

BAB II

DASAR TEORI

2.1. Pesawat Teleterapi Cobalt-60

Pesawat Teleterapi Cobalt-60 disebut pesawat teleterapi gamma. Pesawat teleterapi gamma adalah alat yang digunakan untuk radioterapi dengan jarak sumber ke obyek yang disinari relatif jauh dan memancarkan radiasi gamma dari bahan isotop radioaktif Co-60 (Wasisto dkk, 1990).

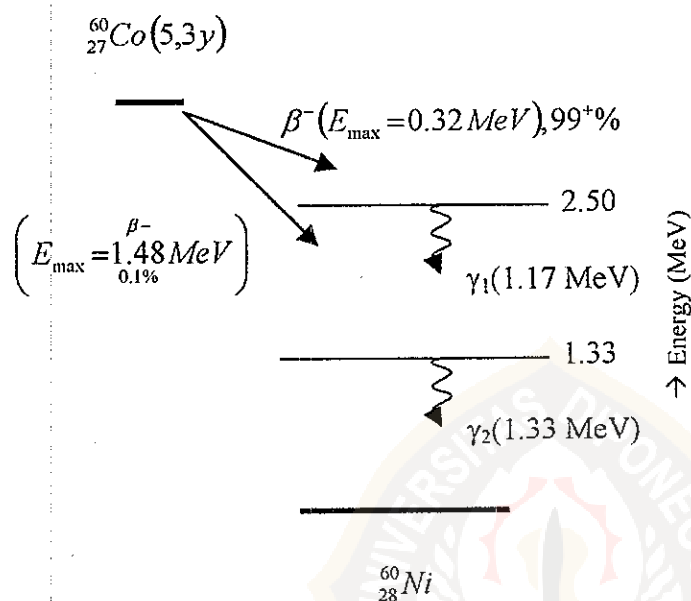
2.1.1. Sumber Radiasi

Sumber radiasi Co-60 diproduksi dalam reaktor nuklir dengan cara membombardir cobalt-59 stabil dengan partikel neutron (Khan, 1994).



Sumber Co-60, dengan waktu paro $t_{1/2} = 5,3$ tahun menjadi Ni-60 dengan mengemisikan partikel beta 0,32 MeV dan radiasi gamma 1,1732 MeV dan 1,3325 MeV. Partikel beta yang mempunyai daya tembus terbatas, tidak mampu menembus

wadah sumber kemudian diserap bahan Co-60 dan kapsul *stainless-steel* sehingga radiasi yang keluar dari sumber radiasi relatif terdiri atas foton gamma.



Gambar 2.1. Diagram peluruhan Co-60 (Khan, 1994)

Sumber radiasi Co-60 berbentuk batang silinder padat terselubung di dalam *stainless-steel capsule*. Kapsul dimasukkan dalam kapsul yang disegel dengan las, sehingga kekuatannya relatif aman. Kapsul sumber radiasi disekrup di dalam sebuah lubang pada tepi roda yang berputar pada sumbu. Pada kedudukan *OFF*, kapsul sumber radiasi berada pada posisi terlindung di dalam wadah. Pada waktu *ON* sebuah elektromotor pada sistem pengendali radiasi memutar sumbu roda pemegang sumber, sehingga sumber radiasi bergerak ke mulut muara berkas radiasi. Pegas pengaman yang salah satu ujungnya melekat pada sumbu roda, berputar dan dalam kondisi

tegang, sehingga cenderung memutar balik roda pemegang sumber ke posisi aman. Sistem pengendali radiasi diatur melalui pengaturan waktu dari panel kontrol di luar ruang pesawat teleterapi Co-60 (Wasisto dkk, 1990).

2.1.2. Sifat Atenuasi Sinar Gamma

Sinar γ jika melintasi materi, maka akan mengalami pengurangan intensitas secara eksponensial dan dapat dirumuskan sebagai berikut (Cember, 1983):

$$I_1 = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

dengan I_1 adalah intensitas sinar γ yang lolos setelah melewati materi setebal x cm.
 I_0 adalah intensitas sinar γ mula-mula, tepat sebelum memasuki bahan.

Tebal paruh merupakan sifat tetap (konstanta) bagi suatu bahan. Nilainya dapat diturunkan dari harga koefisien atenuasi bahan tersebut, dan dapat dirumuskan (Wiryosimin, 1995):

$$X_{1/2} = \frac{0,693}{\mu} \quad (2.2)$$

dengan :

μ adalah koefisien atenuasi linier

2.1.3. Wadah Sumber

Wadah sumber disebut *headsource*, ada juga yang menyebut *source-housing*, dibuat dari bahan *uranium* dan *lead* yang dirancang sedemikian rupa, sehingga terjamin keamanan dari kebocoran radiasi bagi setiap petugas yang berada di sekitarnya dan terjamin untuk dapat tahan api jika terjadi kebakaran (Anonim, 1994).

Wadah sumber dibuat sedemikian rupa, sehingga dalam kedudukan radiasi ON laju paparan radiasi pada jarak satu meter dari sumber tidak lebih dari 0,1 % dari laju paparan radiasi berkas guna, dan pada kondisi sumber tertutup, OFF laju paparan dosis radiasi tidak mencapai rata-rata 2 mR/jam dan maksimal 10 mR/jam, yang biasa disebut radiasi bocor (Wasisto dkk, 1990).

2.1.4. Kolimator (Anonim, 1994)

Kolimator adalah sistem pembatas ukuran berkas radiasi yang berfungsi mengatur luas lapangan radiasi sesuai yang dikehendaki.

Sistem kolimasi didesain *multiple leaves lead diaphragms* sedemikian rupa, sehingga dapat dengan leluasa diatur luas lapangan radiasi sesuai keperluan. Luas lapangan radiasi berbentuk empat persegi panjang, dapat diatur mulai 2 cm x 2 cm sampai 32 cm x 32 cm.

2.1.5. Gantri (Meredith, 1977)

Gantri merupakan penyangga utama, sekaligus badan pesawat yang memungkinkan sumber dapat berputar sesuai arah penyinaran yang diperlukan, mulai

dari 0° sampai 360° . Untuk keperluan arah penyinaran dari atas atau bawah, samping kanan atau kiri bahkan menyudutpun dapat dilakukan semuanya. Hal ini bertujuan memudahkan petugas dalam bekerja melakukan eksternal radiasi pada penderita dengan pesawat ini.

2.2. Distribusi Isodosis

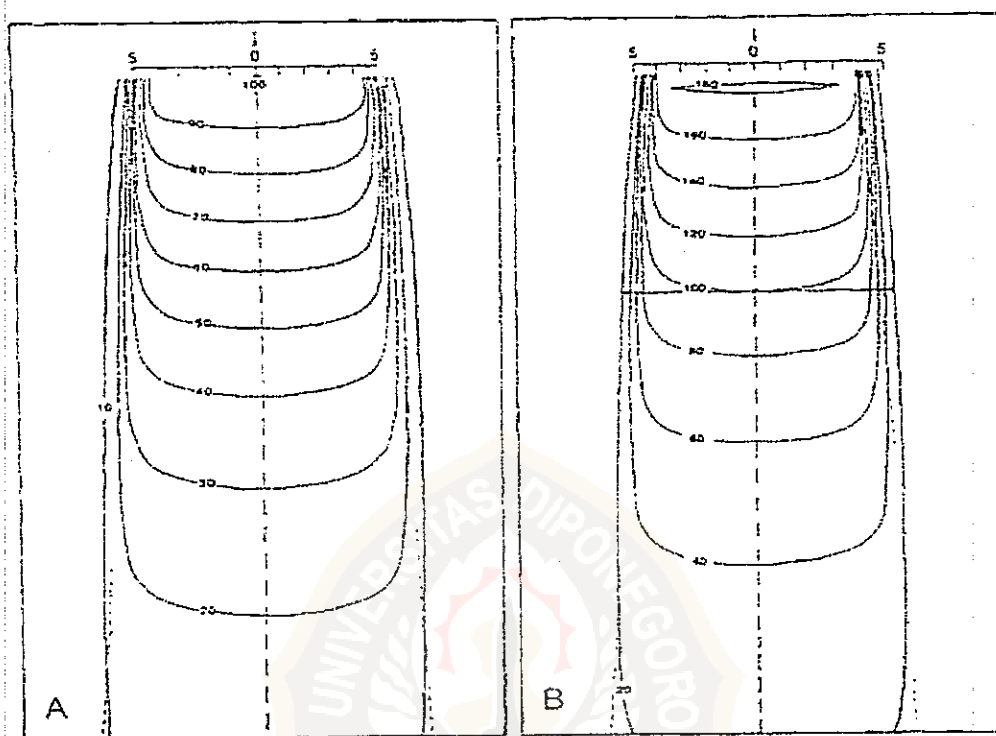
Distribusi dosis optimum adalah dosis optimum yang disebarkan yaitu batas atas dosis yang diterima pada satu titik, atau kurva pada grafik yang menyatakan bacaan yang diperoleh pada dosis yang sama. Nilai distribusi dosis optimum diperoleh perpaduan dari dua arah penyinaran atau lebih pada suatu titik yang menghasilkan nilai optimum tersebut. Distribusi kedalaman dosis pada sumbu pusat menunjukkan variasi perencanaan distribusi dosis yang diserap dengan menggunakan kurva isodosis (Williams dkk, 1993).

2.2.1. Kurva Isodosis

Grafik yang menggambarkan distribusi dosis dalam berkas tunggal, relatif terhadap dosis pada titik tertentu pada sumbu berkas, disebut kurva isodosis. Biasanya kurva dibuat pada penampang lintang melalui pusat lapangan dan disebut bidang utama (Djarwani, 1988).

Kurva isodosis dalam memberikan berkas sinar terdiri atas beberapa kelompok kurva isodosis yang biasanya digambarkan pada perbandingan kenaikan

dari persentase kedalaman dosis, menyatakan variasi pada dosis sebagai fungsi dari kedalaman dan jarak garis melintang dari sumbu pusat.



Gambar 2.2. Kurva Isodosis tanpa menggunakan *wedge filter* (Khan, 1994).

Gambar 2.2.A adalah tipe SSD dengan sinar- γ dari Co-60, pada SSD = 80 cm dan luas lapangan permukaan = 10 cm x 10 cm. Sedangkan gambar 2.2.B adalah tipe SAD dengan sinar- γ dari Co-60, pada SAD = 100 cm, dan kedalaman *isocenter* = 10 cm, serta luas lapangan *isocenter* = 10 cm x 10 cm. Kedua gambar tersebut menggunakan ukuran sumber = 2 cm.

Nilai-nilai kedalaman dosis dari kurva dinormalisasikan pada titik dosis maksimum sumbu pusat atau jarak yang sudah ditentukan sepanjang sumbu pusat

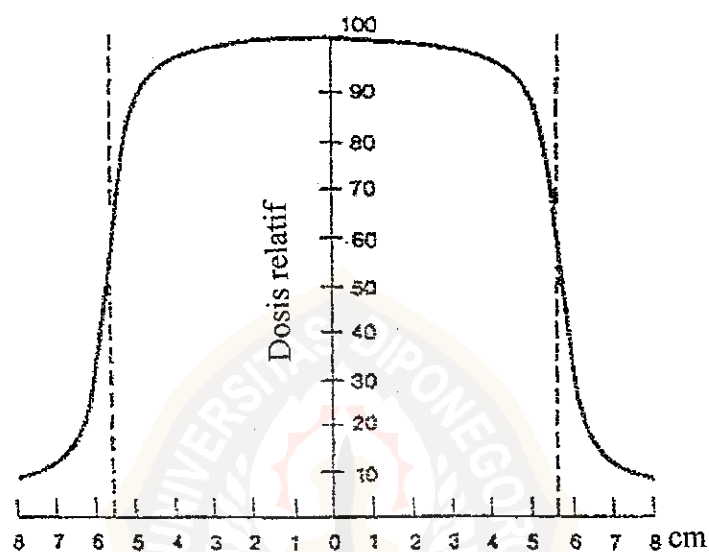
pada medium penyinaran. Kategori kurva pertama dapat dipakai saat pasien diobati pada SSD (*source-surface distance*) konstan dengan mengabaikan arah berkas sinar. Kategori kurva kedua, kurva isodosis dinormalisasikan pada dosis maksimum, berdasarkan sumbu pada rotasi dari *isocentric therapy*.

Pemeriksaan dari kurva isodosis menyatakan sifat umum dari sinar-X dan sinar- γ dalam distribusi dosis. Dosis pada berbagai kedalaman, distribusi dosis terbesar adalah sumbu pusat dari sinar dan turun secara berkala terhadap tepi dari sinar, dengan pengecualian pada beberapa *linac X-ray* yang ditunjukkan area dari dosis tinggi digunakan *flattening filter* yang biasanya dibuat untuk memenuhi kurva isodosis pada kedalaman yang lebih besar.

Banyaknya dosis yang dikeluarkan dari berkas sinar pada daerah penumbra mengalami pengurangan secara cepat sebagai fungsi jarak lateral dari berkas sinar. Luas dari geometri penumbra yang terdapat di dalam dan di luar batas geometri dari berkas, tergantung pada ukuran sumber, jarak terhadap sumber dan jarak sumber dengan diaphragma.

Berkurangnya dosis dari berkas sinar bukan hanya disebabkan dengan geometri penumbra, tetapi dengan penurunan dari sisi hamburan. Geometri penumbra bukan ukuran terbaik dari ketajaman berkas dekat puncak, namun dapat digunakan dengan *physical penumbra*. Luasan *physical penumbra* dinyatakan sebagai jarak lateral antara dua kurva isodosis pada kedalaman tertentu (contoh : jarak lateral antara 90 % dan 20 % garis isodosis pada kedalaman D_{maks}).

Di luar batas geometri antara berkas dan penumbra, variasi dosis menghasilkan sisi hamburan dari lapangan, kebocoran dan sistim kolimator. Berdasarkan area kolimator ini, distribusi dosis ditentukan dengan hamburan lateral dari medium dan kebocoran dari berkas.



Gambar 2.3. *Profil berkas* kedalaman dosis. (Khan, 1994).

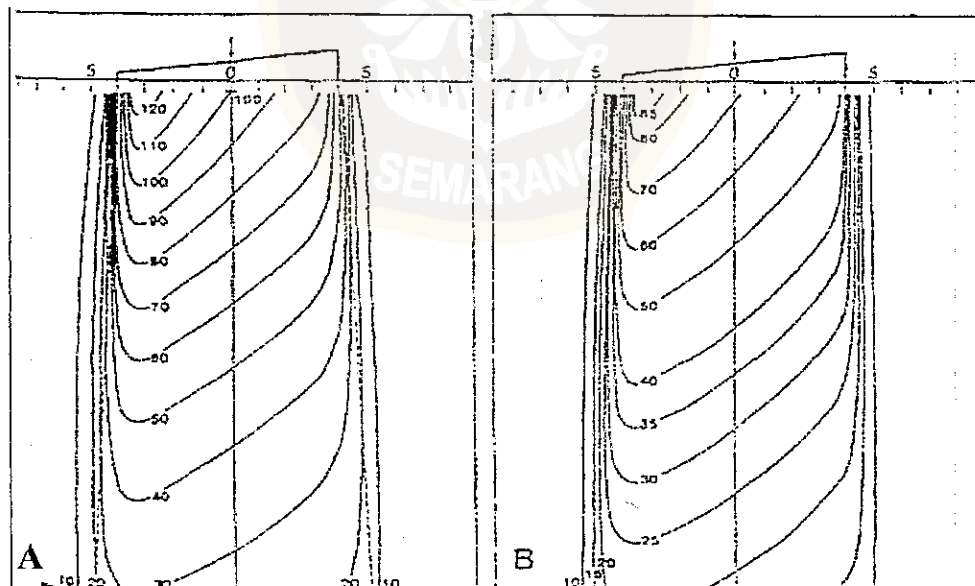
Profil berkas kedalaman dosis menggunakan sinar- γ dari Co-60, dengan SSD = 80 cm, pada kedalaman = 10 cm, dan luas lapangan permukaan = 10 cm x 10 cm. Garis titik-titik menunjukkan batas geometri lapangan pada kedalaman 10 cm.

Profil berkas menunjukkan variasi dosis pada lapangan dengan kedalaman tertentu, yang menyatakan bahwa luas lapangan didefinisikan sebagai jarak lateral antara 50 % garis isodosis pada kedalaman tereferensikan. Definisi ini diperoleh dari *berkas sejajar* dengan pembagian sinar dibuat sama dengan 50 % garis isodosis dari

berkas radiasi yang diproyeksikan ke pesawat tegak lurus ke sumbu berkas dan pada standar SSD atau SAD (*source-axis distance*) (Khan, 1994). Penggunaan SSD tertentu, diperoleh kurva isodosis dengan acuan titik pada dosis maksimum, sedangkan penggunaan SAD tertentu titik acuan digunakan pada sumbu rotasi yang terletak pada tumor (Djarwani, 1988).

2.3. Wedge Filter

Filter khusus atau blok penyerap ditempatkan di bagian berkas untuk membentuk distribusi isodosis. Alat yang digunakan untuk membentuk sinar adalah *wedge filter* yaitu sebuah bentuk ganjal penyerap yang menyebabkan semakin menurunnya intensitas sinar yang dilaluinya, menghasilkan sebuah kemiringan pada kurva isodosis dari posisi normalnya (Khan, 1994).



Gambar 2.4. Kurva isodosis dengan menggunakan *wedge filter* (Khan, 1994).

Gambar 2.4.A dinormalisasikan ke dalam D_{max} dengan menggunakan *wedge* sedangkan pada gambar 2.4.B, dinormalisasi ke dalam D_{max} tanpa *wedge*. Sinar- γ dari Co-60, dengan *sudut wedge* = 45° , dan luas lapangan = 8 cm x 10 cm, serta SSD = 80 cm (Khan, 1994).

Wedge terbuat dari bahan padat, seperti timah atau baja dan ditempelkan pada penampang plastik transparan yang dapat disisipkan dalam sinar, pada jarak tertentu dari sumber. Jarak ini diatur sedemikian rupa, sehingga penampang *wedge* selalu berada setidaknya 15 cm dari permukaan kulit, dengan maksud untuk menghindari kerusakan kulit akibat sinar megavoltage (Djarwani, 1988).

2.3.1. *Sudut Wedge Isodosis*

Istilah sudut *wedge isodosis* menunjukkan “sudut yang melalui suatu kurva isodosis yang disebutkan pada pusat berkas sinar dengan kedalaman tertentu”. *Sudut wedge* adalah sudut kemiringannya isodosis relatif terhadap isodosis normal yang tegak lurus pada sumbu berkas yang diukur pada kedalaman tertentu pada sumbu berkas (Djarwani, 1988).

Spesifikasi kedalaman menunjukkan radiasi hambur disebabkan sudut kemiringan isodosis ke penurunan dengan naiknya kedalaman *phantom*. *Wedge filter* kebanyakan digunakan untuk *terapi superficial tumor*, misalnya tidak lebih dalam dari 10 cm (Khan, 1994). Tidak ada aturan yang pasti dalam menentukan titik acuan, kadang-kadang pada kedalaman 5 cm atau 10 cm, ataupun pada kedalaman 1/2 atau

2/3 dari ukuran lapangan. ICRU (*International Commission on Radiological Unit and Measurements*) merekomendasikan agar titik acuan diambil pada kedalaman yang memiliki persentase dosis pada sumbu berkas 50 % yaitu garis isodosis pada kedalaman tereferensikan. Tetapi acuan ini tidak praktis untuk radiasi energi tinggi, sehingga direkomendasikan titik acuan pada kedalaman 10 cm sebagai spesifikasi sudut *wedge* (Djarwani, 1988).

Perlu diperhatikan bahwa dosis maksimum pada *isodosis wedge* tidak terletak pada sumbu berkas. Meskipun demikian ICRU merekomendasikan nilai 100 % harus pada sumbu berkas.

Daerah yang menerima dosis lebih dari 100 % disebut daerah panas atau *hot spot*. Harga dari *hot spot* pada kurva isodosis naik dengan kenaikan ukuran lapangan dan kenaikan *sudut wedge isodosis*, tetapi menurun dengan kenaikan energi radiasi. Daerah panas ini merupakan faktor pembatas dalam menentukan jenis ukuran dan konfigurasi berkas *wedge*, dalam praktek radioterapi (Djarwani, 1988).

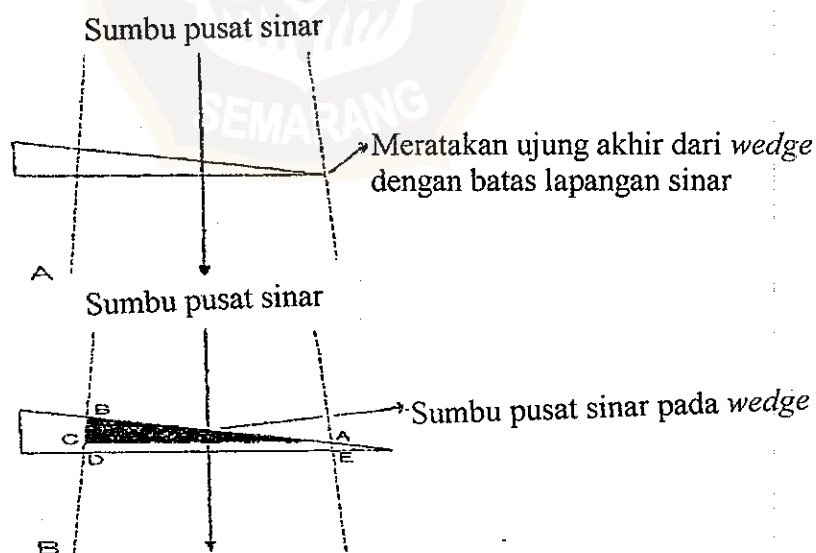
2.3.2. Faktor *Transmisi Wedge* (Khan, 1994)

Keberadaan *wedge filter* menurunkan output sepanjang sumbu berkas yang harus dimasukkan dalam perhitungan terapi. Pengaruh ini digolongkan dengan *wedge transmission factor*, yang didefinisikan sebagai nisbah dosis absorpsi pada titik sepanjang sumbu pusat berkas dengan dan tanpa *wedge filter*. Faktor ini diukur dalam *phantom* pada kedalaman yang sesuai di luar kedalaman dosis maksimum (misal 5 cm sampai 10 cm).

Faktor *wedge* kadang-kadang bergabung menjadi kurva isodosiis seperti pada gambar 2.4.B. Kedalaman distribusi dosis relatif dinormalisasi ke dalam D_{\max} tanpa *wedge*. Contohnya, kurva isodosiis pada kedalaman D_{\max} adalah 72 %, mengindikasikan bahwa faktor *wedge* telah diperhitungkan ke dalam distribusi isodosiis. Jika sebuah grafik digunakan untuk perencanaan isodosiis, tidak ada koreksi lebih jauh yang harus dilakukan pada output. Dengan kata lain, output mesin yang berhubungan dengan pembukaan sinar mesti digunakan.

Pendekatan yang lebih umum adalah untuk menormalisasi kurva isodosiis relatif ke sumbu pusat D_{\max} dengan *wedge* pada sinar. Pada gambar 2.4.A, dosis 100 % diindikasikan pada kedalaman D_{\max} . Dengan pendekatan ini output sinar harus diperbaiki dengan menggunakan *wedge factor*.

2.3.3. Sistem *Wedge* (Khan, 1994)



Gambar 2.5. Sistem *Wedge* (Khan, 1994).

Wedge filter terdiri atas dua tipe dasar. Pertama disebut *individualiset wedge sistem*, yang memerlukan sebuah *wedge* terpisah untuk setiap lebar sinar, terdesain optimal untuk memperkecil kehilangan output sinar. Mekanisme disediakan untuk meratakan ujung akhir dari *wedge* dengan batas lapangan sinar (gambar 2.5A).

Kedua, sistem menggunakan *universal wedge*, dengan pusat pada *wedge filter* tertentu dengan sumbu berkas dan lapangan dapat dibuka pada setiap ukuran, misalnya *wedge* tunggal untuk semua lebar sinar. Pada gambar 2.5B, menunjukkan ABC efektif dalam membentuk sudut *wedge* tertentu. Sisanya (ACDE), tidak diberi *wedge*, sehingga tidak memberi sumbangan pada kemiringan isodosi, namun tidak perlu mengurangi intensitas sinar. *Wedge universal* berguna untuk percepatan linier sinar dengan output yang penuh. Dari perencanaan terapi dan pembentukan sudut pandang, *wedge universal* lebih mudah digunakan dari pada *individualiset filter*.

2.3.4. Pengaruh pada Kualitas Sinar

Umumnya *wedge filter* dipergunakan untuk mengubah kualitas sinar dengan mendahulukan perlemahan photon energi-rendah (*lower-energy photons*) / pengerasan sinar dan untuk mengurangi perpanjangan oleh hamburan Compton yang menghasilkan degradasi energi (perlemahan sinar) (Khan, 1994).

Untuk sinar Co-60, karena sinar primer adalah *esensial monoenergetik*, keberadaan *wedge filter* tidak signifikan dalam merubah persentase dosis kedalaman (PDD) sepanjang sumbu berkas. Untuk sinar-X, di sisi lain terdapat beberapa

penguatan sinar dan konsekuensinya kedalaman distribusi dosis dapat sedikit dirubah, khususnya pada kedalaman yang luas (Djarwani, 1988).

Wedge filter dalam membentuk kualitas sinar, pengaruhnya tidak cukup besar untuk mengubah penghitungan parameter seperti *backscatter factor* atau *equivalent square*, yang memungkinkan dianggap sebagai kesamaan untuk sinar terbuka yang sesuai. Bahkan persentase kedalaman dosis sumbu pusat, TAR (*tissue-air ratio*) atau TMR (*tissue-maximum ratio*) dapat diasumsikan tidak berubah untuk kedalaman yang kecil (kurang dari 10 cm). Kesalahan yang disebabkan asumsi ini diperkecil jika *factor transmisi wedge* telah diukur pada kedalaman dekat dengan titik tujuan (Khan, 1994).

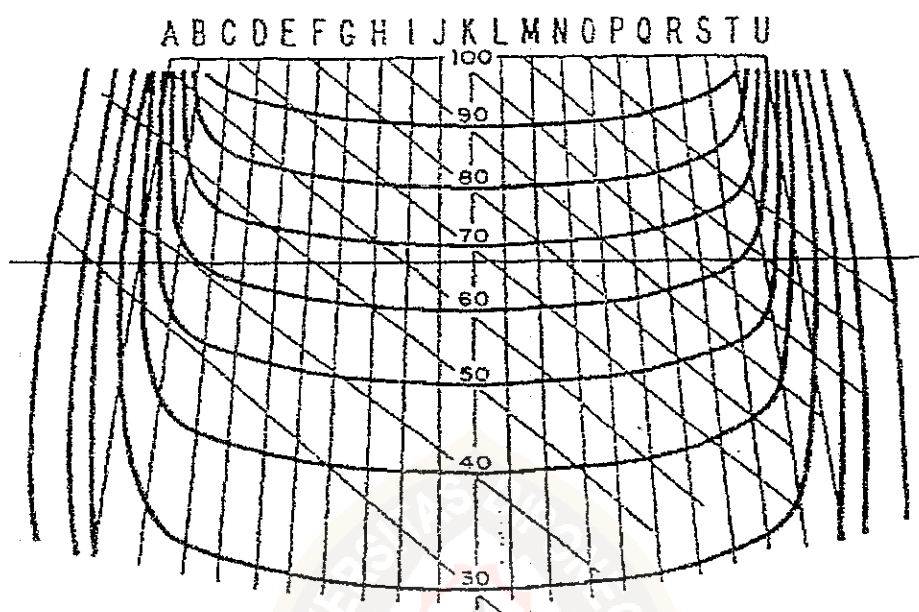
2.3.5. Desain *Wedge Filter* (Khan, 1994)

Desain bantalan filter untuk sinar voltase tinggi, menurut Aron dan Scapicchio dengan penerapan prinsip dari metode desain *wedge filter universal* adalah menentukan persentase nisbah dosis kedalaman pada berbagai titik *wedge* dan non lapangan *wedge*.

Ketebalan bahan *wedge filter* pada titik ini ditentukan dari nisbah dan pengetahuan tentang lapisan nilai tengah atau koefisien perlemahan dari sinar tertentu untuk bahan filter.

Satu garis yang digambarkan pada sebuah kedalaman tertentu melintasi lapangan *non wedge* pada sudut kanan ke sumbu pusat. Kedalaman ini harus sesuai dengan referensi kedalaman yang digunakan pada sudut *wedge* tertentu. Garis

lengkung, menunjukkan sinar dari berkas, yang digambarkan pada interval yang tetap (misal 1 cm) pada kedua sisi dari sumbu pusat.



Gambar 2.6. Desain *universal wedge filter* untuk Co-60 (Khan, 1994).

Garis dibentuk 45° paralel satu sama lain, berpotongan sumbu pusat dengan titik potong yang sama pada garis isodose *non wedge*. Satu seri dari garis paralel digambarkan membentuk sudut dengan sumbu pusat yang seimbang untuk melengkapi sudut *wedge* yang diketahui dan merupakan irisan sumbu pusat pada titik yang sama dari irisan garis isodosis *non wedge*.

Persentase dosis kedalaman pada titik irisan dari garis lengkung dan garis referensi kedalaman untuk kurva isodosis *non wedge* dan garis isodosis *wedge* (kemiringan garis) dengan nilai nisbah dari *wedge* dengan *non wedge* diperhitungkan pada tabel 2.1

Tabel 2.1. Nisbah transmisi untuk bentuk *wedge filter* dengan desain *universal wedge filter* Co-60 (Khan, 1994).

	A	B	C	E	G	I	K	M	O	Q	S	T	U
Nonwedge Isodose	40	55	62	65	67	68	68	68	67	65	62	55	40
Wedge Isodose	35	39	41	47	53	60	68	76	86	95	105	110	115
Ratio Wedge/Nonwedge	0,875	0,710	0,660	0,720	0,790	0,880	1,00	1,12	1,28	1,46	1,70	2,20	2,88
Transmission Ratio			0,387	0,425	0,462	0,515	0,59	0,66	0,75	0,86	1,0		
mm Pb			15,2	13,6	12,2	10,5	8,3	6,5	4,5	2,3	0		

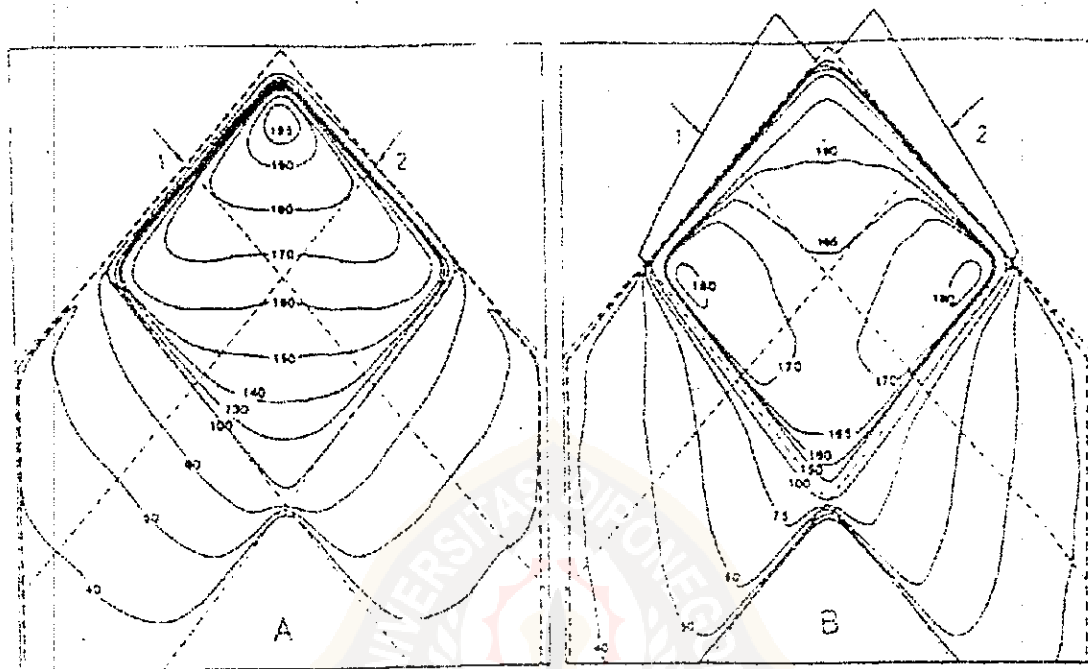
Nisbah ini dinormalisasi pada nilai tertinggi dalam lapangan (tidak termasuk wilayah penumbra) untuk memberikan transmisi nisbah relatif sekitar desain garis lengkung. *Wedge filter* dari bahan tertentu dapat didesain untuk menyediakan transmisi nisbah ini.

2.4. Teknik Lapangan *Wedge*

Tumor relatif *superfisial*, menjangkau dari permukaan ke kedalaman beberapa sentimeter dapat dilakukan penyinaran dengan dua “*wedged*” sinar langsung dari sisi yang sama pada pasien.

Gambar 2.7A menunjukkan distribusi isodosis dari dua sudut sinar tanpa *wedge* dalam berkasnya. Wilayah yang terlewati dari sinar distribusi dosisnya agak tidak merata. Dosis yang terbesar dilewati dalam wilayah proksimal dan yang terendah terhadap wilayah yang terdalam. Dengan menyelipkan *filter wedge* yang sesuai dengan sudut *wedge* 45° ke dalam sinar dan memosisikannya dengan ketebalan akhir berdekatan satu dan lainnya, distribusi sudut lapangan dapat dibentuk melengkung yang merata pada gambar 2.7B. Sinar ber*wedge* telah mengurangi dosis

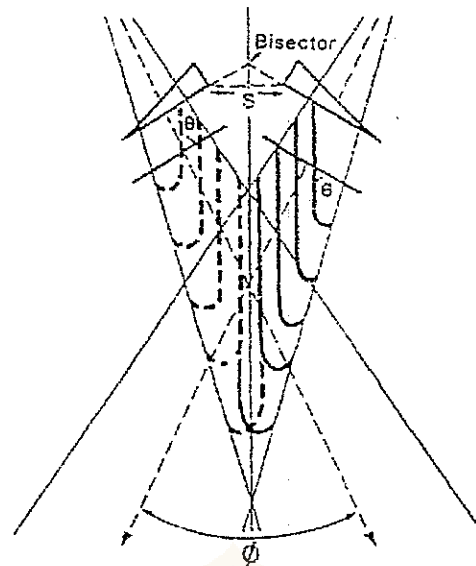
relatif dalam wilayah proksimal sampai ke wilayah yang dalam sehingga kemiringan dosis dalam wilayah plateau diperkecil (Khan, 1994).



Gambar 2. 7. Distribusi isodosis untuk dua sudut berkas (Khan, 1994).

Ada tiga parameter yang mempengaruhi wilayah Plateau dalam hal ini kedalamannya, bentuknya dan distribusi dosisnya : θ , ϕ dan S . θ adalah sudut *wedge*, ϕ adalah *engsel sudut*, dan S adalah pemisah pada gambar 2.8.

Menurut IEC (*International Electrotechnical Commission*) sudut *wedge* adalah sudut kurva isodosis dengan sudut bidang yang tepat pada sudut sumbu pusat dengan kedalaman 10 cm (Williams dkk, 1993). *Engsel sudut* adalah sudut antara sumbu pusat dari dua sinar dan pemisah S adalah jarak antara tebal akhir dari *wedge filter* yang diproyeksikan pada permukaan (Khan, 1994).



Gambar 2.8. Parameter dari berkas *wedge* (Khan, 1994).

Terdapat suatu hubungan optimum antara *sudut wedge* θ dan *engsel sudut* ϕ terhadap kesamaan distribusi dari dosis radiasi plateau :

$$\theta = 90^\circ - \phi / 2 \quad (2.3)$$

Persamaan ini untuk suatu *engsel sudut* yang seharusnya diketahui sudut *wedge* sehingga kurva isodosis dari setiap lapangan, paralel dengan *bisector* dari *engsel sudutnya*. Kurva isodosis *wedge* tidak terbentuk oleh lekukan permukaan. Permukaan kulit biasanya tidak beraturan bentuknya dan membentuk distribusi isodosis yang tidak merata, sehingga menggunakan *wedge*. Kurva isodosis untuk lapangan individu tidak sejajar dengan *engsel sudut bisector*, dengan demikian

memberikan kenaikan bagi suatu distribusi yang tidak merata dalam wilayah yang terlewati.

Permasalahan ini efektif menggunakan *compensator*, yang membuat permukaan kulit datar dan tegak lurus pada setiap sinar. Alternatif pendekatannya adalah membentuk sudut *wedge* (menggunakan suatu sudut *wedge filter* yang berbeda dari yang diberikan oleh persamaan 2.3) sehingga bagian dari sudut *wedge* berlaku sebagai sebuah *compensator* dan selebihnya sebagai *wedge filter* yang sesungguhnya. Tujuan utamanya adalah membuat kurva isodosis sejajar dengan *engsel sudut bisector* (Arnold, 1992).

2.4.1. Keseragaman Distribusi Dosis

Teknik sepasang *wedge* digunakan untuk terapi kecil, volume tumor *superficial*, suatu wilayah dosis-tinggi (*titik api*) sampai 10 % di bawah volume terapi biasanya diterima. Titik api ini muncul di bawah ujung tipis terakhir dari *wedge* dan besarnya meningkat pada ukuran lapangan dan sudut *wedge*. Pengaruh ini terkait dengan perlemahan yang berbeda pada sinar ketebalan akhir dan relatif pada ketipisan akhir.

Pada umumnya, teknik *wedge filter* cocok bila kedalaman tumor kira-kira 0-7 cm dan diperlukan untuk penyinaran satu sisi permukaan kulit. Ciri-ciri teknik ini adalah kecepatan dosis jatuhnya di dalam wilayah yang dilewati (*overlap*) yang dapat dieksploitasi untuk melindungi organ yang kritis seperti *spinal cord* (Khan, 1994).

Menurut *International Electrotechnical Commission (IEC)*, distribusi dosis memerlukan pengecekan pada waktu tertentu untuk keseragaman, rata dan simetri. Sebab keseragaman, rata, dan simetri mempengaruhi profil sinar, misalnya asimetris pada jepitan kolimator *misalignment* pada target atau *flattening filter* pesawat energi tinggi sinar-X atau kegagalan pemakaian sumber unit Co-60 (Anonim, 1988).

2.5. Perhitungan Distribusi Dosis dengan Dua Dimensi (Leuven, 1995)

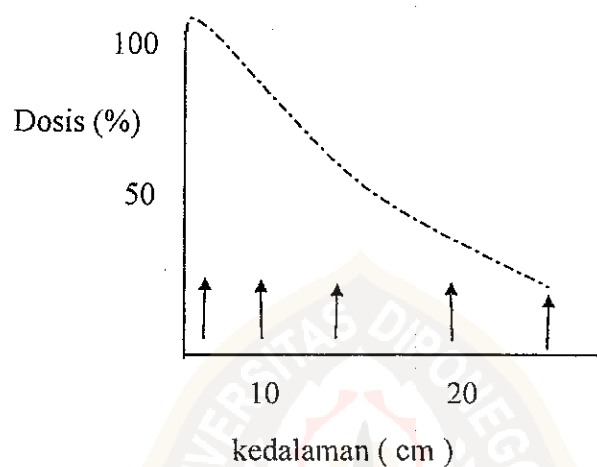
Tujuan dari perhitungan distribusi dosis dengan dua dimensi adalah untuk mengetahui distribusi dosis pada target volume tumor yang akan diobati dengan menghasilkan distribusi dosis yang merata, sesuai dengan ketepatan pemberian dosis. Pemberian dosis yang sampai pada target volume tumor tergantung pada tipe tumor organ yang akan diobati, bentuk tumor, pertumbuhan dan penjararan tumor. Aplikasi perhitungan distribusi dosis dengan dua dimensi adalah memberikan dosis yang sama secara menyeluruh pada target volume tumor.

2.5.1. Sinar yang terukur secara parsial

Penggunaan interpolasi dari nilai yang ada cukup akurat untuk titik-titik data yang berjarak lebar ketika dosis radiasi berubah melambat dan melemah, tetapi algoritma geometrinya harus memungkinkan jarak yang lebih dekat pada variasi dosis yang cepat.

Model yang digunakan adalah model *Fan-Line* (garis menyebar) (Milan dkk, 1974), dengan nilai-nilai kedalaman dosis, kecepatan perubahan dosis relatif terhadap

sinar ditentukan oleh titik-titik garis sinar dan variasi lambat dari nilai profil sepanjang garis sinar ditentukan oleh nilai-nilai profil yang menutupi kisaran kedalaman yang dibutuhkan.



Gambar 2.9. Grafik persentase distribusi dosis dengan kedalaman

Dosis pada titik manapun (x,y) dalam bidang (lapangan) ditentukan dengan :

$$\text{Dosis relatif (x, y)} = \text{Kedalaman (y)} \times \text{Profile (x,y)} \quad (2.4)$$

2.5.2. Hasil-Hasil Empiris dan Semi Empiris

Dois relatif menunjukkan dosis pada titik sebagai produk dari faktor kedalaman dan profile yang independen. Masing-masing dari hal tersebut bisa dituliskan dengan fungsi matematika, dipilih untuk menyesuaikan data terukur

dengan ketelitian yang sesuai. Untuk fungsi kedalaman, perumusan matematikanya harus memungkinkan dengan variasi kebalikan di udara, faktor pengoreksian jaringan udara dan normalisasi yang sesuai, sehingga bentuk umumnya menjadi :

$$\text{Kedalaman (y)} = K \times \left(\frac{F + y_0}{F + y} \right)^2 \times (\text{TAF}(y, S_1, S_2)) \quad (2.5)$$

Dengan y_0 adalah kedalaman dosis maksimum, F adalah jarak sumber ke permukaan, y adalah kedalaman tumor dan S_1, S_2 menentukan ukuran bidang. Faktor pengoreksian jaringan udara secara umum memasukkan istilah-istilah eksponensial untuk menghitung perlemahan mendekati eksponensial dari sinar dengan kedalaman. Model sterling menghasilkan profil dengan gabungan fungsi-fungsi terpisah untuk menyesuaikan daerah di dalam bidang, penumbra dan di luar bidang.

2.5.3. Hasil-Hasil Semi Fisik

Model *Primary and Scatter Separation* (pemisahan utama dan hamburan) adalah suatu pola dosis radiasi yang menggunakan prinsip-prinsip fisik, menerapkan perkiraan-perkiraan dan generalisasi-generalisasi sebagaimana yang diperlukan. Dosis pada suatu titik ditunjukkan sebagai :

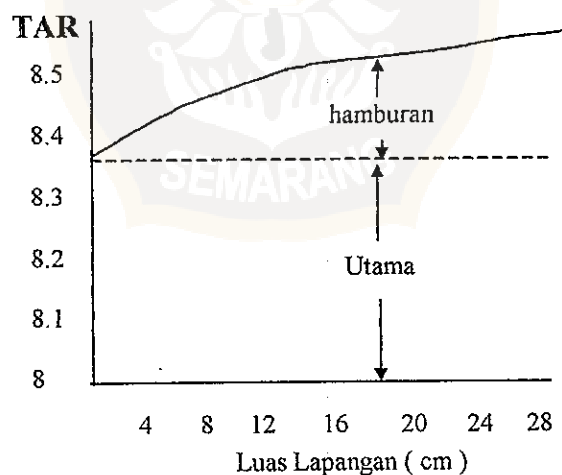
$$\text{Dosis (x, y)} = \text{Utama (x, y)} + \text{Hamburan (x, y)}. \quad (2.6)$$

Dengan istilah dosis utama adalah produk dari dosis di udara pada suatu titik dengan nisbah jaringan udara daerah nol untuk kedalaman yang sesuai adalah :

$$Utama(x, y) = D_A(x, y) \times T(y, 0) \quad (2.7)$$

Dengan $T(y, 0)$ adalah nisbah jaringan udara untuk kedalaman y dan diameter lapangan adalah 0. Persamaan (2.7) bisa ditentukan relatif terhadap dosis pada beberapa titik normalisasi, misal $D_A(0, y_0)$ dengan aplikasi kuadrat kebalikan dan profile utama atau di udara pada jarak yang tepat $P(x, y)$, yaitu :

$$D_A(x, y) = D_A(0, y_0) \times \left(\frac{(F+Y_0)}{(F+Y)} \right)^2 \times P(x, y) \quad (2.8)$$



Gambar 2.10. TAR untuk luas lapangan pada setiap kedalaman menunjukkan komponen utama sinar (Leuven, 1995)

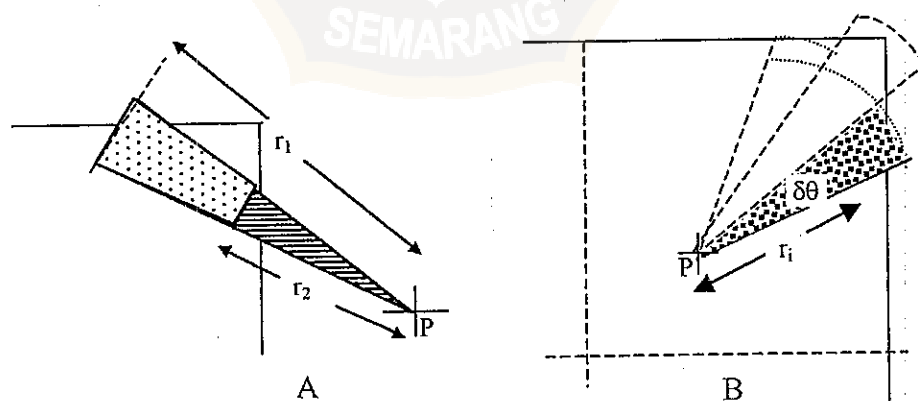
Seiring dengan meningkatnya ukuran bidang, kenaikan TAR disebabkan oleh radiasi hamburan. Diagram di atas menunjukkan variasi TAR dengan luas lapangan untuk sinar foton SMV pada kedalaman 18 cm.

Dosis hamburan untuk setiap kedalaman y dan diameter lapangan r adalah :

$$S(y, r) = T(y, r) - T(y, 0) \quad (2.9)$$

Dosis hamburan dari persamaan (2.6) tidak hanya bergantung pada kedalaman dan radius bidang, tetapi juga pada posisi dalam bidang dan bentuk bidang. Dosis ini bisa ditentukan dari nilai tertabulasi $S(y, r)$ oleh integrasi hamburan, seperti gambar 2.11, dengan dosis hamburan pada titik P dari masing-masing sektor dari radius r_i dihitung sebagai berikut :

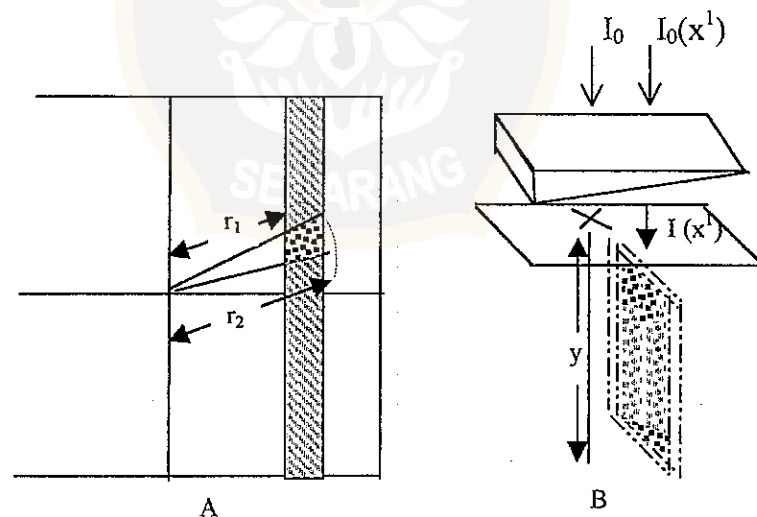
$$S(x, y) = \frac{1}{2\pi} \sum_i S(y, r_i) \times \delta\theta_i \quad (2.10)$$



Gambar 2.11. Dosis hamburan pada suatu titik dari masing-masing sektor radius r (Leuven, 1995)

Dosis hamburan ke titik P diperoleh dengan menjumlahkan kontribusi dari masing-masing sektor (ditunjukkan yang berbayang) secara bergantian. Untuk titik-titik di luar batas bidang gambar, hamburan daerah berbayang dihitung dengan mengurangi penyebaran daerah yang ditaksir (radius r_2) dari keseluruhan sektor (radius r_1). Irisan bisa diakomodasi dalam model dengan memodifikasi profil sinar utama dengan istilah transmisi irisan dan memodifikasi istilah penyebaran dari persamaan (2.10) untuk memungkinkan variasi dalam intensitas utama terhadap volume yang tidak teradiasi.

Untuk membedakan hamburan ke titik P dalam menentukan kontribusi hamburan dari masing-masing elemen volume, dalam gambar 2.12 kontribusi hamburan ke titik P dari elemen berbayang adalah :



Gambar 2.12. Kontribusi hamburan pada suatu titik dari elemen berbayang (Leuven, 1995).

$$\Delta S(x,y) = \sum_{\delta\theta} (S(y,r_2) - S(y,r_1)) \times \frac{\delta\theta}{2\pi} \quad (2.11)$$

Dosis hamburan ke titik P pada semua kedalaman y dibedakan menurut kontribusi dari elemen-elemen volume vertikal dengan menjumlahkan hamburan dari masing-masing elemen volume yang ditunjukkan berbayang gambar 2.12.A menjadi irisan, kejadian utama atas masing-masing irisan dimodifikasi dengan faktor transmisi irisan gambar 2.12.B.

Sehingga total hamburan adalah :

$$S(x,y) = \sum_j f(d^1, x^1, y) \times \Delta S(y,x) \quad (2.12)$$

Dengan $f(d^1, x^1, y)$ adalah intensitas relatif dari radiasi utama pada elemen volume, dan jumlahnya diterapkan pada semua elemen-elemen paralel.

2.6. Pengenalan Alat *Treatment-Planning System*

Pengenalan teknologi komputer pada perencanaan pengobatan membantu memperbaiki kualitas dan ketepatan dosimetri. Menurut laporan ICRU (*International Commission on Radiological Unit and Measurements*) No. 42 adalah mengkomputerkan (*computerized*) distribusi dosis agar dapat dipertimbangkan

dengan tepat jika diperhitungkan dan teratur dengan dosis kurang dari 2 % pada titik yang diperlukan untuk pengobatan (Anonim 1988).

Peralatan TPS terdiri atas 5 perangkat keras yang dapat menerima data masukan dalam bentuk grafik, menampilkan grafik tersebut dalam CRT / TV monitor. Kemudian menampilkan serta mengeluarkan grafik tersebut dalam bentuk pencetakan (*printer*) serta *archiving* atau arsip. Kelima perangkat tersebut adalah *grafik input device* yang terdiri dari *Digitizer*, *keyboard* dan *mouse*; *grafik display device*; *printer*; *plotter* dan *memory device* yang terdiri dari *ROM* dan *RAM* (Henri, 1996).

