹

Demikian juga halnya di Indonesia, berbagai penelitian mengenai audit dosimetri TPS juga telah dilakukan. Salah satunya adalah verifikasi dosimetri TPS yang dilakukan oleh Kasmuri,*et al.*, dengan melakukan verifikasi dosis titik (*point dose*) pada titik referensi serta pada titik lainnya dengan menggunakan fantom CIRS dengan perencanaan teknik 3DCRT.²⁰ Dosis yang diperoleh dari hasil perencanaan dibandingkan dengan dosis yang diperoleh dari hasil pengukuran. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis interval deviasi antara dosis perhitungan dengan dosis hasil pengukuran di beberapa pusat radioterapi dan menganalisis tingkat keakurasian algoritma perhitungan dosis yang digunakan.

Oleh karena itu, penulis mencoba melakukan *review* terhadap berbagai penelitian audit dosimetri TPS yang telah dilakukan dan menganalisis hasil perbandingan yang diperoleh.

2. Tujuan

Adapun tujuan dilakukannya audit dosimetri TPS adalah :

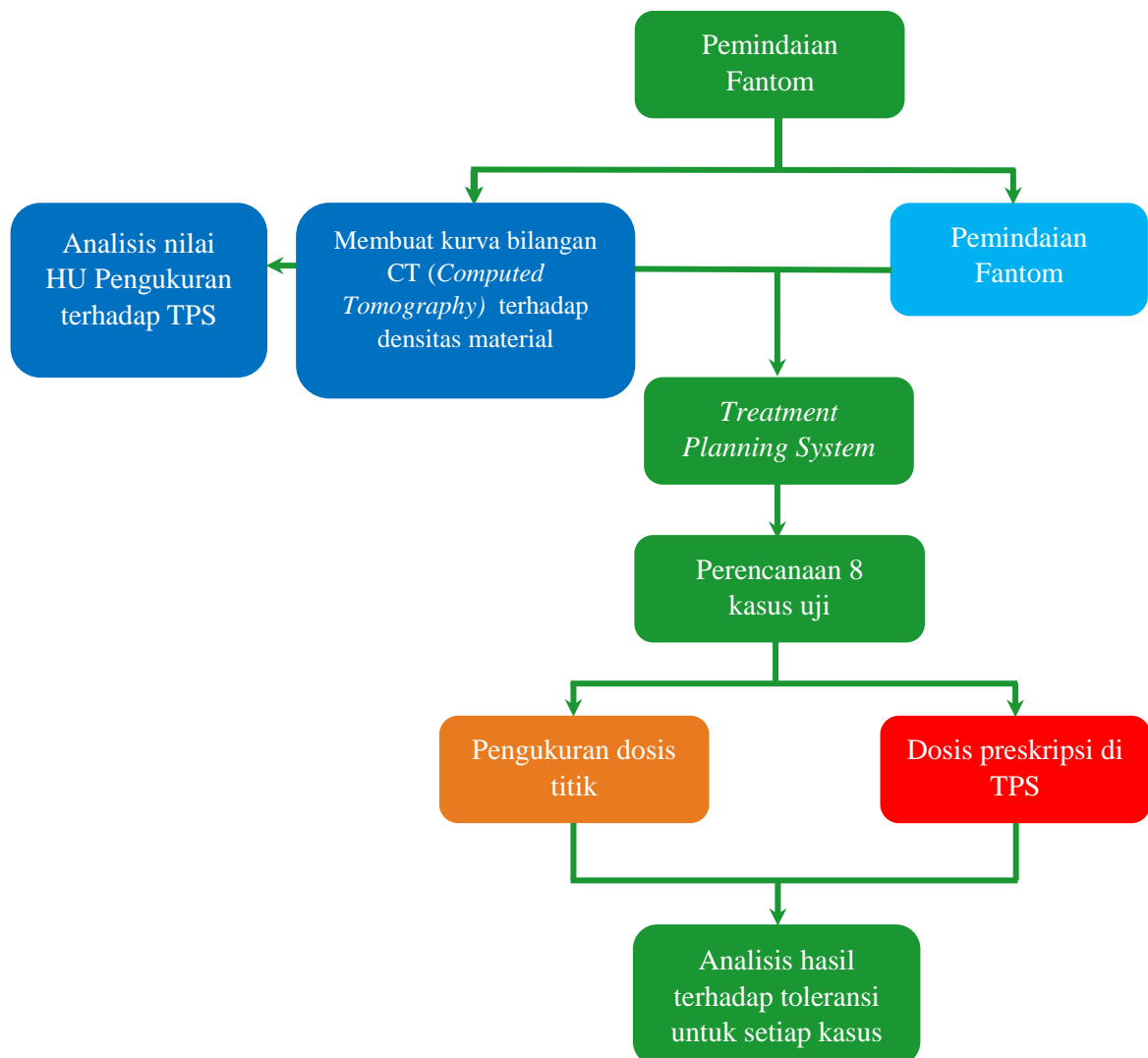
- Mengetahui dan mengantisipasi kesalahan algoritma perhitungan dosis pada TPS.
- Mengurangi ketidakpastian perhitungan nilai dosis dan menjaga penyimpangan dosis yang dihasilkan masih dalam batas toleransi.

- Meningkatkan keselamatan pasien.
- Mengurangi kecelakaan radiasi di daerah yang tidak diinginkan (organ sehat di sekitar tumor/target).

Dari tujuan di atas, dapat dilihat pentingnya proses audit dosimetri TPS untuk mendukung keberhasilan tindakan radioterapi kepada pasien. Penulis melakukan *review* ini untuk membantu fisikawan medis di pusat radioterapi rumah sakit memahami proses yang dilakukan saat audit dosimetri TPS menggunakan protokol TECDOC IAEA 1583, termasuk di dalamnya peralatan yang dibutuhkan dalam proses audit, metode kalibrasi fantomnya, proses *planning* kasus uji, hasil pengukuran beberapa penelitian yang telah dilakukan (baik penelitian *pilot study* dan sesudahnya), dan pembahasan setiap kasus uji.

3. Metode

Berbagai penelitian menggunakan protokol TECDOC IAEA 1583 sebagai referensi dalam melakukan audit dosimetri di pusat radioterapi. Pada protokol tersebut dijelaskan metode dari berbagai tes yang dilakukan. Secara umum alur yang dilakukan pada audit dosimetri TPS ditampilkan pada Gambar 1.



Gambar 1. Alur proses audit dosimetri TPS radioterapi.



Gambar 2. Fantom CIRS *thorax* 002LFC yang digunakan dalam audit dosimetri TPS.¹⁵

Tabel 1. Densitas material fantom CIRS 002LFC.¹⁵

Material	Densitas (g/cm ³)	Densitas elektron per cm ³ x 10 ²³	Densitas elektron relatif terhadap air
Air	1	3.34	1
Paru-paru	0.21	0.69	0.207
Tulang	1.6	5.03	1.506
Otot	1.06	3.48	1.042
Lemak	0.96	3.17	0.949
<i>Plastic water</i> (tubuh)	1.04	3.35	1.003

3.1. Fantom audit dosimetri

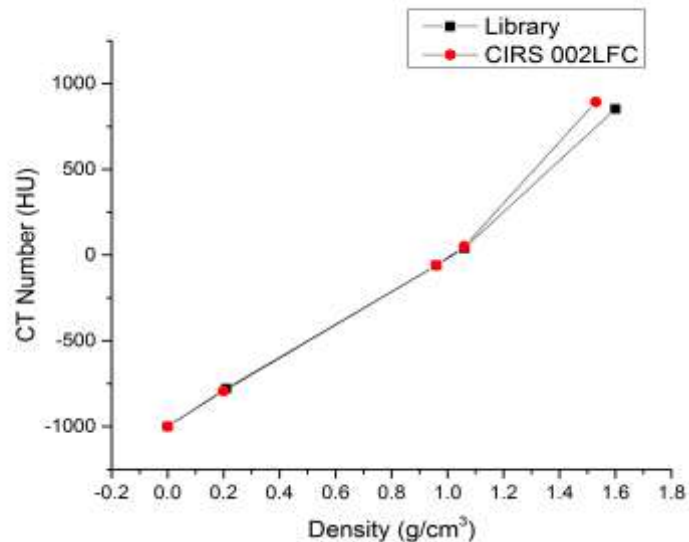
IAEA merekomendasikan salah satu fantom yang banyak digunakan yaitu fantom CIRS 002LFC (CIRS Inc., Norfolk, Virginia) sebagai fantom commissioning berkas foton dalam pengujian audit dosimetri TPS (Gambar 2). Alasan rekomendasi tersebut karena fantom terdiri dari beberapa plug yang memungkinkan adanya variasi nilai densitas elektron baik homogen dan inhomogen yang banyak tersedia di pasaran.^{15,21} Densitas material fantom CIRS 002LFC yang digunakan dapat dilihat pada Tabel 1. Selain itu di dalam TECDOC 1583, IAEA juga merekomendasikan fantom-fantom lain yang juga dapat digunakan yaitu EasyBody (Euromechanics Medical GmbH), Quasar (Modus Medical Devices Inc.), Phantom 91235 (Standard Imaging Inc.), dan TomoTherapy cheese phantom (Gammex RMI).

3.2. Kalibrasi bilangan CT

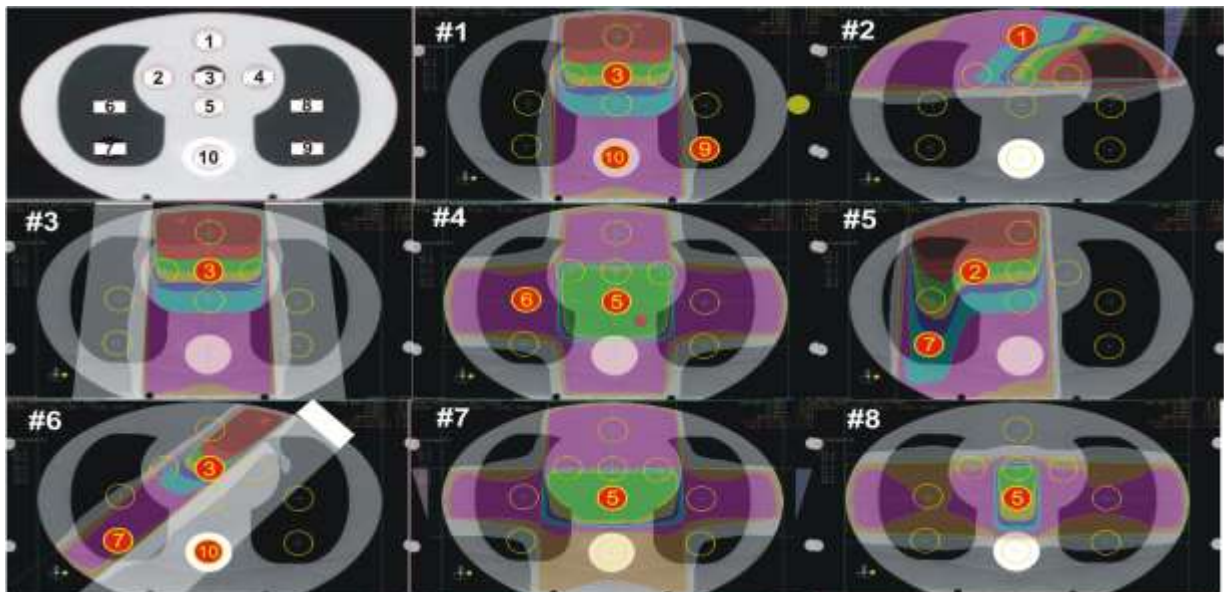
Sebelum pengukuran dilakukan, terlebih dahulu dilakukan pemindaian fantom untuk mendapatkan kurva kalibrasi bilangan CT (Computed Tomography) terhadap densitas material (Gambar 3). Toleransi perbedaan antara nilai bilangan CT antara pemindaian dari fantom CIRS dan yang tersimpan di TPS ± 20 HU.

3.3. Kasus Uji

Pengujian dilakukan dalam 8 kasus uji dengan tujuan yang berbeda-beda. Fantom yang sudah dilakukan pemindaian, kemudian dilakukan perencanaan menggunakan TPS dengan berbagai kondisi uji yang terdapat di dalam protokol TECDOC 1583. Perencanaan dan variasi geometri yang dilakukan dalam dilihat pada Gambar 4 dan Tabel 2. Rangkuman pengujian yang dilakukan dalam protokol tersebut dapat dilihat pada Tabel 3.



Gambar 3. Kurva kalibrasi bilangan CT salah satu pusat radioterapi.²⁰



Gambar 4. Posisi titik pengukuran dan perencanaan 8 kasus pengujian menggunakan fantom CIRS 002LFC.¹⁷

Tabel 2. Variasi geometri untuk semua kasus uji pada protokol TECDOC 1583.¹⁵

Kasus Uji	Jumlah berkas	Set-up	Titik Referensi	Titik Pengukuran	Luas Lapangan (cm ²)	Sudut Gantri (°)	Sudut Kolimator	Modifikasi berkas
1	1	SSD=SAD 100 cm	3	1	10×10	0	0	Tidak ada
				3				
				5				
				9				
2	1	SAD	1	1	15×10 RL	90	0 atau berdasarkan orientasi <i>wedge</i>	45 atau sudut <i>wedge</i> yang terbesar
				10				
3	1	SSD=SAD	3	3	14×14 hingga 10×10	0	45	<i>block</i> atau <i>Multileaf collimator</i> (MLC)
				5	15×10 Anterior			
4	4	SAD	5	6	15×10 Posterior	180	0	Tidak ada
				10	15×8 RL	270	0	
					15×8 LL	90	0	
5	1	SAD	2	2	ditentukan dengan <i>block</i> atau MLC	0	45	sesuai dengan <i>block</i> atau MLC
				7				
6	1	SAD	3	3	Lapangan bentuk L	45	90	sesuai dengan <i>block</i> atau MLC
				7	10×20			
				10	10×12			
7	3	SAD	5	5	10×6 asimetris	90	berdasarkan orientasi <i>wedge</i>	<i>physical wedge</i> 30°
					10×6 asimetris	270		<i>soft wedge</i> 30°
					4×16 LL	90		330
8	3	SAD	5	5	4×16 RL	270	30	Tidak ada
					4×4	30	0	

SSD: *Source-surface distance*, SAD: *Source-axis distanc*, RL: *Right-lateral*, LL: *Left-lateral*

3.4. TPS dan algoritma

Pada sebuah TPS tersimpan algoritma perhitungan dosis yang digunakan untuk memprediksi secara akurat dosis yang akan diberikan ke pasien dan menentukan apakah perencanaan radioterapi yang diberikan dapat diterima secara klinis. Keakuratan algoritma perhitungan dosis yang di-*install* ke dalam TPS bergantung pada seberapa detail pemodelan yang dilakukan pada proses transportasi partikel fisis yang sesungguhnya. Penjelasan detail dari algoritma kalkulasi dosis TPS dapat ditemukan pada berbagai penelitian yang telah dilakukan.²³⁻²⁵ Seperti yang diketahui, perkembangan komputer yang berubah dengan cepat, maka implementasi teknik ini akan terus berkembang. Berbagai TPS menggunakan algoritma yang berbeda-beda dengan kemampuan yang berbeda pula. Beberapa penelitian

Tabel 3. Deskripsi kasus pengujian.¹⁵

Nomor Uji	Titik Pengukuran /lapangan	Titik Referensi	Sudut Gantri (°)	Toleransi (%)	Kasus Uji	Deskripsi	
1	1	3	0	2	Kondisi referensi data CT	Verifikasi kalkulasi dosis pada kondisi lapangan referensi berdasarkan densitas elektron yang dikonversi dari data CT	
	3			2			
	5			2			
	9			4			
	10			3			
2	1	1	90	3	Berkas <i>oblique</i> , <i>lack of scattering</i> , dan lapangan tangensial	Verifikasi kalkulasi dosis pada kasus <i>lack of scattering</i> pada lapangan tangensial	
3	3	3	0	3	<i>Block</i> pada tepi luas lapangan	Verifikasi kalkulasi dosis pada luas lapangan yang menggunakan <i>block</i>	
4	5	5	6	0	2	Lapangan kotak	Verifikasi kalkulasi dosis dari berkas yang terpisah dan dosis total dari sistem lapangan kotak
				90	3		
				180	3		
				270	3		
				Total	3		
	0			4			
	90			3			
	180			4			
	270			3			
	Total			4			
	0			3			
90	4						
180	3						
270	4						
Total	4						
5	2	2	0	2	<i>Automatic expansion</i> dan <i>customized blocking</i>	Verifikasi fungsi <i>auto-aperture</i> pada TPS dan <i>blocking</i> serta koreksi terhadap inhomogenitas paru-paru	
	7			4			
6	3	3	10	45	Berkas <i>oblique</i> pada lapangan <i>irregular</i> dan <i>block</i> di pusat lapangan	Verifikasi kalkulasi dosis dari berkas <i>oblique</i> pada luas lapangan <i>irregular</i> serta dengan penggunaan <i>block</i> di pusat luas lapangan	
	7			4			
	10			5			
7	5	5	5	0	Tiga lapangan, <i>wedge</i> , dan kolimasi asimetris	Verifikasi kalkulasi dosis pada sistem tiga lapangan dengan dua lapangan menggunakan <i>wedge</i> dan luas lapangan tidak simetris.	
				90			4
				270			4
				Total			3
8	5	5	5	30	Berkas non-planar dan rotasi meja serta kolimator.	Verifikasi kalkulasi dosis pada rotasi kolimator dan meja pasien	
				90			3
				270			3
				Total			3

membandingkan akurasi dosis berbagai algoritma dalam perhitungan dosis baik dengan kasus di mana terdapat banyak *organ at risk* (OAR) yang harus dihindari maupun pada kondisi inhomogen menggunakan teknik tinggi radioterapi. Pada audit dosimetri TPS juga dilakukan juga pengecekan akurasi perhitungan dosis algoritma yang digunakan pada TPS tersebut. Berbagai TPS dan algoritma yang digunakan dari berbagai penelitian audit TPS dapat dilihat pada Tabel 3. Secara umum, algoritma perhitungan dosis diklasifikasikan menjadi dua kelompok yaitu algoritma berbasis koreksi (*correction-based algorithm*) dan algoritma berbasis model (*model-based algorithm*).

3.4.1. Algoritma berbasis koreksi

Algoritma berbasis koreksi didasarkan pada data hasil pengukuran menggunakan media fantom air. Perhitungan dosis dilakukan secara semi-empiris yang menginterpolasi atau ekstrapolasi data dosis dari beberapa pengukuran dasar seperti *percentage depth dose* (PDD), *profile*, dan lainnya. Algoritma ini akan menghasilkan perhitungan dosis yang bagus pada material homogen seperti air, namun hasil kurang bagus jika diaplikasikan ke dalam jaringan inhomogen seperti paru-paru pada tubuh manusia karena tidak memperhitungkan pergerakan elektron ketika berkas foton mengenai materi inhomogen tersebut. Kondisi tersebut mengakibatkan terjadinya ketidakseimbangan elektronik (*electronic disequilibrium*) di dalam sumbu utama berkas.

3.4.2. Algoritma berbasis model

Algoritma berbasis model Algoritma berbasis model menggunakan prinsip-prinsip fisis interaksi berkas radiasi dengan medium yang kemudian disederhanakan untuk mempercepat proses perhitungan. Secara fisis, partikel berkas radiasi akan melepaskan energinya yang selanjutnya dideposit atau dihamburkan hingga jauh dari tempat terjadinya interaksi primer. Selama proses ini dimungkinkan terbentuk foton sekunder dan elektron yang melepaskan energi di sepanjang lintasan hamburan (*scattering path*). Proses fisis ini disederhanakan menggunakan persamaan konvolusi yang mengkonvolusikan *fluence* energi foton primer dengan *kernel* yang menggambarkan kontribusi dosis dari foton hambur dan elektron.

Tabel 4. Variasi metode beberapa penelitian audit dosimetri TPS radioterapi

Referensi	Jumlah pusat radioterapi	Linac	Energi	Dosimeter	TPS	Algoritma
Kasmuri ²⁰	4	Elekta Synergy Platform, Varian	6 MV, 10 MV, dan 15 MV	Bilik Ionisasi PTW N30013 dan IBA FC65-G	Eclipse (2), XiO, Pinnacle	AC, Superposition, dan AAA (2)
Akbar ²⁸	2	Siemens Primus, Elekta Synergy Platform	6 MV	Bilik Ionisasi PTW N30013, IBA FC65-G, Film Gafchromic EBT3, dan TLD	Pinnacle, XiO	AC dan Superpositon
Rutonjski et al. ¹⁷	3	Varian Clinac 2100, Siemens Oncor, dan Elekta Synergy	6 MV dan 15 MV	Bilik Ionisasi IBA FC65-G dan NE 2571	XiO versi 4.33, 4.40, dan 4.60	Convolution dan Superposition
Lopes et al. ¹⁸	24 (25 linac)	Varian (15), Elekta (6), dan Siemens (4)	4 MV (1), 6 MV (24), 10 MV (6), 15(14), 16 MV (2), dan 18 MV (3)	Bilik Ionisasi PTW 30013	Eclipse (14), XiO (9), dan Oncentra (2)	AAA, PB, Superposition, Fast Superposition, dan CC
Lehmann et al. ²⁹	94 (90% Fasilitas di Australia)	Varian dan Elekta	6 MV	Bilik Ionisasi PTW 30013	Eclipse, Pinnacle, XiO, Monaco, dan lainnya	AAA, AXB, dan lainnya

AC: *Adaptive Convolution*

CC: *Collapsed Cone*

AAA: *Anisotropic Analytical Algorithm*

AXB: *Acuros XB*

PB: *Pencil Beam*

3.5. Pengukuran

Pada Tabel 4, ditampilkan rangkuman dari berbagai studi mengenai variasi metode dalam proses audit dosimetri dari berbagai jenis linac yaitu linac Elekta, Varian, dan Siemens. Berbagai jenis energi juga digunakan mulai dari energi 4, 6, 10, 15, 16, dan 18 MV. Dosimeter yang digunakan pada tabel tersebut sebagian besar menggunakan bilik ionisasi. Detektor lain yang dapat digunakan sebagai perbandingan adalah film dan TLD. Semua penelitian yang ditampilkan menggunakan fantom CIRS 002LFC sebagai fantom audit dosimetri. Sebelum pengukuran hasil perencanaan kasus uji, dilakukan kalibrasi keluaran pesawat *linac* untuk memastikan pesawat dalam kondisi prima dan keluaran pesawat berada dalam batas toleransi $\pm 2\%$ dari nilai 1 cGy/MU di kedalaman maksimum pada kondisi referensi (10 cm \times 10 cm, SSD 100 cm) untuk setiap energi yang digunakan.^{26,27}

3.6. Analisis Hasil

Dalam melakukan evaluasi hasil dosis pengukuran (D_{meas}) dan kalkulasi TPS (D_{cal}), IAEA menentukan persamaan perhitungan seperti yang terdapat pada *Technical Report Series (TRS) 430*.²⁸ Namun, karena keterbatasan jumlah posisi yang tersedia dalam pengukuran di fantom CIRS, perbedaan dosis dinormalisasi terhadap dosis terukur pada titik referensi untuk setiap kasus uji. Persamaan yang digunakan sebagai berikut:

$$\text{Deviasi (\%)} = \frac{(D_{cal} - D_{meas})}{D_{meas,ref}} 100\% \quad (C)$$

dengan D_{cal} adalah dosis yang diperoleh dari kalkulasi TPS, D_{meas} adalah dosis pengukuran, dan $D_{meas,ref}$ adalah dosis pengukuran pada titik referensi untuk setiap kasus uji. Pada kasus dengan jumlah berkas lebih dari satu, titik referensi yang digunakan adalah titik referensi untuk setiap berkas. Sebagai contoh pengukuran untuk berkas posterior harus dinormalisasi dengan nilai dosis pengukuran titik referensi di berkas posterior. Nilai toleransi untuk setiap kasus uji ditentukan berdasarkan kompleksitas dari geometri kasus uji.

4. Hasil dan Pembahasan

4.1. IAEA Pilot study

Pada tahun 2009, Gershkevitch et al., melakukan penelitian tentang verifikasi dosimetri di 17 pusat radioterapi. Penelitian tersebut menggunakan fantom CIRS 002LFC yang dipindai dan dilakukan pengukuran dosis sebagian menggunakan bilik ionisasi PTW 31010 dan beberapa pusat radioterapi menggunakan PTW30010. Protokol yang digunakan sebagai referensi penelitian yaitu IAEA TECDOC 1583.¹⁵ Berbagai algoritma TPS digunakan pada pusat radioterapi tersebut dilakukan verifikasi. Detail TPS dan algoritma yang digunakan pada TPS dapat dilihat pada Tabel 5 dan hasil penelitian yang dilakukan yang dilakukan dapat dilihat pada Gambar 5. Hasil penelitian tersebut menunjukkan bahwa dari 53 kasus uji sebagian besar berada di dalam rentang toleransi. Perbedaan dosis hingga 20% ditemukan pada algoritma sederhana dan berkas foton energi tinggi. Jumlah deviasi meningkat dengan meningkatnya energi berkas dan menurun dengan kecanggihan algoritma TPS.

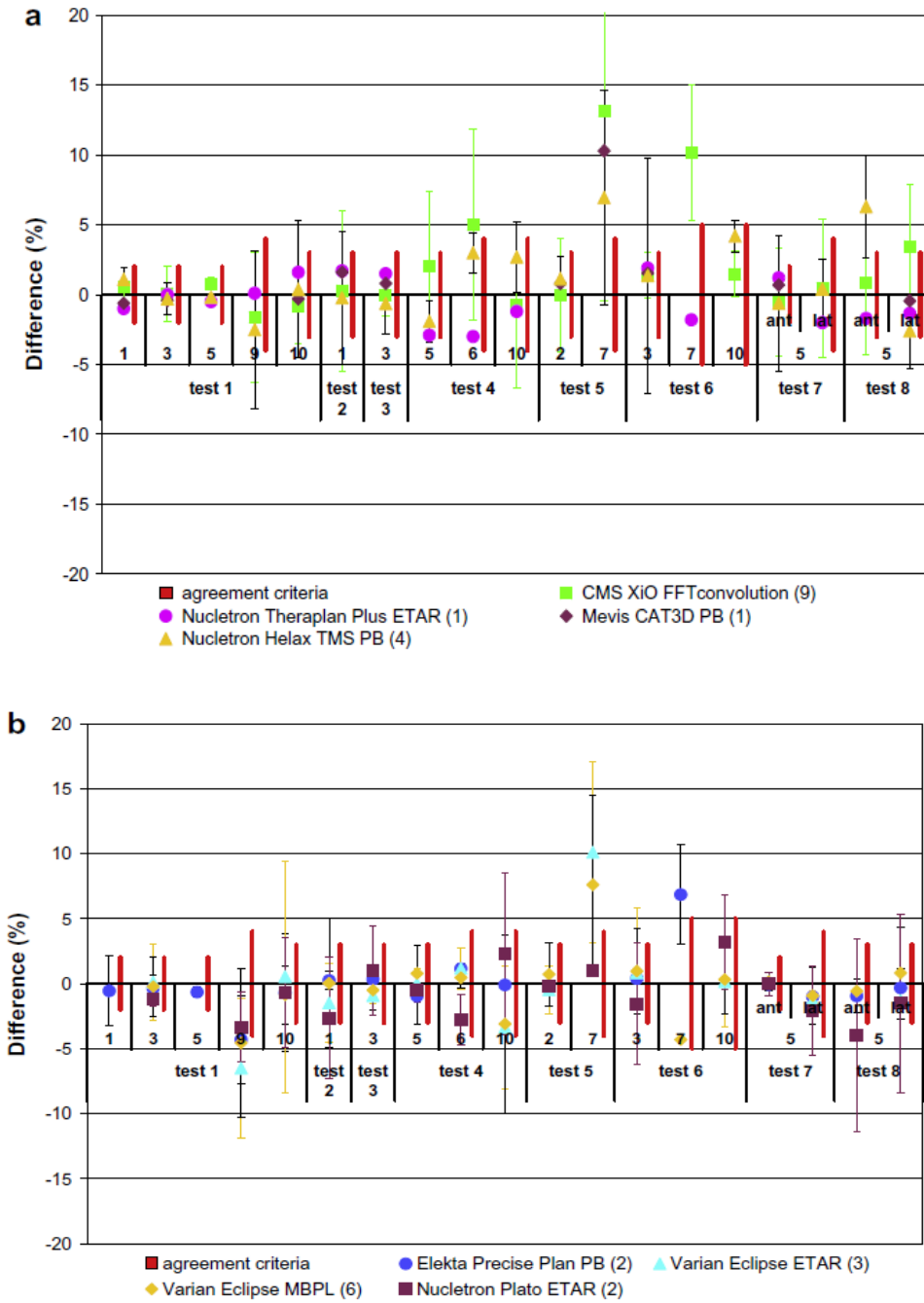
4.2. Beberapa penelitian sesudah IAEA Pilot Study

Hasil pengujian dari algoritma berbasis model dari beberapa penelitian dapat dilihat pada Tabel 6. Berdasarkan kasus uji 1, titik pengukuran berada pada material ekuivalen jaringan (poin 1 & 5), material *plastic water* (poin 3), material ekuivalen paru (titik 9), dan material ekuivalen tulang (poin 10). Deviasi pada poin 1, 3, 5 terbesar yaitu 1.73%, 1.05%, dan 1.22% secara berurutan menggunakan algoritma AC. Pada poin 9 yaitu 1.48% menggunakan algoritma konvolusi, serta poin 10 yaitu 1.19% menggunakan algoritma superposisi. Deviasi (1.73%) masih masuk dalam toleransi ($\pm 2\%$). Kasus uji 2, titik pengukuran berada pada poin 1 (*plastic water*). Deviasi terbesar yaitu 2.22% menggunakan algoritma superposisi. Kasus uji 3, Titik pengukuran berada pada poin 3 (*plastic water*). Pengujian dilakukan dengan pengeblokkan secara signifikan sudut lapangan. Deviasi terbesar yaitu 1.32% menggunakan algoritma konvolusi. Kasus uji 4, pengujian dilakukan dengan *box system* di mana pengukurannya dilakukan pada tiga

titik yaitu poin 5, 6, dan 10. Deviasi pada poin 5 dengan sudut gantri 90° deviasi tertinggi yaitu 2.03% menggunakan metode superposisi dan 2.19% dengan sudut 180° menggunakan metode konvolusi. Secara umum, deviasi tidak melebihi batas toleransi ($\pm 3\%$). Pengujian pada poin 6 dengan gantri 180° memiliki deviasi 4.65% menggunakan algoritma konvolusi yang melebihi nilai toleransi. Meskipun begitu, total deviasi (1.73%) masih dalam batas toleransi ($\pm 4\%$). Poin 10 pada sudut 270° nilai deviasi menggunakan algoritma AC dan AAA secara berurutan yaitu 3.45% dan 3.32%, dengan total deviasi masih dalam batas toleransi ($\pm 4\%$). Kasus uji 5, pengujian dilakukan dengan bukaan otomatis (automatic expansion) dan customizer blocking, titik pengukuran diletakkan pada material plastic water (poin 2) dan material ekuivalen paru (poin 7). Deviasi tertinggi pada material ekuivalen paru yaitu 3.04% menggunakan algoritma AC. Kasus uji 6, deviasi tertinggi pada material ekuivalen tulang menggunakan algoritma superposisi. Deviasi (4.45%) masih dalam batas toleransi ($\pm 5\%$). Kasus uji 7, pengujian dilakukan dengan tiga lapangan lateral kiri dan lateral kanan menggunakan kolimator asimetri. Dapat dilihat pada Tabel 6 untuk algoritma konvolusi, deviasi yang diperoleh lebih tinggi. Deviasi total (1%) masih dalam batas toleransi ($\pm 3\%$). Kasus uji 8, pengujian dilakukan dengan lapangan non-coplanar. Deviasi menggunakan algoritma AAA lebih tinggi dibandingkan algoritma lain. Deviasi total (1.68%) masih dalam batas toleransi ($\pm 3\%$).

Tabel 5. Perbandingan beberapa algoritma TPS yang digunakan pada penelitian IAEA *Pilot Study*.²¹

Vendor TPS	Algoritma	Versi	Energi Berkas (MV)	
CMS XiO	Clarkson FFT Convolution Multigrid Superposition (MGS)	4.2.0 dan 4.3.3	Co-60, 6, 10, 15	
Elekta PrecisePlan (EPL)	Pencil Beam Convolution dengan EPL (PB)	2.10	6	
Mevis CAT 3D	Pencil Beam Convolution dengan EPL (PB)	5.78	6	
Multidata DSS+	Clarkson	2.4, ii	6, 15	
Nucletron	Helax TMS	Pencil Beam Convolution dengan EPL (PB)	2.11A dan 6.1	6,10,15
		Collapsed Cone (CC)	6.1	6, 15
	Plato	Pencil Beam Convolution (PB) dengan	2.5.2	6, 15
	RTS 3D	Equivalent Tissue-Air Ratio (ETAR)		
	Theraplan Plus	Pencil Beam Convolution dengan ETAR (PB) ETAR)	3.8	6
Philips Pinnacle		Collapsed Cone (CC)	6.2b dan 7.0	6
Varian Eclipse		Pencil Beam Convolution dengan Modified Batho Power Law (MBPL)	7.3.2.1	4, 6, 10, 18, 20
		Pencil Beam Convolution dengan ETAR (PB) ETAR)		6, 10, 20
		AAA	7.3.2.1	4, 6, 18



Gambar 5. Perbandingan dosis terkalkulasi dan terukur pada kasus uji algoritma berbasis model (a) yang tidak memperhitungkan pergerakan lateral elektron (b) yang memperhitungkan pergerakan lateral elektron.²¹

Tabel 6. Perbandingan beberapa algoritma TPS hasil penelitian audit dosimetri

Kasus Uji	Titik Pengukuran	Toleransi (%)	AC		Superposition		AAA		Convolution	
			Rata-Rata	SD	Rata-Rata	SD	Rata-Rata	SD	Rata-Rata	SD
1	1	2	0.54	1.73	0.10	0.92	-0.97	0.85	-	-
	3	2	0.58	1.05	-0.24	0.71	-0.17	0.32	-0.94	0.80
	5	2	-0.15	1.22	-0.33	0.21	0.00	0.36	-	-
	9	4	-0.65	0.30	-1.34	0.96	-0.47	0.21	-3.55	1.48
	10	3	-2.31	0.42	-1.96	1.19	-1.50	1.18	-1.61	1.10
2	1	3	0.39	1.51	-0.73	2.22	-0.40	0.62	1.63	1.23
3	3	3	0.94	0.35	0.98	1.00	-0.40	0.36	0.24	1.32
4	5	2	0.19	0.96	-0.20	1.06	0.13	0.60	-0.29	1.50
		3	0.72	1.12	-1.54	2.03	1.03	0.76	1.61	2.04
		3	0.66	1.07	0.06	1.46	1.13	1.47	-0.71	2.16
		3	-0.05	0.93	-1.51	0.80	0.93	0.55	1.74	2.19
		3	0.37	0.55	-0.83	0.75	0.80	0.53	0.57	0.66
	6	4	0.10	0.06	-0.99	0.73	2.13	1.20	-0.56	0.56
		3	1.97	0.75	-0.17	1.01	-2.20	0.61	2.23	2.92
		4	0.17	0.42	-1.67	1.01	0.30	1.08	-2.57	2.01
		3	2.59	2.59	0.77	1.47	-1.77	1.44	7.93	4.65
		4	1.21	0.74	-0.49	0.53	-0.27	0.12	1.70	1.73
10	3	-0.78	1.43	-1.88	1.37	0.73	1.94	-1.88	1.12	
	4	-0.35	0.41	-1.17	1.08	-1.27	0.55	1.88	1.54	
	3	-1.60	3.45	-2.76	1.68	0.53	3.32	-5.00	2.05	
	4	-0.14	0.52	-1.39	1.42	-0.50	0.56	1.89	1.36	
	4	-0.71	0.88	-1.67	0.88	-0.10	1.39	-0.96	1.10	
5	2	2	1.50	0.14	-0.28	1.11	0.17	0.72	-0.02	0.91
	7	4	-1.15	3.04	-1.23	1.51	0.23	1.10	11.65	2.88
6	3	3	1.05	0.78	1.38	0.95	0.70	0.44	1.83	2.44
	7	4	-0.18	0.95	1.47	1.94	-2.13	1.29	9.53	2.31
	10	5	-5.09	4.23	-4.11	4.45	-1.43	1.44	-0.04	0.90
7	5	2	0.43	1.23	-0.69	1.16	0.17	1.01	-0.43	0.80
		4	-0.71	1.12	-3.23	1.13	-2.00	1.28	-0.46	1.42
		4	-1.77	0.47	-2.38	1.32	-0.33	2.50	-0.29	2.62
		3	-0.49	0.12	-1.85	0.90	-0.50	0.70	-0.42	1.00
8	5	3	0.46	1.05	-0.47	1.95	-2.80	1.45	-1.05	1.84
		3	-0.74	0.48	-1.95	0.81	0.67	2.03	0.43	1.02
		3	-0.97	0.37	-1.31	0.61	0.63	1.93	1.22	0.96
		3	-0.45	0.63	-1.16	0.97	-0.53	1.68	-0.16	0.81

5. Kesimpulan

Rentang nilai deviasi dari hasil audit berada pada kisaran 2%, dengan toleransi 3%. Nilai deviasi dan toleransinya dapat lebih tinggi, dengan pengaruh dari inhomogenitas titik pengukuran dan titik referensinya. Secara umum, berdasarkan deviasi rata-rata, TPS dengan algoritma AC memiliki nilai deviasi terkecil, disusul kemudian dengan AAA, superposisi dan konvolusi. Jumlah deviasi meningkat dengan meningkatnya energi berkas dan menurun dengan kecanggihan algoritma TPS.

Referensi

- ¹ International Atomic Energy Agency IAEA, "Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning System for Radiation Treatment of Cancer," Technical Reports Series No. 430, (2004).
- ² Fisenne dan M. Isabel. "Radionuclide concentrations in food and the environment". *Health Phys.* **92**, 407-408 (2007).
- ³ Internasional Commission on Radiation Units and Measurements, "Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy", ICRU Report 50, September (1993).
- ⁴ López OP, Cosset JM, Dunscombe P, Holmberg O, Rosenwald JC, Pinillos Ashton L, Vilaragut Llanes JJ, Vatnitsky S., *ICRP publication 112. A report of preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies*, Annual ICRP Pub. **39**(4):1-86 (2009).
- ⁵ Frass B., Doppke K., Hunt M., Kutcher G., Starkschall G., Stern R., et al. "American Association of Physicist in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53 : quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning". *Med Phys*; **25** : 836-1773 (1998)
- ⁶ Mijnheer B., Olszewska A., Fiorino C., Hartmann G., Knöös T., Rosenwald J-C., et al. "Quality Assurance of treatment planning systems. Practical example for non-IMRT photon beams". Brussels : ESTRO (2005)
- ⁷ Nisbet A., Beange J., Vollmar H.S., Irvine C., Morgan A., Thwaites D.I. "Dosimetric verification of a commercial collapsed cone algorithm in simulated clinical situations". *Radiother Oncol*; **73** : 79-88 (2004)
- ⁸ Cheng C. W., Das I.J., Tang W., Chang S., Tsai J.S., Ceberg C., et al. "Dosimetric comparison of treatment planning systems in irradiation of breast with tangential field". *Int J Radiant Oncol Biol Phys*; **38** : 835-42 (1997)
- ⁹ Davidson S.E., Ibbott G.S., Prado K.L., Dong L., Liao Z., Followill D.S. "Accuracy of two heterogeneity dose calculation algorithms for IMRT in treatment plans designed using an anthropomorphic thorax phantom". *Med Phys*; **34** : 57-1850 (2007)
- ¹⁰ Paelink L., Reynaert N., Thierens H., De Neve W., De Wagter C. "Experimental verification of lung dose with radiochromic film : comparison with Monte Carlo simulations and commercially available treatment planning system". *Phys Med Biol*; **50** : 69-2055 (2005)
- ¹¹ Miften M., Wiesmeyer M., Kapur A. Ma CM. "Comparison of RTP dose distribution in heterogeneous phantoms with the BEAM Monte Carlo simulation system". *J Appl Clin Med Phys*; **2** : 21-31 (2001)
- ¹² Van Esch A., Tillikainen L., Pyykkonen J., Tenhunen M., Helminen H., Siljamaki S., et al. "Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation". *Med Phys*; **33** : 48-130 (2006)
- ¹³ Knöös T., Ceberg C. Weber L., Nilsson P. "Dosimetric verification of a pencil beam based treatment planning system". *Phys Med Biol*; **39** : 28-1609 (1994)
- ¹⁴ Asparadakis M. M., Morrison R.H., Richmond N.D., Steele A. "Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning". *Phys Med Biol*; **48** : 93-2873 (2003)
- ¹⁵ International Atomic Energy Agency IAEA, "Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning System : Testing for Typical External Beam Treatment Techniques," TECDOC 1583, January (2008)
- ¹⁶ J. Lye *et al.* "A 2D ion chamber array audit of wedged and asymmetric field in an inhomogeneous lung phantom". *Med Phys.* **41**. 101712 (2014).
- ¹⁷ Rutonjonski L, Petrovic B, Baucal M, Teodorovic M, Cudic O, Gershkevitch E and Izewska J, "Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems in Serbia: national audit," *Radiation Oncology Journal.* **7**:155 (2012).
- ¹⁸ López M.C, et al. "Treatment planning systems dosimetry auditing project in Portugal," *Physics Medica.* Mar (2013).
- ¹⁹ Gershkevitch E et.al, "Dosimetric inter-institutional comparison in European radiotherapy centres: Results of IAEA supported treatment planning system audit," *Acta Oncologica,* **53**: 628-638 (2014)
- ²⁰ Kasmuri S, S.A. Pawiro, "Dosimetry audit simulation of treatment planning system in multicenters radiotherapy," *AIP Conference Proceeding.* **1862**, 030074 (2017).

- ²¹ Gershkevitch E, Schmidt R, Velez G, Miller D, Korf E, , et al.” Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study,” *Radiotherapy Oncology*, **89**:338–46 (2009)
- ²² Venselaar JLM, Welleweerd J, “Application of a test package in an intercomparison of the performance of treatment planning systems used in a clinical setting,” *Radiother Oncol*, **60**:203–213 (2001)
- ²³ AAPM (American Association of Physicists in Medicine), “Tissue inhomogeneity corrections for MV photon beams. Report of Task Group No. 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM)” Madison, WI: Medical Physics Publishing; . Report 85. (2004).
- ²⁴ Kappas C, Rosenwald JC,”Quality control of inhomogeneity correction algorithms used in treatment planning systems,” *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, **32**:847–858 (1995).
- ²⁵ Knoos T, Wieslander E, Cozzi L, et al,” Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations,” *Phys Med Biol*, **51**:5785–5807 (2006)
- ²⁶ International Atomic Energy Agency IAEA, “Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water,” Technical Reports Series No. 398. Vienna. (2000)
- ²⁷ AAPM (American Association of Physicists in Medicine). “Task Group 142 report : quality assurance of medical accelerators”. *Med Phys*. **36**. 4197-4212.
- ²⁸ Akbar, et al. “Verifikasi Dosis Perencanaan Terapi Teknik 3D-CRT Menggunakan Fantom CIRS 002LFC Berbasis Bilik Ionisasi, Film Gafchromic EBT3, dan TLD”, (2016).
- ²⁹ Lehmann J et.al, “Dosimetric end-to-end tests in a national audit of 3D conformal radiotherapy,” *Physics and Imaging in Radiaton Oncology*, **6**: 5-11 (2018)