

# BAB I PENDAHULUAN

## 1.1 Latar Belakang

Penemuan sinar-X oleh W.C Roentgen pada tahun 1895, merupakan tonggak sejarah yang terpenting penggunaan radiasi sebagai salah satu modalitas pengobatan penyakit kanker dalam dunia radiologi, baik itu diagnostik maupun terapi. Kanker adalah penyakit yang sangat ditakuti di dunia, karena kemunculannya dapat merusak sel sehat disekitarnya atau organ penting lainnya. Perlu dilakukan pendeteksian dan dihentikan pertumbuhannya sebelum berdampak lebih buruk terhadap sel sehat. Aplikasi radiasi pada pengobatan penyakit kanker yang berlandaskan pada aspek-aspek onkologi saat ini lebih diterima dengan terminologi Radiasi Onkologi (*Radiation Oncology*). Bersama-sama dengan bedah Onkologi dan pengobatan dengan kemoterapi, radioterapi telah berhasil meningkatkan angka kesembuhan penyakit kanker (Susworo, 2007).

Radioterapi atau terapi radiasi adalah pengobatan kanker dengan menggunakan radiasi pengion. Metode yang umum digunakan pada radioterapi adalah teleterapi. Pesawat teleterapi terdiri dari pesawat terapi *Cesium-137* (Cs-137), pesawat terapi *Linear Accelerator* (Linac) dan pesawat terapi *Cobalt-60* (Co-60). Teknik penyinaran pada Linac yang ada saat ini adalah *Three Dimension Recontruction Tehnique* (teknik 3DRCT) dan *Intensity Modulated Radiation Therapy* (teknik IMRT). Teknik penyinaran IMRT dan 3DRCT menggunakan komputer saat melakukan *treatment* (Susworo, 2007).

Setiap kasus kanker yang menggunakan pesawat terapi harus dilakukan verifikasi terlebih dahulu, sesuai dengan standar *International Atomic Energy Agency* (IAEA) No. 31 tahun 2016. Hal ini juga tertuang dalam Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) nomor 3 tahun 2013 mengenai keselamatan radiasi. Verifikasi keselamatan radiasi meliputi pengkajian keselamatan sumber, pengukuran parameter keselamatan dan rekaman hasil verifikasi keselamatan. Salah satu bentuk rekaman hasil verifikasi keselamatan adalah verifikasi dosis radiasi dan verifikasi geometri.

Verifikasi dosis radiasi dan verifikasi geometri dapat dilakukan dengan menggunakan *Electronic Portal Imaging Device* (EPID). EPID merupakan sebuah perangkat tambahan yang diintegrasikan pada perangkat Linac. Perangkat ini menghasilkan citra dua dimensi dengan sistem elektronik/digital yang dapat langsung dilihat pada monitor komputer. EPID pada awalnya hanya digunakan untuk verifikasi posisi pasien (verifikasi geometri) namun saat ini EPID telah dikembangkan untuk mengidentifikasi kesalahan perhitungan dosis radiasi penyinaran (Mayles, 2007).

Penelitian menggunakan EPID telah dilakukan sebelumnya oleh Zijtveld (2006) dengan melakukan verifikasi terhadap 270 pasien kanker yang terdiri dari kanker otak, kanker nasofaring, kanker usus besar, dan kanker tulang belakang. Penelitian menggunakan teknik IMRT pra *treatment* di rumah sakit Cablon, Leusden Belanda. Hasil penelitian ini menunjukkan 75 pasien memiliki nilai gamma indeks 0,43 dan 6,1 % piksel yang memiliki nilai gamma indeks  $> 1$ , namun

pada penelitian ini EPID tidak digunakan untuk mencari verifikasi geometri pada pasien kanker.

Penelitian menggunakan EPID juga telah dilakukan oleh Grzadiel (2007) kepada 15 pasien kanker nasofaring. Peneliti membandingkan nilai gamma indeks dengan data *Treatment Planning System* (TPS). TPS merupakan perangkat lunak yang digunakan untuk menggambar dan menghitung distribusi dosis radiasi yang akan diberikan ke pasien. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa EPID dapat digunakan untuk mengukur dosis radiasi dengan nilai gamma indeks 0,212 sampai 0,484 untuk masing-masing pasien kanker nasofaring, pengukuran respon linearitas dengan hasil yang linear antara sinyal EPID (CU) dan luas lapangan penyinaran. Selanjutnya, verifikasi luas lapangan radiasi dengan hasil yang linier antara nilai Monitor Unit (MU) dengan luas lapangan radiasi. Pada penelitian Grzadiel, EPID tidak digunakan untuk mencari verifikasi geometri pada pasien kanker nasofaring.

Penelitian menggunakan EPID juga telah dilakukan sebelumnya oleh Wendling (2009) di Rumah Sakit Antoni Van Leeuwenhock terhadap pasien kanker prostat dan kanker nasofaring dengan teknik IMRT. Hasil dari penelitian ini adalah 97% pasien berada dalam kriteria 3% *Distance To Agreement* (DTA) dan 0,3 cm gamma indeks. DTA adalah jarak antara referensi titik data terukur dan titik data yang dirancang pada TPS dengan hasil perbandingan distribusi dosis radiasi menunjukkan nilai dosis yang sama.

Penelitian menggunakan EPID telah dilakukan sebelumnya oleh Nofridianita (2016) di RSCM Jakarta pada 35 pasien IMRT Kanker Nasofaring dengan registrasi citra *digitally reconstructed radiographs* (DRR) dan EPID secara

manual dan dengan program FIJI. DRR adalah citra dua dimensi yang digunakan sebagai acuan dalam verifikasi. Hasil penelitian secara statistik menunjukkan program FIJI memberikan verifikasi geometri radioterapi yang lebih baik dibandingkan metode manual. Pada penelitian Nofridianita, EPID tidak digunakan untuk mencari verifikasi dosis radiasi penyinaran pada pasien.

Penelitian menggunakan EPID juga dilakukan oleh Gajah (2016) di RSU Vina Estetica Medan terhadap 10 orang pasien kanker payudara dan membandingkannya dengan DRR. Penelitian dilakukan dengan pesawat Linac dengan energi 6 MV, sedangkan variasi dosis radiasinya 2, 3 dan 4 MU. Hasil penelitian menunjukkan bahwa tingkat keberhasilan verifikasi dengan dosis radiasi 3 MU lebih tinggi dan memiliki kontras citra yang baik serta layak digunakan dalam verifikasi lapangan radiasi.

Penelitian menggunakan EPID juga dilakukan oleh Peca (2017) dengan mencari rasio korelasi dengan variasi ketebalan slab fantom, luas lapangan radiasi dan MU penyinaran Linac. Hasil dari penelitian ini adalah rekontruksi dosis hampir seluruhnya berada 3% dalam dosis radiasi yang telah diplanning sebelumnya. Dosis radiasi berada dalam rentang 1,5% untuk kasus isosenter yang diubah 1 cm di atas isosenter awal dan 4% untuk perubahan 1 cm di bawah isosenter awal.

Pada penelitian dilakukan verifikasi geometri dan verifikasi dosis radiasi penyinaran Linac yang diintegrasikan EPID dengan teknik IMRT. Teknik IMRT digunakan karena dosis radiasi lebih efektif aman dikirim ke fantom dengan efek samping yang lebih sedikit dibandingkan dengan teknik 3DRCT. EPID dipilih



karena alat ini dapat melakukan verifikasi dosis penyinaran dan verifikasi geometri sekaligus dalam sekali pengambilan data. Verifikasi dosis penyinaran meliputi Penelitian dilakukan pada instrumentasi pesawat Linac tipe Clinac CX milik Rumah Sakit Universitas Andalas Padang. Penelitian menggunakan fantom sebagai pengganti tubuh manusia untuk meminimalisir ancaman kepada jaringan sehat dan merupakan anjuran dari badan IAEA. Penelitian perlu dilakukan untuk mengetahui ketepatan pemberian dosis radiasi pada pasien dan meminimalisir dosis radiasi pada jaringan sehat di sekitar kanker, sehingga tidak menimbulkan efek bahaya pada pasien.

### **1.2 Tujuan dan Manfaat Penelitian**

Penelitian ini memverifikasi geometri dan dosis radiasi penyinaran menggunakan pesawat Linac bertujuan untuk mengetahui kondisi pesawat Linac sebelum dioperasikan dan digunakan untuk mengobati pasien. Manfaat dari penelitian adalah proteksi radiasi dan untuk keselamatan pasien RSP Universitas Andalas dari radiasi yang tidak diperlukan.

### **1.3 Ruang Lingkup dan Batasan Penelitian**

Verifikasi geometri dilakukan dengan melihat pergeseran koordinat X dan Y lapangan penyinaran dan memverifikasi status ketepatan penyinaran lapangan radiasi. Verifikasi dosis radiasi penyinaran dilakukan dengan mengukur respon linearitas, verifikasi luas lapangan radiasi dan verifikasi nilai gamma indeks. Energi yang akan digunakan dari sumber adalah 6 MV dan 10 MV dari berkas

foton. Variasi yang digunakan pada penelitian ini terdiri variasi luas lapangan radiasi persegi (5 x 5) cm sampai (29 x 29) cm dengan interval 2 cm.



## BAB II LANDASAN TEORI

### 2.1 Radioterapi

Radioterapi adalah suatu jenis pengobatan yang menggunakan radiasi pengion untuk mematikan sel-sel kanker tanpa akibat fatal pada jaringan sehat disekitarnya. Prinsip radioterapi adalah memberikan dosis radiasi yang mematikan tumor pada daerah yang telah ditentukan (volume target) sedangkan jaringan normal sekitarnya mendapat dosis seminimal mungkin. Hal ini sangat ditunjang dengan kemajuan teknologi dari alat-alat radioterapi (Stephens, 2009).

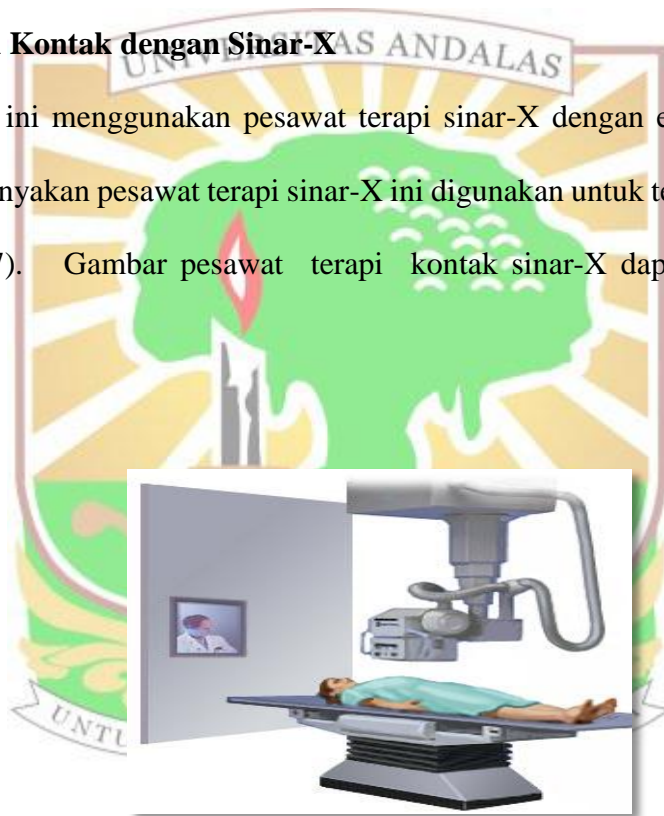
Dalam penggunaannya, ada dua tujuan utama radioterapi yaitu tujuan kuratif dan tujuan paliatif. Tujuan kuratif adalah memusnahkan semua sel ganas yakni menghilangkan tumor pada daerah lokal dan kelenjar getah bening regional. Tujuan ini dilakukan dalam periode empat sampai tujuh minggu seperti pada kasus kanker nasofaring dan kanker mulut rahim. Tujuan paliatif adalah menghilangkan atau mengurangi gejala sehingga dapat meningkatkan kualitas hidup pasien. Tujuan paliatif diberikan pada kanker dalam stadium lanjut dalam waktu satu sampai dua minggu. Contoh kasus tujuan paliatif adalah kasus keganasan keluhan nyeri karena metastasis tulang (Susworo, 2007).

Radioterapi memiliki tiga teknik dasar dalam pemberian radiasi. Pertama, sumber radiasi berasal dari luar tubuh pasien dengan menggunakan mesin khusus yang dikenal dengan radioterapi eksternal. Terapi eksternal biasanya menggunakan modalitas berkas foton dan sinar-X energi tinggi yang dihasilkan dari pemercepat partikel linear (Linac) dan sinar gamma yang dihasilkan oleh Co-60. Teknik yang

kedua adalah brakiterapi yaitu terapi dengan menggunakan sumber radioaktif tertutup yang diletakkan dekat atau pada tumor untuk memberikan dosis radiasi terlokalisasi. Metode brakiterapi sangat terbatas penggunaannya dan sangat bergantung pada letak serta ukuran tumor. Metode yang ketiga adalah terapi sumber radioaktif terbuka. Metode ini sangat jarang digunakan dibandingkan dengan 2 metode sebelumnya (Stephens, 2009).

### 2.1.1 Terapi Kontak dengan Sinar-X

Terapi ini menggunakan pesawat terapi sinar-X dengan energi maksimal 150 kV. Kebanyakan pesawat terapi sinar-X ini digunakan untuk terapi tumor kulit (Mayles, 2007). Gambar pesawat terapi kontak sinar-X dapat dilihat pada Gambar 2.1.



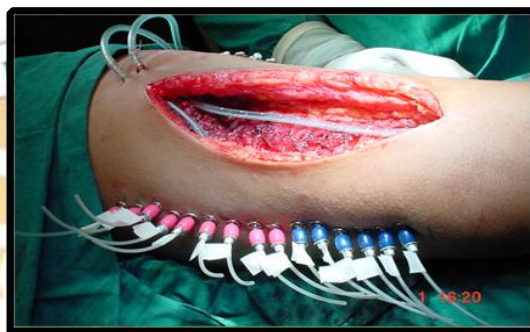
Gambar 2.1 Pesawat terapi kontak sinar-X  
(Sumber : Mayles, 2007)

### 2.1.2 Brakiterapi

Brakiterapi merupakan pengobatan kanker dengan sumber radiasi ditempatkan didalam tubuh atau terpasang pada tumor. Pemasangan sumber ini disebut secara umum dengan aplikasi yang dilakukan dengan implantasi



(ditanamkan dalam tubuh), intrakaviter (ditempatkan dalam kavitas tubuh) dan kontak. Sumber radiasi yang digunakan dalam brakiterapi adalah sumber tertutup yakni Ra-226, Co-60, Cs-137 dan Ir-192. Contoh kanker yang dapat diobati yaitu kanker payudara, kanker kepala rahim dan kanker vagina (Susworo, 2007). Pengobatan brakiterapi dapat dilihat pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2 Pengobatan brakiterapi  
(Sumber : Susworo, 2007)

### 2.1.3 Teleterapi

Teleterapi merupakan pengobatan kanker dimana sumber radiasi diletakkan pada jarak tertentu dari target radiasi. Jarak ini bergantung pada peralatan yang dipakai, tujuan pengobatan, metode pengobatan dan modifikasi yang akan dilakukan (Susworo, 2007). Terapi eksternal menggunakan beberapa instrumen radioterapi yang umum digunakan yaitu:

a. Pesawat Terapi Cs-137

Pesawat Terapi Cs-137 menghasilkan sinar gamma dengan energi 0,66 MeV. Aktivitas radiasi yang digunakan sekitar (1250 - 2500) Ci. Waktu paruhnya 30 tahun dan salah satu kanker yang dapat diobatinya yaitu kanker kulit (Susworo, 2007). Pesawat Terapi Cs-137 dapat dilihat pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3 Pesawat terapi Cs-137  
(Sumber : Susworo, 2007)

b. Pesawat Terapi *Linear Accelerator* (Linac)

Pesawat Linac merupakan alat pemercepat elektron secara linier yang menghasilkan energi berkas elektron dan foton (4-20) MeV. Contoh kanker yang dapat diobati menggunakan Linac yaitu kanker payudara, kanker nasofaring, kanker *tyroid*, kanker prostat, kanker *serviks* dan lain sebagainya (Susworo, 2007).

Pesawat terapi Linac dapat dilihat pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 Pesawat terapi Linac  
(Sumber : Mayles, 2007)

c. Pesawat Terapi Co-60

Pesawat terapi Co-60 akan menghasilkan sinar gamma dengan energi (1,17-1,33) MeV. Aktivitas yang digunakan antara (2500-12.500) Ci. Dengan waktu paruhnya 5,27 tahun dan banyak sekali jenis kanker yang dapat diobati dengan menggunakan pesawat terapi Co-60 (Susworo, 2007). Pesawat terapi Co-60 dapat dilihat pada Gambar 2.5.

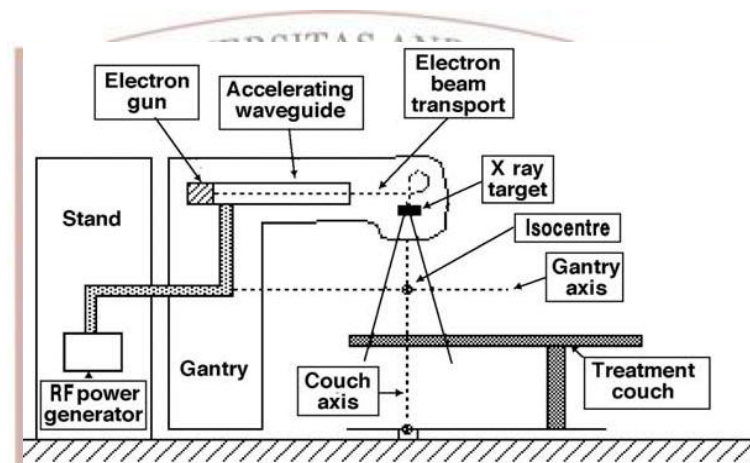


Gambar 2.5 Pesawat terapi Co-60  
(Sumber : Susworo,2007)

## 2.2 *Linear Accelerator (Linac)*

Pesawat Linac adalah alat terapi radiasi eksternal yang paling umum digunakan untuk pasien yang terkena kanker. Linac menggunakan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan elektron dengan energi tinggi. Elektron berenergi tinggi bisa digunakan untuk mengobati tumor pada kedalaman yang dangkal, atau elektron tersebut ditembakkan pada target sehingga menghasilkan foton untuk mengobati kanker pada kedalaman yang cukup jauh (Podgorsak, 2005).

Linac memiliki beberapa komponen yaitu *stand*, *RF power generator*, meja treatment, gantri, Kepala Linac, *electron gun*, *electron beam transport*. Komponen utama Linac adalah bagian kepala Linac yang memiliki fungsi sebagai produksi, pembentukan, lokalisir dan pemantauan berkas elektron karena terdapat *electron gun* di dalamnya (Podgorsak, 2005). Skema pesawat Linac dapat dilihat pada Gambar 2.6.

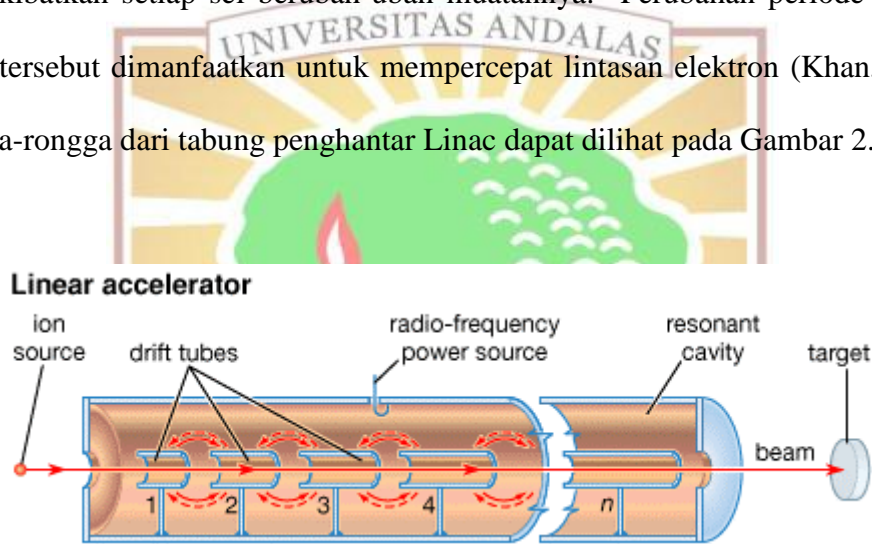


Gambar 2.6 Skema pesawat Linac  
(Sumber : Podgorsak, 2005)

Pesawat Linac dapat menghasilkan berkas elektron dan foton berenergi tinggi. Tingkat energi dapat dihasilkan melalui proses percepatan elektron secara linier di dalam tabung pemandu gelombang pemercepat (*accelerating waveguide*) yang hampa. Tabung ini merupakan tabung penghantar yang terdiri dari susunan sel-sel berupa rongga-rongga yang terbuat dari tembaga (Carleson, 1996).

Ke dalam tabung disalurkan gelombang mikro yang dibangkitkan oleh *magnetron* atau *klystron*. *Magnetron* atau *klystron* adalah komponen osilator yang mampu menghasilkan gelombang mikro dengan panjang gelombang 10 cm, yang berfrekuensi sesuai dengan frekuensi resonansi tabung (3000 MHz). Gelombang

mikro disalurkan melalui sirkulator dan tabung pemandu gelombang pemercepat elektron. Ada 2 jenis pemandu gelombang yaitu : *travelling & standing waveguide*. Bila daya frekuensi gelombang mikro melintasi rongga-rongga sel dari pemercepat mengakibatkan terjadi medan elektromagnetik di dalam tabung pemercepat dan terjadi kuat medan listrik dinamis dan mengakibatkan setiap sel yang berubah-ubah periodenya sesuai perubahan amplitudo gelombang mikro. Hal ini akan mengakibatkan setiap sel berubah-ubah muatannya. Perubahan periode muatan listrik tersebut dimanfaatkan untuk mempercepat lintasan elektron (Khan, 2003). Rongga-rongga dari tabung penghantar Linac dapat dilihat pada Gambar 2.7.

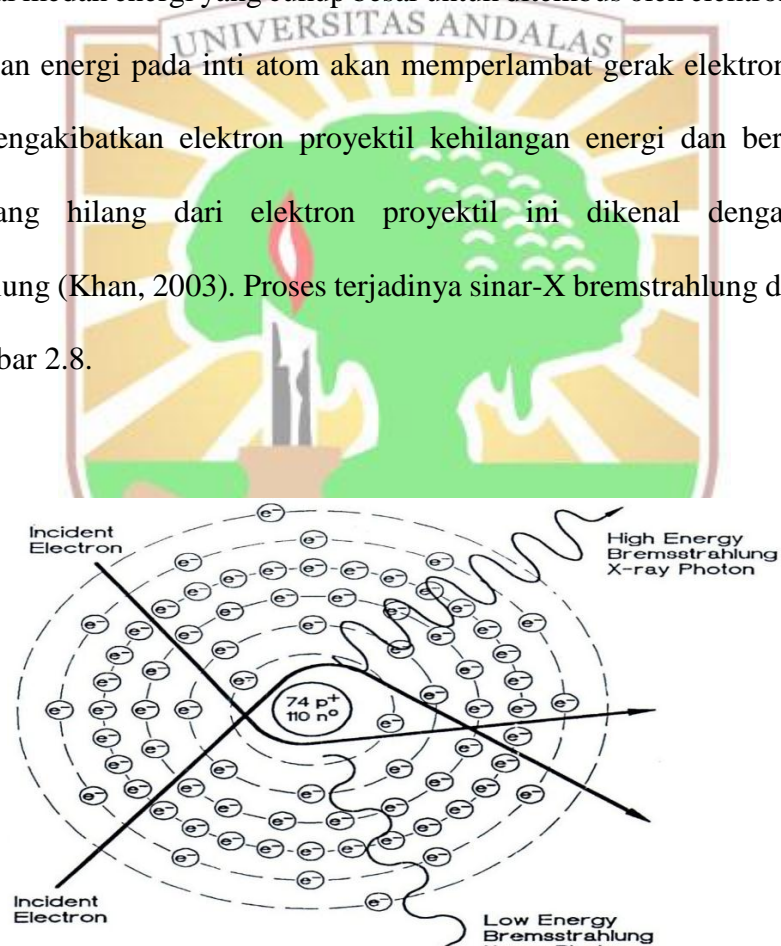


Gambar 2.7 Rongga-rongga dari tabung penghantar Linac  
(Sumber : Khan, 2003)

Elektron dihasilkan oleh elektron *gun* yang berupa tabung triode melalui peristiwa efek fotolistrik, awalnya katoda dipanaskan sehingga menghasilkan berkas elektron yang ditembakkan dengan energi awal 15 keV secara sinkron. Kecepatan elektron tersebut secara berantai dipacu lintasannya dari satu sel ke sel berikutnya sampai energi elektron tersebut sesuai dengan energi yang dikehendaki. Semakin besar energi yang dihasilkan, semakin banyak jumlah rongga dan semakin bertambah panjang tabung pemercepat (Khan, 2003).



Untuk penggunaan terapi elektron, berkas sinar pesawat Linac dapat digunakan secara langsung dalam *treatment*. Untuk penggunaan terapi sinar-X, maka elektron-elektron berenergi tinggi tersebut ditumbukkan ke bidang target tungsten sehingga menghasilkan sinar-X bremsstrahlung. Sinar-X bremsstrahlung terjadi ketika elektron dengan energi kinetik berinteraksi dengan medan energi pada inti atom target. Ketika elektron cukup dekat dengan inti atom dan inti atom mempunyai medan energi yang cukup besar untuk ditembus oleh elektron proyektil, maka medan energi pada inti atom akan memperlambat gerak elektron proyektil. Hal ini mengakibatkan elektron proyektil kehilangan energi dan berubah arah. Energi yang hilang dari elektron proyektil ini dikenal dengan sinar-X bremsstrahlung (Khan, 2003). Proses terjadinya sinar-X bremsstrahlung dapat dilihat pada Gambar 2.8.

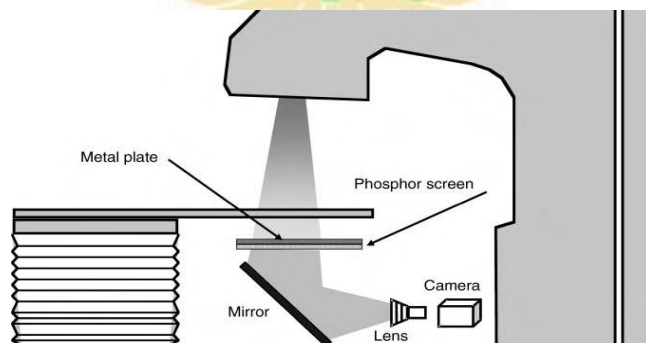


Gambar 2.8 Proses terbentuknya sinar-X bremsstrahlung  
(Sumber : Mayles, 2007)

### 2.3 *Electronic Portal Imaging Device (EPID)*

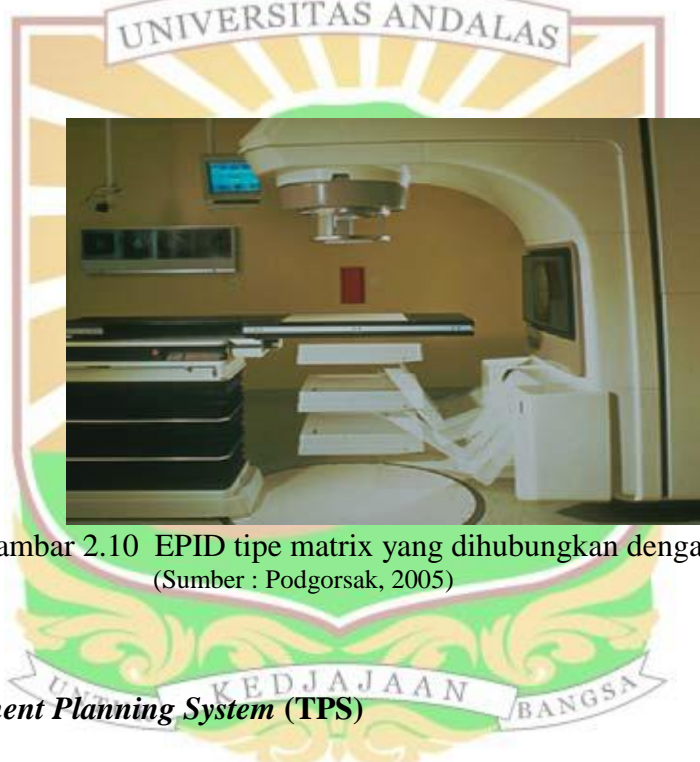
*Electronic Portal Imaging Device (EPID)* merupakan sebuah perangkat tambahan yang diintegrasikan pada perangkat Linac. Perangkat ini menghasilkan citra 2 dimensi dengan sistem elektronik/digital yang dapat langsung dilihat pada monitor komputer. EPID adalah alat yang digunakan untuk verifikasi geometri dan verifikasi dosis penyinaran. Sebelumnya verifikasi posisi pasien dilakukan dengan menggunakan Film sinar-X, namun film memiliki proses yang lama dalam menampilkan hasil koreksi. Untuk mengatasi hal tersebut, dikembangkan perangkat EPID yang dapat memvisualisasi dan mengkoreksi kondisi pasien dengan sistem komputer (Mayles, 2007)

EPID pertama kali dibuat dari kombinasi piringan baja dan film fosfor. Piringan baja digunakan untuk mengkonversi energi foton menjadi citra. Film fosfor digunakan untuk menangkap energi elektron yang dihasilkan dari piringan baja. Film fosfor juga digunakan untuk mentransmisikan energi foton ke kamera video dengan menggunakan kaca dengan sudut 45° (Mayles, 2007). EPID dengan video kamera pada Linac dapat dilihat pada Gambar 2.9.



Gambar 2.9 EPID dengan video kamera pada Linac  
(Sumber : Mayles, 2007)

Perkembangan selanjutnya, EPID dioperasikan dengan menggunakan matrix atau *liquid ionisation chamber* yang memiliki fungsi yang sama dengan kaset film. Matrix dikembangkan di institut kanker belanda pada tahun 1985. Untuk menggunakan EPID diperlukan nilai variasi dosis MU yang spesifik. Nilai dari dosis MU dapat ditentukan dari energi yang dipancarkan Linac, tebal tubuh pasien dan ukuran tubuh pasien (Podgorsak, 2005). EPID tipe matrix yang dihubungkan dengan Linac dapat dilihat pada Gambar 2.10.



Gambar 2.10 EPID tipe matrix yang dihubungkan dengan Linac  
(Sumber : Podgorsak, 2005)

#### 2.4 ***Treatment Planning System (TPS)***

Komputer yang dilengkapi dengan perangkat lunak TPS digunakan untuk perencanaan radioterapi. Perencanaan dilakukan untuk mengetahui distribusi dosis yang akan diterima pasien sebelum dilakukan penyinaran pada pasien. *Treatment Planning System (TPS)* merupakan perangkat lunak yang digunakan untuk menggambar dan menghitung distribusi dosis yang akan diberikan ke pasien. TPS digunakan untuk menentukan energi radiasi, luas lapangan, jumlah lapangan

radiasi, arah penyinaran dan perhitungan MU. Perencanaan radioterapi bersifat individual untuk masing-masing pasien yang akan diterapi (Mayles, 2007).

Proses pembuatan perencanaan radioterapi terdiri dari beberapa tahap. Sebelum dilakukan perencanaan, terlebih dahulu diambil data citra *Computerized Tomography scan* (CT-Scan) pasien dan memastikan posisi pasien akan selalu sama pada setiap hari penyinaran. CT-Scan adalah mesin pemindai berbentuk lingkaran dan digunakan untuk mendiagnosis dan memonitor kondisi kesehatan. Citra CT-Scan menggambarkan target tumor dan organ beresiko disekitarnya. Distribusi radiasi yang berbentuk target tumor dan batasan organ beresiko disekitar tumor dibentuk melalui *Multi Leaf Collimator* (MLC) (Mayles, 2007).

MLC adalah sebuah alat yang terbuat dari tungsten dan digunakan pada pesawat Linac. MLC digunakan pada proses TPS untuk mengatur distribusi radiasi yang berbentuk target tumor dan batasan organ beresiko disekitar tumor. MLC sudah mulai berkembang sejak pertama kali ditemukan pada tahun 1965. MLC diatur dan dikendalikan oleh komputer. MLC menggunakan *filter wedge* untuk membatasi radiasi pada daerah target tumor. Ketepatan penggambaran target, organ beresiko dan jumlah dosis yang akan diberikan akan diinput pada komputer, kemudian dilakukan proses perencanaan di TPS (Mayles, 2007). *Multi Leaf Collimator* (MLC) dapat dilihat pada Gambar 2.11.



Gambar 2.11 *Multi Leaf Collimator* (MLC)  
(Sumber : Mayles, 2007)



TPS memiliki 2 teknik penyinaran untuk menghitung beberapa lapangan radiasi yang tidak memiliki intensitas seragam yaitu : MLC statik (teknik 3DRCT) dan MLC dinamik (teknik IMRT). Teknik MLC statik merupakan teknik MLC berhenti selama radiasi berlangsung untuk masing-masing sudut gantri sedangkan MLC dinamik merupakan teknik dimana MLC bergerak kontinu selama radiasi berlangsung pada setiap arah sudut gantri. Teknik MLC dinamik lebih banyak digunakan karena dosis radiasi lebih efektif dikirim ke tumor dengan efek samping yang lebih sedikit dibandingkan dengan teknik MLC statik (Mayles, 2007).

a. *Three Dimension Recontruction Tehnique (3DRCT)*

*Three Dimension Recontruction Tehnique (3DRCT)* merupakan salah satu teknik pengobatan radiasi yang ada di Indonesia. Teknik 3DRCT pertama kali dikembangkan pada tahun 1980. Tahap-tahap yang dilakukan dalam teknik 3DRCT adalah : pra-perencanaan, perencanaan dan tindakan radioterapi. Teknik ini memiliki kekurangan yaitu tidak dapat memprediksi kontur tumor target secara manual sebelum distribusi dosis didapatkan pada komputer (Mayles, 2007).

b. *Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)*

*Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)* merupakan teknik radioterapi yang menggunakan banyak lapangan radiasi dalam penyinarannya. Teknik IMRT pertama kali dikembangkan pada tahun 1990. Pada teknik IMRT dosis target dihitung terlebih dahulu dan intensitas radiasi yang harus diberikan pada masing-masing target radiasi didapatkan melalui TPS. Teknik ini memiliki distribusi radiasi yang lebih tepat dengan bentuk tiga dimensi (3D) dari tumor



dengan volume kecil. Pengobatan dengan teknik IMRT harus dilaksanakan dengan seksama dengan menggunakan 3D *Computed Tomography* (CT). Teknik IMRT paling banyak digunakan untuk mengobati kanker prostat, kanker kepala, kanker leher, kanker sistem saraf pusat, kanker payudara, dan kanker paru-paru. Teknik IMRT tidak menimbulkan rasa sakit kepada pasien selama proses pengobatan (Mayles, 2007).

## 2.5 Verifikasi Geometri dan Verifikasi Dosis Radiasi Penyinaran

Verifikasi adalah suatu proses yang penting dalam radioterapi. Verifikasi bertujuan untuk mendeteksi kesalahan dalam pelaksanaan terapi. Dalam proses verifikasi Linac, terdapat dua komponen yang diukur, yaitu verifikasi geometri dan dosimetri. Ketidakpastian geometri akan selalu ditemukan dalam suatu proses radioterapi eksternal. Sumber dari hal ini dapat berasal dari pasien maupun teknik, baik dalam perencanaan maupun pelaksanaan radiasi (Podgorsak, 2005). Status verifikasi geometri dapat dilihat pada Tabel 2.1.

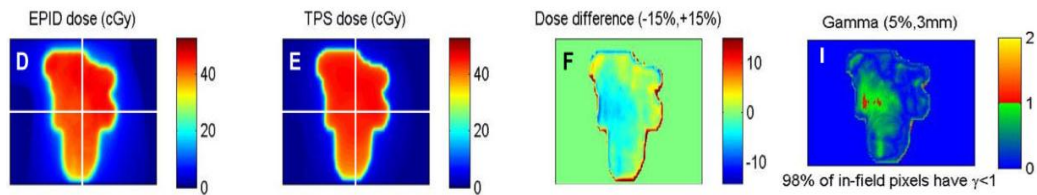
Tabel 2.1 Status verifikasi geometri

No.	Keadaan titik referensi	Status verifikasi
1.	Bila salah satu titik referensi bergeser $\leq 0,3$ cm dari titik pusat dan citra verifikasi menghasilkan kontras tinggi.	Sangat baik
2.	Bila salah satu titik referensi bergeser $\leq 0,5$ cm dari titik pusat dan citra verifikasi menghasilkan kontras sedang.	Baik
3.	Bila salah satu titik referensi bergeser $\geq 1$ cm dari titik pusat dan citra verifikasi menghasilkan kontras rendah.	Kurang
4.	Bila dua titik referensi terjadi pergeseran $\leq 1,2$ cm dari titik pusat dan citra verifikasi menghasilkan kontras gambar sangat rendah	Gagal

(Sumber : Podgorsak, 2005).

Verifikasi dosis penyinaran didalam radioterapi dilakukan untuk mengetahui kesesuaian pengiriman dosis radiasi dari perhitungan pada TPS dan pengukuran yang terukur pada EPID. Verifikasi dosis radiasi penyinaran dilakukan dengan melihat perbandingan distribusi dosis radiasi(*dose difference*) yang diterima antara dosis gradien tinggi dan rendah. Pada dosis gradient rendah dapat dibandingkan secara langsung dengan toleransi yang dapat diterima antara pengukuran dan perhitungan dosis, sedangkan pada daerah dosis gradien tinggi digunakan *Distance To Agreement* (DTA) karena perbedaan dosis yang besar (Mayles, 2007).

DTA adalah jarak antara referensi titik data terukur dan titik data yang di planning pada TPS dengan hasil perbandingan distribusi dosis radiasi menunjukkan dosis radiasi yang sama. Kriteria DTA yang telah dibuat dan disepakati menurut IAEA adalah 3 mm dan kriteria perbedaan dosis radiasi sebesar 3%. Nilai perbedaan dosis radiasi yang dihasilkan diluar batas kriteria tidak dapat diterima. Metode ini memberikan kualitas indeks secara numerik yang disebut sebagai nilai gamma indeks. Nilai gamma indeks berfungsi untuk mengukur ketidakcocokan pada daerah yang gagal menerima kriteria dan menandakan perhitungan kualitas pada daerah yang sesuai. Jika nilai gamma indeks  $\leq 1$  maka verifikasi dosis penyinaran dinyatakan berhasil tetapi jika nilai gamma indeks  $> 1$  maka verifikasi dosis penyinaran dinyatakan tidak berhasil (Mayles, 2007). Nilai gamma indeks dapat dilihat pada Gambar 2.12.



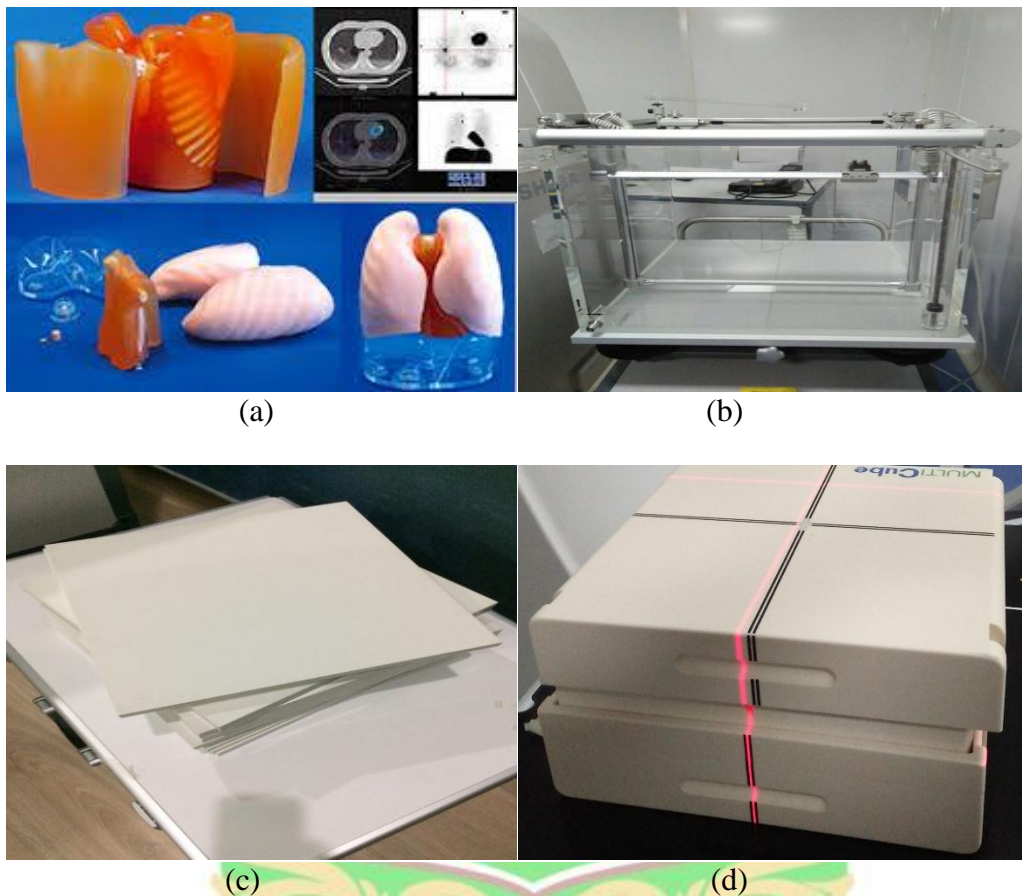
Gambar 2.12 Nilai gamma indeks dosis TPS dan EPID  
(Sumber : Peca, 2017)

## 2.6 Fantom

Fantom merupakan suatu objek yang digunakan sebagai pengganti tubuh pasien. Fantom biasanya digunakan untuk menyerap radiasi yang dipancarkan dari pesawat radioterapi, membantu estimasi dosis radiasi dan sistem uji kualitas citra. Material yang digunakan sebagai fantom harus memiliki karakteristik yang sama dengan tubuh manusia. Material yang digunakan dapat menyerap dan menghamburkan radiasi sama seperti jaringan manusia. Air dan aklirik adalah material yang digunakan sebagai fantom (Mayles, 2007).

Fantom dibuat dalam beberapa jenis yaitu fantom yang menyerupai anggota tubuh pasien seperti kepala, alat kelamin, tangan kaki dan anggota tubuh lainnya. Fantom kedua berupa kotak dengan ukuran tertentu yang terbuat dari bahan aklirik dan dapat menampung air dengan volume tertentu dan disebut sebagai fantom air. Fantom ketiga adalah *slab* fantom yaitu fantom dengan ketebalan tertentu yang memiliki koordinat X dan Y dan terbuat dari bahan aklirik. *Slab* fantom memiliki beberapa ketebalan diantaranya 1 piringan dengan ketebalan 1 mm, 2 piringan dengan ketebalan 2 mm, 1 piringan dengan ketebalan 5 mm dan 29 piringan dengan ketebalan 10 mm. Fantom keempat adalah *Multi Cube* yaitu fantom dibuat untuk dapat menyerap radiasi foton dengan energi 70 kV sampai 50 MV dan dapat menyerap radiasi elektron dengan energi 1 MeV sampai 50 MeV. *Multi Cube*

terbuat dari bahan akrilik dan memiliki fungsi yang sama dengan *slab* fantom (Mayles, 2007). Jenis-jenis fantom dapat dilihat pada Gambar 2.13.



(a)

(b)

(c)

(d)

Gambar 2.13 Jenis-jenis fantom

(a) Fantom anggota tubuh,

(b) Fantom air,

(c) *Slab* fantom

(d) *Multi Cube*