

DOI: doi.org/10.21009/0305020304

VERIFIKASI DOSIS DI *INTERFACE* MASSA PADA SIMULASI *STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY* (SBRT) KANKER PARU DENGAN TEKNIK PENCITRAAN FAST CT

Iin Hidayanti Wulansari^{1,a)}, Yosi Sudarsi Asril^{1,b)}, Laras Ati Nur Fatimah^{1,c)}, Wahyu Edy Wibowo^{2,d)}, Supriyanto A. Pawiro^{1,e)}

¹Departemen Fisika FMIPA Universitas Indonesia, Kampus UI, Depok 16424

²Departemen Radioterapi RSCM, Jl. Diponegoro No 71, Jakarta 10430

Email: ^{a)}iin.hidayanti@ui.ac.id, ^{b)}yosisudarsi@gmail.com, ^{c)}fatimalarasati06@gmail.com, ^{d)}wahyu.bovie@gmail.com, ^{e)}supriyanto.p@sci.ui.ac.id

Abstrak

Kanker paru merupakan penyakit kanker yang paling banyak menyebabkan kematian di negara berkembang. Prediksi dosis pada radioterapi kanker paru sulit dilakukan karena terdapat daerah *interface* dimana *treatment planning system* (TPS) tidak dapat menghitung dosis secara akurat. Kesalahan prediksi dosis ini tentunya dapat mempengaruhi keberhasilan radioterapi kanker paru, khususnya pada SBRT yang menggunakan dosis tinggi dalam tiap fraksi. Tujuan dalam penelitian ini melakukan verifikasi dosis di *interface* massa pada simulasi kanker paru untuk menentukan kesesuaian antara dosis yang diberikan dan yang diterima oleh kanker paru. Simulasi kanker paru dilakukan menggunakan fantom CIRS yang dilengkapi massa sebagai representasi kanker paru pada empat variasi gerak fantom, yaitu 0 mm, 5 mm, 10 mm, dan 20 mm. Verifikasi dilakukan dengan membandingkan perhitungan dosis oleh TPS Pinnacle³ dan pengukuran dosis menggunakan Film Gafchromic EBT3. Hasil diskrepansi dosis terukur menunjukkan bahwa dosis di *interface* massa fantom statik memberikan hasil yang sesuai dengan perhitungan TPS. Namun, pada fantom dinamik diperoleh nilai dosis yang jauh lebih rendah dibandingkan dosis yang terhitung oleh TPS.

Kata – kata kunci: *Interface paru-tumor, kanker paru, SBRT*

Abstract

Lung cancer is one of the cancer disease that most causes death in developing country. Dose prediction for lung cancer is difficult at radiotherapy because interface region in which treatment planning system (TPS) cannot calculate dose accurately. This error prediction can affect to lung cancer outcome, especially on SBRT which use high dose on single fraction. CIRS phantom with mass in left lung is used to simulate lung cancer that move with amplitude 0 mm, 5 mm, 10 mm, and 20 mm. The objective of this work is to verify dose at interface mass on lung cancer simulation to determine discrepancy between TPS Pinnacle³ dose calculation and measured dose using Gafchromic Film Gafchromic EBT3. The result showed that for static phantom, dose at interface mass was consistent with TPS doses. But, for dynamic phantom dose at interface significantly lower than TPS dose.

Keywords: *Lung-tumor interface, lung cancer, SBRT*

1. Pendahuluan

Stereotactic body radiation therapy (SBRT) merupakan salah satu prosedur radioterapi modern yang efektif dalam mengontrol kanker primer stadium awal dan kanker oligometastases pada daerah *abdominopelvic*, salah satunya paru. SBRT paru dilaporkan memiliki laju lokal kontrol mencapai 80% dan 90% pada kanker paru untuk pemberian dosis dalam skala besar. Namun nilai ini diperoleh tanpa

memasukan koreksi inhomogen sehingga dosis sebenarnya yang diterima ketika penyinaran tidak lagi dapat dipastikan secara akurat [1].

Pengukuran dosis pada prosedur SBRT paru cukup rumit dilakukan. Faktor yang mempengaruhi dosimetri SBRT paru diantaranya adalah perbedaan densitas jaringan, *charged particle disequilibrium* pada lapangan kecil, dan juga gerak pada paru. Perbedaan densitas yang dilewati berkas dapat menimbulkan kompleksitas dosimetri [2]. Selain itu,

efek perbedaan densitas diperburuk oleh kehadiran *charge particle disequilibrium* (CPD) pada lapangan kecil yang digunakan dalam SBRT [3]. *Treatment planning system* (TPS) yang menggunakan algoritma perhitungan sederhana, belum memperhitungkan hal tersebut [4]. Hal ini dapat menimbulkan *overdosage* ataupun *underdosage* pada dosis yang diterima pasien sebenarnya [5]. Selain itu, gerak pada paru juga dapat mempengaruhi keakuratan pengiriman berkas radiasi [6].

Daerah *interface* merupakan daerah yang sulit diprediksi dosisnya oleh beberapa algoritma pada TPS yang umum digunakan. Ketidakakuratan prediksi dosis yang dilakukan oleh TPS telah dilaporkan oleh Mesbahi dkk (2015)[7]. Ketidakakuratan pengukuran dosis pada daerah *interface* disebabkan karena ketidakmampuan TPS dalam memodelkan *forward electronic disequilibrium* (FED). Dalam penelitian yang dilakukan oleh Mesbahi dkk tersebut, dilakukan perbandingan pengukuran pada slab fantom dengan simulasi MC. Menurut penelitian yang dilakukan oleh Shahine dkk (1999) algoritma Batho dan ETAR mengestimasi dosis lebih rendah dibandingkan pengukuran sebesar 55% pada daerah *interface* [8]. Penelitian lainnya dilakukan oleh Jones dkk (2005), melaporkan bahwa algoritma *colepsed cone convolution* (CCC), seperti yang digunakan pada TPS Pinnacle³, tidak dapat menghitung secara akurat pada daerah *electronic disequilibrium*. Algoritma CCC menaksir dosis lebih tinggi dibandingkan simulasi Monte Carlo pada daerah *electronic disequilibrium*. Mesbahi dkk (2015) menyebutkan bahwa kehadiran kanker paru dalam ukuran kecil menyebabkan TPS lebih sulit memprediksi dosis pada kanker secara akurat [7]. Kesalahan prediksi dosis pada daerah *interface* dapat berakibat pada kecilnya dosis yang diterima oleh target, terutama ketika dosis preskripsi digunakan untuk mencakup isodosis [4]. Hal ini dapat menyebabkan konsekuensi kritis terhadap *clinical outcome* [7].

Terdapat dua *mode* pemindaian CT *scan*: pemindaian axial dan helical (*spiral scan*). Dalam pemindaian axial, citra diambil dengan posisi meja tetap diam. Ketika data volum diambil, CT membuat pemindaian axial tunggal, meja dipindah pada posisi selanjutnya dan kemudian diulangi sampai volum yang diinginkan tercover. Metode ini secara relatif kurang efisien dibandingkan pemindaian helikal, namun beberapa institusi dalam perencanaan radioterapi masih menggunakan *mode* pemindaian axial. Pemindaian helikal pertama kali diperkenalkan pada 1989 di pertemuan Radiobiological Society of North America (RSNA) oleh Kalender dkk (1989) mengikuti pengembangan praktek dan pematenan oleh Mori (1986). Metode pemindaian helikal dilakukan menggunakan pemindaian secara terus-menerus dengan pergerakan meja simultan. Cara kerja ini memungkinkan data volum dicitrakan secara lebih

baik dibandingkan pemindaian dengan *mode* axial. Karena citra yang diperoleh berbeda sepanjang waktu posisi meja, akuisisi informasi pada pemindaian dengan helikal CT berdasarkan waktu menjadi terbatas. *Fast scan* CT didefinisikan sebagai pemindaian dengan rotasi gantri cepat (~ 1.0 s). Banyak rumah sakit menggunakan metode ini secara rutin untuk tujuan diagnostik karena resolusi temporalnya yang tinggi dan dapat mengurangi artifact gerak. Namun, rotasi pemindaian berkecepatan tinggi membutuhkan arus tabung yang besar untuk menjaga *signal-to-noise ratio* sehingga sangat bergantung pada nilai mAs.

Penelitian mengenai verifikasi dosis di titik *interface* massa dan paru belum banyak dilakukan. Peneliti sebelumnya [9],[8] menggunakan slab fantom dan membandingkannya dengan simulasi MC, kondisi ini kurang merepresentasikan keadaan kanker paru. Ditambah lagi fantom yang digunakan dalam keadaan statis. Penelitian lain dilakukan oleh Taylor dkk pada tahun 2012. Mereka melakukan simulasi pengukuran dosis di perifer massa menggunakan simulasi MC. Dalam penelitiannya, mereka menghitung derajat penurunan dosis di titik perifer terhadap dosis di tengah target menggunakan satu lapangan penyinaran. Berbeda dengan penelitian sebelumnya, penelitian yang akan dilakukan penulis adalah verifikasi dosis di perifer massa yang merupakan daerah *interface* massa kanker dan jaringan paru antara pengukuran menggunakan film Gafchromic EBT 3 dan hasil perencanaan TPS Pinnacle³. Pengukuran dilakukan pada titik lateral *interface* massa kanker dan jaringan paru pada fantom toraks CIRS statis dan dinamik. Hasil verifikasi diharapkan dapat memberikan informasi kepada klinisi dan fisikawan medis sebagai pertimbangan dalam melakukan perencanaan treatment SBRT paru.

2. Metode Penelitian

Fantom CIRS 002FLC digunakan dalam penelitian ini untuk merepresentasikan bagian abdomen tubuh manusia. Pada fantom terdapat bagian paru kanan dan kiri, jaringan lunak, jantung, dan tulang belakang. Gerak fantom diatur oleh perangkat tambahan yaitu *dynamic platform motion control* dengan jenis gerak sinus pada amplitudo 0 mm, 5 mm, 10 mm, dan 20 mm. Masing-masing periode gerak diatur sebesar 0,0 s, 1,0 s, 1,6 s, dan 3,9 s. Pengukuran dosis dilakukan pada perifer massa menggunakan film Gafchromic EBT3 yang telah dikalibrasi sebelumnya.

Fantom CIRS dipindai menggunakan *helical CT scan mode fast* dengan waktu akuisisi 1 *slice*/sekon dan tebal irisan citra 2,5 mm/*slice* pada semua amplitudo gerak fantom. Pemindaian fantom dinamik (amplitudo gerak 5 mm, 10 mm, dan 20 mm) dilengkapi dengan *localizer* untuk keperluan

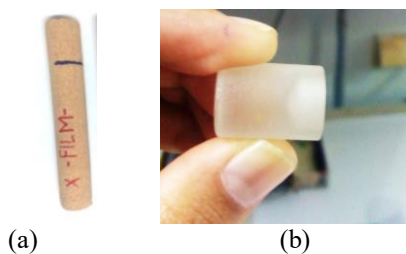
verifikasi posisi isosenter saat penyinaran. Hasil pemindaian dikirim menuju *treatment planning system* (TPS) Pinnacle³ untuk dilakukan perencanaan. Perencanaan SBRT pada TPS yang digunakan adalah teknik *forward planning* dengan dosis preskripsi 80% sebesar 6000 cGy dalam 12 fraksi penyinaran (500 cGy/fraksi) mencakup GTV. Lapangan penyinaran dibuat sebanyak 15 buah mengelilingi isosenter penyinaran. Pada perifer massa hasil perencanaan TPS, dibuat titik evaluasi dosis untuk kemudian dibandingkan dengan hasil pengukuran. Setelah itu, dilakukan perhitungan dosis oleh TPS menggunakan algoritma *adaptive cone convolution* dengan grid 2 mm untuk titik evaluasi massa.

Hasil perencanaan dikirim menuju pesawat Linac Synergy S untuk dilakukan penyinaran. Posisi isosenter penyinaran fantom dipastikan sesuai dengan perencanaan yang telah dibuat. Pada fantom dinamik, verifikasi posisi isosenter dilakukan menggunakan *cone beam computed tomography* (CBCT).

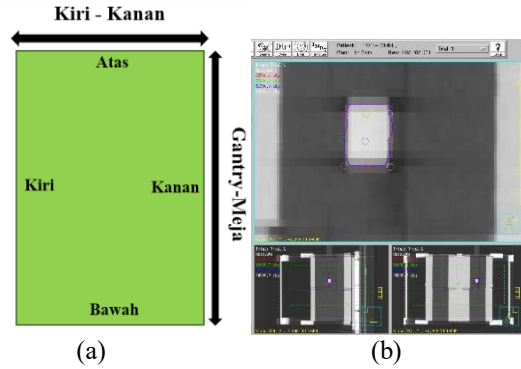
Hasil verifikasi CBCT dipastikan kurang dari 1 mm supaya posisi isosenter fantom berada pada posisi yang sesuai dengan perencanaan. Film Gafchromic EBT3 diletakkan pada massa dengan ukuran 20 mm x 25 mm. Film hasil penyinaran dipindai menggunakan scanner EPSON V700 3 x 24 jam setelah penyinaran untuk memperoleh nilai pixel. Hasil bacaan nilai pixel dimasukkan pada kurva kalibrasi film untuk memperoleh nilai dosis. Nilai dosis hasil bacaan dibandingkan dengan hasil dosis hasil perencanaan menggunakan Persamaan 1.

$$\Delta D (\%) = \frac{(D_p - D_{TPS})}{D_p} \times 100 \% \quad (1)$$

ΔD adalah diskrepansi dosis antara dosis pengukuran dan dosis di TPS. D_p adalah dosis pengukuran dalam satuan cGy. D_{TPS} adalah dosis hasil perhitungan TPS dalam satuan cGy.



Gambar 1. (a) Holder film dan (b) massa target



Gambar 2. (a) Titik evaluasi dosis pada perifer massa pengukuran film dan (b) titik evaluasi dosis pada perifer massa TPS



Gambar 3. Verifikasi fantom gerak menggunakan CBCT sebelum dilakukan penyinaran.

3. Hasil dan Pembahasan

Hasil pengukuran dosis perifer pada *interface* massa target ditunjukkan pada Tabel 1 dan Gambar 5. Terlihat bahwa, dosis di titik perifer massa untuk masing-masing amplitudo gerak fantom memberikan nilai yang berbeda. Hal ini disebabkan karena adanya perbedaan daerah massa target yang terpapar berkas primer berdasarkan variasi amplitudo.

Tabel 1 dan Gambar 5 menunjukkan bahwa daerah perifer massa bagian bawah mendapatkan dosis lebih rendah dibandingkan daerah perifer massa bagian atas. Tabel 2 menunjukkan diskrepansi dosis yang diperoleh untuk masing-masing amplitudo gerak fantom antara dosis yang terhitung oleh TPS dan dosis yang terukur menggunakan film Gafchromic EBT3.

Tabel 1. Dosis di titik perifer massa

Titik Perifer	Dosis Perifer (cGy)			
	0 mm	5 mm	10 mm	20 mm
Atas	650,8	555,8	424,8	308,4
Kiri	637,6	520,9	192,9	142,5
Kanan	616,9	595,5	196,4	134,1
Bawah	615,4	557,7	45,12	17,41

Tabel 2 menunjukkan bahwa dosis yang terukur oleh film Gafchromic EBT3 pada fantom statik (amplitudo gerak 0 mm) lebih tinggi 1,09% hingga 5,14% dibandingkan dengan dosis yang terukur pada TPS. Nilai ini masih berada dalam batas toleransi, karena hasil kalibrasi film pada rentang dosis 100 cGy-700 cGy menunjukkan bahwa film merespon dosis lebih tinggi 0,65% sampai dengan 3,38% dibandingkan dosis sebenarnya yang diberikan. Berdasarkan nilai tersebut diketahui hasil kalkulasi dosis TPS memiliki nilai yang lebih rendah dibandingkan dosis hasil pengukuran. Sehingga, dosis pengukuran di daerah perifer massa pada fantom statik mengalami *overestimate*. Hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Mesbahi dkk pada tahun 2006 yang menyebutkan bahwa prediksi dosis oleh TPS di daerah *interface* target dapat mencapai kesalahan sekitar 5%. [9]. Kesalahan prediksi dosis yang terjadi disebabkan karena algoritma yang digunakan pada TPS tidak dapat memperhitungkan nilai PDD secara tepat di dekat *interface* dua medium dengan perbedaan densitas yang tinggi [10]. Rosa dkk (2010) menyebutkan bahwa, pada lapangan penyinaran 1x1 cm² TPS menaksir dosis lebih rendah hingga 18% (untuk *interface* paru-jaringan lunak) dan menaksir dosis lebih tinggi 40% (untuk *interface* jaringan lunak-paru) dibandingkan dosis sebenarnya yang diterima pada daerah *interface*. Penelitian yang dilakukan oleh Mukhlisin (2015) menyatakan bahwa dosis rata-rata yang diterima oleh volume target menjadi semakin kecil seiring dengan peningkatan amplitudo gerak target pada teknik penyinaran VMAT dan IMRT. Hasil tersebut disebabkan karena tidak terdapat sinkronisasi antara gerak target tumor dan gerak MLC sehingga volume target mengalami *underestimate* [11].

Penurunan dosis yang cukup signifikan ditunjukkan oleh dosis pengukuran perifer di *interface* massa fantom dinamik. Nilai diskrepansi dosis yang ditunjukkan mencapai -700%, nilai tersebut dihasilkan oleh pengukuran dosis fantom dengan amplitudo gerak paling besar, yaitu 20 mm. Nilai ini sudah tidak dapat ditoleransi dalam tindakan radioterapi, khususnya pada SBRT yang menggunakan dosis tinggi. Diskrepansi dosis yang dihasilkan pada fantom dinamik ini dapat dihubungkan dengan volume massa target yang terukur di TPS. Fantom dinamik yang dipindai menggunakan *fast CT scan* menghasilkan volume massa target yang berbeda dengan volume massa target statik. Hal ini disebabkan karena terjadinya distorsi pada citra hasil pemindaian CT *scan* akibat adanya pergerakan fantom [12]. Volume target hasil pemindaian CT untuk masing-masing amplitudo gerak fantom ditunjukkan pada Tabel 3.

Tabel 2. Perbedaan dosis perifer di interface massa hasil pengukuran film dan TPS

Titik Perifer	Diskrepansi Dosis Perifer (%)			
	0 mm	5 mm	10 mm	20 mm
Atas	3,92	-2,52	-25,89	-70,67
Kiri	5,07	-10,72	-129,84	-201,41
Kanan	1,09	7,28	-125,93	-203,25
Bawah	5,14	7,21	-452,37	-739,96

Tabel 3. Perbedaan volume target hasil pemindaian CT scan

Amplitudo Gerak Fantom (mm)	Volume Massa (cm ³)		Selisih volume (cm ³)
	Original	CT Scan	
0 (T = 0,00 s)		2,97	-0,04
5 (T = 1,00 s)	2,93	2,61	-2,61
10 (T = 1,96 s)		1,8	-1,80
20 (T = 3,90 s)		0,69	-0,69

Tabel 3 menunjukan bahwa, volume target hasil pemindaian *fast CT scan* menjadi lebih kecil dari ukuran sebenarnya untuk amplitudo gerak fantom yang semakin besar. Hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Chen dkk pada tahun 2004. Chen dkk melakukan pemindaian pada benda dengan ukuran yang diketahui dalam keadaan statik dan dinamik. Pemindaian objek dinamik dilakukan pada benda yang bergerak dengan amplitudo 1 cm dan periode gerak 4 s. Objek gerak tersebut dipindai menggunakan *helical CT scan* dengan waktu akuisisi 0,2 s/slice. Hasil penelitian yang dilakukan menunjukkan bahwa, ukuran target dapat menjadi lebih kecil atau lebih besar dari ukuran sebenarnya sampai dengan dua kali amplitudo geraknya tergantung pada fase gerak yang tertangkap oleh pemindai [12].

Volume target yang lebih kecil untuk amplitudo gerak fantom yang semakin besar menyebabkan lapangan penyinaran pada perencanaan *forward planning* lebih kecil dari ukuran target sebenarnya. Hal ini menyebabkan hanya sebagian target saja yang berada pada daerah lapangan radiasi. Selain itu, posisi target ketika penyinaran tidak dapat dipastikan dengan tepat karena fantom terus menerus bergerak sedangkan penyinaran berhenti terlebih dahulu setiap akan mengganti posisi lapangan penyinaran. Penyinaran target yang dilakukan tanpa mengikutsertakan pengaturan gerak dapat menyebabkan rendahnya dosis yang diterima oleh target, sehingga menyebabkan target mengalami *underdose*. Gerak fantom menyebabkan ketidakpastian posisi target terhadap berkas penyinaran sehingga menyebabkan dosis yang diterima tidak sesuai dengan dosis yang telah diberikan [6].

4. Simpulan

Hasil verifikasi dosis di interface massa menunjukkan bahwa TPS memprediksi dosis lebih baik pada fantom statik dibandingkan fantom dinamik. Massa pada fantom statik memberikan nilai perbedaan dosis yang tidak signifikan terhadap TPS. Secara umum, daerah perifer fantom statik mengalami *overestimate* dibandingkan perhitungan dosis oleh TPS. Sedangkan, fantom dinamik dengan amplitudo 5 mm, 10 mm dan 20 mm menerima nilai dosis yang jauh lebih rendah daripada dosis yang dihitung oleh TPS. Hal ini disebabkan karena ukuran target massa hasil pemindaian dengan *fast* CT semakin kecil untuk amplitudo gerak yang semakin besar, sehingga lapangan penyinaran menjadi semakin kecil. Selain itu, penyinaran dilakukan tanpa mengkondisikan keadaan fantom dinamik, sehingga target massa tidak terus menerus menerima penyinaran berkas primer.

Ucapan Terimakasih

Ucapan terima kasih diberikan kepada Fisikawan Medis dan seluruh staf di Instalasi Radioterapi RSUPN Dr. Cipto Mangunkusumo, Jakarta serta seluruh civitas akademik peminatan fisika medis dan biofisika Universitas Indonesia yang telah mendukung proses penelitian ini.

Daftar Acuan

- [1] H. Miura, N. Masai, R. Oh, H. Shiomi, and K. Yamada, "Dosimetric Comparison of Different Prescription Modes in Lung Stereotactic Body Radiation Therapy," vol. 2014, no. February, (2014), pp. 14–19.
- [2] A. I. Saito, J. G. Li, C. Liu, K. R. Olivier, and J. F. Dempsey, "Accurate heterogeneous dose calculation for lung cancer patients without high-resolution CT densities.," *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 10, no. 2, (2009), p. 2847.
- [3] M. Miften, S. K. Das, I. J. Chetty, and D. Westerly, "Treatment Planning for Stereotactic Body Radiation Therapy," in *Stereotactic Body Radiation Therapy*, vol. 39, no. 1, (2012), pp. 91–113.
- [4] M. Taylor, L. Dunn, T. Kron, F. Height, and R. Franich, "Determination of peripheral underdosage at the lung-tumor interface using Monte Carlo radiation transport calculations," *Med. Dosim.*, vol. 37, no. 1 (2012), pp. 61–66.
- [5] W. Van Elmpt, M. Öllers, M. Velders, K. Poels, B. Mijnheer, D. De Ruyscher, A. Dekker, P. Lambin, and L. Boersma, "Transition from a simple to a more advanced dose calculation algorithm for radiotherapy of non-small cell lung cancer (NSCLC): Implications for clinical implementation in an individualized dose-escalation protocol," *Radiother. Oncol.*, vol. 88, no. 3 (2008), pp. 326–334.
- [6] R. Boopathy, S. Padmanaban, V. Nagarajan, P. Sukumaran, P. Jeevanandam, S. Kumar, D. Rajasekaran, and L. A. Venkataraman, "Effects of Lung Tumor Motion on Delivered Dose Distribution during RapidArc Treatment Technique," *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 30, no. 3, (2010), pp. 189–192.
- [7] D. Mesbahi A, "A Monte Carlo approach to lung dose calculation in small fields used in intensity modulated radiation therapy and stereotactic body radiation therapy," *J Can Res Ther* 2014;10896-902., vol. 10, no. 4, 2014.
- [8] B. H. Shahine, M. S. . Al-Ghazi, and E. El-Khatib, "Experimental evaluation of interface doses in the presence of air cavities compared with treatment planning algorithms," *Med. Phys.*, vol. 26, no. 3 (1999), pp. 350–355.
- [9] A. Mesbahi, D. I Thwaites, and A. J. Reilly, "Experimental and Monte Carlo evaluation of Eclipse treatment planning system for lung dose calculations," vol. 11, no. 3 (2006), pp. 123–133.
- [10] L. A. R. Rosa, S. C. Cardoso, L. T. Campos, and V. G. L. Alves, "Percentage depth dose evaluation in heterogeneous media using thermoluminescent dosimetry," *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 11, no. 1 (2010), pp. 1–11.
- [12] G. T. Y. Chen, J. H. Kung, and K. P. Beaudette, "Artifacts in Computed Tomography Scanning of Moving Objects," *Elsevier Inc*, vol. 14, no. 1 (2004), pp. 19–26.
- [13] Mukhlisin, "Verifikasi Dosimetri Efek Gerak target Tumor Paru pada teknik IMRT dan VMAT menggunakan Fantom TORAKS Dinamik In-House dengan Detektor TLD Lif 100 Rod dan Film Gafchromic EBT2," Universitas Indonesia, 2015.

