BAR II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Landasan Teori

2.1.1 Konsep Dasar Radioterapi Eksternal

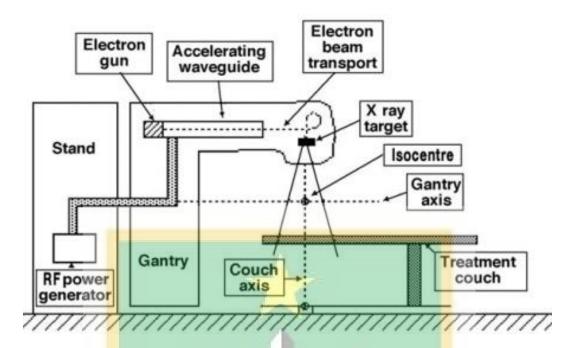
Radioterapi eksternal merupakan salah satu pilihan untuk pengobatan kanker yang memanfaatkan radiasi pengion. Radiasi pengion yang biasa digunakan untuk radioterapi adalah berkas foton dan electron. Tujuan terapi ini adalah untuk mendapatkan efek terapi yang maksimum pada jaringan kanker serta minimum pada jaringan normal dan OAR sehingga dapat meminimalisir kerusakan. Pada umumnya radioterapi ini dilakukan dengan lebih dari satu berkas radiasi agar tercapai distribusi dosis yang homogen di dalam volume target sehingga dosis pada OAR dan jaringan sehat yang mengelilingi target dapat serendah mungkin (9).

2.1.2 Konsep Dasar Pesawat LINAC

1. Pesawat LINAC

Linear Accelerator (LINAC) adalah salah satu instrumen penting yang digunakan untuk pengobatan radioterapi yang menggunakan gelombang elektromagnetik berfrekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan seperti elektron. Elektron berenergi tinggi tersebut dapat digunakan untuk mengobati tumor pada permukaan atau kedalaman yang dangkal sekitar 70 mm dengan tingkat energi berkisar amtara 4 sampai 22 MeV. Selain itu, elektron tersebut juga dapat ditembakkan pada target sehingga menghasilkan foton untuk mengobati tumor dengan kedalaman yang cukup jauh dengan tingkat energi yang berkisar antara 6 sampai 18 MV (10).

Pada **Gambar 2.1** dapat dilihat beberapa komponen utama LINAC yaitu *RF* power generator, drive stand, gantry, electron gun, dan treatment couch (11).



Gambar 2.1 Komponen utama LINAC (11).

2. Prinsip kerja LINAC

Laju dosis (dosis rate) pada LINAC berkisar 400 MU/menit atau lebih, dimana tingkat energi tersebut dapat dihasilkan secara linear di dalam tabung pemandu gelombang pemercepat (accelerating waveguide) yang hampa udara (tingkat kehampaan <1×10⁻⁷ torr) melalui proses percepatan elektron.

Proses percepatan elektron dimulai dengan membangkitkan gelombang mikro oleh magnetron yang frekuensinya sesuai dengan frekuensi tabung resonasi. Jika frekuensi gelombang mikro melewati rongga-rongga sel pemercepat, maka akan terjadi resonansi antara gelombang mikro dengan rongga-rongga tersebut, yang mengakibatkan terjadinya medan elektromagnetik di dalam tabung pemercepat serta terjadi kuat medan listrik dinamis pada setiap sel yang periodenya berubah-ubah mengikuti amplitude sehingga mengakibatkan muatan setiap sel berubah-ubah.

Elektron yang dihasilkan oleh *electron gun* ditembakkan dengan energi awal 15 KeV dengan mensinkronkan terhadap perubahan amplitude gelombang mikro dan secara berkelompok masuk ke dalam tabung pemercepat. Secara berantai kcepatan elektron dipacu pada lintasan dari satu sel ke sel lainnya sampai energi elektron sesuai energi yang diinginkan. Semakin besar energi yang diperlukan, maka semakin panjang tabung pemercepat tersebut.

Berkas elektron yang sudah dipercepat dibelokkan menggunakan medan magnet menuju isosenter pada lapangan penyinaran. Saat energi elektron lebih rendah dari yang diinginkan, maka elektron akan dibelokkan sedemikian rupa sehingga energi dan lintasannya dapat sesuai keinginan. Sedangkan elektron dengan energi lebih besar dari yang diinginkan akan dieliminasi oleh sebuah filter celah mekanis (kolimator). Dengan demikian tercapai berkas elektron dengan fokus yang sangat baik dan energi yang monokromatis. Setelah dibelokkan, elektron berenergi tinggi dapat langsung digunakan. Bila berkas foton yang diinginkan, maka elektron berenergi tinggi ditumbukkan ke bidang target penerus (transmission target).

Chiller merupakan sistem pendingin menggunakan air dengan sirkulasi tertutup (close circuit water) yang diletakkan diluar bunker LINAC. Sistem pendingin mengatur aliran air panas yang berasal dari pesawat LINAC ke chiller untuk didinginkan dan dipompa kembali ke pesawat LINAC (12).

2.1.3 Treatment Planning System (TPS)

Treatment Planning System (TPS) merupakan perangkat lunak untuk merencanakan bentuk berkas serta menentukan distribusi dosis yang akan diterima pada pelaksanaan radioterapi dengan tujuan memaksimalkan pengendalian tumor dan meminimalisir komplikasi pada jaringan normal serta OAR. Anatomi pasien dan target tumor direpresentasikan dalam bentuk tiga dimensi (3D). Fisikawan medis bertanggung jawab atas pengoperasian TPS untuk menghasilkan distribusi dosis yang akurat dan terpercaya (9). Langkah utama pada proses treatment planning yaitu menentukan posisi pasien dan akuisisi data pasien, mendefinisikan berkas perawatan, menghitungan dan mengevaluasi distribusi dosis, serta memverifikasi sebelum implementasi perencanaan yang sebenarnya (13).

Dalam proses perencanaan terdapat beberapa data yang perlu diatur yaitu posisi pasien, energi yang digunakan (foton atau elektron), waktu penyinaran, dosis dan fraksi radiasi, jumlah field, jumlah dan sudut *gantry*, hingga mengatur *Multi-leaf Collimator* (MLC). Semua yang telah diatur pada TPS otomatis terhubung dengan komputer pada operator LINAC, sehingga radiografer dapat langsung mengoperasikan LINAC sesuai ketentuan yang sudah diatur untuk setiap pasien (14).

Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) merupakan metode perhitungan yang diterapkan pada Eclipse Treatment Planning System (Varian Medical Systems) untuk perhitungan distribusi dosis berkas foton. AAA dikembangkan untuk meningkatkan akurasi perhitungan dosis, terutama pada media heterogen (15).

2.1.4 Teknik penyinaran Radioterapi

1. Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)

Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) adalah teknik perawatan radiasi dengan beberapa berkas sinar dimana intensitas beberapa berkas dimodulasi dan secara sengaja memberikan intensitas yang tidak seragam ke target. Distribusi dosis yang diinginkan dalam target akan tercapai setelah melapiskan berkas tersebut dari arah yang berbeda. Derajat kebebasan tambahan digunakan untuk mencapai kesesuaian dosis target yang lebih baik (16). Teknik ini merupakan teknik konformal untuk meningkatkan kemungkinan control tumor dan penurunan morbiditas (komplikasi jaringan normal) dalam pengobatan radioterapi. Teknik ini bergantung pada Inverse Treatment Planning (ITP) untuk menentukan peta berkas intensitas termodulasi yang dibutuhkan serta untuk menentukan volume target pada pencitraan 3-D multi-modality (17).

2. RapidArc

RapidArc adalah teknik radiasi yang memberikan distribusi dosis yang sangat sesuai melalui rotasi lengkap (360°) dan variasi kecepatan gantry akselerator linier. RapidArc memiliki nama lain yang berasal dari vendor yang berbeda yang memberikan nama kepemilikan tertentu seperti RapidArc (Varian), VMAT (Elekta), dan SmartArc (Philips). Teknik ini bisa mencapai cakupan volume target yang tinggi serta menghindari kerusakan pada jaringan normal. RapidArc memberikan distribusi dosis yang tepat dan sesuai, yang serupa atau lebih besar dari terapi IMRT dalam waktu singkat, umumnya beberapa menit. Dengan teknik ini, untuk mencapai distribusi dosis yang sangat konformal harus melalui peningkatan derajat kebebasan, serta variasi laju dosis diperoleh dalam satu busur dengan kecepatan gantry yang dikombinasikan dengan MLC dinamis (18).

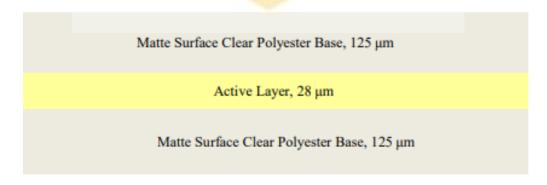
2.1.5 C-Shape Phantom

C-Shape Phantom digunakan karena menyerupai struktur tubuh manusia. Phantom ini terdiri atas bentuk C sebagai *Planning Target Volume* (PTV) dan isian berbentuk silinder (*core*) sebagai OAR. C-Shape phantom dibuat menggunakan material *slab phantom*, yang densitasnya setara dengan air atau jaringan tubuh (densitas 1.04 g/cm³). Sedangkan material yang digunakan pada bentuk C adalah teflon dengan densitas 2.2 g/cm³, dan pada isian (*core*) berisi udara dengan densitas 1.2×10³ g/cm³ yang berfungsi untuk melihat ketepatan TPS dalam menghitung dosis pada organ yang memiliki banyak udara seperti paru-paru (8).

2.1.6 Film Gafchromic EBT3

Film *gafchromic* merupakan film yang tidak berwarna dengan komposisi yang hampir setara dengan jaringan (9.0% hidrogen, 60.6% karbon, 11.2% nitrogen dan 19.2% oksigen) yang menghasilkan warna biru saat terjadi paparan radiasi. Film *gafchromic* mengandung pewarna khusus yang akan terpolimerisasi saat terpapar radiasi, sehingga dapat mengembangkan sendiri, tidak memerlukan pengembang (*fixer*) dan ruang gelap. Film ini memiliki resolusi yang sangat tinggi, sehingga dapat digunakan untuk mengukur di daerah dosis energi tinggi (11).

Film *gafchromic EBT3* merupakan generasi terbaru yang dikeluarkan oleh *International Specialty Product* (ISP) pada tahun 2012 (19). Film ini dirancang untuk kinerja terbaik dalam rentang dosis mulai dari 0,2 hingga 10 Gy. Struktur film *gafchromic EBT3* terdiri atas lapisan aktif dengan ketebalan 28 μm, yang diapit di antara dua substrat matte-poliester 125 μm. Lapisan aktif mengandung komponen aktif, pewarna penanda, stabilisator, dan komponen lain yang memberikan film respons yang hampir tidak bergantung energi.



Gambar 2.2 Struktur film gafchromic EBT3 (20)

2.1.7 Kalibrasi

Menurut ISO/IEC Guide 17025:2005 dan Vocabulary of International Metrology (VIM), kalibrasi adalah kegiatan untuk menentukan kebenaran konvensional nilai baca alat ukur dan bahan ukur dengan membandingkan standar pengukuran yang dapat ditelusuri (*traceable*) dan standar nasional dan/atau internasional untuk satuan ukuran (21).

2.1.8 Kalibrasi Output LINAC

Kalibrasi output LINAC adalah salah satu rangkaian Quality Assurance (QA) dan Quality Control (QC). QA memiliki tujuan untuk menjamin konsistensi tahapan medik, sedangkan QC adalah pengukuran rutin yang dilakukan untuk memantau performa visual dan kinerja alat yang digunakan sehingga kualitas keluarannya terjamin. Internatinal Atomic Energy Agency (IAEA) Technical Report Series (TRS) No. 398 merekomendasikan kalibrasi dilakukan dengan menggunakan dosimeter ion chamber dan water phantom sebagai media referensi untuk pengukuran dosis serap dan kualitas berkas dengan kedalaman referensi (Z_{ref}) 10 cm, Source to Surface Distance (SSD) 100 cm dan luas lapangan penyinaran $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (22).

Untuk menentukan dos<mark>is s</mark>erap suatu berkas di <mark>air</mark> dengan kualitas *Q* berdasarkan IAEA TRS 398 menggunakan persamaan berikut:

$$D_{W,Q}(Z_{ref}) = M_Q N_{D,W,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

$$\tag{2.1}$$

dimana $D_{W,Q}(Z_{ref})$ adalah dosis serap di air pada kedalaman referensi (cGy/MU), N_{D,W,Q_0} adalah faktor kalibrasi dosis serap air untuk dosimeter pada kualitas berkas referensi Q_0 , k_{Q,Q_0} adalah faktor koreksi perbedaan antara kualitas berkas referensi Q_0 dan kualitas sesungguhnya yang digunakan Q, dan M_Q adalah hasil pembacaan dosimeter yang telah dikoreksi secara total (nC/MU). Nilai M_Q ditentukan menggunakan persamaan:

$$M_Q = M_1 h_{pl} k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s (2.2)$$

dimana M_1 adalah hasil pembacaan dosimeter pada tegangan operasi V1, h_{pl} adalah faktor koreksi yang membandingkan antara laju elektron di dalam plastik dan

laju elektron di dalam air (jika pengukuran dilakukan di *water phantom*, $h_{pl} = 1$), k_{elec} adalah faktor kalibrasi elektrometer (nilainya 1 untuk unit tunggal), k_{TP} adalah faktor koreksi temperatur dan tekanan udara terhadap keadaan referensi suhu 20°C dan tekanan 101.3 kPa, yang ditentukan dengan persamaan berikut:

$$k_{TP} = \frac{P_0(273.2 + T)}{P(273.2 + T_0)} \tag{2.3}$$

 k_{pol} adalah faktor koreksi respon dosimeter ionisasi terhadap efek pergantian polaritas yang diberikan pada detektor yang dapat ditentukan dengan persamaan:

$$k_{pol} = \frac{|M^+| + |M^-|}{2|M|} \tag{2.4}$$

dimana *M*+ adalah pembacaan saat muatan positif terkumpul (pada polaritas positif), sedangkan *M*- adalah pembacaan saat muatan negatif terkumpul (pada polaritas negatif) dimana polaritas itu berada pada kabel *collecting* dosimeter ionisasi, dan *M* adalah pembacaan pada tegangan operasi dosimeter (polaritas negatif atau positif). Nilai *M* dihitung menggunakan persamaan:

$$M = \frac{\text{dosimeter } \frac{\text{reading}}{\text{monitor } \frac{\text{units}}{\text{units}}}$$
 (2.5)

Sementara k_s adalah koreksi respon dosimeter ionisasi terhadap kurangnya pengumpulan muatan pada ionisasi di udara. Nilai k_s diperoleh menggunakan persamaan:

$$k_s = \alpha_0 + \alpha_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + \alpha_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \tag{2.6}$$

 α_0 , α_1 , dan α_2 adalah konstanta yang bergantung pada jenis berkas (*pulsed* atau *pulsed scanned*) dan M1 dan M2 adalah rasio pembacaan oleh dosimeter dengan *monitor unit* pada tegangan V1 dan V2 (23). Nilai M1 dan M2 secara matematis dapat dihitung dengan menggunakan persamaan (2.5).

Setelah nilai dosis serap (\mathbf{Z}_{ref}) diperoleh, nilai dosis absolut pada kedalaman maksimum dapat dihitung dengan persamaan berikut.

$$D_{W,Q}(Z_{max}) = \frac{100 D_{W,Q}(Z_{ref})}{PDD(Z_{ref})}$$
(2.7)

Dimana $PDD\left(Z_{ref}\right)$ adalah nilai persentase pengukuran pada kedalaman referensi.

2.1.9 Kalibrasi Film Gafchromic EBT3

Kalibrasi film *gafchromic EBT3* dilakukan untuk menentukan korelasi antara derajat kehitaman film dengan dosis. Kalibrasi ini dilakukan dengan memaparkan radiasi pada film dengan beberapa varian dosis. Penyinaran dilakukan dengan posisi yang berbeda dalam satu film berukuran 20 cm x 25 cm.

Setelah dipaparkan, kemudian film dipindai menggunakan Scanmaker 1000XLplus Mikrotek untuk mengubah data film analog menjadi data digital sehingga dapat diproses secara digital. Perangkat lunak ImageJ digunakan untuk pengambilan nilai piksel pada tiap posisi dosis.

Nilai piksel yang sudah didapatkan diolah menjadi nilai densitas optic menggunakan persamaan berikut (24).

$$netOD = log_{10} \frac{I_{unexp}}{I_{exp}}$$
 (2.8)

Dimana I_{unexp} adalah nilai piksel pada posisi film tidak disinar (dosis 0 cGy), dan I_{exp} adalah nilai pada tiap posisi yang disinar.

Hubungan antara densitas optic dan nilai dosis ditunjukan dalam bentuk grafik yang menunjukan nilai densitas optic pada sumbu x dan nilai dosis pada sumbu y. Factor kalibrasi film diperoleh melalui hasil *fitting* menggunakan MATLAB dengan persamaan (2.9) terhadap grafik.

$$D_{fit} = b. netOD + c. netOD^n$$
 (2.9)

Dimana D_{fit} merupakan nilai dosis. Nilai b dan c adalah koefisien yang diperoleh dari hasil *fitting* yang digunakan sebagai factor kalibrasi. Nilai n bilangan antara 0,5 sampai 5. Setelah koefisien b dan c diperoleh, dosis pada film berikutnya dapat dibaca menggunakan persamaan (2.9) (24).

2.1.10 Evaluasi Gamma

Evaluasi gamma dilakukan untuk mengetahui kesesuaian distribusi dosis antara perencanaan TPS dengan pengukuran umumnya dilakukan verifikasi secara kuantitatif dengan melihat nilai indeks gamma volume yang dihasilkan. Indeks gamma volume (γ) adalah kombinasi dari dua parameter, yaitu *Dose Difference* (DD) yang merupakan perbedaan dosis yang diperbolehkan, dan *Dose to Agreement* (DTA) adalah jarak antara titik acuan data dengan titik terdekat pada perbandingan distribusi dosis yang menunjukan nilai dosis yang sama (8).

Toleransi dosis atau *Dose Difference* (DD) yang biasa digunakan yaitu sebesar 3% dan *Dose to Agreement* (DTA) sebesar 3 mm (25). Selisih yang diperoleh antara nilai dosis dan posisi spasial dibandingkan dengan toleransi yang ditentukan menurut persamaan berikut.

$$\gamma = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_0^2} + \frac{\Delta \delta^2}{\Delta D_0^2}} \tag{2.10}$$

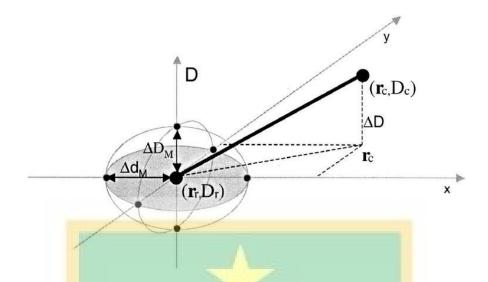
Dengan

$$\Delta \delta = D_c - D_r \tag{2.11}$$

$$\Delta r = |r_c - r_r| \tag{2.13}$$

Dimana D_c adalah nilai dosis yang mau dievaluasi pada jarak r_c dan D_r adalah nilai dosis referensi pada jarak r_r . Toleransi spasial dan dosis dalam kategori lulus secara berurutan diwakili oleh Δd_0 dan ΔD_0 .

Evaluasi gamma mengikuti kombinasi analisis teori menggunakan dua kriteria lulus atau tidak lulus yang sudah ditentukan yaitu jika indeks gamma volume ($\gamma \leq 1$) maka dinilai lulus uji kriteria toleransi dan jika nilai indeks gamma volume ($\gamma > 1$) maka perhitungan dinilai tidak lulus uji kriteria toleransi. Berdasarkan AAPM TG-119, tingkat akurasi distribusi dosis yang memenuhi kriteria toleransi dinilai lulus uji, jika memiliki persentase lebih dari 95% (26).



Gambar 2.3 Skematik Metode Evaluasi Gamma Secara Teoritis (27)

2.2 Hasil Penelitian Terkini

Pada tahun 2016, Setiawan H dan Widita R (23) mengkalibrasi pesawat LINAC serta menganalisa dosis keluaran berkas foton dan electron berdasarkan *Code of Practice* IAEA TRS 398 dengan penelitian yang berjudul "Analisis Dosis Keluaran Berkas Foton Dan Electron Energi Tinggi Pesawat Linac Elekta Precise 5991 Berdasarkan *Code of Practice* IAEA TRS 398." Kesimpulan penelitian ini yaitu hasil pengukuran dan penentuan dosis keluaran berkas foton energi tinggi dengan dua variasi energi sebesar 6 MV dan 10 MV, diperoleh nilai masing-masing 1.0018 cGy/MU dan 1.0030 cGy/MU dengan deviasi masing-masing sebesar 0.18% dan 0.30%. Sedangkan pada berkas electron energi tinggi dengan lima variasi energi sebesar 6 MeV, 8 MeV, 10 MeV, 12 MeV, dan 15 MeV, diperoleh nilai masing-masing sebesar 0.9994 cGy/MU, 0.9987 cGy/MU, 1.0003 cGy/MU, 1.0010 cGy/MU, dan 0.9987 cGy/MU dengan besar deviasi masing-masing adalah 0.06 %, 0.13%, 0.03%, 0.19%, dan 0.13%. Deviasi yang terjadi telah memenuhi batas toleransi yang direkomendasikan AAPM.

Pada tahun 2017, Kaviarasu K et al (6) melakukan penelitian dengan judul "Verification Of Dosimetric Commissioning Accuracy Of Intensity Modulated Radiation Therapy And Volumetric Modulated Arc Therapy Delivery Using Task Group-119 Guidelines." Tujuan penelitian ini untuk memverifikasi keakuratan commissioning Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) dan Volumetric

Modulated Arc Therapy (VMAT) berdasarkan rekomendasi dari AAPM TG-119 pada multitarget, prostat tiruan, kepala/leher tiruan, dan bentuk C. Kesimpulan dari penelitian ini yaitu uji AAPM TG-119 digunakan untuk menyelidiki akurasi commissioning pengiriman IMRT dari tiga LINAC yang dipasang di pusat tempat penulis berasal. Confidence Limit (CL) yang diperoleh tentang akurasi commissioning dosimetri dari 6 MV IMRT dalam ketiga LINAC mendapatkan hasil yang baik dalam rekomendasi AAPM TG 119. Pada pengiriman VMAT energi rendah dan tinggi, didapati hasil CL yang serupa dengan pengiriman IMRT energi rendah. Keakuratan commissioning dosimetri dari ketiga linear accelerator telah diverifikasi dan hasil keseluruhannya memuaskan.

Pada tahun 2019, Nainggolan A dan Pawiro SA (7) menguji dan mengevaluasi akurasi perencanaan pengobatan VMAT dan IMRT serta pemberian dosis menggunakan phantom air dengan mengikuti ketentuan AAPM TG-119 dengan penelitian yang berjudul "Dosimetric Evaluation of Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) and Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) Using AAPM TG 119 Protocol." Metode kuantitatif digunakan untuk mengukur titik pada daerah dosis tinggi dan rendah diukur menggunakan tiga ruang ionisasi dengan volume aktif yang berbeda (CC01, CC13, FC65G). Kesimpulan dari penelitian ini yaitu rencana pengobatan VMAT dan IMRT memenuhi kriteria sasaran dosis yang ditetapkan oleh TG 119 kecuali pada hard C-shape. Distribusi dosis pada garis isodosis 95% antara VMAT dan IMRT sebanding, sedangkan IMRT menghasilkan lebih banyak distribusi dosis di garis isodosis 30% dari VMAT. Hasil pengukuran yang berupa nilai CL dapat digunakan sebagai acuan dan rekomendasi untuk mengevaluasi keakuratan dan integritas sistem perencanaan pengobatan dan pemberian pengobatan VMAT dan IMRT.

Pada tahun 2021, Fikriyah F (8) melakukan penelitian yang berjudul "Verifikasi Distribusi Dosis 2D Teknik IMRT Pada Fantom Inhomogen." Tujuan penelitian ini adalah untuk memverfikasi penyinaran teknik IMRT mengikuti acuan AAPM TG-119 menggunakan phantom inhomogen (C-Shape) dengan empat variasi material silinder yaitu polietilen, nilon, teflon, dan polioksimetilen. Distribusi dosis diukur menggunakan film *gafchromic* EBT3. Kesimpulan pada penelitian ini yaitu nilai

gamma indeks pada PTV lolos batas toleransi evaluasi gamma dengan nilai > 97% pada kriteria gamma DD 3% dan DTA 3mm. Sedangkan nilai gamma indeks pada OAR yang paling rendah dengan rata-rata sebesar 85.23%. Isian silinder dengan material polietilen, nilon, dan teflon menghasilkan nilai gamma lebih besar dibandingkan dengan material polioksimetilen.

