

PENENTUAN TEBAL PERISAI RADIASI PERANGKAT RADIOTERAPI EKSTERNAL Co-60 UNTUK POSISI PENYINARAN

Kristiyanti, Budi Santoso, Leli Yuniarsari, Wiranto B.S.

Pusat Rekayasa Perangkat Nuklir - BATAN
Kawasan Puspiptek Serpong Gedung 71, Tangerang-15310
E-mail : kristiyantiwst@yahoo.com

ABSTRAK

PENENTUAN TEBAL PERISAI RADIASI PERANGKAT RADIOTERAPI EKSTERNAL Co-60 UNTUK POSISI PENYINARAN. Telah dilakukan perhitungan tebal perisai radiasi pada kepala gantri perangkat radioterapi eksternal Co-60 untuk posisi penyinaran. Posisi penyinaran adalah ketika sumber Co-60 dikeluarkan untuk melakukan terapi ke pasien. Perisai radiasi dimaksudkan untuk melindungi bagian tubuh pasien yang tidak diterapi sehingga bagian tersebut terlindungi dari paparan radiasi sesuai dengan ketentuan keselamatan radiasi. Perhitungan ini bertujuan untuk menentukan tebal perisai radiasi serta jenis bahan yang digunakan. Perhitungan berdasarkan prinsip pelemahan berkas radiasi gamma (γ) dan ketentuan keselamatan radiasi yang diatur BAPETEN. Dari hasil perhitungan didapatkan bahwa pada saat penyinaran dilakukan, perisai radiasi untuk bagian atas dan samping menggunakan bahan timbal (Lead/Plumbum-Pb) dengan tebal 21 cm, sedangkan untuk bagian bawah menggunakan bahan tungsten (Wolfram-W) dengan tebal 13 cm, dan kolimator dari Pb dengan tebal 21 cm. Dengan perhitungan perisai radiasi ini, paparan yang diterima bagian tubuh pasien yang tidak diterapi adalah kurang dari setengah dari nilai batas dosis (0,5 mSv). Dengan demikian dapat disimpulkan bahwa hasil perhitungan perisai radiasi pada posisi penyinaran ini memenuhi ketentuan keselamatan yang dipersyaratkan.

Kata kunci : Radioterapi eksternal, perisai radiasi, tebal, timbal, Tungsten

ABSTRACT

THE DETERMINATION OF SHIELDING THICKNESS Co-60 EXTERNAL RADIOTHERAPY GANTRY HEAD FOR BEAM-ON POSITION. The calculation of Co-60 external radiotherapy gantry head shielding for beam-on position has been done. Beam-on position is the position when Co-60 source is exposed in order to therapy a patient. The shielding is intended to protect parts of patient body which are not therapied so that they are protected from radiation exposure in conjunction with radiation safety regulations. The design is intended to determine thickness and material types of radiation shieldings which will be utilized. The design calculation is based on gamma (γ) radiation attenuation principles and has to comply with radiation safety requirements regulated by BAPETEN. From the result of calculation, Co-60 external radioteherapy gantry head shielding for beam-on position consist of Lead (Plumbum-Pb) with 21cm thickness for upper and sides parts, Tungsten (Wolfram-W) with 13 cm thickness for bottom parts, and Lead with 21cm thickness for collimator. Result of radiation shielding design shows that parts of patient body which are not therapied will receive less than half of dose limit value (0,5 mSv) radiation exposure so that it meets the required safety regulations.

Keywords: external radiotherapy, radiation shielding, thickness, lead, tungsten

PENDAHULUAN

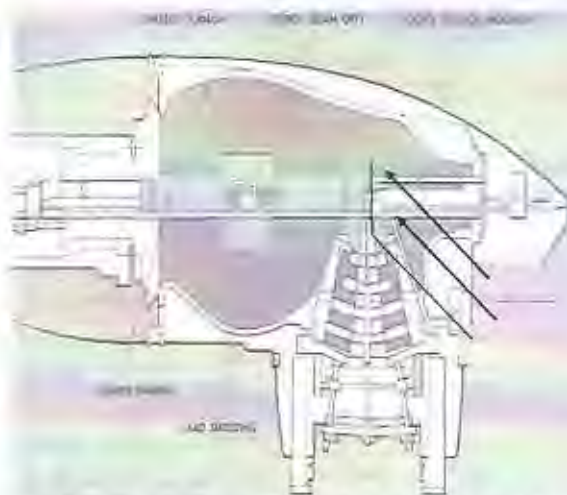
Perangkat radioterapi eksternal menggunakan Co-60 berfungsi untuk terapi pasien kanker dengan cara memberikan radiasi gamma (γ) dari radioisotop Co-60. Di Indonesia hanya terdapat 20 rumah sakit yang memiliki fasilitas radioterapi. Sedikitnya fasilitas radioterapi di Indonesia antara lain disebabkan oleh harga perangkat radioterapi yang mahal. Karena itu diperlukan pengembangan kemampuan lokal untuk menghasilkan perangkat radioterapi. Dengan demikian pelayanan terapi kanker untuk masyarakat Indonesia dapat ditingkatkan. Perhitungan dilakukan dengan mengambil ukuran perangkat radioterapi menggunakan Co-60 yang ada di rumah sakit Hasan Sadikin (RSHS) Bandung^[1]. Perangkat Radioterapi disajikan seperti pada Gambar.1.



Gambar 1. Perangkat Radioterapi Eksternal

Perhitungan rancangan berdasarkan pelemahan berkas radiasi γ dari radioisotop Co-60. Bagian dari perangkat tersebut antara lain terdiri dari kepala sumber, yaitu tempat radioisotop berada. Radioisotop pada saat penyimpanan atau pada saat tidak melakukan penyinaran akan berada pada posisi *beam off*, sedangkan pada saat melakukan penyinaran berada pada posisi *beam on*, yaitu pada saat sumber berada pada posisi di atas kolimator.

Perangkat Radioterapi pada bagian kepala sumber seperti pada Gambar 2.



Gambar 2. Susunan Perisai Radiasi pada Kepala Sumber

Pada saat penyimpanan, sumber radioisotop Co-60 sudah terlindungi oleh perisai radiasi yang terdiri dari bahan timbal (Pb), tungsten (W) dan juga depleted uranium (DU). Dalam makalah ini akan dibahas perhitungan ketebalan perisai radiasi pada saat penyinaran dengan posisi sumber isotop terarah pada pasien, sehingga bagian tubuh pasien yang tidak perlu diterapi terlindungi dengan perisai radiasi dan terhindar dari paparan radiasi. Bahan perisai radiasi yang akan digunakan terdiri dari W dan Pb. Bahan dari W digunakan karena akan memberikan bentuk yang lebih kecil dan lebih ringan sedangkan bahan Pb digunakan untuk kolimator yang berfungsi untuk menyearahkan penyinaran.

Dengan menggunakan perisai radiasi maka diharapkan perangkat Radioterapi bisa memenuhi ketentuan keselamatan yang telah ditetapkan.

METODE

Optimasi proteksi dan keselamatan radiasi harus diupayakan agar paparan radiasi terhadap pasien minimum sesuai dengan yang diperlukan untuk mencapai tujuan radioterapi. Paparan radiasi terhadap jaringan normal selama radioterapi dipertahankan serendah mungkin yang dapat dicapai sesuai dengan pemberian dosis yang diperlukan pada volume target.

Sesuai dengan Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) Nomor 3 Tahun 2013 disebutkan bahwa Nilai Batas Dosis (NBD) untuk anggota masyarakat tidak boleh melampaui dosis efektif sebesar 1 mSv

dalam satu tahun. Bagian tubuh pasien yang yang terlindungi sesuai dengan penerapan optimasi proteksi dan keselamatan radiasi hanya boleh menerima paparan radiasi $\frac{1}{2}$ (satu per dua) dari NBD [2].

NBD adalah dosis terbesar yang diizinkan oleh BAPETEN yang dapat diterima oleh pekerja radiasi atau anggota masyarakat dalam jangka waktu tertentu tanpa memberikan efek genetik dan somatik yang berarti akibat pemanfaatan tenaga nuklir.

Perangkat Radioterapi akan memberikan dosis serap dengan satuan Gray pada setiap pasien. Untuk menghitung dosis efektif yang diterima pasien digunakan persamaan ekuivalensi dosis :

$$Sv = Rad \times W_R \times W_T \quad (1)$$

dengan :

- Sv = satuan dosis efektif
- Rad = satuan dosis serap
- W_R = faktor bobot radiasi
- W_T = faktor bobot jaringan
- 1 Gy = 100 Rad

Faktor bobot radiasi (W_R) ditentukan berdasarkan jenis dan energi radiasi, sedangkan faktor bobot jaringan (W_T) digunakan untuk dosis serap didalam setiap organ.

Perhitungan perisai radiasi untuk radioisotop Co-60 pemancar sinar (γ) berdasarkan prinsip pelemahan berkas radiasi γ digunakan Persamaan [3]:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu t} \quad (2)$$

dengan :

I_0 dinyatakan sebagai paparan radiasi sebelum melewati perisai radiasi

I dinyatakan sebagai paparan radiasi sesudah melewati perisai radiasi besarnya sesuai dengan NBD yang telah ditentukan.

μ koefisien atenuasi linier bahan yang nilainya bisa didapatkan dari koefisien atenuasi massa (μ/ρ).

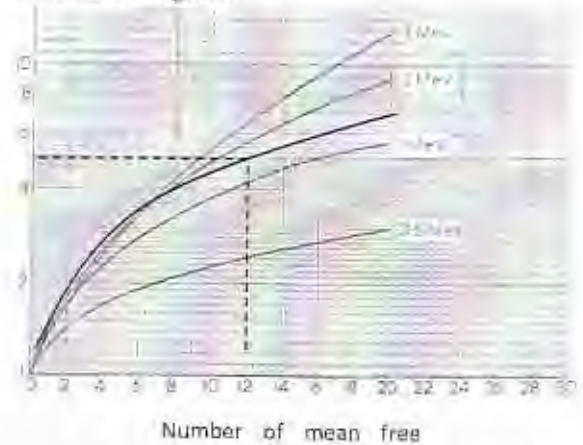
t tebal dari perisai.

Dari hasil perhitungan tebal perisai masih harus ditambah dengan faktor bentuk yaitu *Build Up factor* (B), digunakan Persamaan (3) [4]:

$$\frac{I}{I_0} = B \cdot e^{-\mu t} \quad (3)$$

Faktor bentuk B adalah faktor pertumbuhan yang mempunyai nilai >1. Faktor B bergantung pada energi radiasi, nomor atom bahan dan juga pada tebal perisai.

Harga B bisa dilihat pada Gambar 3. itu kurva faktor pertumbuhan dosis untuk berbagai energi radiasi dalam bahan timbal (*lead*) [5]. Dengan memasukkan harga μt dan energi isotop yang digunakan maka bisa diketahui harga B.



Gambar 3. Kurva faktor pertumbuhan dosis untuk berbagai energi radiasi dalam bahan timbal

Dari hasil perhitungan yang telah dilakukan, diketahui bahwa harga t yang dihitung dengan Persamaan (3) akan terlalu tipis [4], karena itu perlu ditambah tebalnya.

Tebal perlu ditambah lapisan setebal n *Half Value Layer* (HVL) menjadi t' sesuai dengan Persamaan :

$$t' = t + n \cdot HVL \quad (4)$$

HVL adalah tebal lapisan perisai yang diperlukan untuk menjadikan besaran semula menjadi setengahnya.

Nilai HVL dapat diketahui dari hubungan

$$HVL = 0,693 / \mu \quad (5)$$

Perhitungan diulang dengan cara menambah harga t dan memasukkan harga B pada Pers. (3), sampai diperoleh harga I sesuai dengan dosis yang diinginkan.

Untuk menghitung daya serap radiasi (I/I_0) digunakan substitusi dari Persamaan (2) didapatkan Persamaan (6)

$$\text{Daya serap} = I_0 - I = (1 - e^{-\mu t}) \quad (6)$$

Jika diinginkan bahan perisai yang berbeda, maka dengan menggunakan prinsip ekuivalensi daya serap yang sama, tebal bahan bisa dicari dengan cara substitusi dari Pers. (6) sehingga dihasilkan Persamaan (7).

$$\mu_1 t_1 = \mu_2 t_2 \quad (7)$$

dengan :

t_i = tebal bahan ($i = 1, 2, \dots$)

μ_i = koefisien atenuasi linier bahan ($i= 1, 2, \dots$)

Perhitungan

Susunan perisai pada posisi penyinaran terdiri dari :

- Perisai bagian atas dan samping
- Perisai bagian bawah.

Untuk menghitung tebal Pb dan W dibutuhkan data μ yang bisa diperoleh dari nilai koefisien linier massa pada energi sesuai sumber radiasi yang digunakan yaitu Co-60 yang mempunyai energi 1,17 MeV dan 1,33 MeV . Dalam perhitungan ini diambil energi sumber radiasi rata-rata 1,25 MeV^[6]. Harga koefisien linier μ pada energi 1,25 MeV disajikan seperti pada Tabel 1.

Tabel 1. Harga koefisien linier bahan (μ) pada energi 1,25 MeV^[7]

Unsur	μ/ρ (cm^2/gr)	ρ (gr/cm^3)	μ (cm^{-1})
Pb	0,05945	11,34	0,674
W	0,0563	19,3	1,0866

A. PERISAI BAGIAN ATAS DAN SAMPING

Penyinaran direncanakan selama terapi sebanyak 10 kali dan dilakukan pada tahun yang sama. Bagian tubuh lain yang tidak terkena langsung penyinaran dengan asumsi batas dosis $\frac{1}{2}$ kali NBD (1 mSv) sesuai ketentuan, maka dosis yang diperbolehkan sebesar $\frac{1}{2}$ mSv per tahun.

Jika dosis serap yang diberikan ke pasien 2 Gy^[8] untuk sekali terapi, maka dengan menggunakan Pers. (1) dosis efektif untuk kulit yang diterima pasien :

Faktor bobot radiasi $W_r = 1$ dan faktor bobot jaringan kulit $W_t = 0,01$
 dosis serap = 2 Gy = 200 rad
 Dosis efektif = $200 \times 1 \times 0,01$
 = 2 Sv
 = 2.000 mSv

Jika dalam terapi dilakukan 30 kali penyinaran maka dosis efektif yang diterima pasien = 2.000 mSv x 30 = 60.000 mSv

Harga koefisien linier bahan Pb untuk energi dari Co-60 sesuai Tabel 1, $\mu = 0,674 \text{ cm}^{-1}$, Perhitungan tebal perisai dari Pb dihitung dengan menggunakan Pers. (2).

$$0,5 = 60.000 \cdot e^{-(0,674)t}$$

dari hasil perhitungan didapat tebal perisai radiasi Pb (t) = 17,35 cm.

Ketebalan tersebut jika dimasukkan dalam Pers. (3), didapatkan harga $I = 2,30 \text{ mSv}$ tetapi harga tersebut belum memenuhi nilai batas dosis, sehingga tebal masih harus ditambah 0,5 HVL.

Nilai HVL dihitung dari Pers. (5).

Didapatkan harga HVL = 1,028

Tebal menjadi $t^1 = 17,35 + 0,5 \text{ HVL} = 17,864 \text{ cm}$

$$\mu t^1 = 12,04$$

dari Gambar 3 didapat harga $B = 4,6$

Dengan menggunakan Pers. (3) didapat harga I yaitu intensitas atau dosis setelah melalui perisai radiasi = 1,63 mSv.

Perhitungan diulang dengan menambah tebal seperti cara di atas. Begitu seterusnya sampai didapatkan harga $I < 0,5 \text{ mSv}$, sehingga didapatkan tebal Pb = 19,92 cm.

B. PERISAI BAGIAN BAWAH

Untuk mengurangi berat kepala sumber maka bagian bawah Beam on dipasang perisai dari bahan Tungsten (W).

Jika dikehendaki bahan W mempunyai daya serap yang sama bahan Pb, maka tebal bahan perisai W bisa dicari dengan menggunakan Pers. (7).

$$(0,674) \cdot (19,92) = (1,0866) \cdot (t_w)$$

$$(t_w) = 12,356 \text{ cm}$$

HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil perhitungan tebal perisai radiasi dengan intensitas setelah melewati Pb seperti disajikan dalam Tabel 2.

Tabel 2. Hasil perhitungan tebal perisai radiasi dengan intensitas setelah melewati Pb

Tebal (cm)	μt (gr/cm^2)	B	I (mSv)
17,35	11,69	4,6	2,30
17,86	12,04	4,6	1,63
18,38	12,38	4,7	1,18
18,89	12,73	4,7	0,85
19,40	13,08	4,8	0,60
19,92	13,43	4,9	0,43

Dari Tabel 2 didapatkan untuk tebal 19.92 cm, maka harga I sudah $< 0,5 \text{ mSv}$, sehingga ketebalan perisai sudah mencukupi.

Dari perhitungan menggunakan *RadPro Calculation* didapatkan tebal perisai radiasi Pb = 20,3 cm, sedangkan tebal W = 12,6 cm^[9].

Dalam perancangan ini digunakan tebal Pb = 21 cm dan tebal menggunakan W = 13 cm.

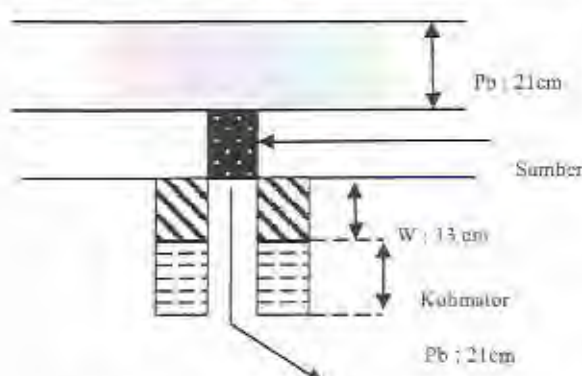
Jadi pada saat penyinaran dibutuhkan perisai radiasi untuk bagian atas, samping dan bagian bawah jika menggunakan bahan dari Pb dibutuhkan tebal 21 cm. Perisai radiasi bagian bawah menggunakan bahan dari W untuk perisai yang tetap, tebal 13 cm.

Untuk penyearah paparan atau kolimator digunakan bahan dari Pb yang terdiri dari segmen sirip, yang tiap segmen sirip mempunyai ketebalan 3 cm, sehingga dibutuhkan 7 segmen sirip, total tebal kolimator menjadi 21 cm. Bentuk segmen sirip ini berfungsi untuk mengatur besar kecilnya lubang penyinaran.

Besar kecilnya lubang penyinaran tergantung dari kebutuhan pasien, jika dibutuhkan lubang penyinaran sempit, maka kolimator akan merapat sehingga bagian tubuh lain hanya terlindungi dari perisai W yang masih aman dari paparan yang tidak dibutuhkan

Perisai bagian atas dan samping bersifat stabil dibutuhkan tebal Pb 21 cm.

Hasil rancangan susunan perisai radiasi pada kepala sumber disajikan pada Gambar 4.



Gambar 4. Hasil rancangan susunan perisai radiasi pada kepala sumber pada posisi penyinaran.

KESIMPULAN

Perangkat radioterapi pada bagian kepala sumber yaitu tempat sumber isotop berada pada posisi penyinaran, dilengkapi dengan perisai radiasi. Berdasarkan hasil perhitungan perisai radiasi agar perangkat mampu melindungi bagian tubuh yang tidak diterapi sehingga memenuhi ketentuan keselamatan yang dipersyaratkan, maka desain tebal perisai radiasi perangkat :

- Bagian atas dan samping perisai radiasi terbuat dari bahan Pb dengan ketebalan 21 cm.
- Bagian bawah, terpasang perisai radiasi W tebal 13 cm dengan dilengkapi kolimator dari bahan Pb yang berfungsi untuk menyearahkan paparan yang terdiri 7 sirip dengan tebal 3 cm sehingga ketebalan total 21 cm.

DAFTAR PUSTAKA

1. Santoso W.B., Disain Dasar Perangkat Radioterapi Eksternal Menggunakan Co-60, Proposal Program Insentif Peningkatan Kemampuan Penelitian dan Perekayasaan (PI - PKPP), PRPN - BATAN, (2012).
2. Anonim, *Keselamatan Radiasi dalam Penggunaan Radioterapi*, Keputusan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir No: 3, (2013).
3. Chamber H., *Introduction to Health Physics*, Pergamon Press, Northwestern University, (1983).
4. Wiryosimin S., *Mengenal Asas Proteksi Radiasi*, ITB Bandung, (1995).
5. Anonim, *Data on Shielding from Ionizing Radiation*, British Standards Institution Part I, Shielding from Gamma Radiation, London, (1966).
6. Anonim, *Radiation Protection in the Design of Radioteraphy Facilities*, IAEA, Sefety Report Series No 47, Vienna, (2006).
7. Jaeger R.G., *Engineering Compendium on Radiation Shielding*, International Atomic Energy Agency Vienna, New York, (1968).
8. Anonim, *Operation Instruction, Fcc - 8000 F Co-60 Therapy Unit*, Shandong Xinhua Medical Instrument Co., (1999).
9. Anonim, *Rad Pro Calculation*, www.radprocalculator.com/Gamma.aspx.