



TESIS - SF235401

**EVALUASI FAKTOR KOREKSI KUALITAS BERKAS
PADA PESAWAT LINAC FOTON SINAR-X DENGAN
PROTOKOL IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483,
DAN TRS-398 REV. 1**

MUH RIZKIAWAN LATIF

NRP 6001231006

Dosen Pembimbing

Prof. Endarko, M.Si., Ph.D.

NIP 197411171999031001

Program Studi Magister Fisika

Bidang Keahlian Fisika Medis

Departemen Fisika

Fakultas Sains dan Analitika Data

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2025



TESIS - SF235401

**EVALUASI FAKTOR KOREKSI KUALITAS BERKAS
PADA PESAWAT LINAC FOTON SINAR-X DENGAN
PROTOKOL IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483,
DAN TRS-398 REV. 1**

MUH RIZKIAWAN LATIF

NRP 6001231006

Dosen Pembimbing

Prof. Endarko, M.Si., Ph.D.

NIP 197411171999031001

Program Studi Magister Fisika

Bidang Keahlian Fisika Medis

Departemen Fisika

Fakultas Sains dan Analitika Data

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2025



THESIS - SF235401

**EVALUATION OF BEAM QUALITY CORRECTION
FACTOR FOR X-RAY PHOTON BEAMS LINAC USING
PROTOCOLS *IAEA TRS-398*, *TRS-398 V.12*, *TRS-
483*, AND *TRS-398 REV. 1***

MUH RIZKIAWAN LATIF

NRP 6001231006

Supervisor

Prof. Endarko, M.Si., Ph.D.

NIP 197411171999031001

Master Program in Physics

Field of Medical Physics

Departement of Physics

Faculty of Science and Data Analytics

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2025

LEMBAR PENGESAHAN TESIS

EVALUASI FAKTOR KOREKSI KUALITAS BERKAS PADA PESAWAT LINAC FOTON SINAR-X DENGAN PROTOKOL *IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483, DAN TRS-398 REV. 1*

Telah disidangkan pada waktu dan tempat:

Kamis, 31 Juli 2025

Ruang Sidang Fisika G-202

Departemen Fisika

Fakultas Sains dan Analitika Data

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Disidangkan oleh:

MUH RIZKIAWAN LATIF

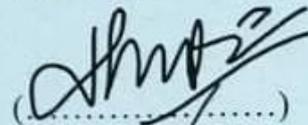
NRP 6001231006

Disetujui oleh dosen pembimbing dan penguji ujian sidang tesis:

1. Prof. Endarko, M.Si., Ph.D.
NIP 197411171999031001


(.....)

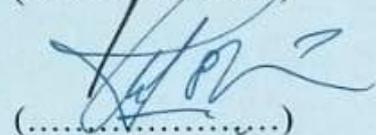
2. Prof. Dr.rer.nat. Agus Rubiyanto, M.Eng.Sc.
NIP 196506191989031001


(.....)

3. Dr. Mochamad Zainuri, M.Si.
NIP 196401301990021001

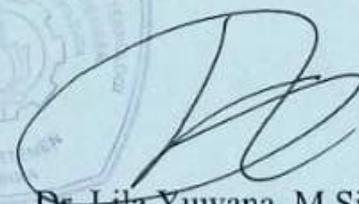

(.....)

4. Prof. Dr. Mashuri, M.Si.
NIP 196912161994021001


(.....)

Kepala Departemen Fisika
Fakultas Sains dan Analitika Data





Dr. Lila Yuwana, M.Si.
NIP 197509082000031001

PERNYATAAN ORISINALITAS

Saya sebagai penulis yang bertanda tangan di bawah ini

Nama mahasiswa / NRP : Muh Rizkiawan Latif / 6001231006
Program studi : Magister Fisika
Dosen Pembimbing / NIP : Prof. Endarko, M.Si., Ph.D. / 197411171999031001

Dengan ini menyatakan bahwa tesis dengan judul “Evaluasi Faktor Koreksi Kualitas Berkas pada Pesawat Linac Foton Sinar-X dengan Protokol *IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483, dan TRS-398 REV. 1*” adalah hasil karya sendiri, bersifat orisinal, dan ditulis dengan mengikuti kaidah penulisan ilmiah.

Bilamana di kemudian hari ditemukan ketidaksesuaian dengan pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai dengan ketentuan yang berlaku di Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, 1 Agustus 2025

Mengetahui

Dosen Pembimbing



Prof. Endarko, M.Si., Ph.D.
NIP 197411171999031001

Mahasiswa



Muh Rizkiawan Latif
NRP 6001231006

ABSTRAK

EVALUASI FAKTOR KOREKSI KUALITAS BERKAS PADA PESAWAT LINAC FOTON SINAR-X DENGAN PROTOKOL IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483, DAN TRS-398 REV. 1

Nama Mahasiswa / NRP : Muh Rizkiawan Latif / 6001231006
Departemen : Fisika FSAD - ITS
Dosen Pembimbing : Prof. Endarko, M.Si., Ph.D.

Abstrak

Meskipun protokol terbaru IAEA TRS-398 Rev. 1 sudah terbit, sampai saat ini fasyankes di Indonesia masih tetap menggunakan TRS-398 dan TRS-398 V.12 untuk foton mode *with flattening filter* (WFF), dan bahkan TRS-483 untuk foton mode *flattening filter free* (FFF) yang sebenarnya didedikasikan khusus untuk “*small static photon fields with energies less than 10 MV*”. Garis besar tujuan penelitian ini adalah mengevaluasi perbedaan hasil penerapan keempat protokol tersebut dan memberikan rujukan kepada fasyankes di Indonesia yang belum menggunakan IAEA TRS-398 Rev. 1. Adapun fokus utama penelitian terletak pada perbedaan data dosimetri faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) yang berimplikasi terhadap perbedaan deviasi dosis. Evaluasi dilakukan pada pesawat linac foton sinar-X 6 MV dan 10 MV beserta mode WFF dan FFF dengan menggunakan protokol IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483 dan TRS-398 Rev. 1. Perhitungan deviasi dosis pada semua variasi pengukuran dan protokol menunjukkan hasil “lolos” (kurang dari 2%) dengan nilai terendah 0.016% dan tertinggi 0.767%, tetapi hasil evaluasi *percent diff. k_Q* sebesar 0.0803—0.5051% dapat berkontribusi pada *percent diff.* deviasi dosis sebesar 5.4054—186.2955%. Namun, *percent diff.* deviasi dosis yang sangat besar (lebih dari 100%) tidak berimplikasi langsung pada dosis serap ($D_{w,Q}$). Dengan demikian, penelitian menunjukkan perbedaan nilai k_Q dapat berkontribusi pada hasil deviasi dosis sehingga publikasi ini menyarankan peralihan data dosimetri terbaru sesuai protokol IAEA TRS-398 Rev. 1 bagi fasyankes di Indonesia yang masih menggunakan data dosimetri dari TRS-398, TRS-398 V.12, dan TRS-483 sebagai protokol.

Kata kunci: *Faktor Koreksi Kualitas Berkas (k_Q), TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483, TRS-398 Rev. 1.*

ABSTRACT

EVALUATION OF BEAM QUALITY CORRECTION FACTOR FOR X-RAY PHOTON BEAMS LINAC USING PROTOCOLS IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483, AND TRS-398 REV. 1

Student Name / NRP : Muh Rizkiawan Latif / 6001231006
Departement : Physics FSAD - ITS
Supervisor : Prof. Endarko, M.Si., Ph.D.

Abstract

Although the updated IAEA TRS-398 Rev. 1 protocol has been published, healthcare facilities in Indonesia still commonly apply the original TRS-398 and its V.12 version for photon beams with flattening filter (WFF), and even TRS-483 for flattening filter free (FFF) photon beams, despite TRS-483 being specifically intended for “*small static photon fields with energies less than 10 MV*”. This study aims to evaluate the differences in dosimetric results across these four protocols and to provide evidence-based recommendations for Indonesian facilities that have not yet adopted IAEA TRS-398 Rev. 1. The primary focus is the impact of variations in the beam quality correction factor (k_Q) on dose deviation outcomes. Evaluations were carried out on 6 MV and 10 MV X-ray photon beams in both WFF and FFF modes, using protocols TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483, and TRS-398 Rev. 1. Dose deviation calculations across all measurements and protocol variations showed acceptable results (i.e., deviations below 2%), ranging from 0.016—0.767%. However, percent differences in k_Q values ranging from 0.0803—0.5051% were found to contribute to dose deviation percent differences as high as 186.2955%. Nevertheless, such large percentage deviations in calculated dose do not directly translate into significant differences in the absorbed dose ($D_{w,Q}$). These findings highlight the influence of k_Q on dose calculations and support the recommendation for transitioning to the latest dosimetric data as outlined in IAEA TRS-398 Rev. 1, particularly for institutions still relying on older data from TRS-398, TRS-398 V.12, or TRS-483.

Keywords: *Beam Quality Correction Factor* (k_Q), *TRS-398*, *TRS-398 V.12*, *TRS-483*, *TRS-398 Rev. 1*.

PRAKATA

Alhamdulillah rabbil ‘alamiin, allahumma sholli wasallim ‘ala sayyidina Muhammad. Akhirnya, penulis dapat menyelesaikan tesis ini dengan judul “Evaluasi Faktor Koreksi Kualitas Berkas pada Pesawat Linac Foton Sinar-X dengan Protokol *IAEA TRS-398*, *TRS-398 V.12*, *TRS-483*, dan *TRS-398 REV. 1*”. Sementara itu, tak lupa penulis mengucapkan banyak **terima kasih** secara khusus kepada

1. Prof. Endarko selaku dosen pembimbing S-2 yang telah membimbing, mengarahkan, menasihati, mengingatkan, dan meluangkan waktu dan tenaga dalam merevisi tesis ini; serta dengan penuh kesabaran, memaklumi, dan memaafkan segala kekurangan penulis
2. Prof. Agus Rubiyanto selaku dosen penguji tesis S-2 dan pembimbing S-1 yang telah membimbing dengan penuh kesabaran dan keikhlasan
3. Prof. Agus Purwanto selaku dosen wali yang selalu memaklumi dan sabar menghadapi penulis yang terkadang telat dalam perwalian, dan juga terima kasih atas penanaman spirit sebagai fisikawan semasa perkuliahan di kelas; dan juga Prof. Mashuri yang menggantikan beliau setelahnya
4. Prof. Suasmoro (dosbing PKM), Mbak Quratul Anisyah, S.Si., dan Mbak Muniroh, S.Si. selaku tim PKM-P bersama penulis pada tahun 2018. Terlebih khususnya, terima kash kepada Mbak Mun atas segala bentuk bekal perkuliahan
5. Prof. Darminto atas perkuliahan mekanika kuantum, penanaman moral dan spirit fisikawan, dan terlebih khususnya merupakan dosen favorit penulis semasa kuliah
6. Prof. Suminar atas perkuliahan mekanika statistik dan MRF, penanaman moral dan spirit fisikawan, dan terlebih khususnya merupakan dosen favorit penulis semasa kuliah
7. Mas Zaki dan Tete Indah selaku fismed RSUD dr. Mohamad Soewandhie yang telah membantu dalam pengambilan data penelitian tesis ini
8. Azizah, Kak Jo, Chavara, Mbak Rara, Hudan, Ivory dan Rustika sebagai kolega fismed di Program Magister yang telah mendukung hal-hal nonteknis dari tesis ini
9. Dafa Miftahuddin, M.Si., F.Med. sebagai kolega fismed dan seangkatan S-1 yang telah banyak membantu perihal fisika medis khususnya tesis ini dan tes seleksi PPFM 2025
10. Ir. Abdul Latif, M.Si., St. Rusmiati S.H., M. S. Anam, S.T., Nadia A.I. Manoppo, S.H., dan M. Anugerah Latif atas dukungan doa, nasihat, finansial, tip, trik, waktu curhat, dan segala bentuk dukungan sehingga penulis dapat menyelesaikan studi ini. Terlebih khususnya kepada Ine yang empat hari lagi (setelah tesis ini disetujui) akan menjadi teman hidup penulis

Serta semua pihak yang terlibat baik dalam penulisan tesis maupun studi penulis. Penulis menyadari dalam menyelesaikan tesis ini terdapat banyak kekurangan dan jauh dari kesempurnaan. Harapan penulis, semoga kelak penelitian yang ditulis dalam buku tesis ini dapat bermanfaat bagi semua orang yang membacanya, khususnya mahasiswa fisika medis.

Surabaya, 1 Agustus 2025

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN TESIS	i
PERNYATAAN ORISINALITAS	iii
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vii
PRAKATA	ix
DAFTAR ISI	xi
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah	2
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 <i>State of The Art</i> (SoTA)	5
2.2 Radioterapi	5
2.3 <i>Medical Linear Accelerator Particle</i> (Linac)	6
2.4 Protokol IAEA TRS-398	9
2.5 Protokol IAEA TRS-398 V.12	10
2.6 Protokol IAEA TRS-483	11
2.7 Pembaruan Protokol Internasional Perhitungan Dosis Radiasi	12
2.7.1 Perubahan Tinjauan Spesifikasi Pesawat Linac	13
2.7.2 Penambahan Prosedur Penggunaan <i>Ion Chamber</i>	13
2.7.3 Penambahan Prosedur Pengukuran Indeks Kualitas Berkas Q	13
2.7.4 Penambahan Prosedur Pengukuran Dosis Serap D_w, Q	14
2.7.5 Perubahan Nilai Faktor Koreksi Kualitas K_Q, Q_o	14
2.7.6 Perubahan Nilai Estimasi Ketidakpastian Pengukuran Dosis Serap D_w, Q	14
2.7.7 Penambahan Faktor Koreksi Bacaan Dosimeter pada <i>Worksheet</i>	15
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN	17
3.1 Metode Penelitian	17
3.2 Instrumen Penelitian	18
3.2.1 Pesawat Linac	18
3.2.2 Fantom Air	19
3.2.3 Dosimeter <i>Cylindrical Ion Chamber</i>	19
	xi

3.2.4	Elektrometer	20
3.2.5	<i>Controller</i>	21
3.2.6	Termometer Ruangan	21
3.2.7	Barometer Ruangan	21
3.2.8	Perangkat Lunak Pengumpul Data myQA Accept	22
3.3	Pengukuran <i>Percentage Depth Dose</i> dan Perhitungan Data Dosimetri kQ	23
3.4	Pengukuran Bacaan Dosimeter Mi Foton Sinar-X Pesawat Linac	25
3.5	Perhitungan Dosimeter Terkoreksi MQ dan Dosis Serap Dw, Q	26
3.6	Perhitungan Implikasi Perbedaan kQ terhadap Perbedaan Deviasi Dosis	26
BAB 4	HASIL DAN PEMBAHASAN	29
4.1	Analisis Hasil <i>Percentage Depth Dose</i> (PDD) dan Data Dosimetri kQ	29
4.1.1	Hasil Pengukuran <i>Percentage Depth Dose</i> (PDD)	29
4.1.2	Hasil Perhitungan Faktor Koreksi Kualitas Berkas kQ	31
4.2	Analisis Hasil Pengukuran Nilai Bacaan Dosimeter Mi Foton Sinar-X	35
4.3	Analisis Hasil Dosimeter Terkoreksi MQ dan Dosis Serap Dw, Q	37
4.3.1	Hasil Perhitungan Dosimeter Terkoreksi MQ	37
4.3.2	Hasil Perhitungan Dosis Serap Dw, Q dan Deviasi Dosis	40
4.4	Evaluasi Implikasi Perbedaan kQ terhadap Perbedaan Deviasi Dosis	44
BAB 5	KESIMPULAN DAN SARAN	49
5.1	Kesimpulan	49
5.2	Saran	49
	DAFTAR PUSTAKA	51
	LAMPIRAN A	53
	LAMPIRAN B	54
	LAMPIRAN C	55
	LAMPIRAN D	56
	LAMPIRAN E	57

BAB 1 PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pesawat linac adalah modalitas radioterapi yang dapat mengobati kanker menggunakan radiasi berenergi tinggi. Melalui metode pengobatan noninvasif (tanpa bedah), modalitas tersebut memberikan manfaat yang sangat besar dalam dunia kesehatan sehingga menjadi pengobatan kanker dengan pasien terbanyak di dunia (Berger dkk., 2021). Namun, energi radiasi besar yang dimiliki pesawat linac dapat berimplikasi pada dosis radiasi tinggi sehingga dapat berisiko fatal. Di antara banyaknya risiko, salah satunya adalah output dosis radiasi yang merupakan permasalahan utama dalam dosimetri pesawat linac (Diop dkk., 2025). Oleh sebab itu, dibutuhkan *maintenance* secara keseluruhan yaitu *quality management* yang sangat baik agar manfaat yang diterima lebih besar dan kerugian atau risiko dapat dikurangi sekecil mungkin.

Di dalam *quality management* terdapat *quality control* (QC) yang sangat berperan penting dalam mengontrol kualitas output radiasi dari pesawat linac baik harian, bulanan, maupun tahunan. Anjuran QC yang berlaku sampai saat ini untuk pesawat linac secara internasional diatur dalam sebuah publikasi IAEA yang berjudul “*Setting Up a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics ...*”. Publikasi tersebut merupakan acuan seorang fisikawan medik untuk melakukan QC pesawat linac sebagai tugas pokok profesinya (IAEA, 2008). Namun, publikasi tersebut hanya berisi regulasi, rekomendasi, dan acuan secara umum, bukan prosedur lengkap dalam menjalankan QC. Prosedur lengkap dalam menjalankan QC untuk dosimetri pesawat linac tercantum dalam protokol IAEA TRS-398 Rev. 1. Protokol tersebut merupakan acuan secara internasional yang berlaku saat ini dalam menentukan dosis serap sebagai output radiasi pesawat linac (IAEA, 2024). Dalam penerapannya, penelitian mutakhir yang berkaitan dengan protokol tersebut masih jarang dilakukan karena protokol ini baru saja terbit.

Protokol IAEA TRS-398 Rev. 1 yang terbit tahun 2024 menggantikan IAEA TRS-398 tahun 2000 sebagai pendahulunya (IAEA, 2000). Dalam rentang waktu tersebut terdapat banyak perkembangan teknologi, di antaranya pesawat linac mode foton *flattening filter free* (FFF) (Vassiliev dkk., 2006; Halato dkk., 2025) dan dosimeter *ion chamber* FC65-G dari IBA Dosimetry. Ketiadaan data dosimetri terbaru (sebelum protokol terkini terbit) membuat IAEA menerbitkan versi revisi minor IAEA TRS-398 V.12 yang terbit tahun 2006 untuk foton *with flattening filter* (WFF) dan TRS-483 untuk foton FFF yang terbit tahun 2017. Permasalahannya, TRS-398 V.12 mempunyai banyak perbedaan data dosimetri (IAEA, 2006) dengan protokol terkini dan TRS-483 sebenarnya didedikasikan khusus untuk “*small static photon fields with energies less than 10 MV*”, yaitu pesawat tomotherapy dan cyberknife (IAEA, 2017). Dalam praktiknya fasyankes di Indonesia sampai saat ini masih tetap menggunakan protokol IAEA TRS-398, TRS-398 V.12 dan TRS-483 sebagai protokol dalam menentukan kalibrasi output

secara rutin pada pesawat linac mode foton WFF maupun FFF beserta FC65-G sebagai dosimeter.

Penggunaan protokol IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483, maupun TRS-398 Rev. 1 dalam kalibrasi output adalah kegiatan *quality control* secara rutin yang berhubungan langsung dengan dosis pasien sehingga membuat hal ini bersifat penting dan urgen (IAEA, 2008). Oleh sebab itu, dibutuhkan penelitian lebih lanjut terkait evaluasi perbedaan hasil penerapan keempat protokol tersebut, mengingat sampai saat ini juga IAEA belum menerbitkan publikasi berupa “*Implementation Code of Practice*” untuk TRS-398 Rev. 1, seperti yang dipunyai protokol pendahulunya TECDOC-1455 untuk TRS-398 (IAEA, 2010). Maka dari itu, Garis besar tujuan penelitian ini adalah mengevaluasi perbedaan hasil penerapan kalibrasi output antara protokol IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483, dan TRS-398 Rev. 1, serta memberikan rujukan kepada fasyankes di Indonesia yang belum menggunakan TRS-398 Rev. 1.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan maka dapat dirumuskan berbagai masalah sebagai berikut

1. Bagaimana menentukan karakteristik berkas radiasi dari pengukuran *percentage depth dose* (PDD) dan perhitungan faktor koreksi kualitas berkas (k_Q)?
2. Bagaimana mengukur bacaan dosimeter (M_i) dari foton sinar-X linac 6 MV dan 10 MV dengan mode WFF dan FFF; serta mengukur temperatur (T) dan tekanan (P) saat pengukuran?
3. Bagaimana menentukan deviasi dosis dari perhitungan dosimeter terkoreksi (M_Q) dan dosis serap ($D_{w,Q}$)?
4. Bagaimana mengevaluasi perbedaan data dosimetri nilai k_Q yang berimplikasi terhadap perbedaan deviasi dosis pada protokol IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, dan TRS-483 terhadap protokol TRS-398 Rev. 1?

1.3 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah yang merupakan kendala batas dalam penelitian tesis ini antara lain sebagai berikut

1. Penelitian menggunakan protokol IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483 dan TRS-398 Rev. 1
2. Pesawat *linear accelerator* yang digunakan adalah linac Varian TrueBeam foton sinar-X 6 MV dan 10 MV dengan mode WFF dan FFF sebagai sumber radiasi
3. Pengukuran output radiasi menggunakan seperangkat instrumen merek IBA: fantom air WP1D dan Blue Phantom 2, elektrometer Dose 1, *controller* CCU, dan dosimeter *cylindrical ion chamber* FC65-G, CC13, dan CC04

4. Perangkat lunak myQA Accept digunakan untuk mengumpulkan data pengukuran *relative dose: percentage depth dose*

1.4 Tujuan Penelitian

Berdasarkan rumusan masalah yang telah disusun maka diperoleh tujuan penelitian sebagai berikut

1. Menentukan karakteristik berkas radiasi dari pengukuran *percentage depth dose* (PDD) dan perhitungan faktor koreksi kualitas berkas (k_Q)
2. Mengukur bacaan dosimeter (M_i) dari foton sinar-X linac 6 MV dan 10 MV dengan mode WFF dan FFF; serta mengukur temperatur (T) dan tekanan (P) saat pengukuran
3. Menentukan deviasi dosis dari perhitungan dosimeter terkoreksi (M_Q) dan dosis serap ($D_{w,Q}$)
4. Mengevaluasi perbedaan data dosimetri nilai k_Q yang berimplikasi terhadap perbedaan deviasi dosis pada protokol IAEA TRS-398, TRS-398 V.12, dan TRS-483 terhadap protokol TRS-398 Rev. 1

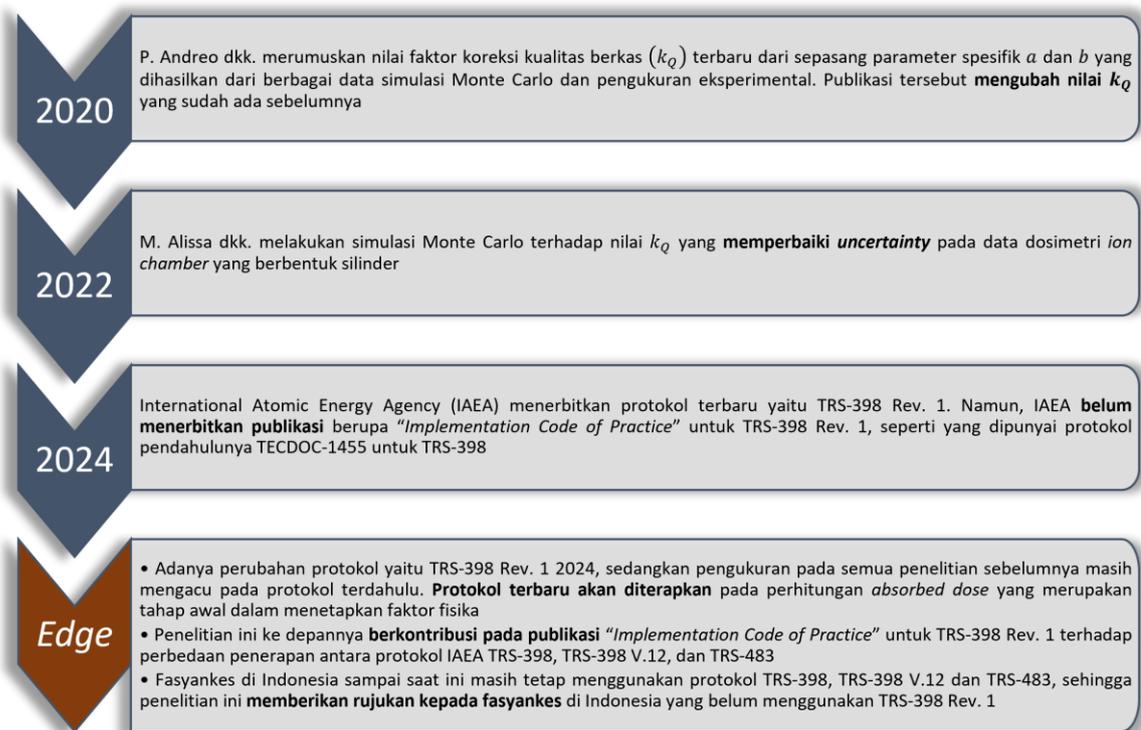
1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian ini bermanfaat secara langsung kepada pemegang izin (fasyankes) dan fisikawan medik (fismed) sebagai *rujukan* peninjauan nilai ulang kalibrasi output sebagaimana diatur dalam *Pasal 18 ayat (2) huruf b, Pasal 19 ayat (2) huruf a, c, e, dan h, dan Pasal 39 ayat (2) dan (4)* pada Perka BAPETEN Nomor 3 Tahun 2013.

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *State of The Art (SoTA)*

Penelitian terdahulu, gap riset, dan keterbaruan dapat dijelaskan dengan gamblang melalui *state of the art (SoTA)*. SoTA pada penelitian ini digambarkan melalui diagram *vertical chevron* yang lebih memudahkan visualisasi karena berdasar pada lini masa seperti yang diperlihatkan pada Gambar 2.1. Pada dasarnya penelitian ini berlandaskan protokol terbaru IAEA TRS 398 Rev. 1 2024 dan teknologi terbaru *flattening filter free (FFF)* sehingga protokol dan teknologi pada studi ini berbeda dengan penelitian terdahulu.



Gambar 2.1 Diagram *vertical chevron* dalam lini masa sebagai SoTA penelitian

2.2 Radioterapi

Menurut KMK No. 322 Tahun 2020 tentang Standar Profesi Fisikawan Medik, radioterapi merupakan salah satu dari tiga subdisiplin dalam fisika medis (Kemenkes, 2020). Subdisiplin ini mencakup pengobatan tumor menggunakan radiasi pengion dengan metode eksternal *eksternal beam therapy (EBT)* ataupun metode *brachytherapy*. Prinsip dasar radioterapi yakni menggunakan radiasi pengion untuk menghancurkan DNA sel tumor sehingga menghambat pertumbuhan (*proliferasi*) atau memicu kematian sel (*apoptosis*).

Penelitian radioterapi dalam fisika medis, pada umumnya mencakup peningkatan optimasi metode dan teknologi, pembuatan fantom untuk meniru sifat fisik jaringan manusia ataupun

jaminan mutu & kendali kualitas (QA/QC), penelitian pasien klinis (efektivitas dan toksisitas radiasi, dan yang terakhir adalah keselamatan & proteksi radiasi (Verhaegen & Seco, 2021). Secara khusus, penelitian ini mencakup peningkatan optimasi perhitungan dosis radiasi pada pengobatan radioterapi secara EBT menggunakan pesawat linac, seperti pada Gambar 2.2.

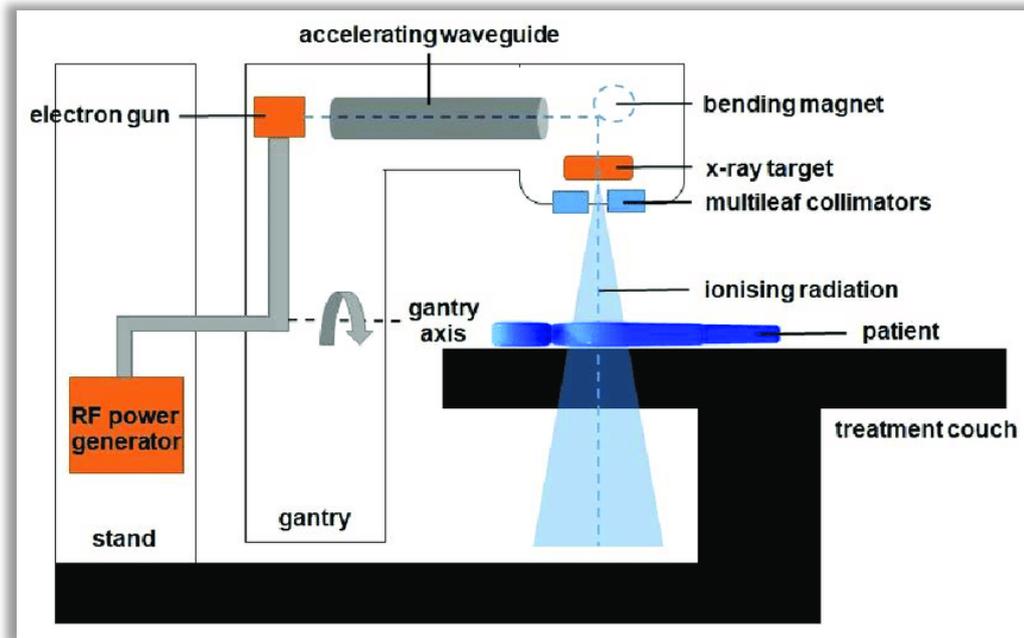


Gambar 2.2 Pesawat Linac Varian TrueBeam (Oncology Systems, 2020)

2.3 *Medical Linear Accelerator Particle (Linac)*

Pesawat linac pada Gambar 2.3 digambarkan dengan potongan melintang pesawat atau bagian samping. Pesawat *linear accelerator* dalam radioterapi bekerja berdasarkan prinsip percepatan elektron menggunakan gelombang elektromagnetik frekuensi tinggi, yaitu *radio frequency* (RF) untuk menghasilkan sinar-X berenergi tinggi yang kemudian digunakan dalam pengobatan kanker. Mekanisme ini dimulai dari RF generator dan *electron gun*, di mana RF generator menghasilkan gelombang mikro dengan frekuensi sekitar 3 GHz yang digunakan untuk mempercepat elektron. Elektron tersebut dihasilkan dari *electron gun*, yang berfungsi seperti katoda dalam tabung vakum, memanaskan filamen untuk melepaskan elektron melalui efek termionik. Setelah itu, elektron yang dihasilkan mengalami percepatan awal akibat beda potensial yang diterapkan antara katoda dan anoda (Mohyedin dkk., 2022).

Elektron yang telah dilepaskan kemudian masuk ke dalam struktur akselerator, yang disebut *accelerating waveguide*, yang merupakan pipa vakum panjang tempat percepatan terjadi. Struktur ini berisi gelombang elektromagnetik RF yang dipancarkan oleh *klystron* atau

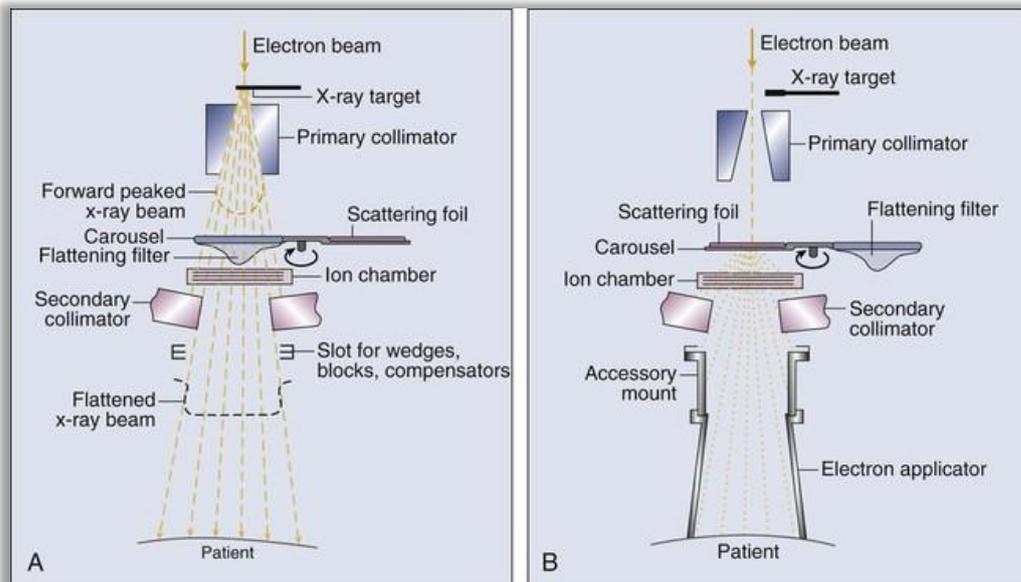


Gambar 2.3 Prinsip kerja dasar pesawat (Mohyedin dkk., 2022).

magnetron. Jika menggunakan *klystron*, energi gelombang RF diperkuat sebelum dimasukkan ke dalam *waveguide*. Dalam *waveguide* ini, medan listrik bergantian dari gelombang RF menciptakan gaya dorong yang mempercepat elektron sepanjang lintasannya melalui mekanisme *standing wave* atau *traveling wave*. Elektron yang melewati akselerator ini mencapai energi antara 4 hingga 25 MeV tergantung pada kebutuhan terapi.

Setelah keluar dari *waveguide* dengan energi tinggi, berkas elektron diarahkan menggunakan sistem magnetik berupa *bending magnet* biasanya dengan sudut 90° atau 270° , pada Gambar 2.3 menggunakan sudut 270° . Fungsi *bending magnet* adalah mengontrol arah elektron agar sesuai dengan jalur yang diinginkan menuju target radiasi. Elektron yang telah dibelokkan ini kemudian menumbuk target logam dengan nomor atom tinggi (seperti tungsten), menghasilkan sinar-X melalui proses *bremsstrahlung*, di mana elektron mengalami perlambatan mendadak akibat interaksi dengan inti atom, sehingga energi kinetiknya diubah menjadi foton sinar-X dengan spektrum energi kontinu.

Setelah sinar-X dihasilkan, radiasi ini melewati berbagai komponen untuk memastikan kualitas dan bentuk berkas yang sesuai untuk pengobatan. Pertama, sinar-X melewati *flattening filter* jika yang digunakan adalah mode foton atau melewati *scattering foil* jika yang digunakan adalah mode elektron, penjelasan tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.4. *Flattening filter* berfungsi untuk meratakan intensitas radiasi sehingga distribusinya lebih seragam pada bidang iradiasi. Sebaliknya, *scattering foil* digunakan untuk menyebarkan berkas elektron agar distribusi dosisnya merata (Mohyedin dkk., 2022).



Gambar 2.4 Perbedaan prinsip mekanisme linac antara sumber radiasi foton dan elektron (Mohyedin dkk., 2022).

Setelah itu, berkas sinar-X atau elektron melewati monitor ionisasi yang berfungsi untuk mengukur dosis radiasi yang dikirimkan, memastikan bahwa jumlah dosis yang diberikan ke pasien sesuai dengan yang direncanakan dalam sistem perencanaan terapi, hal tersebut merupakan konsep dari *monitor unit* (MU). Setelah melewati monitor ini, berkas radiasi diarahkan menuju sistem kolimasi. Sistem pertama adalah *primary collimator*, yang berfungsi untuk membatasi penyebaran awal berkas radiasi agar tidak menyimpang terlalu jauh. Setelah itu, sinar-X masuk ke *secondary collimator*, yang lebih fleksibel dalam menentukan ukuran dan bentuk berkas yang dihasilkan.

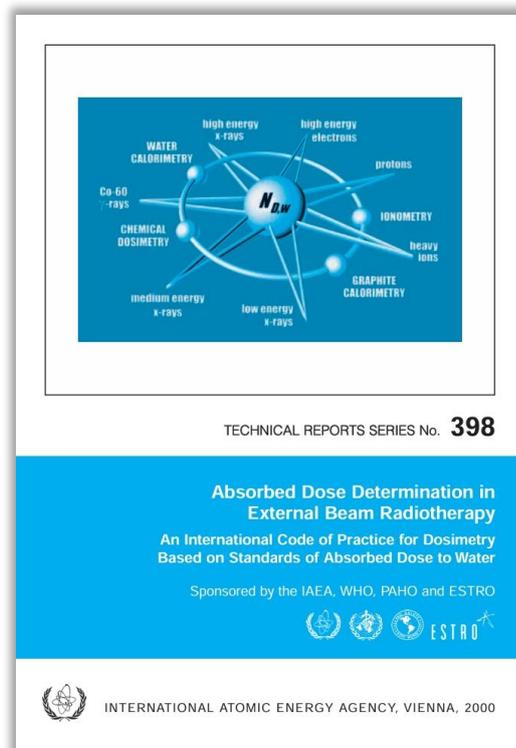
Tahap akhir dalam mekanisme linac adalah penggunaan *multi leaf collimator* (MLC), yang terdiri dari banyak lapisan (*leaf*) logam berat (seperti tungsten) yang dapat bergerak secara individual untuk membentuk pola berkas radiasi sesuai dengan kontur tumor pasien. Teknologi ini sangat penting dalam teknik radioterapi canggih seperti *intensity modulated radiation therapy* (IMRT) dan *volumetric modulated arc therapy* (VMAT), yang memungkinkan dosis radiasi disalurkan dengan presisi tinggi, memaksimalkan dosis ke tumor sambil meminimalkan dosis pada jaringan sehat di sekitarnya.

Setelah melewati MLC, sinar-X akhirnya mencapai pasien, dengan distribusi dosis yang telah dihitung sebelumnya menggunakan *treatment planning system* (TPS). Distribusi ini bergantung pada berbagai faktor fisika seperti efek hamburan Compton, penyerapan fotoelektrik, dan heterogenitas jaringan dalam tubuh pasien. Proses ini memastikan bahwa radiasi mencapai target dengan efisiensi maksimal sambil menghindari kerusakan jaringan sehat yang berlebihan (Khan, 2019).

Keseluruhan mekanisme ini didasarkan pada prinsip-prinsip fisika radiasi, termasuk percepatan partikel bermuatan dalam medan elektromagnetik, interaksi elektron dengan medan listrik RF, produksi sinar-X melalui bremsstrahlung, serta interaksi foton dengan jaringan tubuh manusia. Pemahaman yang mendalam tentang proses fisika ini sangat penting dalam optimalisasi perawatan radioterapi agar menghasilkan hasil klinis yang efektif dan aman bagi pasien.

2.4 Protokol IAEA TRS-398

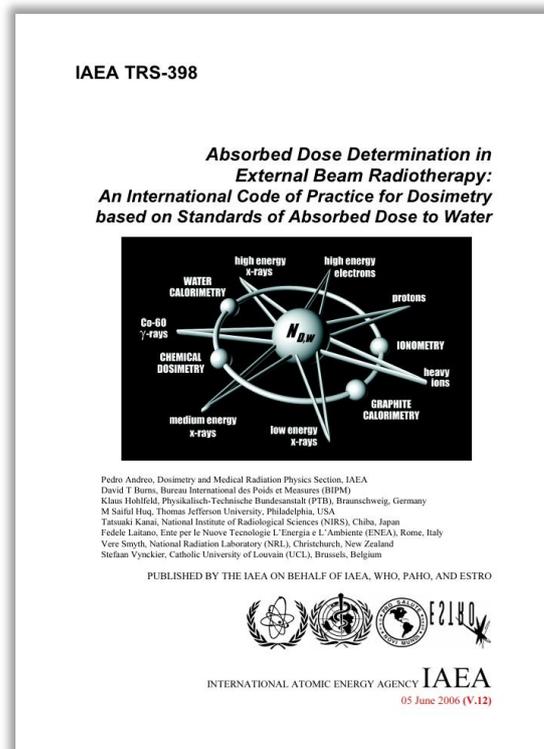
International Atomic Energy Agency (IAEA) merupakan badan internasional yang mengatur pemanfaatan energi atom salah satunya radiasi yang digunakan dalam radioterapi. Pada tahun 2000 IAEA pertama kali merumuskan sebuah perhitungan dosis serap ($D_{w,Q}$) yang diukur dalam medium air. Prosedur pengukuran dan perhitungan tersebut ditulis dalam protokol IAEA TRS-398 (IAEA, 2000). Sebelumnya, $D_{w,Q}$ diukur dan dihitung melalui medium udara dengan menggunakan panduan protokol TRS-277 (IAEA, 1997). Bukan hanya perubahan dari TRS-277, melainkan protokol TRS-398 benar-benar berbeda dari pendahulunya. Dikarenakan orientasi pengukuran berubah dari medium udara menjadi air, teknologi dosimetri pesawat linac maupun pesawat teleterapi ^{60}Co mengalami perkembangan pesat juga. Sampai dengan saat ini protokol ini masih digunakan dalam beberapa fasyankes untuk menjadi acuan fismed dalam melakukan kalibrasi output pesawat secara rutin. Sampul dari protokol ini dapat dilihat pada Gambar 2.5.



Gambar 2.5 Protokol IAEA TRS-398 tentang perhitungan dosis radiasi pada pesawat *external beam therapy*.

2.5 Protokol IAEA TRS-398 V.12

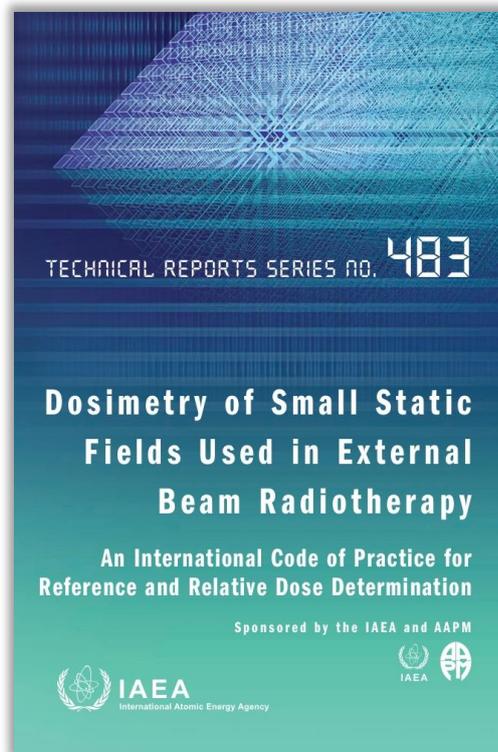
TRS-398 V.12 merupakan edisi *printing* dari TRS-398 yang mengandung banyak perubahan pada data dosimetri. Salah satu data dosimetri yang bersifat penting dan mengalami perubahan adalah faktor koreksi kualitas berkas (k_Q). Faktor koreksi tersebut merupakan nilai penghubung antara metode kalibrasi dosimeter *ion chamber* dan sumber radiasi yang akan diukur oleh *ion chamber*. Data dosimetri pada protokol ini juga berubah seiring berubahnya dosimeter *ion chamber* yang sebelumnya ada dalam TRS-398. Salah satu perubahan dosimeter *ion chamber* yang berubah adalah Scanditronix Wellhofer IC70 Farmer menjadi IBA FC65-G Farmer (IAEA, 2006). Sebelum tahun 2005, perusahaan Scanditronix-Wellhöfer (Scdx-Wellhöfer) adalah vendor utama alat QA dan dosimetri *ion chamber* IC70. Kemudian perusahaan IBA Dosimetry GmbH (dari Belgia) mengakuisisi Wellhöfer Dosimetry, dan seluruh lini produk Wellhöfer diintegrasikan ke dalam sistem IBA termasuk Scanditronix Wellhofer IC70 Farmer. Setelah tahun 2005, produk dengan nama Scanditronix Wellhofer IC70 Farmer mulai dipasarkan sebagai IBA FC65-G Farmer chamber. Protokol ini adalah prosedur yang paling banyak digunakan oleh fised dalam melakukan kegiatan kalibrasi output pada pesawat linac atau teleterapi ^{60}Co di fasyankes. Penggunaan protokol ini masih dianggap yang paling terbaru dan praktis dalam aplikasinya untuk pesawat linac mode *with flattening filter* (WFF) ataupun *flattening filter free* (FFF). Sampul dari protokol ini dapat dilihat pada Gambar 2.6.



Gambar 2.6 Protokol IAEA TRS-398 V.12 yang merupakan versi terbaru dari TRS-398

2.6 Protokol IAEA TRS-483

Protokol IAEA TRS-483 “*Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy*” disusun untuk mengatasi kendala dosimetri pada medan radiasi kecil (*small fields*), yang umumnya digunakan dalam teknik radioterapi modern seperti *stereotactic radiosurgery* (SRS) dan *stereotactic body radiotherapy* (SBRT). Berbeda dengan medan konvensional ($\geq 10 \times 10 \text{ cm}^2$), medan kecil menimbulkan kendala fisika karena hilangnya kondisi keseimbangan elektron lateral (*lateral charged particle equilibrium*) dan efek penurunan ukuran berkas akibat kolimator MLC atau *cone collimator*, yang membuat pengukuran dosis tidak dapat langsung menggunakan protokol standar seperti IAEA TRS-398. TRS-483 memberikan panduan faktor koreksi dosimeter dan penentuan *field output factors* untuk meningkatkan akurasi pengukuran (IAEA, 2017).



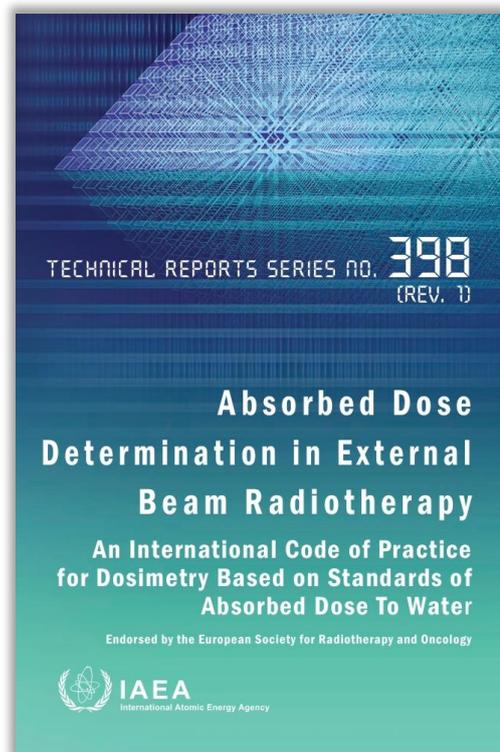
Gambar 2.7 Protokol IAEA TRS-483 tentang perhitungan kalibrasi output untuk mode FFF

Dalam konteks pesawat LINAC 6 MV dan 10 MV *flattening filter free* (FFF), Berkas FFF memiliki distribusi spektrum energi yang berbeda dengan berkas WFF. Hal ini karena *flattening filter* yang biasanya menghaluskan profil berkas dihilangkan untuk meningkatkan laju dosis (*dose rate*) dan mengurangi hamburan sekunder. Akibatnya, profil berkas menjadi lebih *peaked* di pusat lapangan, dengan distribusi energi foton yang relatif lebih lembut (*soft spectrum*) dibandingkan berkas dengan filter. Kondisi ini mempengaruhi kalibrasi output, sehingga faktor koreksi kualitas berkas k_Q yang digunakan dalam TRS-398 tidak lagi sepenuhnya valid untuk medan kecil atau berkas FFF. Oleh karena itu, TRS-483 memperkenalkan tabel koreksi khusus

dan metodologi pengukuran k_Q untuk berkas FFF. Protokol ini digunakan oleh fismed untuk melakukan kalibrasi output pesawat linac dengan mode FFF di fasyankes. Sampul dari protokol ini dapat dilihat pada Gambar 2.7.

2.7 Pembaruan Protokol Internasional Perhitungan Dosis Radiasi

Pada tahun 2024 telah berlaku sebuah protokol baru yaitu *technical report series* (TRS) 398 rev. 1 yang diterbitkan oleh International Atomic Energy Agency (IAEA) sebagai *primary standards dosimetry laboratory* (PSDL). Protokol tersebut menggantikan pendahulunya yaitu TRS 398 yang terbit pada tahun 2000. Terdapat sejumlah penambahan kode etik dan prosedur yang sangat signifikan terhadap protokol baru yang terpaut 24 tahun dengan pendahulunya. Namun, perihal berupa perubahan hanya sedikit, tetapi tetap saja signifikan. Gambar 2.8 memperlihatkan sampul protokol antara TRS 398 yang terbit tahun 2000 dan TRS 398 Rev. 1 yang terbit tahun 2024.



Gambar 2.8 Protokol IAEA TRS-398 Rev. 1 yang merupakan protokol terbaru

Perbedaan signifikan antara protokol lama dan baru yang berkaitan dengan penelitian ini terletak pada penambahan teknologi *filter flattening free* (FFF), yang sebelumnya pada protokol lama hanya mempertimbangkan teknologi *with filter flattening* (WFF). Akibatnya, protokol baru ini memberikan sejumlah prosedur, koreksi kuantitas, dan data dosimeter yang merupakan revisi terbaru terhadap penentuan dosis keluaran pesawat linac FFF. Revisi mayor pada protokol ini terletak pada penambahan teknologi FFF yang memang baru pertama kali muncul

di tahun 2006 silam (Vassiliev dkk., 2006), sedangkan protokol yang berlaku saat itu adalah IAEA TRS 398 yang terbit tahun 2000. Selain teknologi FFF, tersedianya data k_Q untuk dosimeter terbaru yang sebelumnya tidak ada di protokol lama, seperti IBA CC13 dan IBA FC65-G yang keduanya digunakan dalam penelitian ini. Akhirnya, protokol terbaru terbit pada tahun 2024 yaitu IAEA TRS 398 Rev. 1 yang menetapkan secara sempurna protokol dalam menghitung dosis radiasi keluaran pesawat linac yang memiliki teknologi FFF seperti yang dioperasikan di klinik tempat penelitian ini berlangsung. Berikut ini adalah uraian lebih lanjut terkait perbedaan antara protokol lama dan baru.

2.7.1 Perubahan Tinjauan Spesifikasi Pesawat Linac

Protokol lama mempertimbangkan spesifikasi pesawat melalui *intial electron beam energy* (IEBE) dengan rentang energi 1 – 50 MeV dan hanya berlaku untuk teknologi WFF. Dengan demikian, protokol baru melengkapinya dengan teknologi FFF dengan tinjauan spesifikasi berupa tegangan tabung dengan rentang terendah sampai dengan 10 MV, sedangkan untuk WFF dengan rentang 1 – 25 MV.

2.7.2 Penambahan Prosedur Penggunaan *Ion Chamber*

Pesawat linac dengan teknologi FFF dimandatkan untuk menggunakan *ion chamber* silinder atau paralel untuk pengukuran *beam quality index* (Q) dan untuk pengukuran dosis serap ($D_{w,Q}$) hanya diperbolehkan menggunakan *ion chamber* silinder yang mempunyai *volume collecting* kecil agar memudahkan *smaller volume averaging correction* (k_{vol}) yang sebelumnya semua ini tidak ada pada protokol lama.

2.7.3 Penambahan Prosedur Pengukuran Indeks Kualitas Berkas (Q)

Besaran *tissue-phantom ratio* ($TPR_{20,10}$) merupakan salah satu *beam quality index* (Q) yang diperbolehkan protokol baru untuk digunakan pada pesawat linac FFF, tetapi hanya sampai dengan tegangan tabung 10 MV. Dalam pengukuran *tissue-phantom ratio* ($TPR_{20,10}$), terdapat penambahan kondisi referensi pada arah lateral *beam profile* beserta karakteristik referensinya yang harus menempatkan *ion chamber* pada daerah di mana distribusi lateralnya homogen. Lateral *beam profile* dapat mempengaruhi kualitas pengukuran Q karena *ion chamber* memiliki sensitivitas terbatas, sedangkan distribusi dosis FFF tajam di tengah dan menurun di tepi sehingga sedapat mungkin sensitivitas *ion chamber* berada pada distribusi homogen dari lateral *beam profile* agar ketidakseragaman radial tidak terjadi secara signifikan mengingat koreksi *volume averaging* tidak diperhitungkan dalam pengukuran Q . Khusus pengukuran *tissue-phantom ratio* ($TPR_{20,10}$), koreksi *volume averaging* dan *reduced equivalent square field* dapat diabaikan pada lateral *beam profile* yang merupakan pengaruh kualitas terbaru pada pengukuran Q pada protokol lama. Semua perubahan ini tercantum pada protokol baru tabel 14.

2.7.4 Penambahan Prosedur Pengukuran Dosis Serap ($D_{w,Q}$)

Adanya penambahan kondisi referensi pada arah lateral *beam profile* beserta karakteristik referensinya (subbab 2.4.3) menyebabkan koreksi *volume averaging* harus diterapkan, terlebih khususnya saat distribusi berkas radiasi tidak seragam:

$$k_{vol} = \frac{\iint_A w(x, y) dx dy}{\iint_A w(x, y) OAR(x, y) dx dy} \quad (2.1)$$

Distribusi dosis tidak merata karena adanya fungsi bobot radiasi pada rongga (w) dan *off-axis ratio* (OAR), yang sebelumnya ini semua tidak diperhitungkan pada protokol lama.

2.7.5 Perubahan Nilai Faktor Koreksi Kualitas (K_{Q,Q_0})

Protokol lama menggunakan perhitungan Pedro Andreo pada tahun 1992 (Andreo, 1992) dalam menentukan nilai k_Q sebagai fungsi dari $TPR_{20,10}$. Pada tahun 2020, Andreo dkk. mempublikasi penelitian yang mengubah nilai k_Q dari protokol lama sehingga dari publikasi tersebut dirumuskanlah perhitungan k_Q yang digunakan pada protokol baru (Andreo dkk., 2020):

$$k_Q(TPR_{20,10}) = \frac{1 + e^{\left(\frac{a-0.57}{b}\right)}}{1 + e^{\left(\frac{a-TPR_{20,10}}{b}\right)}} \quad (2.2)$$

Nilai a dan b merupakan konstanta spesifik dari *ion chamber*, sedangkan $TPR_{20,10}$ merupakan singkatan dari *tissue-phantom ratio* yang merupakan *beam quality index* (Q). Dikarenakan terjadi perubahan terhadap semua data *dosimetry* tersebut, nilai k_Q mengalami perubahan pada protokol baru. Adapun beberapa data dosimeter baru ditambahkan pada protokol baru, termasuk IBA CC13 dan IBA FC65-G yang digunakan dalam penelitian. Semua perubahan ini tercantum pada protokol baru tabel 16.

2.7.6 Perubahan Nilai Estimasi Ketidakpastian Pengukuran Dosis Serap ($D_{w,Q}$)

Nilai ketidakpastian standar relatif mengalami perubahan dari protokol lama ke protokol baru, khususnya pada langkah kedua yang dilakukan di klinik, sedangkan langkah pertama yang dilakukan di laboratorium kalibrasi tidak mengalami perubahan. Perubahan ketidakpastian terjadi pada beberapa besaran dan prosedur, antara lain, stabilitas jangka penggunaan 0.2 %, nilai k_Q 0.6 %, dan 0.3 % untuk 3 aspek prosedur pengukuran: pembacaan dosimeter, faktor kuantitas pengukuran, dan kondisi referensi. Akhirnya, akumulasi perubahan yang telah disebutkan menyebabkan perubahan total untuk langkah kedua 0.8 % dan kombinasi langkah pertama dan kedua 1 %. Semua perubahan ini tercantum pada protokol baru tabel 17.

2.7.7 Penambahan Faktor Koreksi Bacaan Dosimeter pada *Worksheet*

Sebagaimana yang telah disebutkan pada subsubbab sebelumnya, karena teknologi FFF membuat adanya faktor *volume averaging* yang terjadi dalam koreksi pembacaan dosimeter:

$$k_{vol} = 1 + (0.0062Q - 0.0036) \left(\frac{100}{SSD} \right)^2 L^2. \quad (2.3)$$

Koreksi ini menggunakan *setup source-to-chamber distance* (SSD) dengan panjang *ion chamber* yang dinyatakan dengan L , yang sebelumnya ini semua tidak diperhitungkan pada protokol lama.

Secara garis besar, revisi mayor pada protokol ini terletak pada penambahan teknologi FFF yang memang baru pertama kali muncul di tahun 2006 silam (Vassiliev dkk., 2006), sedangkan protokol yang berlaku saat itu adalah IAEA TRS 398 yang terbit tahun 2000. Selain teknologi FFF, tersedianya data k_Q untuk dosimeter terbaru yang sebelumnya tidak ada di protokol lama, seperti IBA CC13 dan IBA FC65-G yang keduanya digunakan dalam penelitian ini. Akhirnya, protokol terbaru terbit pada tahun 2024 yaitu IAEA TRS 398 Rev. 1 yang menetapkan secara sempurna protokol dalam menghitung dosis radiasi keluaran pesawat linac yang memiliki teknologi FFF seperti yang dioperasikan di klinik tempat penelitian ini berlangsung.

BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Metode Penelitian

Berdasarkan analisis yang digunakan, penelitian ini bersifat kuantitatif karena menggunakan metode matematis (fisika matematika) dan komputasi (fisika komputasi). Jika ditinjau dari tingkat eksplanasi, penelitian ini bersifat deskriptif dan asosiatif karena terdapat evaluasi terhadap nilai besaran fisika serta korelasi antarbesaran tersebut. Penelitian ini mengambil data primer dengan melakukan pengukuran langsung secara intensif pada bulan Januari—April 2025 yang berlokasi di ruang pesawat linac instalasi radioterapi RSUD dr. Mohamad Soewandhie. Selanjutnya, data primer tersebut diolah di Laboratorium Fisika Medis dan Biofisika Departemen Fisika ITS. Variabel dan parameter dalam besaran fisika pada penelitian ini akan diuraikan secara poin-poin sebagai berikut.

Variabel bebas:

- Radiasi foton sinar-X 6 MV dan 10 MV dengan mode *with flattening filter* (WFF) dan *flattening filter free* (FFF)
- *Percentage depth dose* (PDD)
- Kondisi lingkungan temperatur (T) dan tekanan (P)
- Bacaan dosimeter terukur ($M_{1,2}$) dalam nC

Parameter kontrol:

- *Source to surface distance* (SSD) 100 cm
- Ukuran *field size*, $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Kedalaman *scanning* PDD, 0 – 300 mm
- Sepasang nilai parameter spesifik dosimeter a dan b
- Kedalaman referensi, $z_{\text{ref}} = 10 \text{ g/cm}^2$
- Dosis kalibrasi dalam *monitor unit* (MU), 100 cGy per 100 MU
- Polarisasi tegangan, $V_1 = \pm 300 \text{ V}$ dan $V_2 = 100 \text{ V}$
- Nilai koefisien kuadratik a_0, a_1, a_2 , untuk V_1/V_2
- Nilai kalibrasi dosimeter ($N_{D,w}$) dalam Gy/nC

Besaran evaluator:

- Koreksi bacaan dosimeter ($k_{TP}, k_{elec}, k_{pol}, k_s, k_{vol}$)
- Deviasi dosis (%)
- *Percent difference* (%)

Variabel terikat/hasil:

- Indeks kualitas berkas Q menggunakan $TPR_{20,10}$

- Faktor koreksi kualitas berkas (k_Q)
- Bacaan dosimeter terkoreksi (M_Q) dalam nC
- Dosis serap kedalaman referensi $D_{w,Q}(z_{ref})$ dalam cGy
- Dosis serap maksimum $D_{w,Q}(z_{max})$ dalam cGy

3.2 Instrumen Penelitian

Penelitian ini menggunakan pesawat linac, fantom air, dosimeter *ion chamber*, dan elektrometer sebagai instrumen utama, sedangkan pengumpulan data pengukuran menggunakan perangkat lunak myQA Accept. Uraian instrumen penelitian secara lengkap akan dijabarkan melalui subbab berikut.

3.2.1 Pesawat Linac

Penelitian ini menggunakan pesawat linac sebagai sumber radiasi. Pesawat linac yang digunakan bermerek Linac Varian TrueBeam yang memiliki multi energi: radiasi foton sinar-X 6 MV dan 10 MV dengan mode WFF dan FFF; dan radiasi partikel elektron dengan energi 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV, dan 18 MeV. Adapun gambar dokumentasi pesawat linac dapat dilihat pada Gambar 3.1.

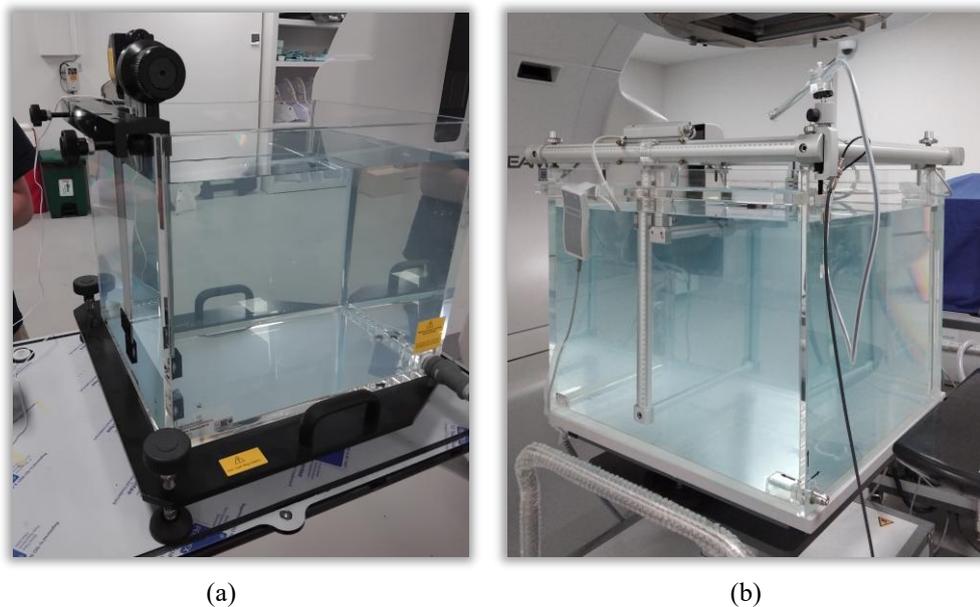


Gambar 3.1 Pesawat Linac Varian TrueBeam di Instalasi Radioterapi RSUD dr. Mohamad Soewandhie

3.2.2 Fantom Air

Pengukuran radiasi sinar-X dilakukan di medium air lebih tepatnya pada fantom air. Fantom air yang digunakan terdiri dari dua macam, yakni WP1D Water Phantom untuk pengukuran dosis serap dan Blue Phantom 2 untuk *relative dose*.

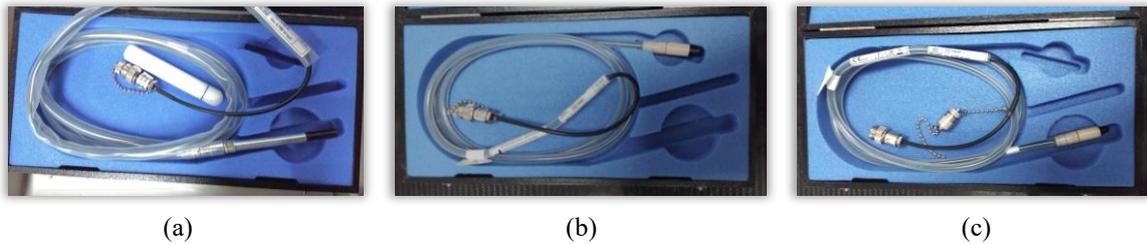
WP1D Water Phantom pada Gambar 3.2 (a) digunakan untuk mengukur besaran fisika dosis serap dengan spesifikasi: dimensi bagian dalam 40 cm (L) \times 34 cm (W) \times 35 cm (H), volume air 45 Liter, berat 11 kg, material dinding polymethyl methacrylate (PMMA), resolusi posisi / akurasi 0,1 mm / $\pm 0,2$ mm, dan kedapatulangan posisi $\pm 0,1$ mm. Sementara itu, Blue Phantom 2 pada Gambar 3.2 (b) digunakan untuk mengukur besaran fisika *relative dose* dengan spesifikasi: dimensi 675 mm (L) \times 645 mm (W) \times 560 mm (H), perkiraan volume air 200 Liter, berat tangki kosong 45 kg, material dinding *acrylic* dengan tebal 15 mm, *scanning volume* 480 mm (x) \times 480 mm (y) \times 410 mm (z), akurasi posisi $\pm 0,1$ mm, dan kedapatulangan posisi $\pm 0,1$ mm pada masing-masing sumbu xyz .



Gambar 3.2 Fantom air (a) WP1D Water Phantom dan (b) Blue Phantom 2

3.2.3 Dosimeter *Cylindrical Ion Chamber*

Radiasi sinar-X diukur menggunakan dosimeter *ion chamber* dengan jenis *cylindrical*. Terdapat tiga macam *cylindrical ion chamber* yang digunakan, yakni IBA FC65-G untuk pengukuran *absorbed dose* dan untuk pengukuran *relative dose* menggunakan IBA CC13 dan CC04.



Gambar 3.3 Dosimeter *cylindrical ion chamber* (a) IBA FC65-G, (b) IBA CC13 dan (c) IBA CC04

IBA FC65-G pada Gambar 3.3 (a) digunakan untuk mengukur besaran fisika dosis serap dengan spesifikasi: *cavity volume* 0,65 cm³, *cavity length* 23,1 mm, *cavity radius* 3,1 mm, material dinding graphite dengan tebal 0,073 g/cm², dan material elektroda aluminium. Kemudian, IBA CC13 pada Gambar 3.3 (b) digunakan untuk mengukur besaran fisika *relative dose* dengan spesifikasi: *cavity volume* 0,13 cm³, *cavity length* 5,8 mm, *cavity radius* 3 mm, material dinding C552 dengan tebal 0,07 g/cm², dan material elektroda C552. Selanjutnya, IBA CC04 pada Gambar 3.3 (c) digunakan sebagai dosimeter referensi saat pengukuran *relative dose* dengan spesifikasi: *cavity volume* 0,04 cm³, *cavity length* 3,6 mm, *cavity radius* 3 mm, material dinding C552 dengan tebal 0,07 g/cm², dan material elektroda C552. Selain itu, ketiga *ion chamber* tersebut memiliki karakteristik operasional: polaritas tegangan ± 300 V [max. ± 500 V], rentang temperatur 15 – 35 °C, dan rentang kelembapan 20 – 80 %.

3.2.4 Elektrometer

Pembacaan dari hasil pengukuran dosimeter ditampilkan melalui elektrometer secara digital. Elektrometer yang digunakan adalah IBA Dose 1 Electrometer seperti pada Gambar 3.4 dengan spesifikasi: *bias voltage* ± 500 V dengan pengaturan tiap 1 V, rentang temperatur 15 – 35 °C, rentang kelembapan 10 – 80 %, rentang muatan 40 pC – 1 C dengan resolusi 1 pC, rentang arus 40 pA – 1000 nA dengan resolusi 0,1 pA, dan akurasi pengulangan $\pm 0,2$ %.



Gambar 3.4 Elektrometer IBA Dose 1

3.2.5 Controller

Penggerak otomatis (*controll*) sekaligus elektrometer yang digunakan pada saat pengukuran *relative dose* bermerek IBA Common Control Unit (CCU) seperti pada Gambar 3.5 dengan spesifikasi: *time constant* 20 ms, rentang tegangan *basic input/output system* (BIOS) $\pm 0\text{ V} - \pm 500\text{ V}$, dan rentang sensitivitas 400 pA / 40 nA / 4 μA .



Gambar 3.5 IBA Control Common Unit

3.2.6 Termometer Ruangan

Termometer digunakan untuk mengukur temperatur ruangan saat pengukuran dosis serap pada koreksi temperatur dan tekanan (k_{TP}). Penelitian ini menggunakan termometer bermerek Keithley USA tipe 2700 seperti pada Gambar 3.6 dengan rentang pembacaan temperatur normal ruangan yaitu $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$ sampai $50\text{ }^{\circ}\text{C}$. Termometer tersebut mempunyai sertifikat kalibrasi 3297B-T-20 yang dikalibrasi di badan metrologi Slovakia.



Gambar 3.6 Termometer Keithley USA tipe 2700

3.2.7 Barometer Ruangan

Barometer digunakan untuk mengukur tekanan ruangan saat pengukuran dosis serap pada koreksi temperatur dan tekanan (k_{TP}). Penelitian ini menggunakan barometer bermerek Druck Limited England tipe DPI-141 seperti pada Gambar 3.7 dengan rentang pembacaan tekanan

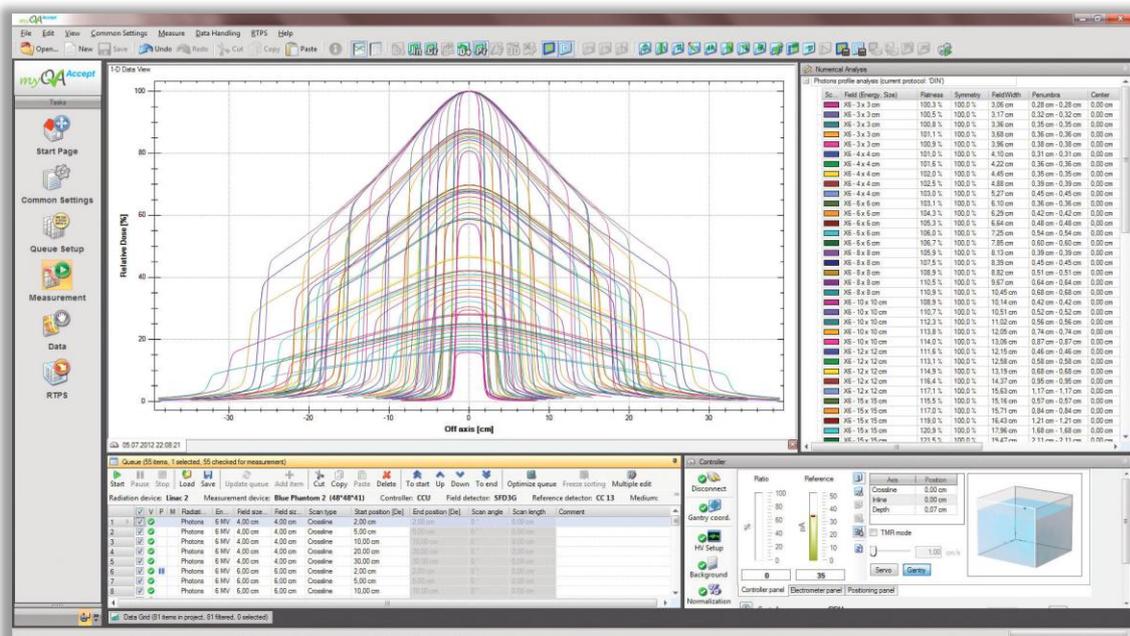
normal ruangan yaitu 950 Pa hingga 1050 Pa. Barometer tersebut mempunyai sertifikat kalibrasi 03066-630-017-21 yang dikalibrasi di Institut of Metrologi Slovak.



Gambar 3.7 Barometer Druck Limited England tipe DPI-141

3.2.8 Perangkat Lunak Pengumpul Data myQA Accept

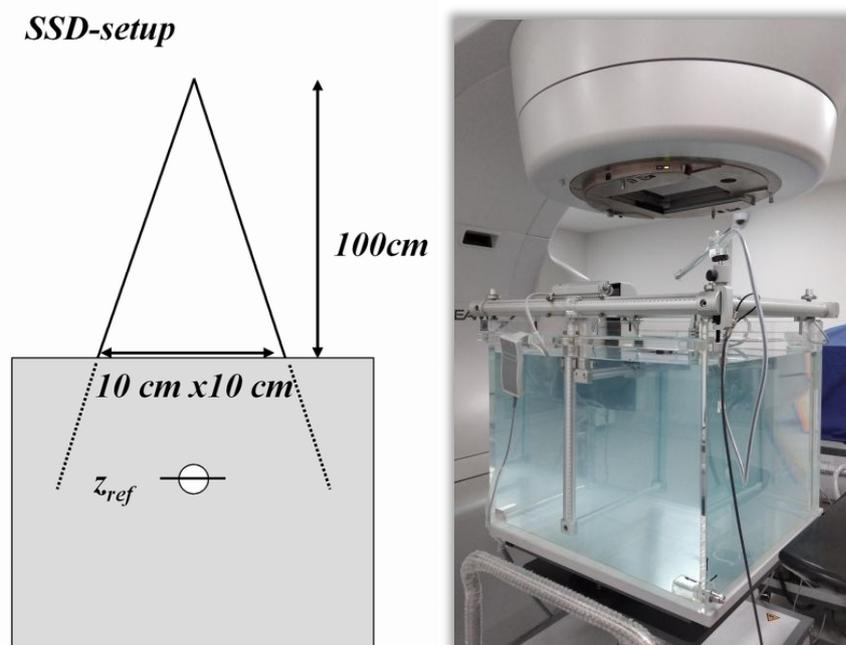
Perangkat lunak myQA Accept membantu memastikan kualitas sistem jaminan mutu (*quality assurance*, QA) dengan cara mengumpulkan data yang berasal dari pembacaan dosimeter yang ditampilkan oleh elektrometer. Perangkat ini memiliki kemampuan untuk mengolah dan menganalisis data QA sehingga dapat mengevaluasi kebenaran fungsional sistem radioterapi melalui hasil pengukuran dari elektrometer. *Interface* perangkat ini dapat dilihat pada Gambar 3.6.



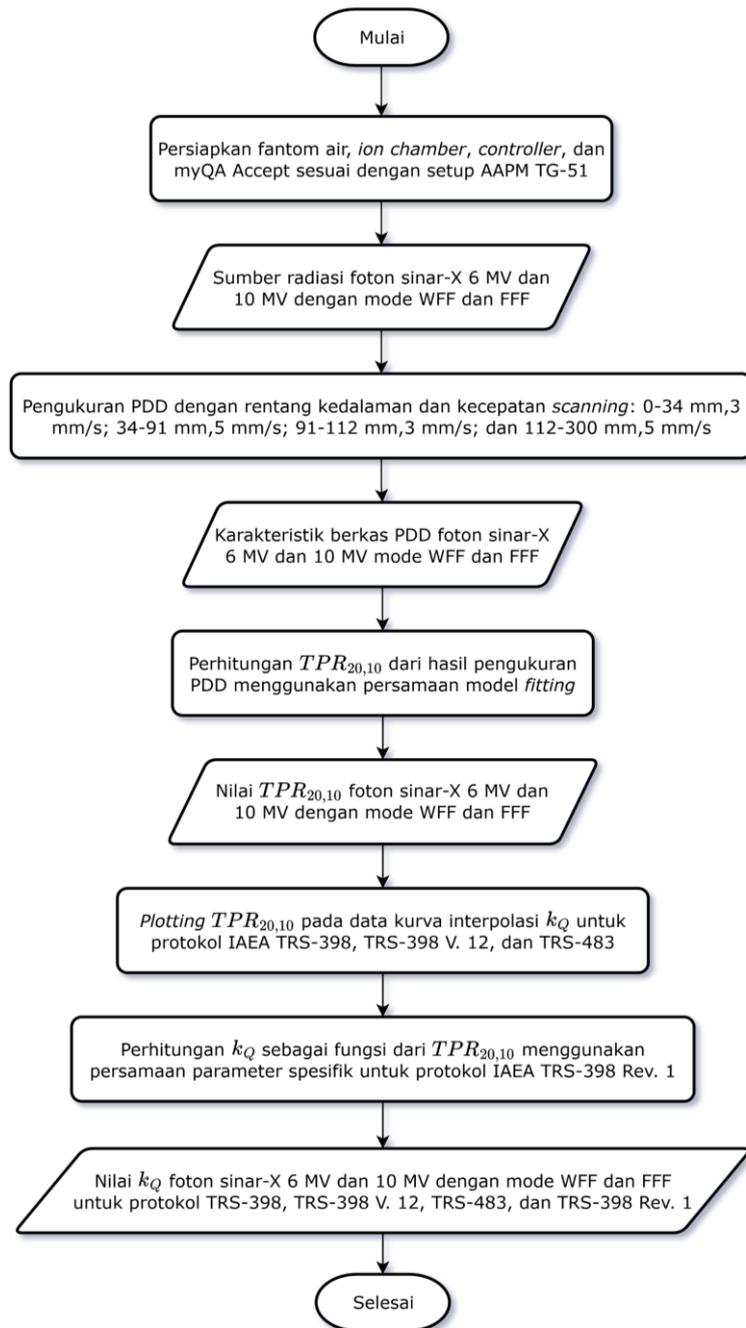
Gambar 3.8 Perangkat lunak myQA Accept

3.3 Pengukuran *Percentage Depth Dose* dan Perhitungan Data Dosimetri k_Q

Pengukuran *percentage depth dose* (PDD) menggunakan AAPM TG-51 (Almond dkk., 1999) sebagai panduan utama, tetapi protokol tersebut bersifat umum dan lawas/kuno sehingga perlu penyesuaian khusus pada setiap situasi dan kondisi lapangan, terlebih khususnya penelitian ini menggunakan berkas radiasi foton sinar-X bersifat *flattening filter free* (FFF) sebagai teknologi baru. Seperangkat instrumen yang digunakan dalam pengukuran ini berbeda secara keseluruhan dengan pengukuran output radiasi untuk dosis serap, kecuali pesawat linac sebagai sumber radiasi foton sinar-X. Prosedur diawali dengan mempersiapkan dan menyusun instrumen penelitian, dimulai dari meletakkan fantom air Blue Phantom 2 tepat di bawah *crosshair gantry* pesawat linac yang telah disetel dengan sudut *gantry* dan kolimator sebesar 0° . *Setting* dilakukan pada *setup source-to-surface distance* (SSD) dengan tambahan *ion chamber* IBA CC04 sebagai dosimeter referensi yang diletakkan di antara fantom air dan *gantry linac* seperti pada Gambar 3.9. *Ion chamber* IBA CC13 sebagai dosimeter utama (*field dosimetry*) yang berada di dalam fantom air secara otomatis digerakkan oleh *controll* IBA Common Control Unit (CCU) yang sekaligus merupakan elektrometer dalam pengukuran ini. Elektrometer tersebut terhubung melalui perangkat lunak myQA Accept yang dijalankan oleh komputer. Melalui myQA Accept, pengukuran PDD disetel pada rentang kedalaman dan kecepatan *scanning* secara berurutan: 0 – 34 mm, 3 mm/s ; 34 – 91 mm, 5 mm/s ; 91 – 112 mm, 3 mm/s; dan 112 – 300 mm, 5 mm/s. Pengukuran ini dilakukan pada sumber foton sinar-X 6 MV dan 10 MV dengan mode WFF dan FFF. Pengukuran ini secara keseluruhan dapat dilihat pada diagram alir Gambar 3.10.



Gambar 3.9 Ilustrasi (kiri) dan Dokumentasi (kanan) *Setup* Pengukuran *Relative Dose*.



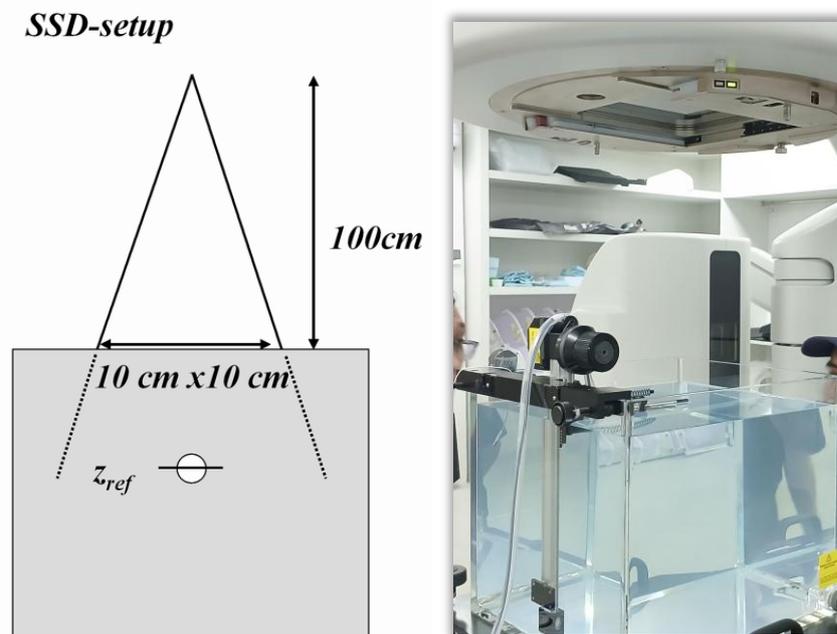
Gambar 3.10 Diagram alir pengukuran PDD dan perhitungan data dosimetri k_Q

Nilai rasio PDD antara kedalaman 20 cm dan 10 cm ($PDD_{(20,10)}$) yang didapatkan dari pengukuran kemudian disubstitusi ke dalam persamaan yang menghubungkan antara $PDD_{(20,10)}$ dan *tissue-phantom ratio* pada kedalaman 20 cm dan 10 cm ($TPR_{20,10}$) yang merupakan indeks kualitas berkas (Q) pada protokol IAEA. Hasil perhitungan $TPR_{20,10}$ kemudian akan di-plotting pada kurva interpolasi faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) untuk mendapatkan nilai k_Q pada mode foton tersebut. Kurva tersebut berasal dari tabel k_Q sebagai fungsi dari $TPR_{20,10}$ pada IAEA TRS-398, TRS-398, TRS-483. Sementara itu, protokol IAEA TRS-398 Rev. 1

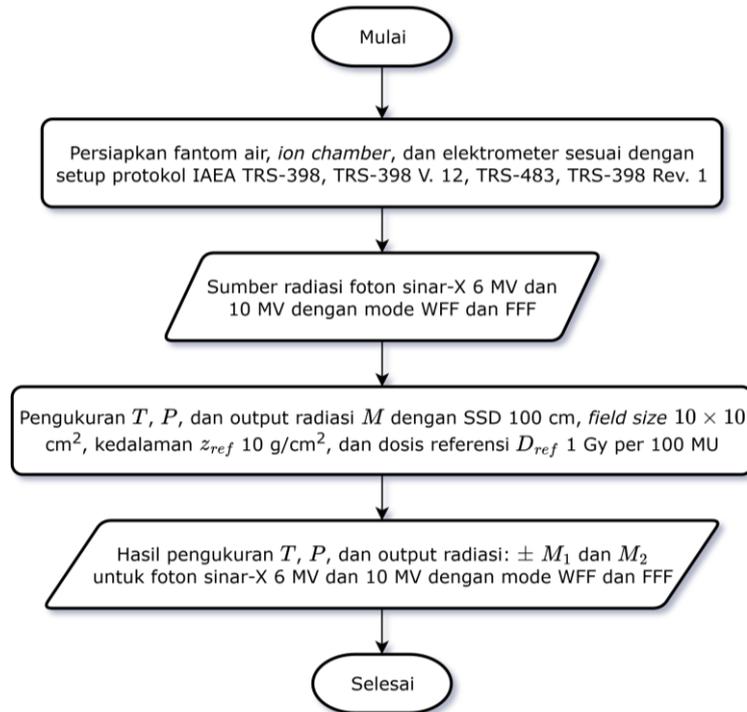
menggunakan persamaan yang dikembangkan oleh Pedro Andreo melalui nilai parameter spesifik untuk *ion chamber* IBA FC65-G (Andreo dkk., 2020). Secara keseluruhan urutan langkah subbab 3.3 dapat dilihat melalui diagram alir pada Gambar 3.10.

3.4 Pengukuran Bacaan Dosimeter (M_i) Foton Sinar-X Pesawat Linac

Pengukuran selanjutnya mengukur *doseimeter reading* $\pm M_1$ dan M_2 dalam satuan (nC) yang diterima IBA FC65-G dengan *setup* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.11, yakni jarak antara sumber radiasi dan dosimeter *ion chamber* menggunakan *setup source-to-surface distance* (SSD) 100 cm; luas lapangan radiasi *field size* $10 \times 10 \text{ cm}^2$, kedalaman *ion chamber* z_{ref} 10 g/cm², dan dosis keluaran pesawat linac sesuai kalibrasi output $D_{\text{ref}} = 1 \text{ Gy}$ per 100 MU. Pengukuran dimulai dengan mengukur kondisi lingkungan, yaitu temperatur (T) dan tekanan (P). Terdapat beberapa penyesuaian dan kondisi pengukuran seperti posisi sensitif *cavity* dosimeter FC65-G sedapat mungkin pada area distribusi dosis yang seragam. Dosis keluaran pesawat linac kemudian disetel sesuai kalibrasi output ($D_{\text{ref}} = 1 \text{ Gy}$ per 100 MU) pada pengukuran M_1 dengan tegangan elektrometer $\pm 300 \text{ V}$ dan M_2 dengan tegangan elektrometer 100 V. Masing-masing pengukuran dilakukan pada foton sinar-X 6 MV dan 10 MV dengan mode WFF dan FFF sehingga menghasilkan empat tabel dengan total pengukuran M berjumlah 36 dalam satuan nC yang ditampilkan melalui elektrometer. Pengukuran pada subbab 3.4 ini secara keseluruhan dapat dilihat pada diagram alir Gambar 3.12.



Gambar 3.11 Ilustrasi (kiri) dan Dokumentasi (kanan) *Setup* Pengukuran $\pm M_1$ dan M_2 .



Gambar 3.12 Diagram alir pengukuran bacaan dosimeter (M_i)

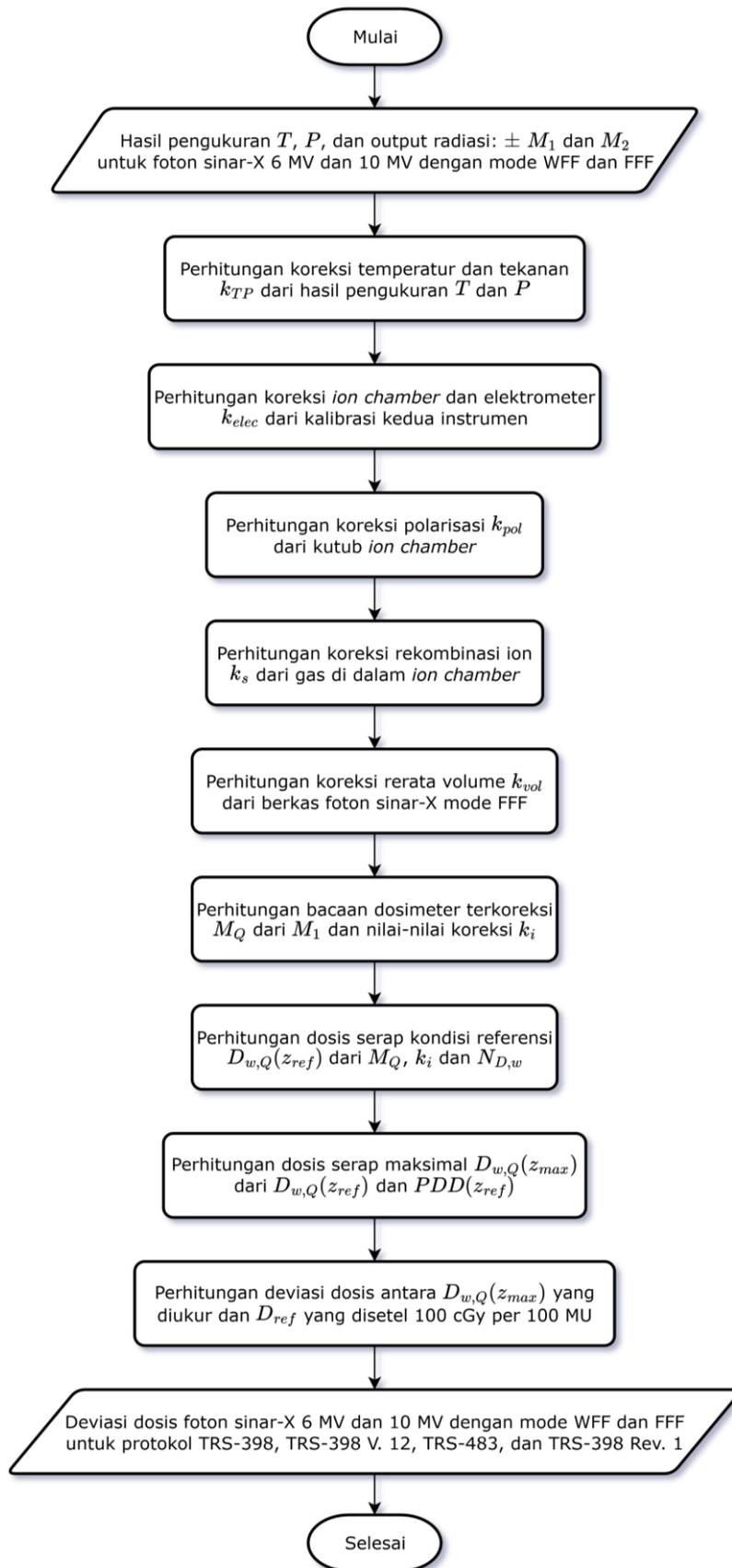
3.5 Perhitungan Dosimeter Terkoreksi (M_Q) dan Dosis Serap ($D_{w,Q}$)

Hasil pengukuran output radiasi $\pm M_1$ dan M_2 akan dilanjutkan dengan perhitungan koreksi sebagai bentuk dari pengolahan data. Terdapat lima perhitungan koreksi, yakni k_{TP} , k_{elec} , k_{pol} , k_s , dan k_{vol} . Hasil perhitungan lima nilai koreksi tersebut dikalikan dengan nilai bacaan dosimeter terukur M_1 sehingga dihasilkan nilai bacaan dosimeter terkoreksi M_Q .

Perhitungan nilai dosis serap $D_{w,Q}(z_{ref})$ dan $D_{w,Q}(z_{max})$ adalah akhir dari prosedur tahap ini. $D_{w,Q}(z_{ref})$ didapatkan dari hasil kali nilai kalibrasi dosimeter $N_{D,w,Q}$ dan dua hasil perhitungan sebelumnya k_Q dan M_Q , sedangkan $D_{w,Q}(z_{max})$ didapatkan dari hasil kali 100 MU, $D_{w,Q}(z_{ref})$, dan $PDD(z_{ref})$. Hasil perhitungan $D_{w,Q}(z_{max})$ yang didapat kemudian dilanjutkan dengan perhitungan deviasi dosis terhadap D_{ref} (1 Gy per 100 MU) menggunakan rumus error. Perhitungan pada subbab 3.5 ini dapat dilihat pada diagram alir Gambar 3.13.

3.6 Perhitungan Implikasi Perbedaan k_Q terhadap Perbedaan Deviasi Dosis

Hasil perhitungan nilai koreksi k_Q pada subbab 3.3 dan hasil perhitungan deviasi dosis pada subbab 3.5 akan dievaluasi menggunakan analisis *percent difference*. Analisis tersebut akan memperlihatkan perbedaan antarnilai k_Q dan antarnilai deviasi dosis dari berbagai protokol terhadap k_Q dan deviasi dosis yang dimiliki TRS-398 Rev. 1. Melalui hasil analisis *percent diff.*, evaluasi akan menunjukkan seberapa besar perbedaan antarnilai k_Q yang berkontribusi terhadap deviasi dosis.



Gambar 3.13 Diagram alir perhitungan dosis serap dan deviasi dosis

BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN

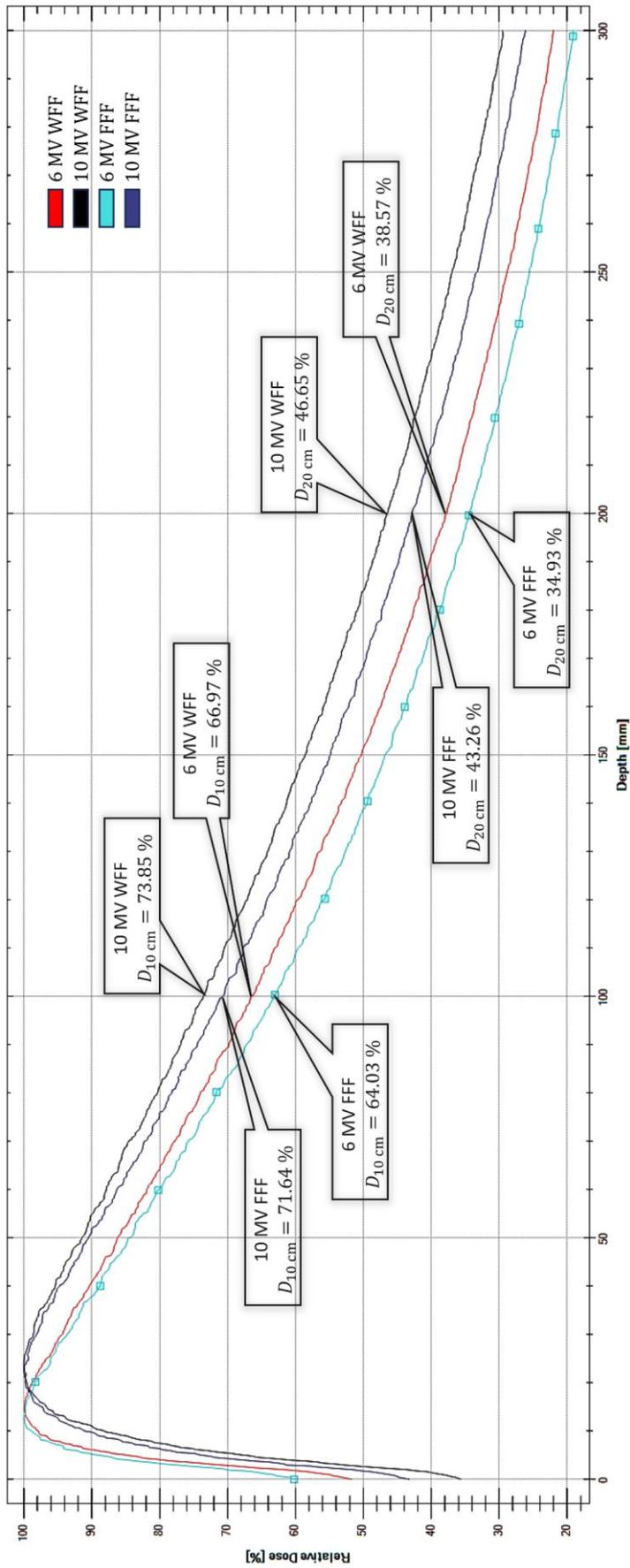
4.1 Analisis Hasil *Percentage Depth Dose* (PDD) dan Data Dosimetri k_Q

Terdapat dua langkah berurutan sebagaimana yang telah dijelaskan pada subbab 3.3, yakni pengukuran *percentage depth dose* (PDD) dan perhitungan faktor koreksi kualitas berkas (k_Q). Adapun hasil pengukuran dan perhitungan akan diuraikan melalui subbab berikut ini.

4.1.1 Hasil Pengukuran *Percentage Depth Dose* (PDD)

Hasil pengukuran PDD pada foton sinar-X 6 MV dan 10 MV dengan mode WFF dan FFF dapat dilihat pada Gambar 4.1. Kurva PDD menggambarkan distribusi dosis kedalaman yang diterima oleh fantom air terhadap dosis maksimal $D_{z_{\max}} = 100\%$. Karakteristik kurva PDD menaik tajam dari permukaan ($z_0 = 0$ cm) sampai dosis maksimal pada kedalaman tertentu (z_{\max}) kemudian kurva menurun perlahan sampai seterusnya. Daerah tempat terjadinya kenaikan dosis disebut *build-up region*, sedangkan daerah terjadinya penurunan dosis disebut *fall-off region*. Ketika foton sinar-X memasuki permukaan medium air, terjadi interaksi antara radiasi dan materi, yakni efek fotolistrik, hamburan Compton, *pair production*. Interaksi tersebut menghasilkan elektron sekunder yang memberi dosis utama sehingga disebut *direct radiation*, sedangkan foton sinar-X merupakan *indirect radiation* yang tidak secara langsung memberi dosis utama pada medium. Makin dalam foton sinar-X merambat makin banyak elektron sekunder yang dihasilkan sehingga hal tersebut membuat kenaikan dosis pada *build-up region*. Setelah dosis maksimal tercapai, produksi elektron sekunder berkurang karena foton sinar-X berkurang akibat pengaruh atenuasi medium dan *inverse square law* yang merupakan hukum alam. Hal tersebut mengakibatkan penurunan dosis utama yang diberikan elektron sekunder pada *fall-off region* (Khan, 2019).

Kurva PDD sebenarnya adalah gabungan dari ketiga kurva: atenuasi, *inverse square law*, dan *build-up dose*, sehingga ketika ketiga kurva tersebut digabung maka kurva gabungannya akan berbentuk seperti kurva PDD yang didapatkan dalam pengukuran ini. Hal tersebut juga membuktikan bahwa hasil pengukuran ini sesuai dengan konsep dan teori yang berlaku, yakni distribusi dosis menaik tajam pada *build-up region* dan menurun perlahan pada *fall-off region* setelah dari dosis maksimal. Kurva PDD pada *fall-off region* kemudian dilabeli dengan persentase dosis $D_{10\text{ cm}}$ dan $D_{20\text{ cm}}$ pada kedalaman masing-masing 10 cm dan 20 cm seperti yang diperlihatkan pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Grafik *percentage depth dose* foton sinar-X 6 MV dan 10 MV dengan mode WFF dan FFF

Hasil pengukuran PDD yang diperoleh dari Gambar 4.1 kemudian dikonversi ke dalam $TPR_{20,10}$ melalui Persamaan (4.1) yang merupakan hasil *fitting* empiris dari berbagai eksperimental dan simulasi (IAEA, 2000).

$$TPR_{20,10} = 1.2661 PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (4.1)$$

Hasil perhitungan Persamaan (4.1) dapat dilihat pada Tabel 4.1. Terlihat bahwa nilai $TPR_{20,10}$ dari mode *with filter flattening* (WFF) lebih tinggi ketimbang mode *flattening filter free* (FFF). Hal tersebut juga direpresentasikan lewat kurva PDD yang berbanding lurus dengan $TPR_{20,10}$ ketika dihitung melalui Persamaan (4.1). Mode WFF memiliki indeks kualitas berkas ($TPR_{20,10}$) yang lebih tinggi dari mode FFF karena berkas mode WFF mengalami pengerasan *beam hardening* akibat adanya *flattening filter*. Fenomena *beam hardening* membuat rerata energi menjadi tinggi karena energi yang rendah terserap oleh filter demi membentuk berkas foton menjadi kotak/datar, sedangkan mode FFF memiliki rerata energi yang sama dari segala sisi dan mempunyai bentuk alami seperti kurva distribusi Gaussian. Fenomena tersebut membuat tingkat penetrasi mode WFF lebih tinggi dari FFF dalam MV yang sama sehingga nilai $TPR_{20,10}$ meningkat.

Tabel 4.1 Hasil perhitungan *tissue-phantom ratio* $TPR_{20,10}$ sebagai indeks kualitas berkas

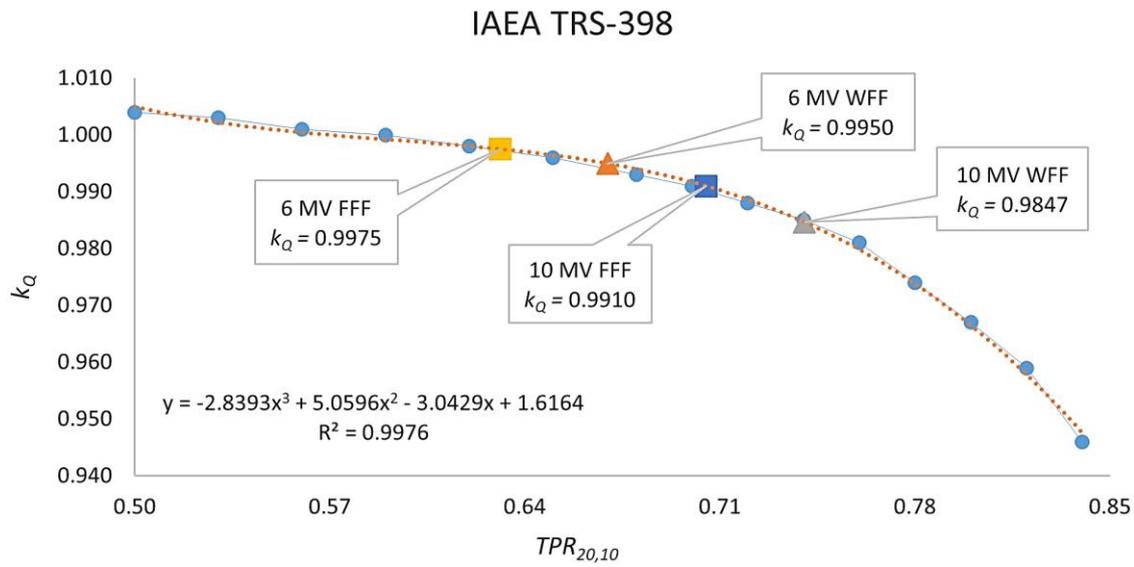
Foton sinar-X	$PDD_{20,10}$	$TPR_{20,10}$
6 MV WFF	0.5759	0.6697
10 MV WFF	0.6317	0.7403
6 MV FFF	0.5455	0.6312
10 MV FFF	0.6039	0.7050

$TPR_{20,10}$ dipilih sebagai indeks kualitas berkas karena dosis pada kedalaman 10 cm dan 20 cm merepresentasikan spektrum energi efektif. Kedalaman tersebut juga berada relatif jauh dari *build-up region* sehingga dosis cenderung lebih stabil dan elektron sekunder telah mencapai kesetimbangan “*transient charge particle equilibrium*”. Tabel 4.1 memperlihatkan semua $TPR_{20,10}$ memiliki nilai lebih tinggi dari > 0.57 yang merupakan nilai $TPR_{20,10}$ dari foton sinar- γ ^{60}Co . Hal ini menjadi salah satu indikasi pengukuran dilakukan dengan sangat baik karena $TPR_{20,10}$ yang dimiliki pesawat linac harus lebih tinggi dari pesawat teleterapi ^{60}Co berdasarkan teori dan konsep yang berlaku (IAEA, 2024). Perhitungan ini memperlihatkan nilai $TPR_{20,10}$ dari pesawat linac dalam kondisi baik dan dalam rentang yang seharusnya.

4.1.2 Hasil Perhitungan Faktor Koreksi Kualitas Berkas (k_Q)

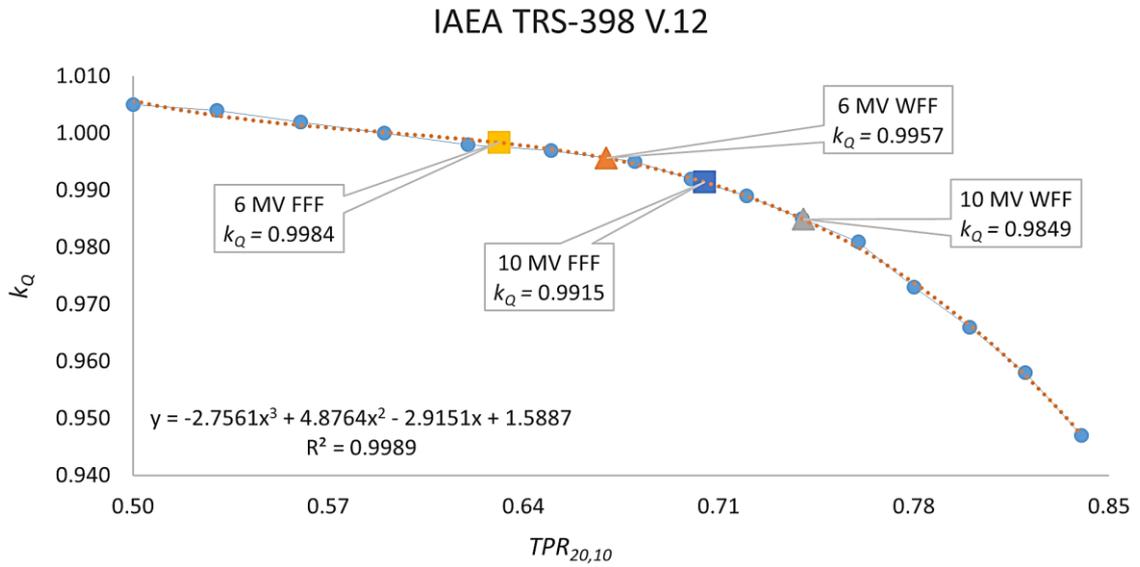
Hasil interpolasi data faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) dari protokol IAEA TRS-398 (Lampiran A) dapat dilihat pada Gambar 4.2. Garis interpolasi data k_Q dihubungkan dan dimodelkan untuk menghasilkan kurva *fitting* yang paling cocok yaitu $R^2 \approx 1$. Persamaan

kurva *fitting* yang didapat menjadi nilai k_Q sebagai fungsi dari $TPR_{20,10}$. Selanjutnya, nilai $TPR_{20,10}$ pada Tabel 4.1 di-*plotting* pada kurva *fitting* fungsi k_Q . Dengan cara yang serupa diterapkan pada protokol TRS-398 V.12 melalui data k_Q pada Lampiran B, sedangkan khusus untuk data k_Q TRS-483 pada Lampiran C hanya berlaku untuk foton sinar-X mode FFF. Adapun hasil *plotting* $TPR_{20,10}$ pada kurva *fitting* fungsi k_Q dapat dilihat pada Gambar 4.3 untuk TRS-398 V.12, sedangkan Gambar 4.4 adalah kurva *fitting* fungsi k_Q untuk TRS-483.

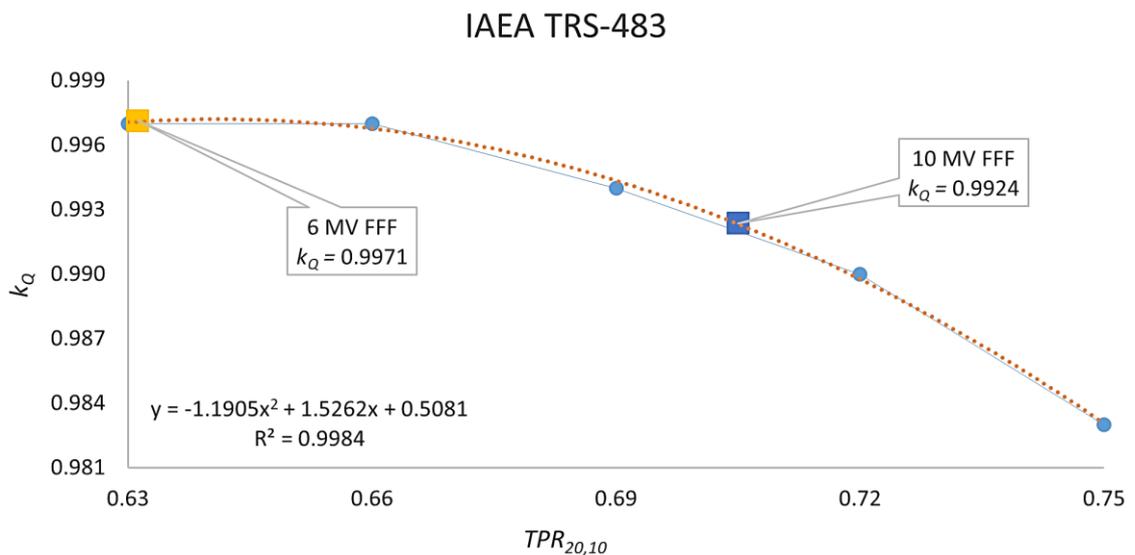


Gambar 4.2 Kurva faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) protokol IAEA TRS-398

Nilai k_Q pada Gambar 4.2—4.4 menurun ketika indeks kualitas berkas $TPR_{20,10}$ bertambah yang artinya energi dan daya tembus foton sinar-X bertambah. Hal tersebut karena k_Q mengacu pada berkas ^{60}Co ($k_Q = 1$) yang memiliki rerata energi sinar- γ sebesar 1.25 MeV sehingga sumber radiasi berasal dari energi yang lebih tinggi membuat faktor koreksi kualitas berkas bernilai $k_Q < 1$, sedangkan sumber radiasi yang lebih rendah dari ^{60}Co akan menghasilkan nilai $k_Q > 1$. Akibatnya, kurva interpolasi k_Q menurun ketika nilai $TPR_{20,10}$ bertambah besar. Dalam hal ini pesawat linac menggunakan foton sinar-X 6 MV dan 10 MV yang lebih besar dari sinar- γ ^{60}Co (TPR linac $>$ TPR ^{60}Co). Data kurva interpolasi k_Q sesuai dengan konsep dan menunjukkan nilai kurva *fitting* $R^2 \approx 1$ pada persamaan di dalam Gambar 4.2—4.4. Maka dari itu, hasil *plotting* data melalui kurva interpolasi menunjukkan kesesuaian teori dan konsep.



Gambar 4.3 Kurva faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) protokol IAEA TRS-398 V.12



Gambar 4.4 Kurva faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) protokol IAEA TRS-483

Nilai k_Q pada protokol IAEA TRS-398 Rev. 1 tidak didapatkan melalui kurva interpolasi, melainkan melalui Persamaan (4.2) yang merupakan perubahan inti dari protokol terbaru ini.

$$k_Q(TPR_{20,10}) = \frac{1 + e^{\left(\frac{a-0.57}{b}\right)}}{1 + e^{\left(\frac{a-TPR_{20,10}}{b}\right)}} \quad (4.2)$$

Pada tahun 2020, Andreo dkk. mempublikasi penelitian yang mengubah nilai k_Q dari protokol-protokol sebelumnya (Andreo dkk., 2020). Persamaan (4.2) juga dipengaruhi oleh adanya sepasang nilai parameter spesifik a dan b yang dihasilkan dari data simulasi Monte Carlo dan

pengukuran eksperimental. Sepasang nilai parameter spesifik $a = 1.09752$ dan $b = -0.09642$ untuk *ion chamber* IBA FC65-G (Lampiran D) menghasilkan nilai k_Q pada TRS-398 Rev. 1 yang dapat dilihat pada Tabel 4.2.

Tabel 4.2 Hasil perhitungan faktor koreksi kualitas berkas (k_Q)

Foton sinar-X	Parameter uji	k_Q
6 MV WFF	TRS-398	0.9950
	TRS-398 V.12	0.9957
	TRS-398 Rev. 1	0.9925
10 MV WFF	TRS-398	0.9847
	TRS-398 V.12	0.9849
	TRS-398 Rev. 1	0.9801
6 MV FFF	TRS-398	0.9975
	TRS-398 V.12	0.9984
	TRS-483	0.9971
	TRS-398 Rev. 1	0.9963
10 MV FFF	TRS-398	0.9910
	TRS-398 V.12	0.9915
	TRS-483	0.9924
	TRS-398 Rev. 1	0.9874

Faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) pada Tabel 4.2 bersifat unik karena hanya punya satu nilai untuk sepasang sumber radiasi pesawat linac dan dosimeter *ion chamber*. Nilai k_Q tidak bergantung oleh nilai kalibrasi $N_{D,w}$ sehingga penentuan faktor kualitas berkas dapat dilakukan terlebih dahulu tanpa dosimeter yang terkalibrasi. Hal tersebut karena nilai k_Q semata-mata hanya bergantung pada kualitas berkas $TPR_{20,10}$ yang dimiliki pesawat linac.

Nilai k_Q pada Tabel 4.2 harus dihitung dengan sangat akurat dan presisi karena nilai tersebut akan berdampak pada perhitungan dosis serap ($D_{w,Q}$) yang merupakan hasil perkalian dari berbagai faktor, salah satunya nilai kualitas berkas k_Q . Implikasi tersebut tidak hanya berakhir pada $D_{w,Q}$, tetapi juga berujung pada karakteristik berkas radiasi yang kemudian digunakan dalam perhitungan *treatment planning system* (TPS) sehingga akan berdampak langsung pada pasien.

Dalam praktiknya nilai k_Q dapat dihitung dengan berbagai metode indeks kualitas berkas (Q): *tissue-phantom ratio* ($TPR_{20,10}$), *percentage depth dose* pada kedalaman 10 cm ($PDD(10)x$), *percentage depth dose* pada kedalaman dosis 80 % dari dosis maksimal (*80% depth dose*), dan *dual parameters specifiers*. Walaupun metode tersebut berbeda-beda

beserta aturan perhitungan yang dimiliki berbeda, metode-metode tersebut akan merujuk pada satu nilai k_Q yang sama.

Di dalam protokol TRS-398 Rev. 1 terjadi perubahan nilai k_Q pada dosimeter terdahulu dan penambahan nilai k_Q pada dosimeter terbaru, termasuk IBA FC65-G yang digunakan dalam penelitian ini. Dengan demikian, penelitian ini memberikan rujukan terbaru kepada fasyankes agar beralih ke data dosimetri k_Q terbaru pada protokol IAEA TRS-398 Rev. 1 walaupun pada Tabel 4.2 terlihat perbedaan k_Q hanya berkisar pada orde 10^{-4} . Perbedaan kecil ini akan dianalisis lebih lanjut pada subbab berikutnya untuk mengetahui apakah perbedaan sekecil dapat berpengaruh signifikan atau tidak.

4.2 Analisis Hasil Pengukuran Nilai Bacaan Dosimeter (M_i) Foton Sinar-X

Pengukuran nilai bacaan dosimeter (M_i) foton sinar-X dilakukan sesuai dengan *setup* yang telah dijelaskan pada subbab 3.4. Pengukuran ini dilakukan sebanyak sembilan kali untuk masing-masing variasi yang menghasilkan satu tabel pengukuran. Hasil pengukuran tersebut ditulis pada Tabel 4.3—4.6 yang dilakukan pada variasi foton sinar-X 6 MV dan 10 MV dengan mode WFF dan FFF.

Nilai bacaan dosimeter (M_i) pada Tabel 4.3—4.6 adalah besaran yang menjelaskan jumlah muatan listrik yang tercipta dari ion positif dan negatif yang terionisasi akibat radiasi pengion. Ion-ion tersebut bergerak menuju elektroda positif dan negatif pada *central electrode* atau *wall electrode*. Pergerakan ion-ion tersebut menghasilkan arus listrik kecil sehingga besaran output radiasi adalah nanoCoulomb (nC). Dengan demikian, hasil pengukuran M_i dapat dilihat pada Tabel 4.3—4.6.

Tabel 4.3 Hasil pengukuran output radiasi foton sinar-X 6 MV WFF dengan tegangan $V_1/V_2 = 300$

Data	T (°C)	P (kPa)	M_1		M_2 (nC)
			M_+ (nC)	M_- (nC)	
I	21.2	101.06	13.88	13.97	13.78
II			13.89	13.96	13.78
III			13.88	13.95	13.79
Mean	21.2	101.06	13.883	13.960	13.783

Hasil pengukuran kondisi lingkungan temperatur (T) dan tekanan (P) pada Tabel 4.3—4.6 menunjukkan nilai sama pada setiap variasi pengukuran. Hal tersebut mengindikasikan kestabilan pendingin ruangan (*air conditioner*) bekerja dengan baik sehingga setiap pengukuran memungkinkan memiliki T dan P yang sama walaupun diukur dalam waktu yang berbeda. Kondisi lingkungan ini juga penting dalam menjaga suhu pesawat linac yang tinggi ketika mengeluarkan radiasi dengan energi yang besar dalam durasi yang panjang. Namun, kestabilan kondisi lingkungan tersebut tetap saja mempunyai nilai faktor koreksi temperatur tekanan

(k_{TP}) ketika diperhitungkan sebagai faktor pengali dari nilai bacaan dosimeter (M_Q). Dengan demikian, hasil pengukuran T dan P menunjukkan kondisi lingkungan yang baik dan layak dalam penelitian.

Tabel 4.4 Hasil pengukuran output radiasi foton sinar-X 10 MV WFF dengan tegangan $V_1/V_2 = 300$

Data	T (°C)	P (kPa)	M_1		M_2 (nC)
			M_+ (nC)	M_- (nC)	
I	21.2	101.06	15.56	15.60	15.40
II			15.56	15.58	15.41
III			15.56	15.59	15.41
Mean	21.2	101.06	15.560	15.590	15.407

Nilai bacaan dosimeter M_1 dilakukan dengan tegangan $V_1 = \pm 300$ V pada dua polaritas, yakni M_+ dan M_- . Hal ini dilakukan untuk menghindari bias pengukuran akibat orientasi kutub elektroda pada *ion chamber* yang tidak pernah tetap, bisa saja *central electrode* (+) dan *wall electrode* (-), atau sebaliknya. Maka dari itu, pengukuran dilakukan dua kali pada M_+ dan M_- . Hasil pengukuran ini akan dipakai untuk mengoreksi pengaruh polaritas (k_{pol}) yang menyebabkan sedikit perbedaan pada distribusi muatan yang tidak simetris. Ketidaksimetrian tersebut juga terlihat saat nilai bacaan dosimeter M_- lebih tinggi ketimbang M_+ . Dengan demikian, hasil pengukuran M_+ dan M_- pada Tabel 4.3—4.6 akan digunakan pada koreksi polaritas k_{pol} .

Tabel 4.5 Hasil pengukuran output radiasi foton sinar-X 6 MV FFF dengan tegangan $V_1/V_2 = 300$

Data	T (°C)	P (kPa)	M_1		M_2 (nC)
			M_+ (nC)	M_- (nC)	
I	21.2	101.06	13.25	13.30	13.06
II			13.26	13.30	13.06
III			13.25	13.30	13.06
Mean	21.2	101.06	13.253	13.300	13.060

Hasil pengukuran nilai bacaan dosimeter menggunakan dua tegangan, yakni $V_1 = 300$ V untuk M_1 dan $V_2 = 100$ V untuk M_2 . Tegangan ini diberikan oleh elektrometer untuk *ion chamber* agar dapat menggerakkan ion positif ke elektroda negatif dan ion negatif ke elektroda positif. Pergerakan ion-ion tersebut menghasilkan arus listrik yang diukur dalam jumlah muatan nC. Hasil pengukuran dari dua tegangan yang berbeda M_1 dan M_2 akan dipakai untuk mengoreksi pengaruh rekombinasi ion (k_s). Dengan demikian, hasil pengukuran M_1 dan M_2 pada Tabel 4.3—4.6 akan digunakan pada koreksi polaritas k_s .

Tabel 4.6 Hasil pengukuran output radiasi foton sinar-X 10 MV FFF dengan tegangan $V_1/V_2 = 300$

Data	T (°C)	P (kPa)	M_1		M_2 (nC)
			M_+ (nC)	M_- (nC)	
I			14.83	14.87	14.41
II	21.2	101.06	14.82	14.86	14.42
III			14.83	14.85	14.42
Mean	21.2	101.06	14.827	14.860	14.417

Hasil pengukuran Tabel 4.3—4.6 menunjukkan variasi pengukuran yang kecil dengan orde 10^{-2} pada nilai bacaan dosimeter: M_+ , M_- , M_2 , bahkan beberapa besaran seperti T dan P bernilai sama pada setiap pengukuran. Dengan demikian, penelitian ini menunjukkan alat ukur yang digunakan memiliki tingkat akurasi dan presisi yang tinggi sehingga dapat meminimalisasi eror yang toleransinya sangat kecil dalam radioterapi.

4.3 Analisis Hasil Dosimeter Terkoreksi (M_Q) dan Dosis Serap ($D_{w,Q}$)

Terdapat dua langkah berurutan sebagaimana yang telah dijelaskan pada subbab 3.5, yakni perhitungan koreksi pengaruh (k_i) untuk mendapatkan bacaan dosimeter terkoreksi (M_Q) dan perhitungan dosis serap ($D_{w,Q}$) untuk mendapatkan deviasi dosis. Adapun hasil perhitungan akan diuraikan melalui subbab berikut ini.

4.3.1 Hasil Perhitungan Dosimeter Terkoreksi (M_Q)

Setelah pengambilan data pengukuran pada Tabel 4.3—4.6, proses selanjutnya adalah pengolahan data untuk mendapatkan dosimeter terkoreksi (M_Q) yang berasal dari hasil kali nilai bacaan dosimeter (M_i) dan koreksi pengaruh (k_i). Berikut ini akan dibahas satu persatu koreksi-koreksi k_i melalui langkah-langkah pengerjaan dalam bentuk paragraf.

Langkah pertama, perhitungan nilai koreksi temperatur dan tekanan (k_{TP}). koreksi ini adalah perhitungan yang menghasilkan galat bacaan dosimeter antara nilai terukur dan aktual ketika terjadi perbedaan kondisi lingkungan antara saat dosimeter dikalibrasi dan saat dosimeter digunakan untuk pengukuran. Nilai k_{TP} dapat dihitung dengan rasio perbedaan temperatur antara T dan T_0 yang masing-masing ditambah dengan 273,15 sebagai konversi satuan °C ke K, kemudian dikalikan dengan rasio perbedaan tekanan udara antara P dan P_0 :

$$k_{TP} = \frac{(273,15 + T)}{(273,15 + T_0)} \times \frac{P_0}{P} \quad (4.3)$$

Persamaan (4.3) memiliki sifat bilangan riil tanpa satuan dengan rentang nilai koreksi lebih dari nol. Galat akan semakin kecil ketika k_{TP} mendekati nilai satu baik dari kiri maupun kanan. Hal tersebut karena nilai $k_{TP} = 1$ menginterpretasikan tidak ada perbedaan kondisi lingkungan antara saat dosimeter dikalibrasi dan saat dosimeter digunakan untuk pengukuran sehingga nilai

galat bacaan dosimeter antara nilai terukur dan aktual semakin kecil. Dalam praktiknya fismed tidak perlu menyamakan kondisi lingkungan pengukuran dengan saat waktu dosimeter dikalibrasi demi mendapatkan nilai $k_{TP} = 1$.

Langkah kedua, nilai koreksi faktor kalibrasi elektrometer (k_{elec}). Koreksi ini adalah galat antara nilai yang dibaca oleh dosimeter dan nilai yang ditampilkan oleh elektrometer. Nilai k_{elec} pada persamaan (4.4) didapatkan dari koreksi yang menghubungkan antara *ion chamber* dan elektrometer.

$$k_{elec} = 1 \quad (4.4)$$

k_{elec} dapat bernilai skalar dengan satuan $\frac{nC}{rdg}$ atau bersifat bilangan riil tanpa satuan dengan rentang nilai lebih dari nol. Galat akan semakin kecil ketika k_{elec} mendekati nilai satu baik dari kiri maupun kanan atau ketika koreksi tepat bernilai sama dengan satu. Hal tersebut karena nilai $k_{elec} \approx 1$ menginterpretasikan apa yang dibaca dosimeter hampir sama persis dengan yang ditampilkan elektrometer, sedangkan nilai $k_{elec} = 1$ menginterpretasikan proses kalibrasi elektrometer dilakukan bersamaan dengan dosimeter. Dalam artian, hasil bacaan dosimeter menggunakan elektrometer tersebut sewaktu dikalibrasi. Dalam praktiknya tidak jarang nilai $k_{elec} \neq 1$ karena proses kalibrasi dosimeter dilakukan terpisah dengan elektrometer dan tidak jarang juga dosimeter tidak sepaket/semerek dengan elektrometernya. Dengan demikian, nilai koreksi pada persamaan (4.4) mengindikasikan tidak ada nilai galat antara nilai yang dibaca oleh dosimeter dan nilai yang ditampilkan oleh elektrometer.

Langkah ketiga, perhitungan nilai koreksi polaritas (k_{pol}). Koreksi ini adalah perhitungan yang menghasilkan galat bacaan dosimeter antara nilai terukur dan aktual ketika mempertimbangkan polaritas elektroda yang ada di dalam dosimeter. Nilai k_{pol} dapat ditung sebagai hasil bagi antara penjumlahan dua nilai rerata bacaan dosimeter beda polaritas (M_{\pm}) dan nilai rerata bacaan dosimeter yang dikalikan dua ($2M$):

$$k_{pol} = \frac{|M_{+}| + |M_{-}|}{2M_{+}} \quad (4.5)$$

Persamaan (4.5) memiliki sifat bilangan riil tanpa satuan dengan rentang nilai koreksi lebih dari nol. Walaupun salah satu bacaan dosimeter bernilai minus karena muatan negatif dalam satuan nC, nilai k_{pol} tetap bernilai positif karena bacaan tersebut dimutlakkan. Galat akan semakin kecil ketika k_{pol} mendekati nilai satu baik dari kiri maupun kanan. Hal tersebut karena $k_{pol} \approx 1$ menginterpretasikan kesimetrian pada polaritas kutub *ion chamber* sehingga nilai galat bacaan dosimeter antara nilai terukur dan aktual semakin kecil. Fismed tidak dapat mengatur dan menyetel nilai k_{pol} sedemikian rupa agar mendapatkan galat kecil sehingga dalam praktiknya pengukuran ini dilakukan sebanyak tiga kali atau lebih kemudian dihitung rerata dari pengukuran tersebut.

Langkah keempat, perhitungan nilai koreksi rekombinasi (k_s). Koreksi ini adalah perhitungan yang menghasilkan galat bacaan dosimeter antara nilai terukur dan aktual ketika mempertimbangkan waktu rekombinasi ion gas mulia menyatu kembali setelah pemisahan akibat energi radiasi. Nilai k_s dapat dihitung sebagai persamaan kuadrat $ax^2 + bx + c$ dengan variabel x adalah rasio antara nilai bacaan dosimeter M_1 dan M_2 lalu koefisien a , b , dan konstanta c berturut-turut adalah a_2 , a_1 , dan a_0 .

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (4.6)$$

Persamaan (4.6) memiliki sifat bilangan riil tanpa satuan karena hasil bagi antara M_1 dan M_2 saling menghilangkan satuan nC sehingga k_s memiliki rentang nilai lebih dari nol. Galat akan semakin kecil ketika k_s mendekati nilai satu baik dari kiri maupun kanan. Hal tersebut karena $k_s \approx 1$ menginterpretasikan hampir semua gas ion mencapai kutubnya masing-masing sebelum rekombinasi kembali sehingga nilai galat bacaan dosimeter antara nilai terukur dan aktual semakin kecil. Fismed tidak dapat mengatur dan menyetel nilai k_s sedemikian rupa agar mendapatkan galat kecil sehingga dalam praktiknya pengukuran ini dilakukan sebanyak tiga kali atau lebih kemudian dihitung rerata dari pengukuran tersebut.

Langkah kelima, perhitungan nilai koreksi rerata volume (k_{vol}). Koreksi ini adalah perhitungan yang menghasilkan galat bacaan dosimeter antara nilai terukur dan aktual ketika mempertimbangkan antara volume distribusi dosis radiasi berkas sinar-X teknologi FFF dan sensitivitas dosimeter. Nilai k_{vol} dapat dihitung dengan perkalian faktor antara kualitas berkas $TPR_{20,10}$, faktor setup *source to surface distance* (SSD), dan kuadrat dari panjang area sensitif dosimeter *cylindrical ion chamber* (L), kemudian hasil kali tersebut dijumlahkan dengan nilai satu sebagai faktor pergeseran nilai koreksi.

$$k_{vol} = 1 + (0,0062 TPR_{20,10} - 0,0036) \times \left(\frac{100}{SSD} \right)^2 \times L^2 \quad (4.7)$$

Persamaan (4.7) memiliki sifat bilangan riil tanpa satuan karena terdapat hasil bagi satuan cm antara faktor setup SSD dan area sensitif L sehingga nilai k_{vol} memiliki rentang nilai lebih dari nol. Faktor penjumlahan nilai satu membuat galat akan semakin kecil ketika k_s mendekati nilai satu baik dari kiri maupun kanan. Hal tersebut karena $k_{vol} \approx 1$ menginterpretasikan semua area sensitif dosimeter *cylindrical ion chamber* mendapatkan distribusi dosis berkas radiasi merata sehingga nilai galat bacaan dosimeter antara nilai terukur dan aktual semakin kecil. Fismed harus berusaha menempatkan area sensitif dosimeter tepat pada berkas radiasi yang memiliki distribusi dosis homogen sebisa mungkin sehingga memperkecil nilai galat k_{vol} sebagaimana yang telah ditulis pada kondisi referensi protokol terbaru.

Langkah terakhir, perhitungan dosimeter terkoreksi (M_Q). Besaran M_Q adalah bacaan dosimeter aktual yang telah melalui berbagai macam koreksi sehingga perhitungannya

merupakan hasil kali nilai bacaan dosimeter (M_1) dan koreksi pengaruh (k_i): koreksi temperatur dan tekanan (k_{TP}), koreksi faktor kalibrasi elektrometer (k_{elec}), koreksi polaritas (k_s), koreksi rekombinasi (k_r), dan koreksi rerata volume (k_{vol}).

$$M_Q = M_1 \times k_{TP} \times k_{elec} \times k_{pol} \times k_s \times k_{vol} \quad (4.8)$$

Walaupun M_1 mempunyai dua nilai, yakni positif dan negatif, bacaan yang diambil adalah M_+ sehingga persamaan (4.8) bernilai skalar dengan satuan nC. Hal tersebut dilakukan agar semua faktor pengali untuk perhitungan nilai dosis serap ($D_{w,Q}$) bersifat positif sehingga mempermudah perhitungan. Dengan demikian, semua hasil k_i pada Persamaan (4.3—4.7) dan M_Q pada Persamaan (4.8) telah dirangkum pada Tabel 4.7—4.10.

4.3.2 Hasil Perhitungan Dosis Serap ($D_{w,Q}$) dan Deviasi Dosis

Tahap ini adalah proses akhir dari serangkaian panjang urutan dalam menentukan deviasi dosis dari perhitungan dosis serap ($D_{w,Q}$). Perhitungan ini melanjutkan hasil yang di dapat Persamaan (4.8) pada Tabel 4.7—4.10.

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q \times N_{D,w} \times k_Q \quad (4.9)$$

Perhitungan nilai $D_{w,Q}$ dengan *setup* $z_{ref} = 10 \text{ gr/cm}^2$ pada Persamaan (4.9) didapat dari hasil kali: faktor koreksi kualitas berkas k_Q , nilai faktor kalibrasi $N_{D,w}$, dan dosimeter terkoreksi M_Q . Perhitungan kemudian dilanjutkan dengan menghitung dosis serap maksimal yang dikeluarkan pesawat linac pada kedalaman yang disebut z_{max} dengan setelan $D_{ref} = 1 \text{ Gy per } 100 \text{ MU}$.

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) \div PDD(z_{ref}) \quad (4.10)$$

Perhitungan $D_{w,Q}(z_{max})$ pada persamaan (4.10) merupakan hasil bagi dosis serap pada kondisi referensi $D_{w,Q}(z_{ref})$ dan *percentage depth dose* saat kondisi referensi $PDD(z_{ref})$. Nilai PDD tersebut harus ditulis dalam bentuk rasional yaitu dengan penyebutnya 100, misalkan PDD bernilai 66 % maka pada Persamaan (4.10) harus ditulis $PDD(z_{ref}) = \frac{66}{100}$.

$$\text{Dose deviation} = \left| \frac{D_{w,Q}(z_{max}) - D_{ref}}{D_{ref}} \right| \times 100\% = \begin{cases} \text{Lolos,} & \text{Deviasi} < 2\% \\ \text{Adjust,} & \text{Deviasi} \geq 2\% \end{cases} \quad (4.11)$$

Perhitungan terakhir adalah deviasi dosis yang mengevaluasi seberapa menyimpang dosis yang diukur $D_{w,Q}(z_{max})$ terhadap dosis yang disetel yaitu $D_{ref} = 1 \text{ Gy per } 100 \text{ MU}$ atau $D_{ref} = 1 \text{ cGy/MU}$. Evaluasi ini dianalisis melalui rumus eror seperti yang ditunjukkan Persamaan (4.11). Dengan demikian, semua hasil perhitungan: $D_{w,Q}(z_{ref})$ Persamaan (4.9), $D_{w,Q}(z_{max})$ Persamaan (4.10), dan deviasi dosis Persamaan (4.11) dapat dilihat pada Tabel 4.7—4.10.

Tabel 4.7 Hasil kalibrasi output foton sinar-X linac 6 MV WFF

Besaran	TRS-398	TRS-398 V.12	TRS-398 Rev. 1	Satuan
T_0	20	20	20	°C
P_0	101.325	101.325	101.325	kPa
$N_{D,w}$	0.04762	0.04762	0.04762	Gy/nC
k_Q	0.9950	0.9957	0.9925	-
T	21.2	21.2	21.2	°C
P	101.06	101.06	101.06	kPa
k_{TP}	1.0065	1.0065	1.0065	-
k_{pol}	1.0028	1.0028	1.0028	-
k_{elec}	1.0000	1.0000	1.0000	-
k_s	1.0035	1.0035	1.0035	-
M_1	13.883	13.883	13.883	nC
M_Q	14.061	14.061	14.061	nC
$D_{w,Q}(z_{ref})$	66.624	66.671	66.456	cGy
$D_{w,Q}(z_{max})$	99.483	99.553	99.233	cGy
D_{ref}^1	100	100	100	cGy
Deviasi dosis ²	0.517	0.447	0.767	%

¹Dosis referensi yang disetel adalah 1 Gy per 100 MU atau 1 cGy/MU.

²Batas toleransi deviasi dosis antara $D_{w,Q}(z_{max})$ yang diukur dan D_{ref} yang disetel adalah kurang dari 2% (IAEA, 2008).

Tabel 4.8 Hasil kalibrasi output foton sinar-X linac 10 MV WFF

Besaran	TRS-398	TRS-398 V.12	TRS-398 Rev. 1	Satuan
T_0	20	20	20	°C
P_0	101.325	101.325	101.325	kPa
$N_{D,w}$	0.04762	0.04762	0.04762	Gy/nC
k_Q	0.9847	0.9849	0.9801	-
T	21.2	21.2	21.2	°C
P	101.06	101.06	101.06	kPa
k_{TP}	1.0065	1.0065	1.0065	-
k_{pol}	1.0010	1.0010	1.0010	-
k_{elec}	1.0000	1.0000	1.0000	-
k_s	1.0048	1.0048	1.0048	-
M_1	15.560	15.560	15.560	nC
M_Q	15.752	15.752	15.752	nC
$D_{w,Q}(z_{ref})$	73.862	73.877	73.517	cGy
$D_{w,Q}(z_{max})$	100.016	100.36	99.549	cGy
D_{ref}^1	100	100	100	cGy
Deviasi dosis ²	0.016	0.036	0.451	%

¹Dosis referensi yang disetel adalah 1 Gy per 100 MU atau 1 cGy/MU.

²Batas toleransi deviasi dosis antara $D_{w,Q}(z_{max})$ yang diukur dan D_{ref} yang disetel adalah kurang dari 2% (IAEA, 2008).

Deviasi dosis ($D_{w,Q}$) adalah besaran yang mengukur seberapa besar energi radiasi yang diterima medium dalam satuan Gray yang sering disingkat dengan Gy. Satuan tersebut berasal dari perkalian antara M_Q dengan satuan nC dan $N_{D,w,Q}$ dengan satuan $\frac{\text{Gy}}{\text{nC}}$, sedangkan k_Q tanpa satuan. Satuan Gy mendefinisikan 1 Joule energi radiasi yang diterima oleh 1 kg medium.

$D_{w,Q}$ hanya mempertimbangkan energi radiasi yang diserap oleh medium saja tanpa mempertimbangkan energi radiasi yang diteruskan keluar medium karena energi radiasi yang diterima oleh medium ($D_{w,Q}$) tidaklah sama dengan energi radiasi yang diemisikan oleh sumber radiasi (*KERMA*) sehingga secara matematis dapat dituliskan seperti persamaan (xx).

$$KERMA \neq D_{w,Q} \quad (4.12)$$

Besaran fisika *KERMA* merupakan akronim dari *kinetic energy released per mass* yang mempunyai arti banyaknya energi radiasi yang diemisikan sumber radiasi untuk diterima sejumlah massa medium sehingga satuan yang dimilikinya juga adalah Gy. Persamaan (12) mengimplikasikan pada konsep “*physical dose* \neq *biological dose*”.

Perhitungan $D_{w,Q}$ sangat krusial dalam radioterapi karena kesalahan ini berujung pada *absolute dose* yang merupakan penetapan nilai satuan dosis radiasi oleh pesawat linac. Pada saat *absolute dose* mengalami kekeliruan maka penentuan dosis secara absolut akan mengalami kekeliruan pada seluruh titik dosis di dalam dalam *relative dose*: PDD, *beam profile*, dan *output factors*, walaupun hasil pengukuran *relative dose* sangat akurat dan presisi. Implikasi tersebut tidak berakhir pada *relative dose*, tetapi berujung sampai pada kekeliruan dalam perhitungan TPS yang nantinya akan berdampak langsung pada pasien.

Dalam praktiknya nilai uji deviasi dosis serap (*Deviasi*) tidak selalu memberikan nilai uji (**Lolos**), tetapi kadang kala memberikan nilai (**Adjust**). Penyimpangan tersebut terjadi karena banyak hal, yakni kondisi komisioning pertama kali, komisioning setelah dari proses perbaikan, kesalahan operasional karena pemadaman listrik, instalasi aksesoris tambahan, seperti *multi leaf collimator*, umur pesawat linac, dan variasi kecil yang pasti terjadi akibat *initial electron beam parameter*. Namun, hal tersebut bukanlah sebuah perkara besar melainkan sebuah kewajiban dan tugas pokok seorang fismed dalam mengerjakan kendali kualitas atau *quality control* (QC).

Dengan demikian, kalibrasi output pada foton sinar-X linac 6 MV dan 10 MV dengan mode WFF dan FFF telah diterapkan pada empat protokol IAEA: TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483, dan TRS-398 Rev. 1. Satu data pengukuran yang sama diterapkan pada keempat protokol tersebut menunjukkan deviasi dosis dengan hasil “**Lolos**” yaitu semua nilai di bawah 2%. Hasil tersebut dapat dilihat pada Tabel 4.7—4.10.

Tabel 4.9 Hasil kalibrasi output foton sinar-X linac 6 MV FFF

Besaran	TRS-398	TRS-398 V.12	TRS-483	TRS-398 Rev. 1	Satuan
T_0	20	20	20	20	°C
P_0	101.325	101.325	101.325	101.325	kPa
$N_{D,w}$	0.04762	0.04762	0.04762	0.04762	Gy/nC
k_Q	0.9975	0.9984	0.9971	0.9963	-
T	21.2	21.2	21.2	21.2	°C
P	101.06	101.06	101.06	101.06	kPa
k_{TP}	1.0065	1.0065	1.0065	1.0065	-
k_{pol}	1.0018	1.0018	1.0018	1.0018	-
k_{elec}	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	-
k_s	1.0072	1.0072	1.0072	1.0072	-
k_{vol}	-	-	-	1.0017	-
M_1	13.253	13.253	13.253	13.253	nC
M_Q	13.459	13.459	13.459	13.482	nC
$D_{w,Q}(z_{ref})$	63.933	63.991	63.908	63.962	cGy
$D_{w,Q}(z_{max})$	99.849	99.939	99.809	99.894	cGy
D_{ref}^1	100	100	100	100	cGy
Deviasi dosis ²	0.151	0.061	0.191	0.106	%

¹ Dosis referensi yang disetel adalah 1 Gy per 100 MU atau 1 cGy/MU.

² Batas toleransi deviasi dosis antara $D_{w,Q}(z_{max})$ yang diukur dan D_{ref} yang disetel adalah kurang dari 2% (IAEA, 2008).

Tabel 4.10 Hasil kalibrasi output foton sinar-X linac 10 MV FFF

Besaran	TRS-398	TRS-398 V.12	TRS-483	TRS-398 Rev. 1	Satuan
T_0	20	20	20	20	°C
P_0	101.325	101.325	101.325	101.325	kPa
$N_{D,w}$	0.04762	0.04762	0.04762	0.04762	Gy/nC
k_Q	0.9910	0.9915	0.9924	0.9874	-
T	21.2	21.2	21.2	21.2	°C
P	101.06	101.06	101.06	101.06	kPa
k_{TP}	1.0065	1.0065	1.0065	1.0065	-
k_{pol}	1.0011	1.0011	1.0011	1.0011	-
k_{elec}	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	-
k_s	1.0142	1.0142	1.0142	1.0142	-
k_{vol}	-	-	-	1.0041	-
M_1	14.827	14.827	14.827	14.827	nC
M_Q	15.151	15.151	15.151	15.213	nC
$D_{w,Q}(z_{ref})$	71.501	71.537	71.602	71.531	cGy
$D_{w,Q}(z_{max})$	99.805	99.856	99.946	99.848	cGy
D_{ref}^1	100	100	100	100	cGy
Deviasi dosis ²	0.195	0.144	0.054	0.152	%

¹ Dosis referensi yang disetel adalah 1 Gy per 100 MU atau 1 cGy/MU.

² Batas toleransi deviasi dosis antara $D_{w,Q}(z_{max})$ yang diukur dan D_{ref} yang disetel adalah kurang dari 2% (IAEA, 2008).

4.4 Evaluasi Implikasi Perbedaan k_Q terhadap Perbedaan Deviasi Dosis

Evaluasi faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) yang berimplikasi terhadap deviasi dosis antara $D_{w,Q}(z_{\max})$ dan D_{ref} dilakukan dengan analisis statistik *percent difference* menggunakan persamaan (4.13).

$$\text{percent difference} = \frac{|V_1 - V_2|}{\frac{V_1 + V_2}{2}} \times 100 \% \quad (4.13)$$

Analisis ini sangat lazim digunakan dalam ranah fisika medis untuk mencari tahu seberapa berbeda dua nilai dalam tingkat derajat yang sama. Misalkan, V_1 adalah hasil eksperimental dengan metode A, sedangkan V_2 adalah hasil eksperimental dengan metode B. Ketika kedua nilai tersebut sederajat, yaitu sama-sama hasil eksperimen, maka evaluasi yang tepat adalah dengan menggunakan analisis *percent diff.*. Akan tetapi, jika nilai tersebut membandingkan hasil antara eksperimental dan teoritikal (tidak sederajat/setingkat), kemudian analisis mengacu pada teoritikal, maka analisis yang tepat digunakan adalah rumus eror seperti pada Persamaan (4.11)

Tabel 4.11 Evaluasi implikasi perbedaan k_Q terhadap perbedaan deviasi dosis

Foton sinar-X	Parameter uji	k_Q	<i>Percent diff.</i> k_Q^1	Deviasi dosis ²	<i>Percent diff.</i> deviasi dosis ³
6 MV WFF	TRS-398	0.9950	0.2516 %	0.517 %	38.9408 %
	TRS-398 V.12	0.9957	0.3219 %	0.447 %	52.7183 %
	TRS-398 Rev. 1	0.9925	0 %	0.767 %	0 %
10 MV WFF	TRS-398	0.9847	0.4682 %	0.016 %	186.2955 %
	TRS-398 V.12	0.9849	0.4885 %	0.036 %	170.4312 %
	TRS-398 Rev. 1	0.9801	0 %	0.451 %	0 %
6 MV FFF	TRS-398	0.9975	0.1204 %	0.151 %	35.0195 %
	TRS-398 V.12	0.9984	0.2106 %	0.061 %	53.8922 %
	TRS-483	0.9971	0.0803 %	0.191 %	57.2391 %
	TRS-398 Rev. 1	0.9963	0 %	0.106 %	0 %
10 MV FFF	TRS-398	0.9910	0.3639 %	0.195 %	24.7839 %
	TRS-398 V.12	0.9915	0.4144 %	0.144 %	5.4054 %
	TRS-483	0.9924	0.5051 %	0.054 %	95.1456 %
	TRS-398 Rev. 1	0.9874	0 %	0.152 %	0 %

¹ Nilai k_Q dari berbagai parameter uji dianalisis dengan *percent diff.* terhadap nilai k_Q milik TRS-398 Rev. 1.

² Batas toleransi deviasi dosis antara $D_{w,Q}(z_{\max})$ yang diukur dan D_{ref} yang disetel adalah kurang dari 2% (IAEA, 2008).

³ Deviasi dosis dari berbagai parameter uji dianalisis dengan *percent diff.* terhadap deviasi dosis milik TRS-398 Rev. 1.

Penelitian ini membandingkan nilai k_Q dari berbagai protokol dengan nilai k_Q yang dimiliki TRS-398 Rev. 1. Kemudian, perhitungan dilanjutkan dengan membandingkan deviasi dosis dari berbagai protokol dengan deviasi dosis yang dimiliki TRS-398 Rev. 1. Semua perbandingan dilakukan dengan analisis *percent diff.* menggunakan Persamaan (4.13) untuk mencari tahu seberapa berbeda protokol lain dengan TRS-398 Rev. 1. Adapun hasil analisis *percent diff.* dapat dilihat pada Tabel 4.11.

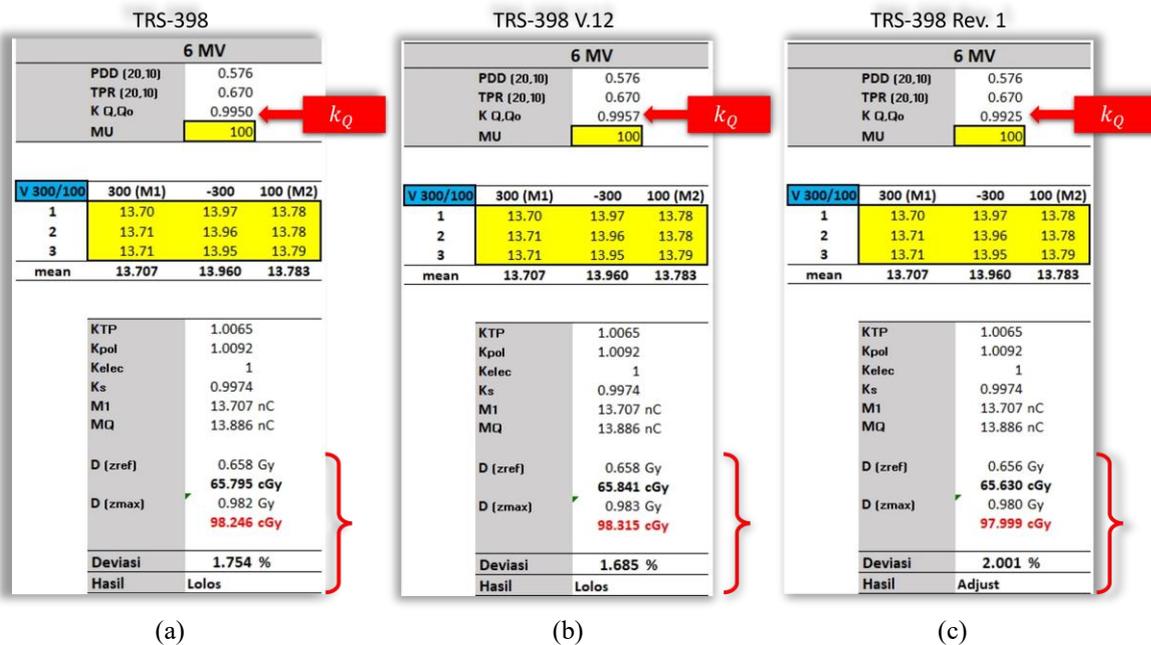
Nilai k_{Q,Q_0} adalah koreksi yang menghubungkan antara berkas foton sinar-X linac (Q) dan berkas foton sinar- γ ^{60}Co (Q_0). Nilai koreksi k_{Q,Q_0} dapat ditulis k_Q jika *ion chamber* dikalibrasi dengan sinar- γ ^{60}Co . Nilai koreksi $k_Q = 1$ menginterpretasikan tidak ada koreksi dalam pengukuran. Kondisi $k_Q = 1$ akan terjadi ketika *ion chamber* sedang mengukur pesawat teleterapi ^{60}Co sebab sinar- γ yang diradiasikan sewaktu kalibrasi dan saat pengukuran bernilai sama. Pengukuran ini dilakukan pada energi radiasi foton sinar-X linac yang lebih tinggi dari sinar- γ ^{60}Co sehingga nilai $k_Q < 1$. Energi radiasi linac yang makin besar menghasilkan nilai koreksi yang lebih besar juga sehingga $k_Q \ll 1$, misalkan koreksi k_Q pada linac 10 MV pasti akan lebih besar dari 6 MV.

Berdasarkan hasil yang didapat Tabel 4.11 pada kolom k_Q , terlihat bahwa perbedaan nilai k_Q hanya sangat kecil. Perbedaan kecil tersebut hanya berbeda dalam orde 10^{-3} . Ketika perbedaan k_Q tersebut dianalisis dengan *percent diff.*, hasil yang didapat juga sangat kecil yaitu 0.5051 % yang merupakan nilai tertinggi dari semua perbandingan. Perbedaan kecil tersebut memang sangat wajar, yang berarti memang hanya terjadi perbedaan kecil jika semata-mata hanya melihat nilai koreksi berkas antara foton sinar- γ ^{60}Co dan foton sinar-X linac. Dalam praktiknya, hal ini yang membuat fismed di fasyankes enggan untuk beralih protokol karena perbedaan nilai k_Q sangat kecil sebagaimana yang ditunjukkan Tabel 4.11 kolom *Percent diff.* k_Q . Walaupun demikian, sebenarnya koreksi tersebut masih akan digunakan sampai ke perhitungan dosis serap $D_{w,Q}$.

Nilai deviasi dosis yang didapat Tabel 4.11 pada kolom Deviasi dosis menunjukkan semua perbedaan dosis kurang dari 2% sehingga deviasi ini dapat diterima dalam klinis sebagaimana yang diatur dalam protokol IAEA (Lampiran E). Namun, jika ditelusuri lebih lanjut, *percent diff.* deviasi dosis yang dianalisis terhadap deviasi dosis milik TRS-398 Rev. 1 menghasilkan nilai yang sangat signifikan. Perbedaan signifikan tersebut berkisar dari yang paling rendah 5.4054 % sampai yang paling tertinggi 186.2955 %. Hal tersebut terjadi karena perbedaan nilai koreksi k_Q yang sangat kecil dapat berdampak besar pada dosis serap walaupun semua deviasi dosis lolos pengukuran yaitu di bawah 2 % untuk semua protokol. Namun, *percent diff.* deviasi dosis yang sangat besar tidak memberikan masalah dan tidak memberikan dampak apa-apa terhadap dosis. Selagi deviasi dosis di bawah 2 % maka deviasi dosis tersebut lolos uji dan sah digunakan dalam klinis walaupun *percent diff.* deviasi dosis tersebut ada yang mencapai

lebih dari 100 %. Hasil *percent diff.* 100 % menunjukkan dua nilai yang dianalisis berbeda 2× lipat dari rerata kedua nilai tersebut sebagaimana yang dirumuskan pada Persamaan (4.13). *Percent diff.* deviasi dosis hanya analisis yang memperlihatkan seberapa berbeda protokol lain dengan protokol TRS-398 Rev. 1 walaupun protokol-protokol tersebut sama-sama hanya menggunakan satu data pengukuran yang sama.

Kalibrasi output radiasi linac ini adalah sebuah kegiatan yang rutin dilakukan oleh fismed. Kalibrasi tersebut dilakukan tahunan, bulanan, dan bahkan harian, sesuai dengan yang diatur pada protokol IAEA (Lampiran E). Dalam beberapa kasus di lapangan, ketika deviasi dosis mencapai nilai di atas 1.5%, perbedaan nilai k_Q dapat menyebabkan perubahan hasil deviasi dosis yang cukup signifikan (dari hasil “*lolos*” menjadi “*adjust*”) walaupun diterapkan pada data pengukuran yang sama. Gambar 4.5—4.6 adalah contoh yang memperlihatkan sebuah hasil kalibrasi output pada pengukuran yang sama, tetapi menggunakan nilai koreksi k_Q yang berasal dari protokol yang berbeda-beda.

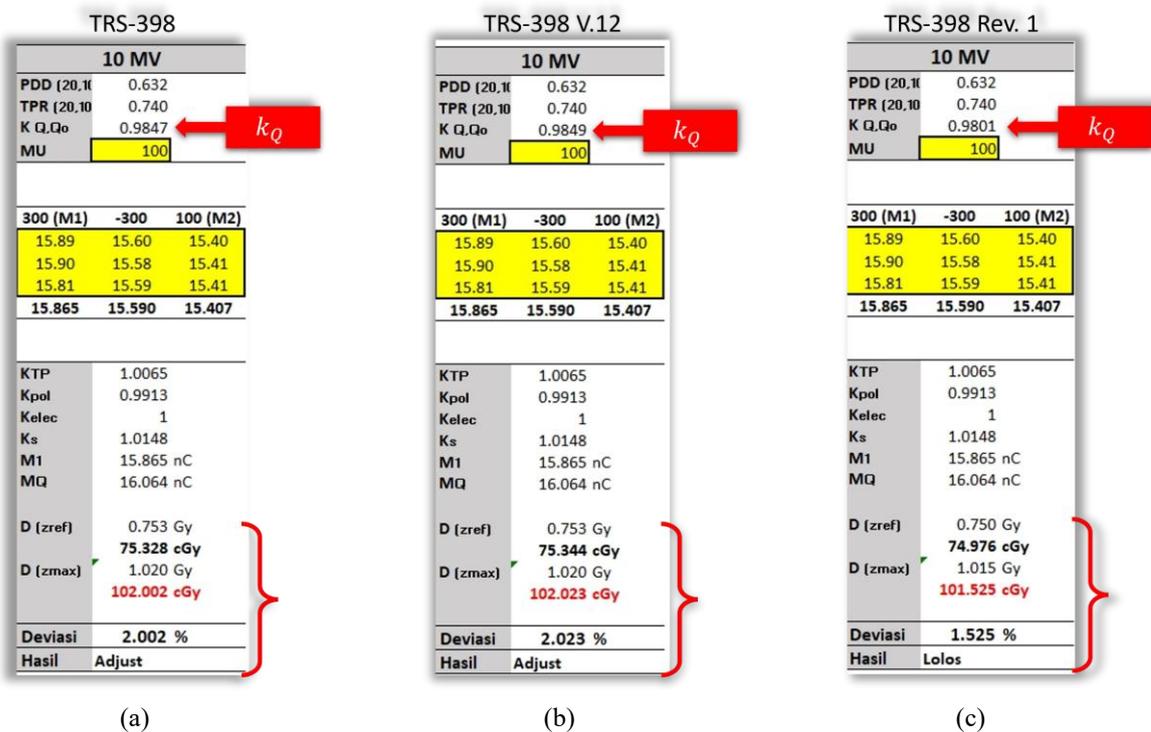


Gambar 4.5 Kalibrasi output 6 MV WFF dengan hasil *lolos* pada (a) TRS-398 dan (b) TRS-398 V.12, sedangkan hasil *adjust* pada (c) TRS-398 Rev. 1

Pengukuran kalibrasi output Gambar 4.5 adalah contoh yang menunjukkan perbedaan nilai koreksi k_Q yang sangat kecil dapat berdampak signifikan walaupun dilakukan pada satu data pengukuran yang sama. Apabila ditelusuri lebih lanjut dengan analisis *percent diff.*, nilai k_Q (TRS-398) = 0.9950 dan k_Q (TRS-398 V.12) = 0.9957 hanya berbeda 0.2516 % dan 0.3219 % dari k_Q (TRS 398 Rev. 1) = 0.9925. Perbedaan kecil tersebut dapat mengubah hasil deviasi dosis dari “*lolos*” menjadi “*adjust*” meskipun semua hasil pengukuran nilai bacaan dosimeter M (kolom warna kuning) dan hasil perhitungan koreksi pengaruh k_i (kolom warna putih) bernilai sama, yakni sama-sama menggunakan satu data pengukuran yang sama.

Perubahan hasil deviasi dosis tersebut sesuai dengan yang dianalisis pada Tabel 4.11 yang menunjukkan perbedaan k_Q sekitar 0.2 – 0.3 % dapat menghasilkan deviasi dosis yang berbeda sekitar 38 – 52 %. Akibatnya, jika menggunakan protokol TRS-398 Rev. 1, deviasi dosis menunjukkan hasil “*adjust*” sehingga pesawat linac tersebut harus dikalibrasi ulang (*adjustment*) saat itu juga dan belum bisa digunakan secara klinis kepada pasien.

Sementara itu, Gambar 4.6 adalah contoh yang memperlihatkan deviasi dosis yang tadinya “*adjust*” menjadi “*lolos*” apabila kalibrasi output linac menggunakan protokol TRS-398 Rev. 1. Jika demikian, saat itu fismed tidak perlu melakukan *adjustment* untuk kalibrasi output linac yang kedua kalinya.



Gambar 4.6 Kalibrasi output 10 MV WFF dengan hasil *adjust* pada (a) TRS-398 dan (b) TRS-398 V.12, sedangkan hasil *lolos* pada (c) TRS-398 Rev. 1

Deviasi dosis yang menunjukkan hasil “*adjust*” (di atas 2%) sangat biasa/lazim terjadi. Apabila hal tersebut terjadi, pesawat linac akan dikalibrasi ulang yang kedua kalinya dengan prosedur yang lebih teoritis dan penuh kehati-hatian karena kalibrasi yang pertama pasti dilakukan dengan cepat dan praktis. Biasanya, hasil kalibrasi output yang kedua kalinya tidak hanya menghasilkan deviasi dosis di bawah 2% (“*lolos*”), tetapi juga dapat menurunkan deviasi dosis sampai ± 1%. Jika deviasi dosis masih menghasilkan “*adjust*” (di atas 2%) sampai dengan kalibrasi yang ketiga kalinya, pesawat linac tersebut harus diberhentikan operasionalnya untuk sementara waktu karena akan diadakan *maintenance* sesuai dengan regulasi BAPETEN no. 3 tahun 2013 (Bapeten, 2013). *Maintenance* ini tidak akan pernah terjadi ditengah-tengah *treatment* kepada pasien karena fismed melakukan kegiatan kalibrasi output linac pada akhir

pekan sehingga ketika terjadi “*adjust*” yang ketiga kalinya maka jadwal *treatment* pasien di hari Senin akan ditunda sampai pesawat selesai di-*maintenance*. Setelah *maintenance* selesai, pesawat akan dilakukan kalibrasi output lagi untuk mengecek apakah hasil deviasi dosis sudah “**lolos**” atau masih “*adjust*”. Jika hasil menunjukkan “**lolos**”, pesawat linac sudah dapat digunakan kembali kepada pasien. Kegiatan ini dinamakan “tes komisioning pascaperbaikan” dan hanya boleh dilakukan oleh fismed di fasyankes tersebut sesuai peraturan menteri kesehatan pada KMK no. 322 tahun 2020 dan Bapeten (Kemenkes, 2020).

BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Adapun kesimpulan yang merupakan jawaban daripada tujuan penelitian dapat dilihat pada poin di bawah ini

1. Pengukuran *percentage depth dose* (PDD) dan perhitungan faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) menunjukkan kesesuaian teori sebagaimana variasi 6 MV dan 10 MV mempunyai kedalaman dosis maksimal ± 1.5 cm dan ± 2.5 cm, serta hasil perhitungan $k_Q < 1$
2. Pengukuran kalibrasi output: temperatur (T), tekanan (P), dan bacaan dosimeter (M_i), menunjukkan tingkat akurasi dan presisi yang tinggi sebagaimana selisih perbedaan hasil yang paling besar adalah 0.02 nC, sedangkan T dan P sama pada setiap pengukuran
3. Deviasi pada semua variasi pengukuran dari protokol TRS-398, TRS-398 V.12, TRS-483, dan TRS-398 Rev. 1, menunjukkan hasil “lolos” (kurang dari 2%) dengan nilai terendah 0.016% dan tertinggi 0.767%
4. Hasil evaluasi *percent diff.* faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) sebesar 0.0803—0.5051% dan *percent diff.* deviasi dosis sebesar 5.4054—186.2955% menunjukkan perbedaan nilai k_Q sangat berimplikasi pada perbedaan deviasi dosis

5.2 Saran

Sebagaimana yang disimpulkan pada poin ke-4 subbab 5.1, penelitian ini hanya memberikan implikasi perbedaan faktor koreksi kualitas berkas (k_Q) terhadap perbedaan deviasi dosis, tetapi tidak sampai melanjutkan dampaknya terhadap dosis *treatment planning system* (TPS) yang sangat penting karena berpengaruh pada dosis pasien. Dalam beberapa contoh kasus, deviasi dosis sekitar $\approx 1.999\dots\%$ menunjukkan hasil “lolos” karena nilai tersebut masih kurang dari 2%, tetapi hasil dapat menunjukkan “*adjust*” jika angka penting diterapkan sebagaimana batas toleransi memang tidak boleh sama dengan 2%. Maka dari itu, dibutuhkan penelitian yang dapat membahas seberapa signifikan pengaruh angka penting pada deviasi dosis yang nantinya dapat berpengaruh langsung pada dosis yang diterima pasien melalui TPS.

Pada poin ke-4 subbab 5.1 juga memperlihatkan sebuah implikasi yang tidak dapat diketahui dengan baik korelasi antara k_Q dan deviasi dosis, apakah berbanding lurus, terbalik, atau mungkin ada kondisi limitasi saat kapan kedua parameter tersebut berbanding lurus atau terbalik. Oleh karena itu, dibutuhkan data penelitian yang banyak untuk dapat melihat dengan jelas korelasi antara k_Q dan deviasi dosis.

Di samping itu, perhitungan *tissue-phantom ratio* ($TPR_{20,10}$) melalui *percentage depth dose* (PDD) untuk pesawat linac foton sinar-X dengan mode *flattening filter free* (FFF) masih menggunakan rumus empiris dari model *fitting* regresi linear yang dilakukan pada banyak data simulasi dan eksperimen terhadap mode *with flattening filter* (WFF). Penelitian di dunia baik nasional maupun internasional sampai saat ini masih menggunakan rumus empiris tersebut walaupun *mungkin* terdapat bias kecil dari WFF. Adapun alternatifnya adalah dengan melakukan pengukuran langsung terhadap $TPR_{20,10}$, bukan perhitungan. Maka dari itu, dibutuhkan penelitian yang dapat memperoleh data secara masif baik simulasi maupun eksperimen agar dapat merumuskan secara empiris model *fitting* khusus untuk FFF.

DAFTAR PUSTAKA

- Almond, P. R., Biggs, P. J., Coursey, B. M., Hanson, W. F., Huq, M. S., Nath, R., & Rogers, D. W. O. (1999). AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*, 26(9), 1847–1870. <https://doi.org/10.1118/1.598691>
- Andreo, P. (1992). Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, 37(12), 2189–2211. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/37/12/003>
- Andreo, P., Burns, D. T., Kapsch, R. P., McEwen, M., Vatnitsky, S., Andersen, C. E., Ballester, F., Borbinha, J., Delaunay, F., Francescon, P., Hanlon, M. D., Mirzakhani, L., Muir, B., Ojala, J., Oliver, C. P., Pimpinella, M., Pinto, M., De Prez, L. A., Seuntjens, J., . . . Zink, K. (2020). Determination of consensus k_Q values for megavoltage photon beams for the update of IAEA TRS-398. *Physics in Medicine and Biology*, 65(9), 095011. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab807b>
- Bapeten. (2013). Peraturan BAPETEN Nomor 3 Tahun 2013 tentang Keselamatan Radiasi dalam Penggunaan Radioterapi.
- Berger, T., Noble, D. J., Shelley, L. E., Hopkins, K. I., McLaren, D. B., Burnet, N. G., & Nailon, W. H. (2021). 50 years of radiotherapy research: Evolution, trends and lessons for the future. *Radiotherapy and Oncology*, 165, 75–86. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2021.09.026>
- Diop, A. Y., Diagne, M., Faye, N. A. B., & Dieng, M. M. (2025). Occupational radiation protection: Assessment of bunker shielding in radiotherapy department. *World Journal of Nuclear Science and Technology*.
- Halato, M., Suliman, I. I., Artoli, A., Longo, F., & Giannini, G. (2025). Dosimetric Study of Flattened versus Unflattened Filter-Free Medical Linear Accelerator: experimental measurements and Monte Carlo calculations. *Quantum Beam Science*, 9(1), 7. <https://doi.org/10.3390/qubs9010007>
- International Atomic Energy Agency. (1997). Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams, Technical Reports Series No. 277, IAEA, Vienna
- International Atomic Energy Agency. (2024). Absorbed dose determination in external beam radiotherapy In *Technical reports series*. <https://doi.org/10.61092/iaea.ve7q-y94k>
- International Atomic Energy Agency. (2000). *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy*. IAEA. <https://www.iaea.org/publications/5954/absorbed-dose-determination-in-external-beam-radiotherapy>

- International Atomic Energy Agency. (2006). Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, IAEA Technical Report Series No. 398, Version 12. *IAEA*.
- International Atomic Energy Agency. (2008). *Setting up a radiotherapy programme*. IAEA. <https://www.iaea.org/publications/7694/setting-up-a-radiotherapy-programme>
- International Atomic Energy Agency. (2005). *Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Radiotherapy (TRS 398): Review of testing results*. IAEA. <https://www.iaea.org/publications/8456/implementation-of-the-international-code-of-practice-on-dosimetry-in-radiotherapy-trs-398-review-of-testing-results>
- International Atomic Energy Agency. (2017). *Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy*. IAEA. <https://www.iaea.org/publications/11075/dosimetry-of-small-static-fields-used-in-external-beam-radiotherapy>
- Kemenkes. (2020). Keputusan Menteri Kesehatan Nomor 322 tentang Standar Profesi Fisikawan Medik.
- Khan, F.M., & Gibbons, J.P. (2019). Khan's The Physics of Radiation Therapy (6th ed.). Wolters Kluwer.
- Mohyedin, M. Z., Zin, H. M., Adenan, M. Z., & Rahman, A. T. A. (2022). A review of PRESAGE radiochromic polymer and the compositions for application in radiotherapy dosimetry. *Polymers*, 14(14), 2887. <https://doi.org/10.3390/polym14142887>
- Oncology Systems. (2020, February 26). *First-ever refurbished Varian TrueBeam is installed in Latin America* [Image]. Retrieved January 22, 2025, from <https://www.oncologysystems.com/blog/first-ever-refurbished-varian-truebeam-is-installed-in-latin-america/>
- Vassiliev, O. N., Titt, U., Pönisch, F., Kry, S. F., Mohan, R., & Gillin, M. T. (2006). Dosimetric properties of photon beams from a flattening filter free clinical accelerator. *Physics in Medicine and Biology*, 51(7), 1907–1917. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/7/019>
- Verhaegen, F., & Seco, J. (2021). Monte Carlo Techniques in radiation therapy. In *CRC Press eBooks*. <https://doi.org/10.1201/9781003211846>

LAMPIRAN A

Gambar A.1 adalah tabel nilai k_Q sebagai fungsi $TPR_{20,10}$ untuk foton sinar-X pada protokol IAEA TRS-398 (IAEA, 2000).

TABLE 14. (cont.)

Victoreen	1.005	1.003	1.000	0.997	0.995	0.990	0.986	0.983	0.979	0.975	0.970	0.963	0.956	0.949	0.938
Radocon II 555															
Victoreen 30-348	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.982	0.978	0.973	0.966	0.959	0.951	0.940
Victoreen 30-351	1.004	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.952	0.941
Victoreen 30-349	1.003	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.980	0.976	0.969	0.962	0.954	0.942
Victoreen 30-361	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.953	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 05	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 06	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 10	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 15	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 25	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 28	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.985	0.980	0.973	0.965	0.956	0.943
Farmer shortened															
Scdx-Wellhöfer															
IC 69 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.989	0.985	0.981	0.977	0.969	0.961	0.953	0.940
Scdx-Wellhöfer															
IC 70 Farmer	1.004	1.003	1.001	1.000	0.998	0.996	0.993	0.991	0.988	0.985	0.981	0.974	0.967	0.959	0.946

^a Some of the chambers listed in this table fail to meet some of the minimum requirements described in Section 4.2.1. However, they have been included because of their current clinical use.

Gambar A.1 Tabel faktor koreksi kualitas berkas k_Q protokol IAEA TRS-398

LAMPIRAN B

Gambar B.1 adalah tabel nilai k_Q sebagai fungsi $TPR_{20,10}$ untuk foton sinar-X pada protokol IAEA TRS-398 V.12 (IAEA, 2006).

Ionization chamber type ^a	Beam quality $TPR_{20,10}$														
	0.50	0.53	0.56	0.59	0.62	0.65	0.68	0.70	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82	0.84
PTW 23323 micro	1.003	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.987	0.984	0.980	0.975	0.967	0.960	0.953	0.941
PTW 23331 rigid	1.004	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.985	0.982	0.978	0.971	0.964	0.956	0.945
PTW 23332 rigid	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.976	0.968	0.961	0.954	0.943
PTW 23333	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.963	0.955	0.943
PTW 30001/30010 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.962	0.955	0.943
PTW 30002/30011 Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.987	0.984	0.980	0.973	0.967	0.959	0.948
PTW 30004/30012 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.989	0.986	0.982	0.976	0.969	0.962	0.950
PTW 30006/30013 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31002 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31003 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31006 PinPoint	1.004	1.003	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.985	0.980	0.974	0.966	0.959	0.951	0.940
PTW 31014 PinPoint	1.004	1.003	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.985	0.980	0.975	0.967	0.959	0.952	0.941
SNC 100700-0 Farmer	1.005	1.004	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.986	0.981	0.976	0.969	0.962	0.954	0.943
SNC 100700-1 Farmer	1.007	1.006	1.003	1.001	0.999	0.997	0.995	0.993	0.990	0.986	0.983	0.976	0.969	0.961	0.951
Victoreen Radocon III 550	1.005	1.004	1.001	0.998	0.996	0.993	0.989	0.986	0.983	0.979	0.975	0.968	0.961	0.954	0.943
Victoreen Radocon II 555	1.005	1.003	1.000	0.997	0.995	0.990	0.986	0.983	0.979	0.975	0.970	0.963	0.956	0.949	0.938
Victoreen 30-348	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.982	0.978	0.973	0.966	0.959	0.951	0.940
Victoreen 30-351	1.004	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.952	0.941
Victoreen 30-349	1.003	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.980	0.976	0.969	0.962	0.954	0.942
Victoreen 30-361	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.953	0.942
Sedx-Wellhöfer CC01	1.002	1.002	1.002	1.001	1.000	0.999	0.996	0.994	0.991	0.986	0.981	0.972	0.964	0.956	0.944
Sedx-Wellhöfer CC04/IC04	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.992	0.989	0.984	0.979	0.970	0.962	0.953	0.941
Sedx-Wellhöfer CC08/IC05/IC06	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.989	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Sedx-Wellhöfer CC13/IC10/IC15	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.989	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Sedx-Wellhöfer CC25/IC25	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.989	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Sedx-Wellhöfer FC23-C/IC28 Farmer shortened	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.990	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Sedx-Wellhöfer FC65-P/IC69 Farmer	1.003	1.002	1.001	0.999	0.998	0.995	0.993	0.990	0.986	0.981	0.976	0.968	0.960	0.952	0.940
Sedx-Wellhöfer FC65-G/IC70 Farmer	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.997	0.995	0.992	0.989	0.985	0.981	0.973	0.966	0.958	0.947

^a Some of the chambers listed in this table fail to meet some of the minimum requirements described in Section 4.2.1. However, they have been included in this table because of their current clinical use.

Gambar B.1 Tabel faktor koreksi kualitas berkas k_Q protokol IAEA TRS-398 V.12

LAMPIRAN C

Gambar C.1 adalah tabel nilai k_Q sebagai fungsi $TPR_{20,10}$ untuk foton sinar-X khusus mode *flattening filter free* (FFF) pada protokol IAEA TRS-483 V.12 (IAEA, 2017).

TABLE 13. $k_{Q_{msr}^{f_{ref}}}$ DATA FOR THE CONVENTIONAL f_{ref} FIELD (10 cm × 10 cm) FOR REFERENCE IONIZATION CHAMBERS IN FFF LINACS, AS A FUNCTION OF THE BEAM QUALITY INDICES $TPR_{20,10}(10)$ AND $\%dd(10,10)_x$, AND FOR THE CYBERKNIFE AND TOMOTHERAPY MACHINES (cont.)

Ion chamber ↓	$TPR_{20,10}(10) =$ $\%dd(10,10)_x =$	0.63	0.66	0.69	0.72	0.75	CyberKnife	TomoTherapy
SNC 100700-1 Farmer		0.998	0.998	0.995	0.991	0.985	1.005	0.998
Victoreen Radocon III 555		0.992	0.990	0.985	0.979	0.973	0.995	0.991
Victoreen 30-348		0.993	0.991	0.987	0.981	0.973	0.994	0.992
Victoreen 30-351		0.994	0.992	0.988	0.984	0.977	0.998	0.993
Victoreen 30-349		0.994	0.992	0.988	0.983	0.978	0.997	0.993
Victoreen 30-361		0.994	0.992	0.988	0.983	0.976	0.998	0.993
IBA FC-65P (Wellhöfer IC 69) Farmer		0.996	0.995	0.992	0.987	0.978	1.002	0.996
IBA FC-65G (Wellhöfer IC 70) Farmer		0.997	0.997	0.994	0.990	0.983	1.004	0.998

Note: The correspondence between $TPR_{20,10}(10)$ and $\%dd(10,10)_x$ is different from that for WFF beams.

Gambar C.1 Tabel faktor koreksi kualitas berkas k_Q khusus mode FFF protokol IAEA TRS-398 V.12

LAMPIRAN D

Gambar D.1 adalah tabel sepasang nilai parameter spesifik a dan b untuk dosimeter *ion chamber* pada protokol IAEA TRS-398 Rev. 1 (IAEA, 2024).

TABLE 45. CHAMBER TYPES AND NUMBER OF MONTE CARLO DERIVED AND EXPERIMENTAL k_Q DETERMINATIONS FOR HIGH ENERGY PHOTON BEAMS OF DIFFERENT QUALITIES (adapted from Ref. [100]) (cont.)

Ionization chamber type	Number of data points		Chamber type specific parameters ^a	
	Monte Carlo	Experimental	a	b
IBA CC13	42	6	1.11441	-0.10260
IBA CC25	10	3	1.08981	-0.09254
IBA FC23-C Short Farmer	19	3	1.09189	-0.09346
IBA FC65-G Farmer	64	20	1.09752	-0.09642
IBA FC65-P Farmer	42	3	1.12374	-0.10784

Gambar D.1 Tabel sepasang nilai parameter spesifik a dan b untuk dosimeter *ion chamber* pada protokol IAEA TRS-398 Rev. 1

LAMPIRAN E

Batas toleransi deviasi dosis yang diizinkan tergantung pada periode *quality control* (QC) yang dilaksanakan, seperti yang diperlihatkan Gambar E.1 (IAEA, 2008).

TABLE 22. QUALITY CONTROL OF LINEAR ACCELERATORS WITHOUT ELECTRON BEAMS^a
(adapted from AAPM TG-40 [17])

Frequency	Procedure	Tolerance ^b
Daily	<i>Dosimetry</i>	
	Output constancy	3%
	<i>Safety</i>	
	Door interlock	Functional
	Audiovisual monitor	Functional
	<i>Mechanical</i>	
	Localizing lasers	2 mm
	ODI	2 mm
Monthly	<i>Dosimetry</i>	
	Output constancy with field instrument, with appropriate corrections	2%
	Backup monitor constancy	2%
	Central axis dosimetry parameter constancy (e.g. PDD and TAR)	2%
	Beam flatness constancy	3%
	Beam symmetry	3%
	<i>Mechanical checks</i>	
	Coincidence of light and radiation fields	2 mm or 1% on a side ^c
	Field size indicator (collimator setting)	2 mm
	Field light intensity	Functional
	Jaw symmetry ^d	2 mm
	Gantry and collimator angle indicator	1°
	Cross-hair centring	2 mm diameter
	Wedge position	2 mm or 2% change in transmission factor
	Tray position	
	Treatment couch position indicators	2 mm
	Latching of wedges and blocking tray	2 mm/1°
	Functional	
<i>Safety interlocks</i>		
Emergency off switches	Functional	
Wedge interlocks	Functional	

For footnotes see p. 172

TABLE 23. QUALITY CONTROL OF LINEAR ACCELERATOR ELECTRON BEAMS^a
(adapted from AAPM TG-40 [17])

Frequency	Procedure	Tolerance ^b
Daily	<i>Dosimetry</i>	
	Output constancy with constancy meter	3%
Monthly	<i>Dosimetry</i>	
	Output constancy with field instrument, with appropriate corrections	2%
	Central axis dosimetry parameter constancy (PDD) ^c	2 mm at therapeutic depth
	Beam flatness constancy	3%
	Beam symmetry	3%
	<i>Mechanical checks</i>	
	Applicator position	2 mm
	<i>Safety interlocks</i>	
	Electron cone interlocks	Functional
	Annually	<i>Dosimetry</i>
Output calibration traceable to SSDL		2%
Applicator output factor constancy		2%
Output constancy versus gantry angle		2%

^a These tests are those that are additional to those given in Table 22, for accelerators equipped with an electron beam. All these procedures should be carried out during commissioning. Appropriate tests should be performed following any repair of the teletherapy unit.

^b The tolerances listed should be interpreted to mean that if a parameter either exceeds the tabulated value (e.g., the measured isocentre under gantry rotation exceeds 2 mm diameter) or the change in the parameter exceeds the nominal value (e.g., the output changes by more than 2%), then an action is required. The distinction is emphasized by the use of the term 'constancy' for the latter case. Moreover, for constancy, per cent values are plus/minus the deviation of the parameter with respect to its nominal value; distances are referenced to the isocentre or nominal SSD.

^c PDD: percentage depth dose.

Gambar E.1 Rutinitas *quality control* pada output kalibrasi foton sinar-X linac pada protokol IAEA