

## BAB II

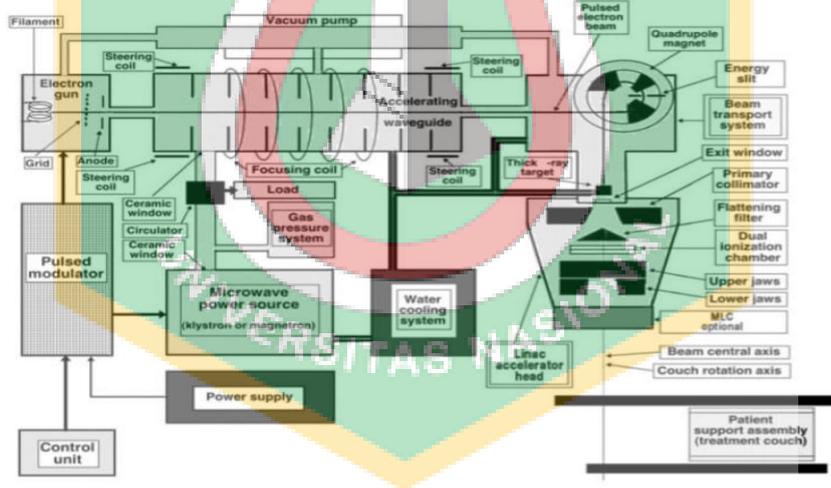
### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Landasan Teori

##### 2.1.1 Linear Accelerator (Linac)

Pesawat Linac merupakan alat terapi dimana menggunakan radiasi pengion yang digunakan untuk mengobati pasien kanker. Linac menggunakan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi yang tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan elektron dengan energi tinggi. Elektron yang berenergi tinggi digunakan untuk mengobati kanker yang dipermukaan (dangkal) atau elektron tersebut ditembakkan pada target sehingga menghasilkan foton untuk kanker pada kedalaman cukup jauh[1].

Linac memiliki beberapa komponen yaitu *RF power generation system*, *accelerating wave guide*, meja treatment, Gantry, kepala linac, dan *electron gun* yang berfungsi untuk produksi, pembentukan, lokalisir pemantauan berkas elektron yang terdapat *electron gun* didalamnya. Seperti yang dilihat pada Gambar 2.1.



**Gambar 2. 1** Skema Pesawat Linac[1]

Cara kerja pesawat linac yaitu power supply menyediakan arus DC ke modulator membentuk pulsa tegangan tinggi yang dihantarkan ke *magnetron/ klysteron* dan *electron gun*. *Magnetron/klysteron* menghasilkan pulsa gelombang mikro yang kemudian di injeksi ke akselerator dengan *system wave guide* dan *electron gun* menghasilkan Elektron yang di injeksi ke tabung akselerator kemudian dipercepat oleh gelombang mikro dari *magnetron* menjadi *electron* berenergi tinggi yang terjadi

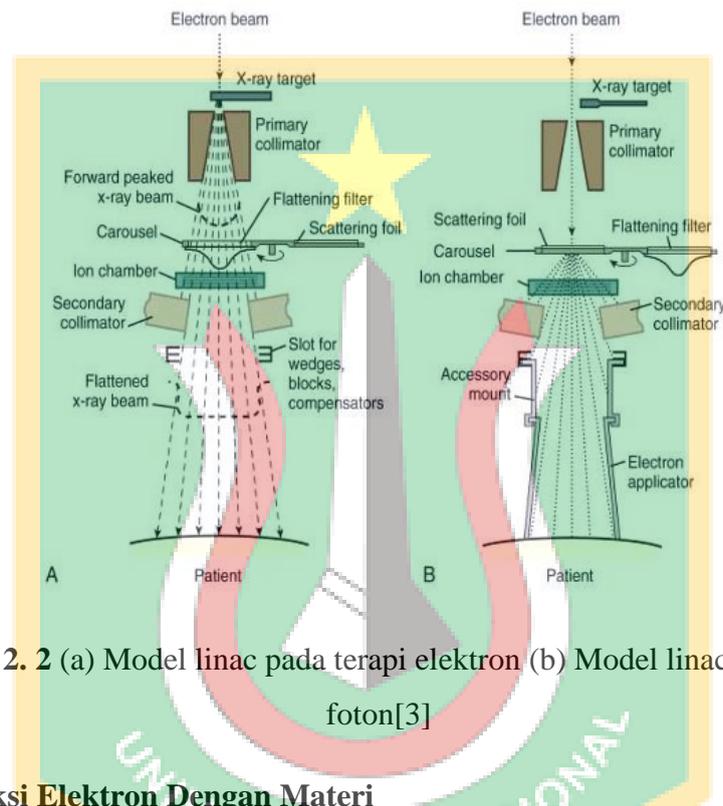
prosesnya pada sebuah tabung *accelerating wave guide* kemudian elektron yang dipercepat oleh gelombang mikro akan dilewatkan ke magnet pembelok (bending magnet) yang membelokkan berkas sebesar  $90^\circ$  agar berkas *electron* dapat diarahkan sesuai kebutuhan radiasi kemudian untuk menghasilkan *electron* yang seragam digunakan *flattening filter* agar intensitas merata. Selanjutnya berkas *electron* diarahkan keluar keluar kapala LINAC kemudian menuju Target [9].

### 2.1.2 Setting Linac pada Berkas Foton dan Elektron

Jika yang diinginkan adalah berkas foton, maka berkas elektron berenergi tinggi akan dilewatkan menumbuk inti target tungsten. Apabila target menghambat elektron dipercepat oleh gelombang mikro, terbentuklah sinar-X *Bremsstrahlung*. Sinar-X *Bremsstrahlung* ini merupakan foton dengan spektrum energi yang terus-menerus. Penciptaan foton ini memiliki intensitas yang tinggi sejalan dengan sumbu target. Foton ini kemudian melanjutkan perjalanannya melalui *primary collimator* menuju bagian *carrousel*. Bagian karusel akan mengeluarkan alat filter pemerata (*flattening filter*). Filter pemerata ini terbuat dari baja anti karat dan bertujuan untuk mencapai kerataan yang diperlukan. Foton yang telah melalui pemerata kemudian masuk ke dalam ion chamber untuk membentuk dosis foton dalam *Monitor Unit* (MU). Selanjutnya, foton ini akan melalui *secondary colimator* untuk mendapatkan distribusi foton yang lebih merata dalam MU. Hasil akhir dari terapi foton ini akan keluar dari bagian linac yang disebut *gantry*, yang dapat berputar mengelilingi pasien. Pasien berbaring di atas meja perawatan yang dapat bergerak, untuk memastikan posisi pasien yang tepat, digunakan laser vertikal dan horizontal yang terpasang di dinding ruangan perawatan. Radiasi dapat disampaikan ke kanker dengan sudut-sudut yang berbeda melalui rotasi gantry (hingga  $360^\circ$ ) dan perpindahan meja perawatan, demi mencapai target secara maksimal. Seperti yang dilihat pada Gambar 2.2 (b).

Pada terapi elektron, hasil ekstrak berkas elektron yang telah dipercepat oleh gelombang mikro langsung diteruskan ke *primary collimator* tanpa ditembakkan pada target. Dari *primary collimator*, berkas elektron melanjutkan perjalanan menuju *carrousel*, yang dikeluarkan adalah alat *scattering foil* digunakan untuk ekstrak berkas elektron dapat terhamburan. Hal ini bertujuan untuk mencapai distribusi berkas elektron yang merata dan meminimalkan luas lapangan berkas elektron. Terapi elektron linac juga dilengkapi dengan *electron applicator*, yang membantu berkas

elektron yang telah melalui *secondary collimator* agar jatuh pada ukuran lapangan yang sesuai. Dalam terapi electron, terdapat bolus yang digunakan untuk menambahkan lapisan bahan seperti gel atau plastik di atas kulit pasien. Tujuannya adalah untuk meningkatkan dosis radiasi di permukaan kulit dan menyesuaikan profil dosis di daerah target yang berdekatan dengan permukaan kulit. Seperti dilihat pada Gambar 2.2 (a).



**Gambar 2. 2** (a) Model linac pada terapi elektron (b) Model linac pada terapi foton[3]

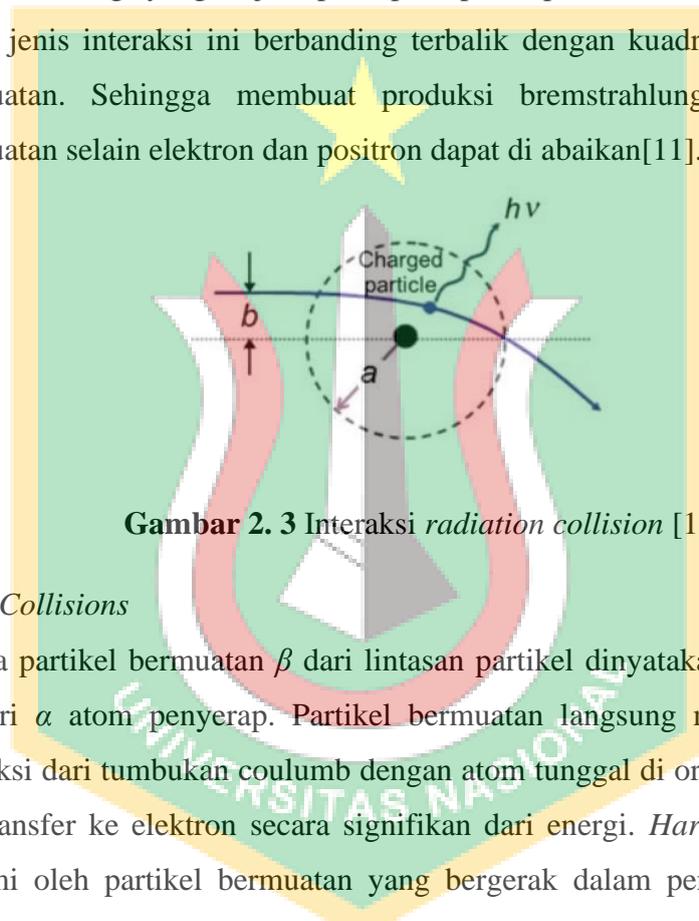
### 2.1.3 Interaksi Elektron Dengan Materi

Apabila radiasi elektromagnetik memasuki bahan penyerap, intensitas radiasi tersebut akan mengalami penurunan. Namun, radiasi elektromagnetik yang lolos dari bahan penyerap tidak akan kehilangan energi. Dikarena sifatnya sebagai gelombang elektromagnetik, kecepatan gerak radiasi elektromagnetik ini di udara sama dengan kecepatan cahaya[10].

Terdapat tiga proses utama yang terjadi ketika radiasi elektromagnetik melewati bahan penyerap yaitu *Radiation Collision*, *Hard Collisions*, dan *Soft Collision*. Ketiga proses tersebut melepaskan elektron yang selanjutnya dapat mengionisasi atom-atom lain dalam bahan.

### 1. *Radiation Collision*

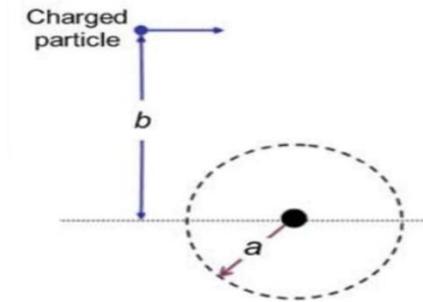
Ketika parameter tumbukan partikel bermuatan jauh lebih kecil daripada jari-jari atom, interaksi gaya Coulomb terjadi terutama dengan dinukleus. Pada Gambar 2.3 dimana, elektron tersebar secara elastis dan tidak memancarkan foton sinar-X atau membangkitkan nukleus, melainkan hanya kehilangan sejumlah kecil energi kinetik yang diperlukan untuk memenuhi hukum kekekalan momentum dalam tumbukan. Interaksi ini disebut tumbukan Bremsstrahlung, yang terjadi pada percepatan partikel tertentu. Probabilitas untuk jenis interaksi ini berbanding terbalik dengan kuadrat massa partikel bermuatan. Sehingga membuat produksi bremsstrahlung untuk partikel bermuatan selain elektron dan positron dapat diabaikan[11].



**Gambar 2. 3** Interaksi *radiation collision* [12]

### 2. *Hard Collisions*

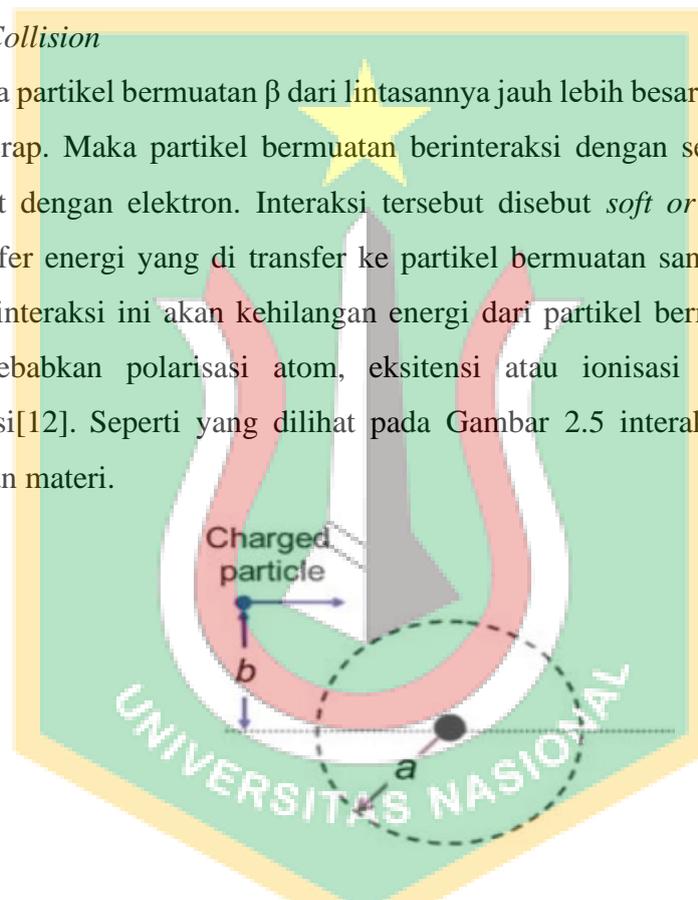
Ketika partikel bermuatan  $\beta$  dari lintasan partikel dinyatakan sebagai urutan jari-jari  $\alpha$  atom penyerap. Partikel bermuatan langsung memiliki dampak interaksi dari tumbukan coulomb dengan atom tunggal di orbital elektron dan mentransfer ke elektron secara signifikan dari energi. *Hard collisions* yang dialami oleh partikel bermuatan yang bergerak dalam penyerap umumnya kecil. Namun, jika energi tinggi yang digunakan dengan *hard collisions* relatif besar. Sehingga partikel kehilangan kira-kira 50% energi kinetiknya melalui *hard collisions*[12]. Seperti yang dilihat pada Gambar 2.4 interaksi *hard collisions* dengan materi.



**Gambar 2.4** *Hard Collisions*[12]

### 3. *Soft Collision*

Ketika partikel bermuatan  $\beta$  dari lintasannya jauh lebih besar dari jari-jari atom penyerap. Maka partikel bermuatan berinteraksi dengan seluruh atom yang terkait dengan elektron. Interaksi tersebut disebut *soft or distant collision*. Transfer energi yang di transfer ke partikel bermuatan sangat kecil. Namun 50% interaksi ini akan kehilangan energi dari partikel bermuatan dan dapat menyebabkan polarisasi atom, eksistensi atau ionisasi melalui elektron valensi[12]. Seperti yang dilihat pada Gambar 2.5 interaksi *soft collisions* dengan materi.



**Gambar 2.5** *Soft Collision*

#### 2.1.4 Blok Individual

*Lipowitz metal* atau dikenal dengan nama merek cerrobend, material ini terdiri dari 50.0% bismut, 26.7% timbal, 13.3% timah, dan 10.0% kadmium. Cerrobend memiliki kepadatan 9.4 g/cm<sup>3</sup> pada suhu 20°C, yang merupakan sekitar 83% dari kepadatan Pb dengan nomer atom 76.84. Keuntungan utama cerrobend dibandingkan dengan Pb adalah memiliki titik leleh yang lebih rendah sekitar 70°C dibandingkan dengan material Pb 327°C, hal ini memungkinkan cerrobend dengan mudah dicetak

menjadi berbagai bentuk. Pada suhu kamar, cerrobend lebih keras daripada timbal[3]. Berdasarkan Kemampuan attenuasi blok cerrobend tergantung pada ketebalan dan komposisi bahan cerrobend yang digunakan. Semakin tebal blok maka semakin efektif attenuasinya terhadap radiasi. Attenuasi blok cerrobend terjadi karena adanya interaksi antara radiasi dan partikel dalam bahan, seperti hamburan dan penyerapan radiasi, yang mengakibatkan penurunan intensitas radiasi yang melewati blok tersebut[13].

Material Pb adalah logam berat berwarna abu-abu kebiruan yang memiliki tingkat kekerasan yang rendah dan dapat ditempa dengan mudah. Timbal memiliki titik leleh yang relatif rendah, yaitu sekitar  $327^{\circ}\text{C}$  dan nomor atom 82 [14]. Berdasarkan attenuasinya Pb memiliki kemampuan yang baik dalam mengurangi intensitas radiasi karena adanya interaksi antara radiasi dan partikel-partikel dalam struktur kristal timbal. Dimana timbal memiliki koefisien atenuasi yang tinggi, yang berarti mampu mengurangi intensitas radiasi dengan efektif seiring dengan ketebalan bahan[15].

PTFE (*Polytetrafluoroethylene*) bahan polimer yang memiliki sifat unik dan umumnya dikenal dengan nama Teflon sifat-sifat unik dari PTFE termasuk ketidakreaktifan, hidrofobisitas, koefisien gesek yang rendah, dan sifat isolasi yang baik[16]. Memiliki titik leleh sekitar  $620^{\circ}\text{K}$  dan menunjukkan struktur heliks yang mengalami transisi sel satuan pada suhu 292 dan  $303^{\circ}\text{K}$ [17]. PTFE memiliki formula kimia  $(\text{C}_2\text{F}_4)$  terdiri dari unit monomer yang terdiri dari karbon (C) dan fluor (F). nomor atom karbon (C) dalam PTFE adalah 6 dan nomor atom fluor (F) adalah 6[18]. Dalam prakteknya, ketebalan dan komposisi material Teflon PTFE juga dapat mempengaruhi koefisien attenuasinya terhadap radiasi. Semakin tebal bahan, semakin besar kemampuannya dalam mengurangi intensitas radiasi. Namun, efek ini juga bergantung pada jenis radiasi dan energi yang digunakan[19].

*Custom Individual blok* yang dibentuk akan disesuaikan potongan bloknnya dan ditempatkan pada aplikator sedekat mungkin dengan pasien. Bentuk lapangan di tentukan dari simulasi konvensional atau virtual, tetapi paling sering diresepkan secara klinis oleh dokter sebelum pertamakali treatment. Dimana *custom blok individual* yang di perlukan untuk berbagai energi diperlukan transmisi  $<5\%$ [1]. Untuk memenuhi persyaratan ketebalan blok dapat di hitung dengan persamaan berikut :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \dots\dots\dots 2.1$$

Dimana I adalah sinar gamma yang menembus materi setebal x,  $I_0$  adalah intensitas mula-mula dari sinar gamma, dan  $\mu$  adalah koefisien serap materi yang dilalui[20].

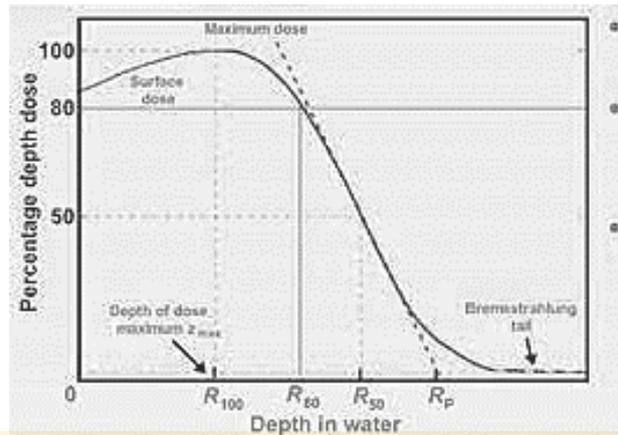
### 2.1.5 Distribusi Dosis Pada Materi

Dosis serap merupakan dosis rata-rata energi radiasi yang terserap pada satu titik dari bahan per satuan massa bahan tersebut[20]. Dosis serap merupakan jumlah energi yang diberikan oleh ionisasi radiasi langsung maupun tidak langsung. Dosis serap dalam hubungannya dengan jumlah energi yang diberikan diartikan sebagai energi rata-rata E yang diterima suatu bahan dengan massa m dalam volume V disebabkan oleh ionisasi radiasi tertentu yang dinyatakan sebagai:

$$D = \frac{dE}{dm} \dots\dots\dots 2.2$$

D adalah dosis serap (Gy),  $dE$  adalah energi yang diserap (joule),  $dm$  adalah massa bahan (kg). Dosis serap nama Khusus dalam Satuan Internasional (SI) adalah Gray (Gy). Sebelumnya, satuan yang umum digunakan adalah Rad, dimana hubungannya adalah  $1 \text{ Gy} = 100 \text{ Rad}$ , atau  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ (J/kg)}$ [21].

Distribusi dosis di materi pada umumnya terjadi pada daerah permukaan atau *surface dose* kulit atau area yang berdekatan dengan permukaan kulit. Hal ini disebabkan oleh adanya hamburan dan penyerapan radiasi saat radiasi masuk ke dalam jaringan. Karena kulit adalah permukaan pertama yang terkena radiasi, dosis yang diterima di permukaan kulit biasanya lebih tinggi[22]. Dosis radiasi di permukaan kulit dapat bervariasi tergantung pada sudut datang sinar radiasi dan area yang diiradiasi biasanya pada permukaan dosis relatif tinggi (80%-100%). Radiasi yang terpapar langsung pada kulit dapat menyebabkan efek kulit seperti eritema (kemerahan), dermatitis radiasi, atau luka bakar radiasi. Oleh karena itu, pengukuran dan pemantauan dosis di permukaan kulit sangat penting dalam melindungi kulit dari efek samping yang tidak diinginkan.



**Gambar 2. 6** Distribusi Dosis Materi[1]

Di daerah *build up* pada Gambar 2.6 dosis yang diterima oleh jaringan di permukaan sangat tinggi. Hal ini disebabkan oleh interaksi langsung antara sinar radiasi dengan jaringan yang terletak di dekat permukaan. Daerah *build up* adalah daerah dimana dosis secara signifikan meningkat dengan jarak yang sangat pendek. Ini disebabkan oleh berbagai faktor seperti hamburan radiasi, multipleksing, dan efek transportasi partikel dalam jaringan.

Di titik  $z_{max}$  pada Gambar 2.6 dosis yang diterima oleh jaringan adalah dosis minimum. Pada titik ini, sinar radiasi yang masuk telah melewati daerah *build up* dan mencapai kedalaman maksimum. Distribusi dosis cenderung lebih merata dibandingkan dengan daerah *build up*. Hal ini disebabkan oleh pengaruh hamburan dan penyerapan radiasi yang telah melewati daerah *build up* dan telah mencapai kedalaman maksimum.

## 2.2 Tinjauan Penelitian

### 2.2.1 Penelitian Tahun 2016 oleh M, Navitha.dkk

Penelitian yang berjudul “*Comparison of Electron Beam Transmission of Different Energies with Two Different Block Materials at Different Placement Positions Within the Applicator*” bertujuan untuk membandingkan transmisi berkas elektron dengan energi yang berbeda dengan dua blok yang berbeda bahan pada batas toleransi transmisi <5%.

Penelitian ini menggunakan energi 20 MeV, 16 MeV, 12 MeV, 9 MeV, dan 6 MeV dengan blok individual Timbal dengan ketebalan 1 mm, 2mm, 3mm, 4mm, 5mm

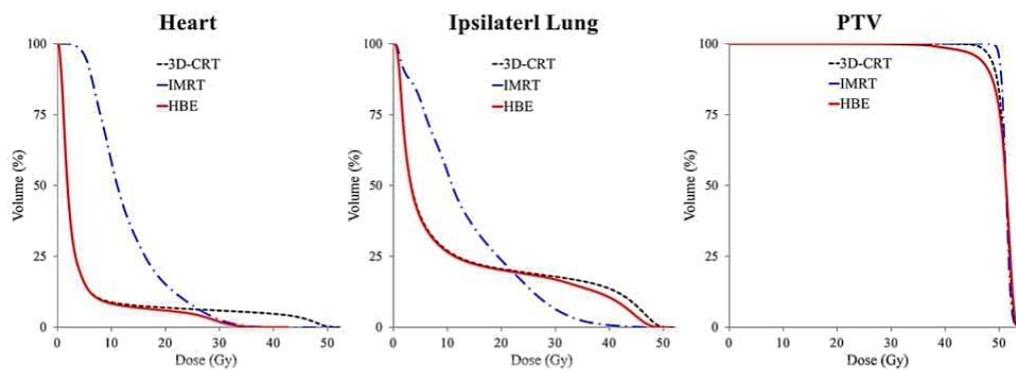
Pb dan 5mm Cerrobend posisi penempatan yang berbeda dalam aplikator pada kedalaman  $R_{85}$ .

Hasil penelitian menunjukkan pada tabel 2.1, tabel 2.2, tabel 2.3, tabel 2.4, tabel 2.5 yang dilihat pada Lampiran-1. Terjadi perbedaan yang signifikan dosis transmisi antara *lower level*, *center level* dan *upper level* dimana pada energi 20 MeV nilai transmisi >5% sedangkan energi 12 dan 16 MeV ketebalan 4 mm Pb dan 5 mm cerrobend mampu menahan dosis transmisi <5%. Dan pada energi 9 dan 6 mm ketebalan 2 mm Pb dan 5 mm cerrobend mampu menahan dosis transmisi <5%. Hal ini menyatakan bahwa dosis yang lebih tinggi nilai dosis transmisi melewati batas toleransi karena adanya kontaminasi elektron yang lebih tinggi dan ketebalan blok individual meningkat seiring dengan peningkatan energi. Nilai dosis transmisi 5% karena adanya interaksi radiasi *breamstrahlung* yang dihasilkan oleh elektron saat berinteraksi dengan blok individual dengan nomor atom tinggi[5].

### 2.2.2 Penelitian pada tahun 2017 oleh kang, hyejin dkk

Penelitian yang berjudul “*The feasibility of a heart block with an electron compensation as an alternative whole breast radiotherapy technique in patients with underlying cardiac or pulmonary disease*” bertujuan untuk mengevaluasi teknik radioterapi kanker payudara sisi kiri pada pasien-pasien rentan berdasarkan rencana 3D-CRT menambahkan blok jantung ipsilateral pada lapangan tangensial medial untuk mengurangi dosis jantung.

Dengan memilih dua puluh pasien yang didiagnosis dengan kanker payudara sisi kiri stadium awal dengan *negatif axillary lymph* antara november 2014 dan mei 2015 semua pasien menjalani radioterapi menggunakan teknik 3D-CRT setelah menjalani operasi. Sudut gantri dan bobot sinar dioptimalkan secara individual menggunakan sinar foton 6 MV, dan *algoritma anisotropic analitic* untuk perhitungan dosis dengan menambahkan blok dari sinar elektron untuk melindungi jantung menggunakan *multileaf collimator* pada *beam's eye*. Hasil penelitian ditunjukkan pada gambar 2.7.



**Gambar 2.7** Perbandingan Dose Volume histogram untuk jantung, paru ipsilateral dan PTV sebelum planning

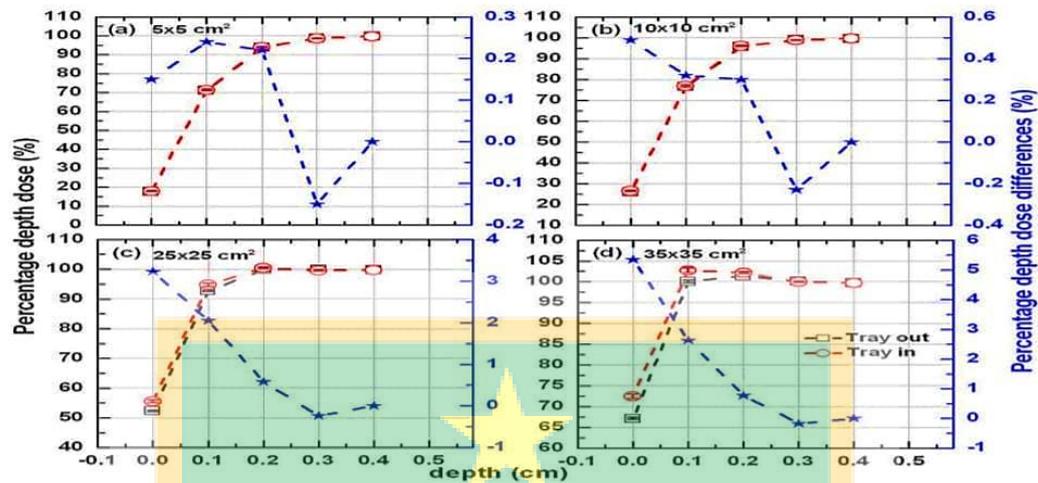
Berdasarkan gambar 2.7 yang didapatkan pengembangan teknik radioterapi *whole breast* yang disebut HBE (*heart block effect*) dievaluasi untuk mengurangi paparan radiasi pada dosis jantung: 5.1 Gy, 12.9 Gy, 4.0 Gy dan paru-paru 11.4 Gy, 13.2 Gy, 10.5 Gy untuk 3D-CRT, IMRT, dan HBE. Berdasarkan hasil tersebut, teknik ini efektif mengurangi dosis tinggi yang diterima oleh jantung dan paru-paru dibandingkan dengan teknik 3D-CRT atau IMRT. Sehingga direkomendasikan untuk pasien dengan risiko tinggi terhadap *toksitas* terkait organ kritis. HBE bisa menjadi pilihan yang layak bagi pasien-pasien tersebut[6].

### 2.2.3 Penelitian pada tahun 2021 oleh A,Arwa dkk

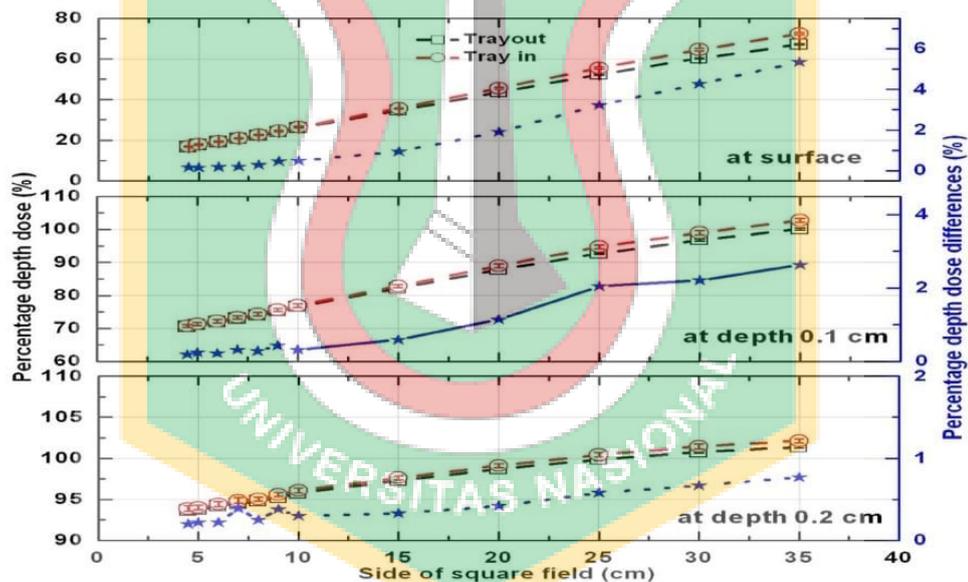
Penelitian yang berjudul “*Effect of Block Tray on Build-up Dose in  $\gamma$ -ray Radiotherapy*” tujuan dari penelitian ini difokuskan pada unit teleterapi untuk menyelidiki efek dari *tray-on* penahan *polymethyl methacrylate* di permukaan dan *build-up region* selama pengobatan radiasi pasien kanker menggunakan  $60\text{Co}$   $\gamma$ -ray beams.

Penelitian ini menggunakan ion chamber Markus PPIC yang terhubung ke elektrometer Farmer 2570/1 dengan tegangan 300V yang tertanam dalam  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  phantom Polimetil Metakrilat (PMMA). Untuk mengukur muatan ionisasi pada sumbu pusat di wilayah *build-up*, dimana SSD yang digunakan 80 cm ke permukaan dengan variasi ukuran lapangan ( $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  dan  $35 \times 35 \text{ cm}^2$ ) dengan tebal PMMA 0,5 cm ditempatkan di jarak 45cm dari sumber untuk menentukan pengaruhnya pada permukaan dan *Build-up* yang dilakukan sebanyak 6 kali percobaan

kemudian dirata-rata untuk setiap kedalaman dan lapangan konfigurasi ukuran lapangan. hasil penelitian ditunjukkan pada gambar 2.8 dan 2.9.



**Gambar 2. 8** Percentage depth dose untuk sebelum dan sesudah penempatan pada lapangan (a)  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , (b)  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , (c)  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  dan (d)  $35 \times 35 \text{ cm}^2$



**Gambar 2. 9** Variasi dari percentage depth dose pada build-up region sebagai fungsi dari kedalaman

Berdasarkan gambar 2.8 dan gambar 2.9 yang hasil yang didapatkan adalah percentage depth dose dari PMMA blok tray out pada ( $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  dan  $35 \times 35 \text{ cm}^2$ ) pada dosis dipermukaan adalah 0.15%, 0.49%, 3.23%, dan 5.35% angka ini menurun dengan meningkatnya kedalaman. Sedangkan percentage depth dose di daerah build-up dosis yang diukur dengan tray out dikurangkan dari dosis yang diukur tanpa tray on yang dipasang pada sinar ditemukan masing-masing  $16.70\% \pm$

0.14% dan  $67.12\% \pm 0.26\%$  untuk tray out dan  $16,86\% \pm 0.29\%$  dan  $72,47\% \pm 0,59\%$  untuk tray on menunjukkan bahwa peningkatannya lebih dominan untuk lapangan yang besar dan menurun dengan meningkatnya kedalaman[7].

#### 2.2.4 Penelitian tahun 2023 oleh Peny, M.Z.A

Penelitian yang berjudul “*Effect of cerrobend thickness on electron transmission in megaelectronvolt (MeV) produced by clinical linear accelerator*” tujuan dari penelitian ini difokuskan pada menentukan kedalaman pengukuran yang sesuai untuk transmisi berkas elektron, dimana nilai transmisi kurang dari 5% untuk penggunaan klinis.

Penelitian ini menggunakan blok individual dengan luas lapangan  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  dibuat dengan ketebalan 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm, 0.8 cm, 1 cm dan 1,2 cm pada kedalaman pengukuran 0.0 hingga 0.5 cm dan energi yang digunakan 8, 10, 12 dan 18 MeV.

Hasil yang di dapatkan Ketebalan 0.4 cm terlihat cukup untuk mentransmisi berkas elektron untuk 8 dan 10 MeV, sedangkan 0.8 cm dan 1.2 cm terlihat mampu mentransmisikan pada energi 12 dan 18 MeV.

