

## Desain Ulang *Shielding* Ruang *Linear Accelerator* (Linac) untuk Keselamatan Radiasi Di Gedung 14 PSTA-BATAN Yogyakarta

Rendi Akhbar<sup>1</sup>, Galih Anindita<sup>2</sup>, dan Mochamad Yusuf Santoso<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Program studi Teknik keselamatan dan kesehatan kerja, Jurusan Teknik Permesinan Kapal, Politeknik Perkapalan Negeri Surabaya, Surabaya 60111

\*E-mail : [rendiakhbar.hse@gmail.com](mailto:rendiakhbar.hse@gmail.com)

### Abstrak

*Linear Accelerator* (Linac) digunakan untuk menterapi tumor dan kanker. Di PSTA-BATAN Yogyakarta saat ini terdapat Linac dengan energi foton 18 MV yang akan beroperasi. Namun saat ini PSTA-BATAN Yogyakarta belum mempunyai ruangan khusus untuk Linac, rencananya PSTA-BATAN Yogyakarta akan mengoperasikan Linac di ruang yang dulunya digunakan untuk generator netron dengan energi 350 KV. Pada penelitian ini penulis melakukan analisis tentang ketebalan perisai radiasi di ruang Linac agar dosis yang lolos dari ruangan Linac di bawah nilai batas dosis (NBD) yang ditetapkan oleh BAPETEN. Metode perhitungan ini mengacu pada NCRP Report no.151. Pada Linac dengan beban kerja 495 Gyaam<sup>2</sup>/minggu sesuai rekomendasi NCRP Report no.151 berdasarkan perhitungan yang telah dilakukan adalah ketebalan perisai primer di lokasi A setebal 171 cm beton standar dan lokasi B setebal 184 cm beton standar. Dinding ruangan Linac di PSTA-BATAN Yogyakarta saat ini adalah 100 cm di lokasi A dan B. Sehingga ruangan Linac saat ini tidak memenuhi standar proteksi radiasi sesuai Perka Bapeten No.4 tahun 2013 tentang Proteksi dan Keselamatan Radiasi Dalam Pemanfaatan Tenaga Nuklir. Maka dari itu perlu dilakukan desain ulang *shielding* di ruang Linac tersebut.

**Keywords** : Linac, NBD, Perisai Radiasi

### PENDAHULUAN

*Linear accelerator* (Linac) merupakan alat di bidang kesehatan yang menggunakan energi radiasi. Linac dapat memproduksi foton dan elektron dalam berbagai tingkatan energi. Energi yang digunakan untuk foton dan elektron berorde MeV. Di bidang kesehatan, linac digunakan sebagai alat terapi radiasi eksternal pada pasien kanker. Linac dapat digunakan untuk terapi seluruh tubuh maupun bagian dari tubuh saja.

*Linear accelerator* (Linac) yang akan digunakan PSTA-BATAN Yogyakarta adalah model Clinac 2100C/D dengan memberikan 5 energi elektron dan 2 energi *x-ray*. Energi *x-ray* mempunyai beberapa energi yaitu 6 atau 8 MV untuk *low energy* dan 10,15, dan 18 MV untuk *high energy*. Energi elektron mempunyai energi mulai dari 4 MeV sampai 20 MeV. Alat ini merupakan hibah dari Rumah Sakit Umum Pusat Nasional Dr. Mangunkusumo Jakarta Pusat yang diberikan kepada PSTA-BATAN Yogyakarta pada tahun 2016.

Pada saat ini di PSTA-BATAN Yogyakarta masih belum mempunyai ruangan khusus untuk pengoperasian linac, sehingga alat ini rencananya akan dioperasikan di lantai 1 gedung 14 yang sebelumnya telah digunakan untuk generator netron untuk memproduksi netron. Gedung dan ruangan ini dibangun pada tahun 1979 dengan desain awal untuk generator netron 250 KV – 350 KV. Saat ini generator netron sudah tidak dapat digunakan lagi dikarenakan alat tersebut rusak. Oleh Karena itu ruangan tersebut akan digunakan untuk *linear accelerator* (Linac) untuk bidang medis dengan energi foton maksimal 18 MV. Dari perbedaan energi tersebut dapat disimpulkan bahwa dinding perisai radiasi yang digunakan didesain untuk alat yang berenergi maksimal 350 KV sedangkan Linac yang akan digunakan di tempat tersebut mempunyai energi 18 MV atau 51 kali lipat lebih besar dari energi generator netron.

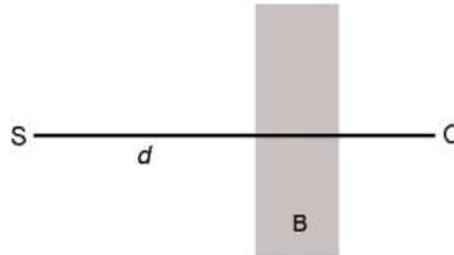
Penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh FX Wisnu Primadita dalam skripsinya yang berjudul "Evaluasi Desain Ruang *Linear Accelerator* Di Rumah Sakit Umum Pemerintah Dokter Sardjito Yogyakarta berdasarkan Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 3 Tahun 2013" dengan energi foton yaitu 10 MV. Berdasarkan hasil perhitungan didapatkan bahwa tebal perisai primer (beton standar) pada daerah supervisi adalah 230 cm dan tebal perisai untuk daerah pengendalian adalah 182 cm. Tebal perisai primer (beton standar) yang ada di RSUP Dr. Sardjito adalah 250 cm. Dari hasil penelitian diatas ketebalan dinding perisai primer lebih dari 100 cm sedangkan saat ini dinding ruang linac yang ada di lantai 1 gedung 14 PSTA-BATAN Yogyakarta yaitu setebal 1 m.

Berdasarkan uraian yang telah dijelaskan, maka akan dilakukan penelitian tentang desain ulang *shielding* di ruang *Linear Accelerator* (Linac) yang akan digunakan di lantai 1 gedung 14 PSTA-BATAN Yogyakarta agar operator dan masyarakat umum menerima dosis radiasi di bawah NBD yang ditetapkan oleh Perka BAPATEN Nomor 4 tahun 2013.

## METODOLOGI

### 5.1 Metode Perhitungan Perisai Radiasi

Desain perisai untuk fasilitas terapi radiasi medis didasarkan pada persamaan empiris sederhana. Konsep dasar digambarkan pada Gambar 2.1, di mana seseorang berada di lokasi O yang harus dilindungi dari S sumber radiasi yang merupakan jarak sejauh  $d$ . Tingkat perlindungan yang diberikan oleh desain *shielding* yang berlaku (P) tergantung pada apakah orang tersebut pekerjaannya terekspos di daerah terkendali atau anggota dari masyarakat di daerah yang tidak terkendali. Jika sumber radiasi menghasilkan tingkat  $> P$  di Lokasi O, maka penghalang B digunakan untuk melemahkan tingkat radiasi sehingga P tidak terlampaui.



Gambar 2.1 Skema Dasar Perisai dari Seorang Individu di Lokasi O Dilindungi dari Sumber Radiasi S di  $d$  Sejauh Jarak oleh Perisai di B (NCRP, 2005)

### 5.2 Perisai Primer

Dalam pendekatan ini biasanya, perisai primer dirancang untuk melemahkan sinar foton yang berasal dari kepala Linac yang terkena peristiwa langsung pada perisai. Perisai primer juga diharapkan mampu melemahkan dosis ekuivalen yang melewati perisai yang dihasilkan dari produk sekunder dari sinar foton.

Perisai primer yang memadai mampu menahan berkas radiasi dari ruang terapi sehingga dosis ekuivalen yang lolos dari ruangan sama dengan atau lebih kecil dari nilai target desain (P). Oleh karena itu faktor transmisi perisai primer ( $B_{pri}$ ) yang akan mengurangi tingkat dosis ekuivalen yang dapat diterima diberikan oleh Persamaan 2.10

$$B_{pri} = \frac{Pd_{pri}^2}{WUT} \quad (1)$$

Dimana :

P = Target desain perisai yang melewati perisai radiasi dan biasanya dinyatakan dalam waktu perminggu (Gy/minggu)

$d_{pri}$  = jarak dari target x-ray ke titik yang dilindungi (m)

W = beban kerja atau foton dosis yang diserap pada jarak 1 m dari target x-ray per minggu (gy/minggu)

W ditunjukkan di sini, dosis yang diserap (Gy/minggu), sejak faktor kualitas untuk foton diberi nilai satuan. Oleh karena itu, faktor transmisi (B) untuk foton adalah kuantitas *unitless*.

T = Faktor hunian untuk lokasi yang dilindungi atau fraksidari hari kerja bahwa seseorang ada di luar perisai.

Ketebalan perisai selanjutnya dapat ditentukan dengan menggunakan TVL berdasarkan energi dari akselerator dan jenis dari bahan perisai (lihat Gambar 2.1). Dalam hal ini, jumlah yang diperlukan (n) dari TVLs diberikan oleh :

$$n = -\log(B_{pri}) \quad (2)$$

dan ketebalan perisai ( $t_{barier}$ ) diberikan oleh :

$$t_{barier} = TVL_1 + (n-1)TVL_e \quad (3)$$

( $TVL_1$ ) (*first TVL*) dan ( $TVL_e$ ) (*equilibrium TVL*) nilai lapisan kesepuluh dari materi yang diinginkan digunakan untuk memperhitungkan perubahan spektral pada radiasi saat menembus perisai.

Ketika radiasi bertabrakan dengan perisai primer dengan sudut kemiringan tertentu maka ketebalan dinding yang ditemui akan lebih kecil dibandingkan hasil perhitungan dengan menggunakan persamaan di atas. Perbedaan ketebalan ini bergantung dari: (1) sudut kemiringan ( $\theta$ ) antara arah radiasi dan garis normal pada perisai, (2) material perisai radiasi, (3) atenuasi yang diperlukan, dan (4) energi radiasi. Untuk beton standar pada penggunaan *low energy photon* pada penggunaan radioterapi yang konvensional, maka tebal perisainya ditambah 2 HVL untuk keamanan dan untuk *high energy photon* ditambah 1 HVL.

### 5.3 Perisai Sekunder

Perisai sekunder perlu dirancang untuk mampu melindungi seseorang di luar ruangan akselerator dari :

- (1) kebocoran radiasi
- (2) hamburan radiasi dari pasien,

- (3) hamburan radiasi dari dinding
- (4) radiasi sekunder yang diproduksi di kepala akselerator atau hamburan seluruh ruangan.

Karena kebocoran radiasi dan hamburan radiasi seperti energi yang berbeda, persyaratan perisai sekunder dari masing-masing biasanya dihitung secara terpisah dan dibandingkan pada ketebalan akhir yang direkomendasikan.

Transmisi perisai dibutuhkan untuk radiasi hamburan oleh pasien ( $B_{ps}$ ) Diberikan oleh Persamaan 2.14.

$$B_{ps} = \frac{P}{WT} d_{sca}^2 d_{sec}^2 \frac{400}{F} \tag{4}$$

Pada Persamaan 2.14, simbol P, W dan T seperti yang didefinisikan sebelumnya dan

$d_{sca}$  = jarak dari target x-ray ke pasien atau hamburan permukaan (m)

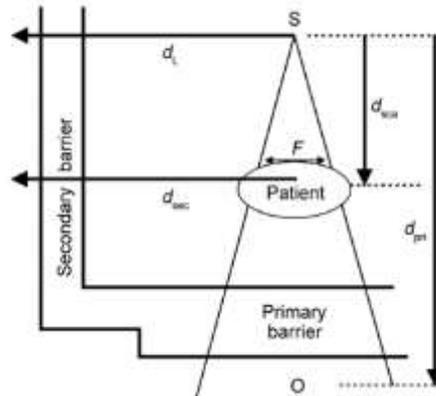
$d_{sec}$  = jarak dari objek hamburan ke titik perlindungan (m)

a = fraksi hamburan atau fraksi berkas primer dosis yang diserap hamburan dari pasien pada sudut tertentu (tabel 3.3 Lampiran 3)

F = luas lapangan radiasi pada jarak 1 meter dari target sinar-x ( $cm^2$ ).

Nilai 400 mengasumsikan fraksi hamburan akan kembali normal untuk pengukuran tersebut ketika luas lapangan radiasi 20 cm × 20 cm. Jarak  $d_{sca}$  dan  $d_{sec}$ , dan daerah F ditunjukkan pada Gambar 2.4.

Sebenarnya, U adalah fungsi dari sudut pancaran. Namun, jika perhitungan dilakukan dengan sudut minimal pancar dari pasien ke titik perhitungan dan faktor guna satu juga digunakan, ketebalan perisai akan berlebihan karena fraksi pancar konservatif yang lebih tinggi dari sudut hamburan kecil.



Gambar 2.1 Tata Letak Ruang Menunjukkan Jarak yang Terkait dengan Hamburan Pasien ( $d_{sca}$ ,  $d_{sec}$ ) dan Radiasi Bocor ( $d_L$ ) (NCRP, 2005)

Penghalang transmisi dari kebocoran radiasi ( $B_L$ ) diberikan oleh persamaan 2.15.

$$B_L = \frac{P d_L^2}{10^{-3} WT} \tag{5}$$

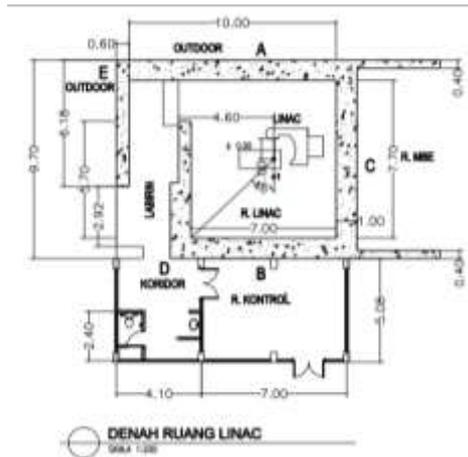
Pada persamaan 2.15 nilai  $10^{-3}$  merupakan asumsi bahwa radiasi bocor yang berasal dari kepala akselerator sebesar 0,1 %. Nilai  $d_L$  dapat diukur dari isosenter jika sudut *gantry* rata-rata simetris. Jika tidak dalam kondisi ini maka jarak ke perisai dihitung dari jarak terdekat pada kepala akselerator.

Jika selisih antara ketebalan dinding perisai hamburan pasien dan kebocoran radiasi hampir sama maka tebal minimum yang akan digunakan adalah perisai radiasi yang paling tebal dan ditambahkan 1 HVL. Jika selisih ketebalan dinding lebih dari 1 TVL maka digunakan ketebalan dinding yang terbesar.

## HASIL DAN PEMBAHASAN

### 5.4 Klasifikasi Ruang Linac

Ruang Linac mempunyai dimensi panjang 7,7 m, lebar 7 m, dan tinggi 3,5 m. Dinding ruang Linac saat ini mempunyai tebal beton 1 m pada dinding A,B, dan C. Dinding D mempunyai tebal beton 1 m dan dinding E mempunyai tebal beton 0,6 m.



Gambar 3.1 Lay Out ruangan Linear Accelerator (PSTA-BATAN Yogyakarta)

### 5.5 Perisai Primer

Untuk menentukan nilai ketebalan minimum perisai primer di ruang Linac gedung 14 PSTA-BATAN Yogyakarta adalah sebagai berikut :

Tabel 3.1 Perhitungan Perisai Primer

Lokasi	W ( $\frac{Gy\ m^2}{minggu}$ )	P (Gy/minggu)	U	T	d <sub>pri</sub> (m)	B <sub>pri</sub>	TVL <sub>1</sub> (cm)	TVL <sub>e</sub> (cm)	T <sub>pri</sub> (cm)
A	495	0,00002	0,25	0,025	5,16	0,000245	45	43	171
B	495	0,0004	0,25	1	5,16	0,000122	45	43	184

### 5.6 Perisai Sekunder

Untuk menentukan nilai ketebalan minimum perisai sekunder di ruang Linac gedung 14 PSTA-BATAN Yogyakarta adalah sebagai berikut :

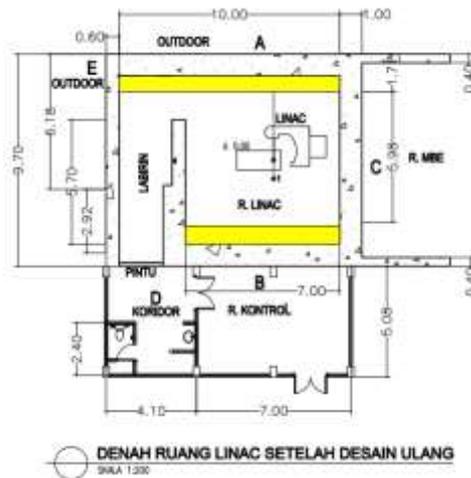
Tabel 3.2 Perhitungan Perisai Sekunder

Lokasi	W ( $\frac{Gy\ m^2}{minggu}$ )	P (Gy/minggu)	U	T	d <sub>sec</sub> (m)	B <sub>ps</sub>	B <sub>L</sub>	T <sub>pri</sub> (cm)
C	495	0,0004	0,25	1	4,03	0,0174	0,013	77
D	495	0,00002	0,25	0,2	5,03	0,00153	0,0051	91
E	495	0,00002	0,25	0,025	7,9	0,0669	0,1	47

Tabel 3.3 Perencanaan Desain Ulang Ruang Linac Gedung 14 PSTA-BATAN Yogyakarta

Perisai	Ketebalan hasil perhitungan (cm)	Ketebalan perisai yang ada di ruang Linac (cm)	Keterangan
A	171	100	+ 71 cm beton standar
B	184	100	+ 84 cm beton standar
C	77	100	-
D	91	100	-
E	47	60	-
Pintu Labirin	7,32cm Pb dan 8,505 cm BPE	-	+ 7,32cm Pb dan 8,505 cm BPE

Sesuai Tabel 3.3 desain ulang yang telah dilakukan yaitu dengan menambah beton standar untuk penambahan ketebalan dinding perisai radiasi. Material timbal untuk perisai pintu labirin adalah dengan menggunakan timbal dan *Borated Polyethylene* (BPE). Desain ulang dapat dilihat pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2 Lay Out ruangan Linac setelah desain ulang

## KESIMPULAN

Untuk desain ulang perisai radiasi primer dan sekunder adalah dengan menambahkan material beton standar untuk perisai primer di lokasi A dan B masing-masing yaitu adalah 71 cm dan 81 cm. Untuk perisai pintu di labirin yaitu ,32 cm Pb dan 8,505 cm BPE. *Borated Polythylene* (BPE) harus dilapisi antara 2 lapisan timbal, masing-masing dengan ketebalan 3,66 cm.

## DAFTAR NOTASI

- W = Workload/Beban Kerja Linac ( $\frac{Gy m^2}{minggu}$ )  
 U = faktor guna  
 HVL= Half Value Layer  
 TVL = Tenth Value Layer

## DAFTAR PUSTAKA

1. National Council on Radiation Protection and Measurements. 2005. *Structural Shielding Design and Evaluation For Megavoltage X- And Gamma-Ray Radiotherapy Facilities*. Bethesda MD : NCRP.
2. Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 4 Tahun 2013 Tentang Proteksi Dan Keselamatan Radiasi Dalam Pemanfaatan Tenaga Nuklir.
3. Primadita, FX Wisnu. 2014. Evaluasi Desain Ruang Linear Accelerator di Rumah Sakit Umum Pemerintah Dokter Sardjito Yogyakarta Berdasarkan Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 3 Tahun 2013. *Skripsi*. Yogyakarta : Universitas Gadjah Mada.