

**REGISTRASI CITRA *DIGITALLY RECONSTRUCTED RADIOGRAPHS*  
(DRR) TERHADAP CITRA *ELECTRONIC PORTAL IMAGING DEVICES*  
(EPID) UNTUK VERIFIKASI POSISI PASIEN SECARA OTOMATIS  
DALAM PENGOBATAN RADIOTERAPI**



**OLEH :**

**ALFRED BUDIYONO**

**H211 09 270**

**PROGRAM STUDI FISIKA, JURUSAN FISIKA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
UNIVERSITAS HASANUDDIN  
MAKASSAR  
2013**

**REGISTRASI CITRA *DIGITALLY RECONSTRUCTED RADIOGRAPHS*  
(DRR) TERHADAP CITRA *ELECTRONIC PORTAL IMAGING DEVICES*  
(EPID) UNTUK VERIFIKASI POSISI PASIEN SECARA OTOMATIS  
DALAM PENGOBATAN RADIOTERAPI**

**Oleh :**

**ALFRED BUDIYONO**

**H211 09 270**

**Disetujui Oleh :**

**Pembimbing Utama**

**Dahlang Tahir, M.Si, Ph.D**

**NIP. 19750907 200003 1 001**

**Pembimbing Pertama**

**Supriyanto Ardjo Pawiro, M.Si, Ph.D**

**NUP. 0308050323**

**Pembimbing Kedua**

**Eko Juarlin, S.Si, M.Si**

**NIP. 19811106 200812 1 002**

## SARI BACAAN

Telah dilakukan penelitian pengembangan sistem registrasi citra otomatis 2D/2D terhadap citra *digitally reconstructed radiographs* (DRR) dan citra *electronic portal imaging devices* (EPID) untuk verifikasi posisi pasien dalam pengobatan radioterapi. Registrasi dilakukan dengan menggunakan dua metode yaitu registrasi *rigid transformations* dan *mutual information*. Implementasi menggunakan sistem registrasi otomatis metode *rigid transformations* didapatkan pergeseran rata-rata ( $2,18 \pm 0,89$ ) mm terhadap sumbu X, ( $1,18 \pm 0,59$ ) mm terhadap sumbu Y dan ( $2,08 \pm 0,9$ ) mm terhadap sumbu Z dengan waktu rata-rata registrasi ( $42,85 \pm 15,20$ ) s. Implementasi menggunakan sistem registrasi otomatis metode *mutual information* didapatkan pergeseran rata-rata ( $2,27 \pm 0,8$ ) mm terhadap sumbu X, ( $1,89 \pm 0,65$ ) mm terhadap sumbu Y dan ( $0,94 \pm 0,59$ ) mm terhadap sumbu Z dengan waktu rata-rata registrasi ( $2,85 \pm 0,54$ ) s. Berdasarkan hasil uji *chi square* verifikasi manual, fusi semiotomatis, registrasi *rigid transformations*, dan *mutual information* tidak ada perbedaan secara signifikan dengan nilai  $P_v > 0,05$ .

**Kata kunci:** Radioterapi, Citra *digitally reconstructed radiographs*, Citra *electronic portal imaging devices*, Registrasi

## ABSTRACT

A research on development of automatic 2D/2D image registration system for digitally reconstructed radiographs (DRR) and electronic portal imaging devices image (EPID) has been carried out to verify patient position in radiotherapy treatment. Registration is done using two methods: rigid transformation and mutual information. Implementations using rigid transformations yields X-axis average translation ( $2,18\pm0,89$ ) mm, Y-axis ( $1,18\pm0,59$ ) mm as well as Z-axis ( $2,08\pm0,9$ ) mm while the average registration time which is ( $42.85\pm15.20$ ) s. Implementations using mutual information yields X-axis average translation ( $2,27\pm0,8$ ) mm, Y axis ( $1,89\pm0,65$ ) mm as well as Z axis ( $0,94\pm0,59$ ) mm while the average registration time which is ( $2.85\pm0.54$ ) s. We can conclude that there is no significant difference in P value  $> 0.05$  according to *chi square* test corresponds to verification manual, semiautomatic fusion, rigid transformations, and mutual information.

**Keywords:** *radiotherapy, digitally reconstructed radiographs, electronic portal imaging devices, registration*

# BAB I

## PENDAHULUAN

### I.1 Latar Belakang

Radioterapi merupakan salah satu modalitas terapi yang efektif untuk berbagai jenis kanker dengan memanfaatkan radiasi pengion dari luar tubuh (radiasi eksternal) atau dengan memposisikan sumber radiasi dekat dengan target (brakhiterapi)<sup>[1]</sup>. Selain radiasi pengion dapat mematikan jaringan kanker, radiasi juga dapat merusak jaringan sehat, sehingga terapi radiasi perlu diatur agar diperoleh keakuratan tinggi.

Keberhasilan pengobatan kanker salah satunya tergantung pada keakurasian dan keakuratan dari perencanaan yang dilakukan. Perencanaan penyinaran yang tepat juga disertai dengan pelaksanaan penyinaran yang tepat pula. Untuk menjaga kesesuaian antara perencanaan yang dilakukan dengan penyinaran radioterapi maka verifikasi lokalisasi geometri penyinaran pasien mutlak diperlukan. Verifikasi geometri lapangan penyinaran radioterapi dilakukan karena adanya faktor ketidakpastian geometri yang diakibatkan baik *set-up error* oleh *radiation therapist* maupun pergerakan pasien atau organ. Verifikasi posisi pasien merupakan komponen yang sangat vital agar dapat memberikan hasil yang baik dan keakuratan posisi pasien. Lebih lagi, ketika terapi radiasi menggunakan teknik *Intensity Modulated Radiotherapy Treatment* (IMRT) posisi pasien menjadi hal yang sangat perlu diperhatikan<sup>[2]</sup>.

Citra *Digitally Reconstructed Radiographs* (DRRs) berasal dari data volumetrik CT dengan menjumlahkan atenuasi tiap-tiap voksel sepanjang berkas sinar yang melalui volume CT. DRR dapat dihitung dari data CT dan merupakan citra dua dimensi (2D) yang dapat mensimulasikan citra sinar-X radiografi konvensional ataupun citra fluoroskopi. Secara umum, komputasi DRR merupakan suatu operasi penyimpanan volume, yang memungkinkan untuk menggunakan semua bentuk algoritma penyimpanan volume dalam menghitung sebuah DRR. Algoritma penyimpanan khusus tersebut seringkali disederhanakan dikarenakan sifat-sifat khusus pada DRR [3].

*Electronic Portal Imaging Device* atau lebih dikenal dengan EPID merupakan sebuah perangkat tambahan yang diintegrasikan pada perangkat LINAC yang dapat menghasilkan citra 2-dimensi berkas sinar-X MV dengan sistem elektronik/digital yang dapat langsung dilihat pada monitor komputer yang dapat digunakan untuk verifikasi terapi. Keuntungan penggunaan EPID adalah lapangan radiasi dan kondisi aktual pasien dapat divisualisasikan dan dikoreksi dengan algoritma sistem komputer sebelum terapi diberikan. Namun, masalah utamanya adalah rendahnya kualitas gambar yang dihasilkan karena penggunaan energi tinggi (megavoltase), sehingga menyulitkan verifikasi [4].

*Medical Image Registration* (MIR), yakni suatu prosedur citra pemandu (*image guided*) yang digunakan untuk mencocokkan citra sebelum penyinaran dan perencanaan terapi dengan citra yang diperoleh secara intraoperatif, serta digunakan untuk menyelaraskan posisi pasien sebelum dilakukan terapi radiasi. MIR memetakan citra portal sinar-X yang diperlukan sebelum (atau selama) terapi

radiasi terhadap citra DRR yang berasal dari data volumetrik CT. MIR meliputi transformasi geometri yang memberikan parameter-parameter untuk digunakan pada posisi meja pasien, sehingga dapat menyelaraskan dengan anatomi pasien yang digunakan untuk proses perencanaan terapi <sup>[5]</sup>.

Untuk kegiatan verifikasi geometri radioterapi dapat dilakukan dengan secara manual, semiotomatis, maupun otomatis. Sebagian besar perangkat lunak semiotomatis dan otomatis bersifat komersial dengan harga yang tidak murah. Melihat pentingnya verifikasi posisi pasien dalam pengobatan radioterapi, maka penulis merasa perlu untuk melakukan penelitian mengenai pengembangan sistem registrasi otomatis citra DRR terhadap citra EPID.

## **I.2 Ruang Lingkup**

Penelitian ini dibatasi pada registrasi citra DRR dari TPS Radioterapi *Philips Pinnacle*<sup>3</sup> dengan citra EPID dari pesawat LINAC *Elekta Synergy*'s. Metode registrasi yang digunakan dibatasi hanya untuk *mutual information* dan *rigid transformations* yang implementasinya sudah dikembangkan pada ITK.

## **I.3 Tujuan Penelitian**

Tujuan dari dilakukannya penelitian ini adalah:

1. Merancang dan membuat sistem registrasi otomatis citra DRR terhadap citra EPID
2. Mengevaluasi keluaran sistem registrasi otomatis dalam bentuk nilai pergeseran translasi  $\Delta x$ ,  $\Delta y$  dan  $\Delta z$  terhadap citra EPID dan DRR dari 35 pasien.

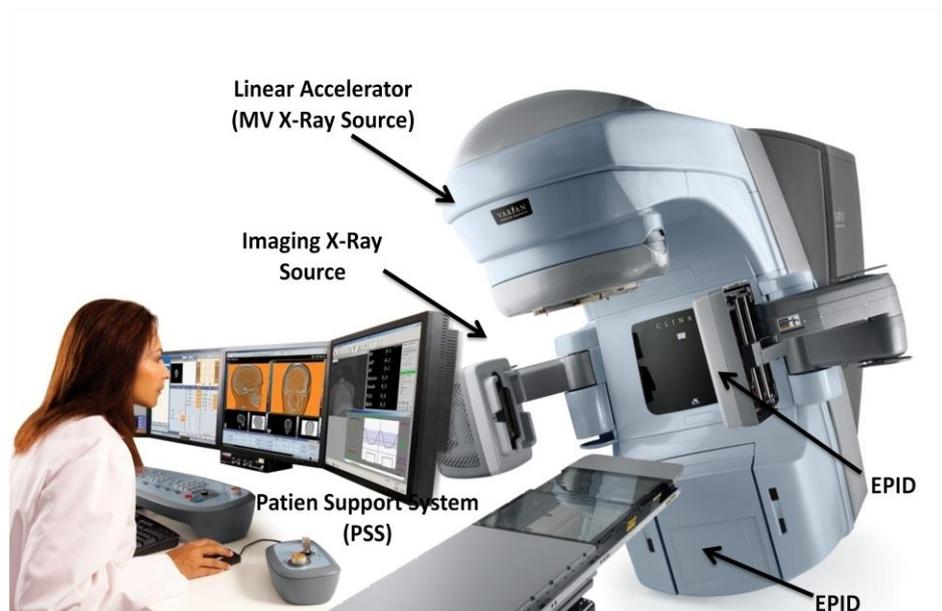
## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### II.1. Radioterapi

Radioterapi merupakan salah satu modalitas pengobatan penyakit kanker bersama dengan modalitas - modalitas lain seperti pembedahan dan kemoterapi, baik sebagai kombinasi ataupun sebagai modalitas yang berdiri sendiri. Semua tindakan ini bertujuan untuk memperoleh hasil yang optimal berupa kematian jaringan kanker sebanyak mungkin dan kerusakan minimal pada jaringan sehat. Dengan perkembangan teknologi, teknik radioterapi juga berkembang dari konvensional, *3D Conformal*, *Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT)*, *Image Guided Radiotherapy (IGRT)*, dan *Stereotactic Radiosurgery*<sup>[1]</sup>.

Untuk keperluan penyelamatan jaringan normal di sekeliling volume target tumor, diperlukan sebuah perangkat untuk membatasi lapangan radiasi. Dalam perkembangannya, sistem manual blok digunakan untuk keperluan ini yang umumnya menggunakan material seroben. Namun, sistem manual blok membutuhkan waktu yang lama untuk perencanaanya sehingga perangkat berbasis sistem blok elektronik yang dapat mengatur dengan sistem kontrol elektronik. Perangkat ini dikenal dengan nama *Multi-leaf colimator (MLC)*.



**Gambar II.1** Komponen utama dari sebuah sistem LINAC <sup>[26]</sup>

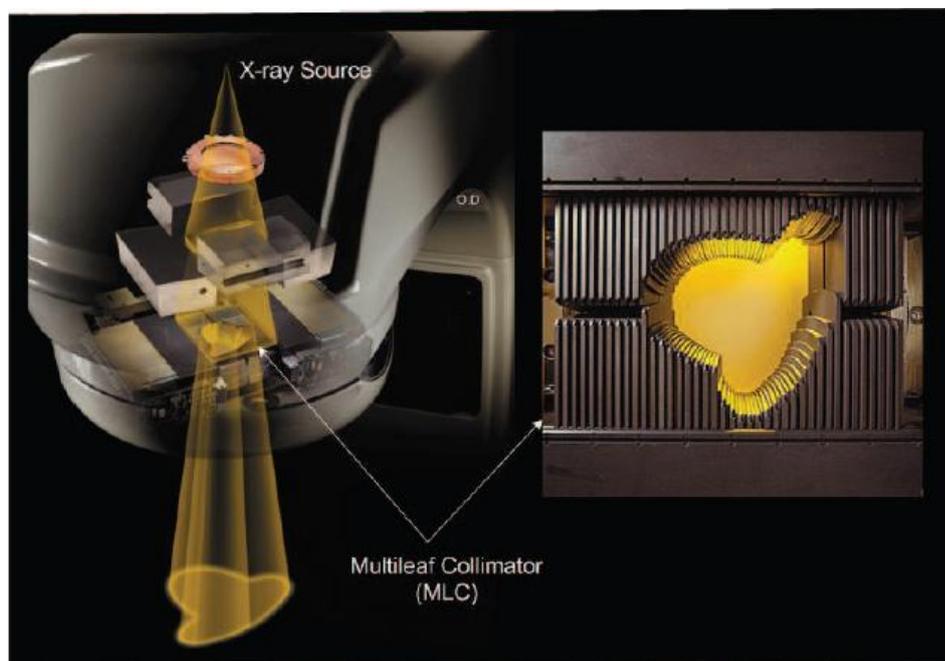
Pada teknik *3D Conformal* juga menggunakan MLC yang dapat mengkolimasi radiasi yang keluar mengikuti kontur dari volume target tumor. Selain itu, pada teknik *3D Conformal* masih membutuhkan filter wedge untuk mengatenuasi radiasi pada daerah yang dibutuhkan.

*Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) merupakan salah satu teknik modern dalam radioterapi yang menggunakan banyak lapangan radiasi dalam penyinarannya dengan intensitas yang tidak seragam pada setiap arah lapangan radiasi untuk mendapatkan distribusi dosis yang optimum.

Di sisi lain, MLC pada teknik IMRT digunakan untuk mengkolimasi dan mengatenuasi radiasi yang keluar dari pesawat akselerator linear sesuai distribusi dosis yang dibutuhkan. Perubahan intensitas radiasi pada pesawat akselerator linear diatur dengan membuat beberapa segmen pada setiap lapangan radiasi yang

berbentuk target tumor dan batasan organ beresiko di sekitar tumor dibentuk melalui MLC.<sup>[2]</sup>

Sampai saat ini, terdapat dua macam pergerakan MLC pada teknik IMRT yaitu : *dynamic MLC (sliding window)* dan *static MLC (step and shoot)*. *Dynamic MLC* merupakan teknik MLC yang bergerak secara kontinu selama radiasi berlangsung pada setiap arah sudut gantri, mempunyai waktu yang lebih singkat dibandingkan metode *static MLC*. Metode *static MLC* merupakan metode dengan MLC bergerak membentuk segmen ketika radiasi berhenti dan MLC berhenti selama radiasi berlangsung untuk masing-masing sudut gantri dan MLC berhenti selama radiasi berlangsung begitu seterusnya untuk masing-masing sudut gantri.



**Gambar II.2** Prinsip IMRT menggunakan MLC <sup>[26]</sup>

Efektifitas IMRT ini sangat tergantung pada akurasi pengaturan posisi pasien dan imobilisasi dalam tatalaksana terapi radiasi. Lebih lanjut, akurasi pengaturan posisi pasien diukur dan dikoreksi melalui mekanisme verifikasi akurasi posisi pasien di pesawat radiasi dengan perencanaan radiasi. Verifikasi dilakukan pada pesawat *Linear Accelerator* (LINAC) dengan menggunakan Portal film seperti Gammagrafi, EPID juga menggunakan CT yang berbasis *Cone Beam* dengan modulasi kV atau MV<sup>[3,5]</sup>.

## **II.2 Pesawat Radioterapi**

Sejak dimulainya penggunaan radioterapi setelah Roentgen menemukan sinar-X pada tahun 1895, teknologi produksi sinar-X pertama-tama menggunakan berkas foton dan elektron dengan energi dan intensitas yang tinggi, kemudian akhir-akhir ini menggunakan sistem komputer dan teknik pemberian radiasi dengan sistem modulasi intensitas (*intensity modulated*). Selama 50 tahun radioterapi digunakan, perkembangan teknologinya terbilang lambat dan hanya berpusat pada tabung sinar-X, generator van de Graaff dan betatron. Penemuan teleterapi <sup>60</sup>Co oleh H.E. Johns di Canada pada awal 1950an memberikan terobosan besar akan pencarian foton berenergi lebih tinggi dan menempatkan <sup>60</sup>Co sebagai bagian terdepan dalam radioterapi selama beberapa tahun. Keuntungan Cobalt 60, diantaranya adalah memiliki aktivitas yang cukup tinggi ( $\approx 200$  Ci/g), paparannya besar dan kontinu dengan dua puncak energi, yaitu 1,3 dan 1,7 MeV. Namun, pengembangan LINAC yang berkembang dalam lima generasi yang semakin canggih dalam perkembangannya, hampir menyingkirkan penggunaan Cobalt dalam radioterapi, dan akhirnya menjadi sumber terapi radiasi

yang paling banyak digunakan dalam radioterapi modern. Dengan desain LINAC yang terpadu dan efisien menawarkan kegunaan yang serbaguna dalam radioterapi dengan adanya isosentris dan dapat digunakan untuk terapi berkas elektron dan sinar-X MV dengan jangkauan energi yang lebar. Pada LINAC, radioterapi yang menggunakan sinar-X dan elektron juga dilakukan dengan tipe akselerator lainnya, seperti betatron dan mikrotron. Jenis partikel eksotik lainnya, seperti proton, neutron, ion-ion berat dan meson-p negatif, semuanya dihasilkan melalui akselerator khusus, yang terkadang juga digunakan untuk radioterapi, namun kebanyakan radioterapi modern dilakukan menggunakan LINAC atau cobalt teleterapi. Berkas sinar-X untuk keperluan klinis memiliki jangkauan energi 10 kVp dan 50 MV dan dihasilkan ketika elektron dengan jangkauan energi kinetik maksimum 10 keV dan 50 MeV diperlambat ketika mengenai target logam yang khusus. Sebagian besar energi kinetik elektron tersebut berubah menjadi panas dan hanya sebagian kecil energi saja yang di pancarkan dalam bentuk sinar-X, yang terbagi menjadi dua: sinar-X karakteristik dan sinar-X *bremsstrahlung*<sup>[3]</sup>.

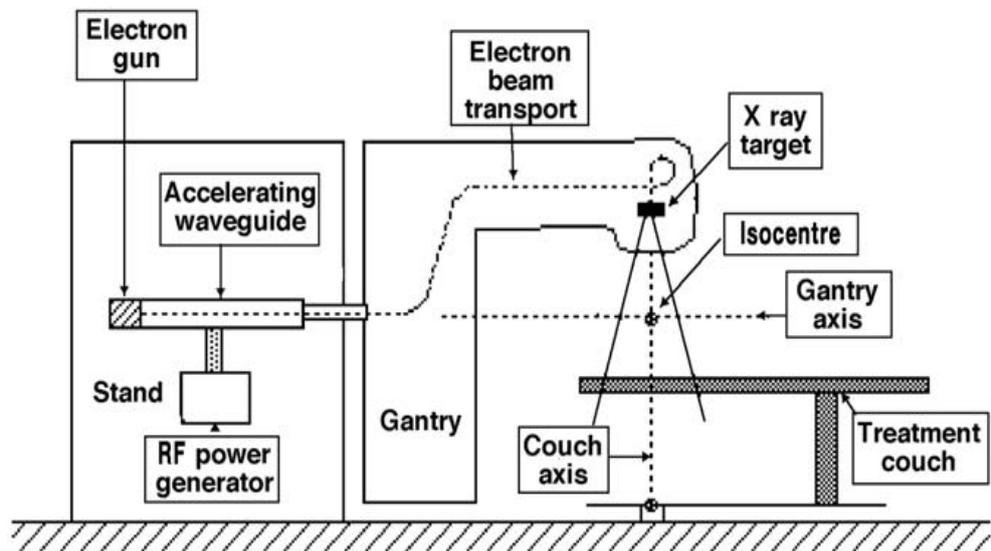
### **II.2.1 Linear Accelerator**

Pesawat LINAC pada mulanya dikembangkan dari teknologi radar gelombang mikro saat Perang Dunia II. Tabung *Klystron* ditemukan di Stanford, sebuah sumber tenaga mikro untuk radar dan kemudian menjadi suatu yang sangat berharga di dunia medik saat ini. Pada akhir tahun 1940, *Klystron* bertenaga tinggi dan prinsip-prinsip gelombang mikro digabungkan untuk merancang dan membangun *Linear Accelerator* untuk penelitian fisika dan kemudian radiografi industri. Pada tahun 1956, Henry Kaplan bekerjasama dengan fisikawan dari

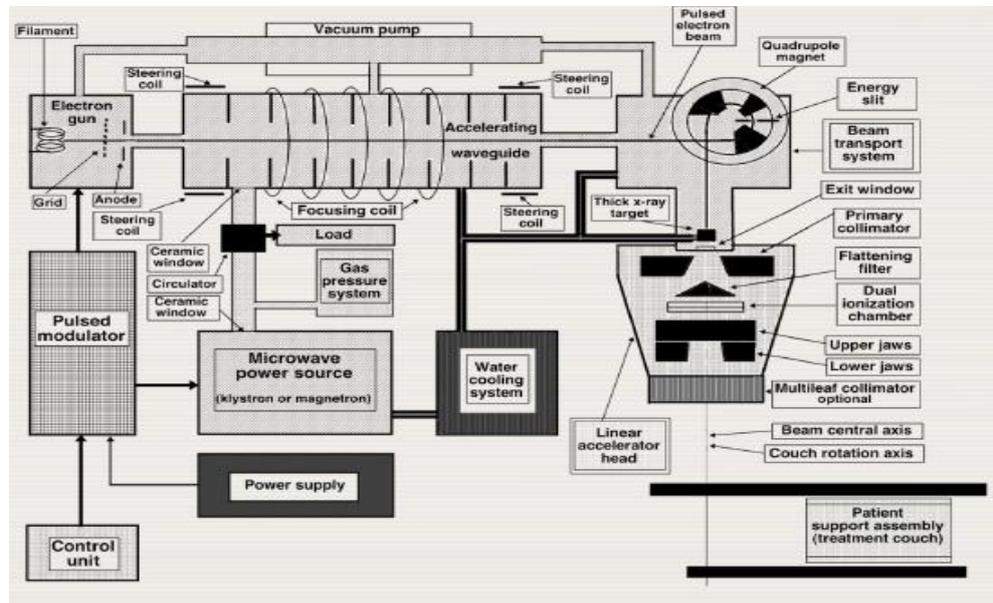
Stanford merancang sebuah alat yang diberi nama *Linear Accelerator* dan alat ini digunakan sebagai alat medis dan telah berhasil menyembuhkan penyakit kanker pada seorang pasien berumur dua tahun. *Linear Accelerator* atau yang biasa disingkat LINAC, merupakan akselerator partikel yang digunakan untuk mengakselerasi partikel seperti electron, proton, atau atom berat lain dalam bentuk lintasan yang lurus. Partikel bermuatan disimpan di salah satu sisi, kemudian diberikan medan listrik dari perbedaan potensial yang sangat tinggi, sehingga partikel mengalami percepatan dan melepaskan energi.

Prinsip kerja pesawat akselerator linier medik terjadi pada komponen utama pesawat ini, yaitu *stand* dan *gantry* yang terlihat pada Gambar II.3 dan dijelaskan pada blok diagram fungsional Gambar II.4. *Stand* adalah komponen yang tertancap pada lantai, sedangkan gantri terhubung pada stand dan dapat berputar dengan sumbu horisontal *stand*. *Electron gun* berupa trioda sebagai sumber elektron yang ditembakkan ke tabung pemercepat. Sumber elektron berasal dari emisi termionik dari katoda yang dipanasi oleh filamen. Elektron yang ditembakkan berenergi awal sekitar 12 keV. Arus elektron yang ditembakkan ke tabung pemercepat tidak kontinu, melainkan dalam bentuk gugusan-gugusan elektron. *Klystron* atau *Magnetron* menghasilkan gelombang mikro yang dikirim ke tabung pemercepat (*accelerator struktur*) melalui pemandu gelombang (*wave guide*). Fungsi gelombang mikro yang dihasilkan sekitar 300 MHz dengan panjang gelombang 10 cm. Pemandu gelombang ini mengarahkan perjalanan gelombang mikro dan mengatur kecepatannya. Pemandu gelombang terangkai dengan sirkulator (*circulator*), yaitu alat yang berfungsi mencegah gelombang mikro

kembali dari tabung pemercepat ke *Klystron* atau *Magnetron*. Sirkulator akan membuat gelombang mikro dari *Klystron* atau *Magnetron* dapat diteruskan ke tabung pemercepat, dan gelombang mikro yang dipantulkan oleh tabung pemercepat disalurkan ke penyerapan gelombang mikro. Dengan demikian *Klystron* atau *Magnetron* dapat bekerja dengan stabil dan terhindar dari kerusakan.



Gambar II.3 Prinsip kerja pesawat linear akselator <sup>[3]</sup>



**Gambar II.4** Diagram skematik LINAC modern generasi kelima<sup>[3]</sup>

Tabung pemercepat terdiri dari rongga yang dihampakan. Untuk mempertahankan tingkat kehampaan yang tinggi, pada ujung tabung pemercepat dipasang pompa hampa yang selalu bekerja sekalipun pesawat tidak digunakan. Rongga ini dirancang sedemikian rupa, sehingga komponen utama medan listrik yang ditimbulkan berdiri akan sejajar dengan sumbu tabung pemercepat. Medan listrik diperoleh dari resonansi gelombang-gelombang mikro dipergunakan untuk mempercepat elektron. Agar pemercepat elektron dapat dicapai semaksimal mungkin, rongga-rongga pada permulaan lintasan mempunyai jarak tempuh yang lebih kecil dari pada akhir lintasan. Karena setelah melewati rongga elektron mencapai energi yang tinggi sehingga mempunyai kecepatan yang mendekati kecepatan cahaya, maka rongga-rongga berikutnya mempunyai ukuran yang sama, dimana pertambahan energi elektron sebagian besar digunakan untuk pertambahan massa. Pada akhir lintasan, elektron yang telah dipercepat memiliki

energi tinggi. Untuk tabung pemercepat yang diberi tegangan 6 MV, akan menghasilkan berkas elektron dengan energi 6 MeV<sup>[8,9,23]</sup>.

## II.2.2 Proses Terjadinya Berkas

*Electron gun* yang berupa trioda menembakkan elektron ke tabung pemercepat. Ke dalam tabung pemercepat tersebut diinjeksikan gelombang mikro yang dibangkitkan oleh *Klystron* atau *Magnetron* yang disalurkan melalui pemandu gelombang (*wave guide*). Gelombang mikro ini akan menghasilkan medan elektromagnet sehingga dapat mempercepat partikel elektron. Sirkulator (*circulator*) yang terangkai dengan pemandu gelombang akan mencegah kembalinya gelombang mikro ke *Klystron* atau *Magnetron*. Hasil pemercepat elektron berupa elektron berenergi tinggi dari tabung pemercepat dilewatkan ke magnet pembelok (*bending magnet*). *Bending magnet* akan membelokkan elektron biasanya sebesar 270°. Pada *bending magnet* elektron dengan energi yang sedikit lebih tinggi atau lebih rendah dari yang dikehendaki akan dibelokkan sedemikian rupa sehingga energi dan lintasannya dapat sesuai kembali dengan yang dikehendaki. Sedangkan elektron dengan penyimpangan energi agak besar akan dihilangkan oleh sebuah filter celah mekanis. Dengan demikian dapat dicapai pemfokusan yang sangat baik dari berkas elektron serta energi yang monokromatis.

Setelah mengalami pembelokkan, berkas elektron berenergi tinggi yang keluar dari *bending magnet* dapat langsung digunakan. Namun demikian, untuk mendapatkan distribusi dosis yang rata pada daerah penyinaran elektron-elektron

tersebut perlu dilewatkan pada lapisan penghambur. Lapisan penghambur primer dipilih bahan logam berat untuk menghasilkan sudut hambur yang cukup besar dan seminim mungkin menghasilkan sinar-X. Setelah melewati lapisan penghambur primer, kerataan pada radiasi belum dapat dicapai, karenanya dipasanglah lapisan penghambur sekunder yang terbuat dari bahan dengan nomor atom rendah yang berfungsi meratakan daerah radiasi dengan jalan penyerapan. Ketebalan lapisan penghambur sekunder tidak sama, ditengahnya lebih tebal daripada tepi. Dengan demikian berkas elektron di tengah akan diserap lebih besar dan kerataan dapat diperoleh. Bila yang dikehendaki berkar foton (sinar-X), maka elektron-elektron berenergi tinggi tersebut ditumbukkan pada target seperti pada Gambar II.4. Pada target yang terbuat dari logam berat tipis ini terjadi *Bremsstrahlung*. Efisiensi dari produksi sinar-X tergantung pada nomor atom target dan tegangan yang diberikan.

$$\text{Efisiensi} = 9 \times 10^{-10} ZV \quad (\text{II.1})$$

Dengan  $Z$  adalah nomor atom target dan  $V$  adalah tegangan yang diberikan. Elektron-elektron yang melewati target diserap oleh penyerap karbon dan aluminium. Penggunaan bahan dengan nomor atom rendah untuk penyerap elektron mempunyai keuntungan bahwa sinar-X yang lewat akan diperkeras secara optimum dan pembentukan neutron dangat kecil sehingga dapat diabaikan. Berkas elektron ataupun berkas foton yang mempunyai kerataan yang dikehendaki, kemudian melewati susunan bilik ionisasi. Setelah itu sinar-X akan melalui kolimator yang dapat diatur ukuran lapangannya sesuai dengan kebutuhan, sedangkan untuk elektron dibutuhkan aplikator elektron <sup>[1,3]</sup>.

### II.2.3 Electronic Portal Imaging Device

*Electronic Portal Imaging Device* atau lebih dikenal dengan EPID merupakan sebuah perangkat tambahan yang diintegrasikan pada perangkat LINAC yang dapat menghasilkan citra 2-dimensi berkas sinar-X MV dengan sistem elektronik/digital yang dapat langsung dilihat pada monitor komputer yang digunakan untuk verifikasi terapi. Keuntungan penggunaan EPID, yaitu lapangan radiasi dapat dimunculkan dan dikoreksi dengan suatu sistem komputer sebelum terapi diberikan dan memungkinkan penentuan posisi yang akan dilakukan lebih cepat dan akurat. Format digital dari EPID tersebut memberikan sejumlah keuntungan dibandingkan film radiografi : tidak memerlukan waktu untuk pemrosesan film, data dapat diakses dari komputer manapun, dan analisis kuantitatif dapat dilakukan dengan cepat. Namun, masalah utamanya adalah rendahnya kualitas gambar yang dihasilkan karena penggunaan energi tinggi (megavoltase), sehingga menyulitkan verifikasi<sup>[4]</sup>.

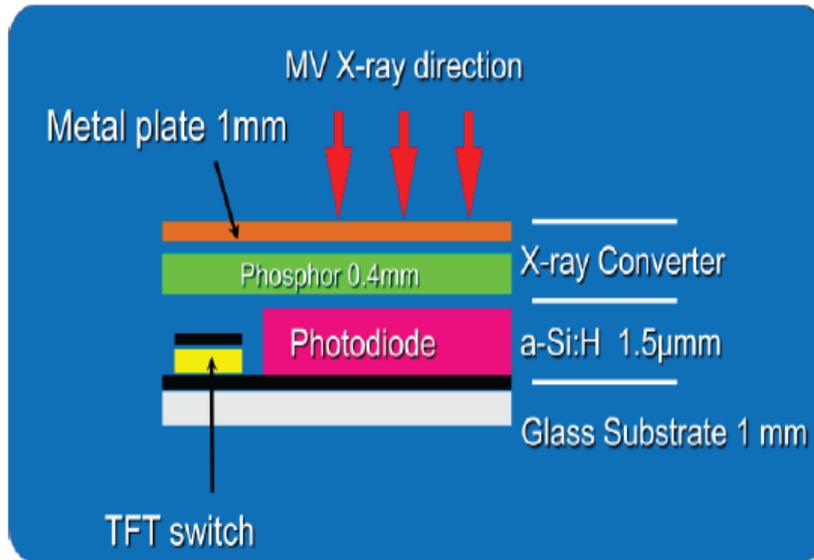
Verifikasi pengobatan radioterapi melibatkan perbandingan *portal image* yang diperoleh selama fraksi pengobatan dengan citra referensi yang dihasilkan sebelum memulai pengobatan. Kadang-kadang, *portal image* pertama juga disetujui digunakan sebagai citra referensi. Sementara *portal image* dibentuk oleh sinar megavoltage yang digunakan untuk mengobati pasien, citra referensi dibentuk oleh *kilovoltage* (misalnya, film simulasi), megavoltage, atau DRR. Hal ini berlaku umum bahwa kualitas gambar yang diperoleh dengan menggunakan sinar-X megavoltage secara inheren lebih buruk daripada yang diperoleh dengan sinar-X kV. Selain itu, penurunan kontras subjek (misalnya, diferensial atenuasi

antara tulang atau udara dan jaringan lunak) oleh peningkatan energi berkas sinar-X, dan faktor lainnya yang berpengaruh pada rendahnya kualitas citra portal. Hal tersebut meliputi kinerja reseptor, hamburan sinar-X karena ketebalan pasien, ukuran sumber sinar-X, *noise* dalam sistem mata-otak manusia, dan (secara tidak langsung) posisi dari reseptor citra.

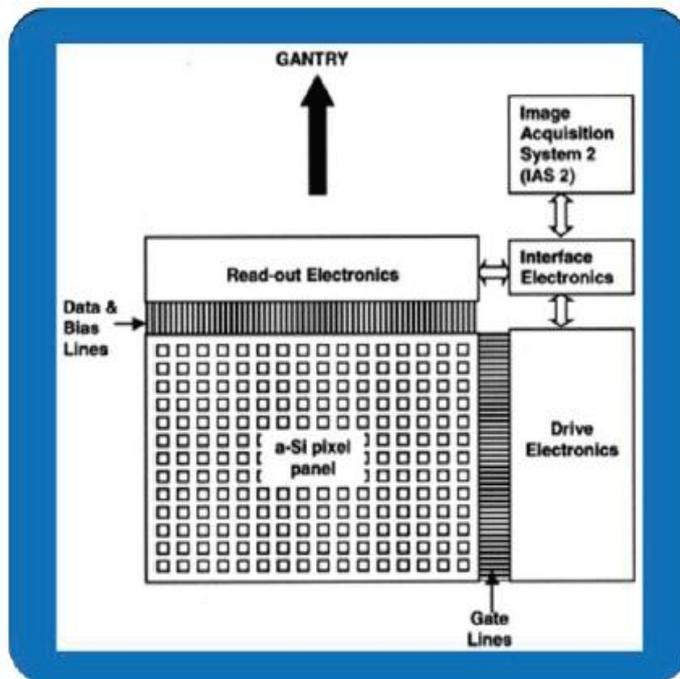
Pengembangan EPID dimulai pada tahun 1950, dengan teknologi yang belum matang untuk komersialisasi dan digunakan secara luas sampai tahun 1980. Amorf Silikon (aSi) EPID yang populer saat ini, pada awalnya dikembangkan oleh peneliti di Universitas Michigan dan Xerox PARC pada tahun 1987. EPID secara komersial diperkenalkan pada tahun 2000 oleh Varian Medical Systems (Palo Alto, CA) sebagai "Portal Visi AS500". Baik aS500 maupun penggantinya aS1000, menggunakan detektor tidak langsung beresolusi tinggi. Cahaya yang dipancarkan dari interaksi sinar-X yang datang dengan sebuah pelat logam di atasnya dan membentuk gambar dari hasil sintilasi materi. Keuntungan utama dari pendekatan yang menggunakan detektor langsung adalah besarnya peningkatan efisiensi kuantum secara berurutan.

Detektor tersebut mempunyai empat komponen utama seperti pada Gambar 2.5. Komponen pertama adalah bagian luarnya yang terbuat dari plastik yang di dalamnya terdapat plat tembaga pipih, dengan tebal 1 mm. Bagian ini berguna pada pencitraan berorde MV untuk menyerap foton-foton sinar-X dan mengeluarkan *recoil electrons*. Bagian ini juga membantu untuk meningkatkan efisiensi sistem pencitraan secara menyeluruh, dengan melindungi bagian-bagian lain yang ada di bawahnya (termasuk layar sintilasi) dari radiasi hambur.

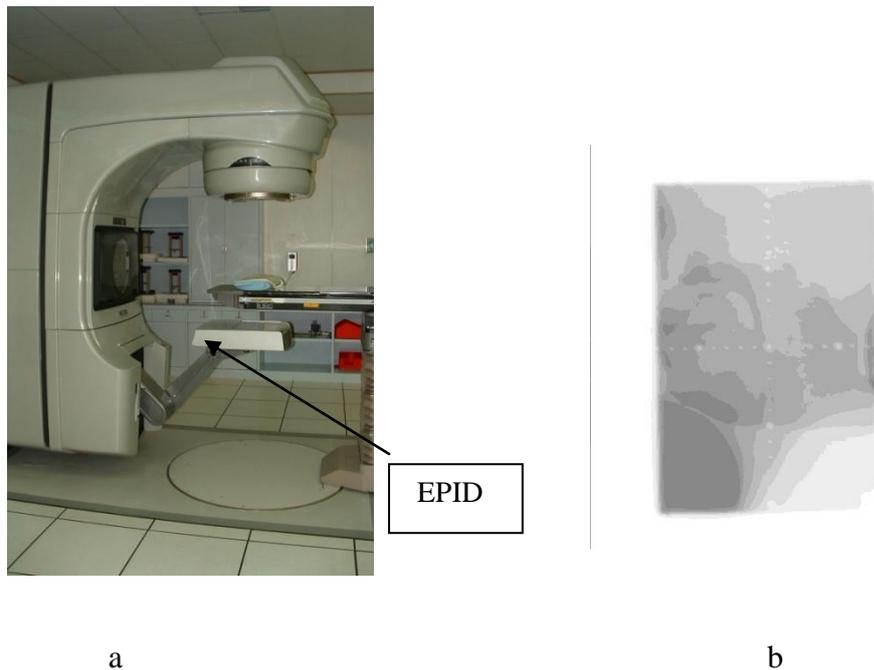
Komponen kedua adalah layar fosfor terletak di bawah plat tembaga. Pada EPID yang dipakai dalam penelitian ini, yang digunakan adalah layar sintilasi *Lanex Fast B*, yang terbuat dari fosfor *Gadolinium Oxysulfide* ( $Gd_2O_2S:Tb$ ) dengan tebal 0.4 mm. Layar fosfor tersebut menyerap *recoil electrons* yang berasal dari plat tembaga dan mengubahnya menjadi cahaya tampak. Komponen ketiga terletak dibawah layar fosfor yaitu gelas substrat setebal 1 mm yang menyimpan matriks 1024 x 768 piksel. Matrix tersebut merupakan citra sensitif yang membentuk lapisan sistem fotodiode, dengan tebal 1.5  $\mu m$ . Setiap piksel terdiri dari sebuah fotodiode n-i silikon (*Si n-i-photodiode*) untuk menggabungkan cahaya yang datang menjadi muatan dan sebuah film transistor tipis (*thin film transistor /TFT*) berfungsi sebagai saklar dengan tiga terminal untuk pembacaan muatan yang tersimpan. Komponen terakhir adalah perangkat elektronik tambahan, yang menggerakkan TFT *switches* dan membaca muatan yang ditangkap. *Gate drivers* memberikan daya pada *gate lines* selama waktu akumulasi muatan pada *data lines* untuk pembacaan elektronik. Ketika tegangan diberikan ke *gate line*, semua TFTs pada baris itu menjadi transparan dan muatan ini kemudian ditransfer ke saluran data. Setiap baris terbaca secara berurutan, dan ketika satu baris terbaca TFT pada baris berikutnya akan menjadi transparan. Eksternal *Charge Sensitive Amplifier* (CSA) mencatat data muatan. Untuk membentuk satu frame gambar, pembacaan secara berurutan dari semua baris diperlukan<sup>[6]</sup>.



Gambar II.5 Komponen penampang dari EPID <sup>[27]</sup>



Gambar II.6 Skema diagram blok dari EPID <sup>[28]</sup>



**Gambar II.7** a. Linear accelerator dengan *Electronic Portal Imaging Device* (EPID) dan b. Citra EPID

### II.3. Pencitraan Radioterapi

Pencitraan medis merupakan bagian yang sangat penting dalam proses perencanaan terapi yang dapat menampilkan dan memproses secara digital, sehingga kita dapat menghasilkan citra dengan akurasi detil yang tinggi. Pencitraan merupakan sarana yang penting dalam verifikasi geometri radioterapi. Secara garis besar terbagi atas dua citra, yakni citra acuan dan citra target. Citra acuan merupakan geometri perencanaan lapangan radiasi dengan posisi relatif terhadap anatomi internal atau anatomi acuan, seperti tulang atau penanda buatan (*marker*)<sup>[1]</sup>.

### II.3.1 Computed Tomography Scanning

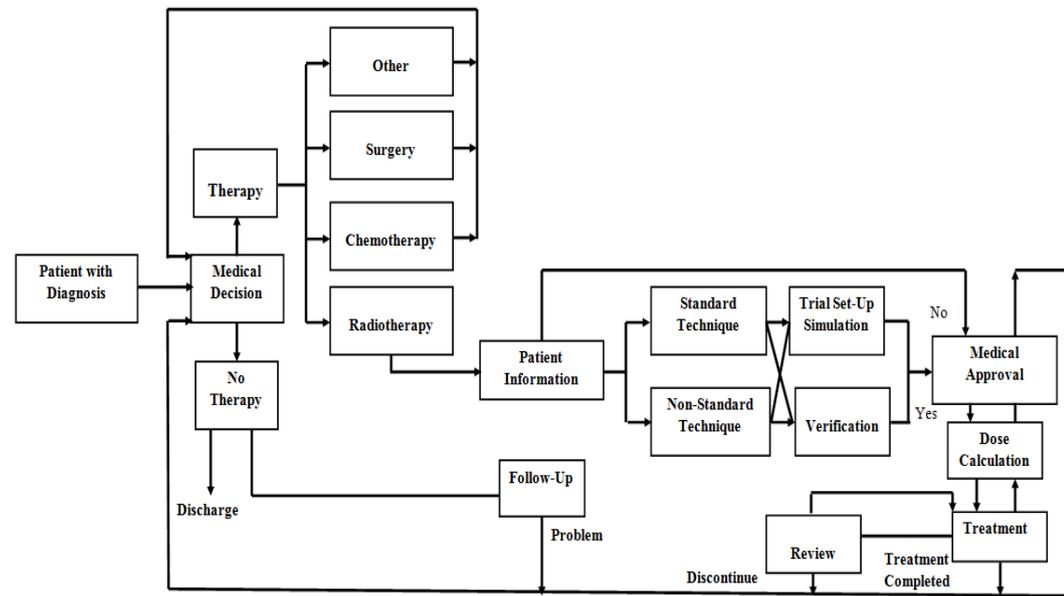
CT Scan (*computed tomography scanning*) merupakan modalitas pencitraan dominan pada radioterapi serta sebagai dasar untuk pembentukan DRR. Prinsip dasar CT scan mirip dengan perangkat radiografi yang sudah lebih umum digunakan. Kedua perangkat ini sama-sama memanfaatkan intensitas radiasi terusan setelah melewati suatu obyek untuk membentuk citra atau gambar. Perbedaan antara keduanya adalah pada teknik yang digunakan untuk memperoleh citra dan pada citra yang dihasilkan. Tidak seperti citra yang dihasilkan dari teknik radiografi, informasi citra yang ditampilkan oleh CT scan tidak *overlap* (tumpang tindih) sehingga dapat memperoleh citra yang dapat diamati tidak hanya pada bidang tegak lurus berkas sinar, citra CT scan dapat menampilkan informasi tampang melintang obyek yang diinginkan. Oleh karena itu, citra ini dapat memberikan sebaran kerapatan stuktur internal obyek sehingga citra yang dihasilkan oleh CT scan lebih mudah dianalisis daripada citra yang dihasilkan oleh teknik radiografi konvensional. Dari berbagai CT scan yang ada di pasaran, data set CT yang dihasilkan biasanya berbentuk data *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) <sup>[13,20]</sup>.



**Gambar II.8** Mesin CT Scan

#### **II.4. Perencanaan Radioterapi**

Perencanaan radioterapi adalah alur pasien radioterapi yang akan membuat keputusan medis apakah pasien untuk perlu dilakukan terapi ataupun tidak, adapun kemungkinan pasien akan mendapatkan suatu kombinasi dengan bedah, kemoterapi, radioterapi ataupun modalitas lainnya seperti *hyperthermia* dan *phototherapy*. Jika pada akhirnya radioterapi menjadi suatu pilihan, maka terdapat tahapan-tahapan, sebelum pada akhirnya penyinaran dilakukan. Seperti terlihat pada gambar alur pemeriksaan radioterapi.



**Gambar II.9** Diagram skematik alur pasien radioterapi

Pasien yang menerima suatu paket terapi radiasi harus memiliki suatu informasi penyakit pasien selengkap-lengkapunya sehingga dapat ditentukan target volume yang akan diradiasi, dan juga dapat menentukan jaringan sekitar untuk diberikan pembatasan dosis pada organ yang beresiko. Informasi dapat diberikan dalam bentuk diagnostik x-ray, CT-Scan, ataupun MRI yang memberikan informasi anatomi dari pasien, hal ini disebut tumor lokalisasi.

Tujuan dari pemilihan teknik penyinaran yaitu untuk mendesain sinar radiasi ataupun perencanaan sinar sehingga distribusi dosis yang diabsorpsi sesuai dengan dengan yang dibutuhkan pasien sehingga tujuan untuk mendapatkan dosis maksimum pada target volume dan dosis seminimal mungkin pada jaringan sehat dapat tercapai.

Pada radiasi terapi eksternal selalu meradiasi setiap jaringan searah berkas sinar di atas ataupun di bawah volume target. Faktor lain yang perlu diperhatikan dalam penentuan teknik penyinaran yaitu *set-up* serta pelaksanaan penyinaran dan juga kenyamanan pasien.

Komputer yang dilengkapi dengan perangkat lunak TPS digunakan untuk perencanaan radioterapi, perencanaan ini ditentukan untuk mengetahui distribusi dosis yang akan diterima pasien sebelum dilakukan penyinaran pada pasien. Dalam proses perencanaan di TPS akan ditentukan energi radiasi, luas lapangan, jumlah lapangan radiasi, arah penyinaran, perhitungan MU dan asesoris yang digunakan. Perencanaan radioterapi bersifat individual untuk masing-masing pasien yang akan diterapi.

Proses pembuatan perencanaan radioterapi terdiri dari beberapa tahap. Sebelum dilakukan perencanaan, terlebih dahulu diambil data citra CT-Scan pasien dan memastikan posisi pasien akan selalu sama pada setiap hari penyinaran. Selanjutnya pada citra CT-Scan pasien ditentukan target tumor dan organ beresiko di sekitarnya. Ketepatan penentuan target, organ beresiko dan jumlah dosis yang akan diberikan, kemudian dilakukan proses perencanaan di TPS <sup>[1,8]</sup>.

#### **II.4.1 Treatment Planning System (TPS)**

*Treatment Planning System* (TPS) merupakan perangkat lunak yang digunakan untuk menggambarkan dan menghitung distribusi dosis yang akan diberikan ke pasien. TPS sebelumnya hanya digunakan menghitung distribusi dosis pada satu arah penyinaran dengan dua dimensi, selanjutnya TPS dapat digunakan untuk menghitung dengan banyak lapangan. Lebih lanjut, pada IMRT untuk melakukan perhitungan lapangan radiasi yang intensitasnya berbeda pada masing-masing arah yang berbeda.

Perencanaan radioterapi 3D *Conformal* dan IMRT membutuhkan citra 3D yang dihasilkan oleh perangkat CT. Pada metode perencanaan teknik IMRT ini akan terlebih dahulu ditentukan jumlah dan arah penyinaran. Dan melalui citra hasil CT scan digambar target tumor dan organ di sekitarnya yang beresiko, penggambaran ini tergantung pada jenis kanker dan dengan memasukkan batasan dosis pada target tumor dan organ beresiko yang ada di sekitarnya pada TPS pada saat optimasi perhitungan dosis. Optimasi diharapkan untuk menghasilkan intensitas yang tidak homogen pada penyinaran sehingga penyinaran sesuai dengan distribusi dosis yang diharapkan. Melalui TPS ini diatur jumlah lapangan, luas lapangan dan arah penyinaran serta pemberian intensitas radiasi yang berbeda-beda lapangan penyinaran pada pesawat linear akselerator. Pada TPS juga ditentukan energi radiasi yang digunakan. Sehingga melalui pengaturan ini dapat memberikan dosis yang optimal pada target tumor dan seminimal mungkin pada organ sehat <sup>[1,3]</sup>.

Ada 2 faktor yang sangat berperan pada perencanaan terapi antara lain:

- Simulasi atau lokalisasi daerah radiasi. Pelaksanaan simulasi ini dilakukan di ruang simulator, di sini seolah-olah pasien dilakukan radiasi. Untuk itu jarak sumber sinar ke kulit dan posisi pasien harus sama, baik itu di ruang simulator maupun di ruang penyinaran.
- CT Simulator sangat penting untuk perencanaan terapi dan merupakan kebutuhan utama data imaging untuk *3 Dimension Radiation Therapy Treatment Planning* (3D RTTP/Perencanaan Terapi Tiga Dimensi). Perencanaan CT Scan adalah melokalisasi tumor dengan jumlah irisan yang sangat banyak dan ketebalan 2–10 mm. Semakin tipis irisan maka jumlah irisan akan semakin banyak dengan demikian kualitas pencitraan dapat meningkat.

Proses pembuatan perencanaan radiasi terdiri dari beberapa tahapan. Sebelum dilakukan perencanaan, terlebih dahulu diambil data CT *scan* pasien yang dilengkapi alat immobilisasi untuk memastikan posisi pasien akan selalu sama untuk setiap hari penyinaran. Selanjutnya, pada citra CT scan pasien digambar target tumor dan organ beresiko di sekitarnya oleh dokter radioterapi. Penggambaran target tumor dan organ beresiko tergantung pada jenis dan stadium masing-masing kasus kanker. Ketepatan penggambaran target tumor akan menentukan keberhasilan terapi pasien.

Selanjutnya pada TPS ditentukan parameter penyinaran seperti energi, jumlah, arah, dan ukuran lapangan radiasi, pemakaian asesoris penyinaran seperti

MLC, blok, *wedge*, dan *bolus*. Setelah itu, dilanjutkan dengan kalkulasi dosis dan evaluasi kurva isodosis. Metode *inverse planning* digunakan pada perencanaan teknik IMRT. Metode ini dilakukan dengan menentukan jumlah dan arah lapangan penyinaran yang terdiri dari beberapa segmen. Selanjutnya dimasukkan parameter batasan dosis pada target tumor dan organ beresiko di sekitarnya yang ditentukan oleh dokter radioterapi pada bagian optimisasi di komputer TPS. Optimisasi adalah proses untuk menentukan intensitas radiasi dari masing-masing segmen untuk semua arah penyinaran radiasi yang sesuai dengan yang tujuan ditentukan diawal. Proses optimisasi dilakukan dengan melakukan beberapa kali iterasi. Jika diperlukan, dilakukan penambahan segmen pada setiap arah lapangan radiasi dan dilakukan optimisasi ulang sampai tujuan dosis tercapai. Hasil akhir dari proses optimisasi ini dihasilkannya intensitas yang tidak homogen pada masing-masing arah penyinaran sesuai dengan distribusi dosis yang ingin dicapai pada volume target dan organ kritis di sekitarnya.

#### - Optimisasi *Inverse Planning*

Proses optimisasi merupakan proses pencapaian distribusi dosis yang diharapkan pada terapi dengan radiasi. Optimisasi pada perencanaan *forward* dilakukan dengan menggunakan blok, MLC, *wedge*, *tissue compensator* ataupun pembebanan pada masing-masing lapangan radiasi. Pada teknik IMRT perencanaan dilakukan secara *invers* untuk menentukan intensitas masing-masing segmen pada setiap lapangan radiasi.

Pada proses optimisasi dimasukkan data dosis preskripsi untuk target tumor dan dosis toleransi pada organ beresiko di sekitar tumor. Parameter yang dimasukkan berkaitan dengan dosis yang ingin dicapai pada *dose volume histogram* (DVH), seperti dosis minimum beserta volumenya, dosis maksimum beserta volumenya dan dosis rata-rata.

#### **II.4.2. Digitally Reconstructed Radiographs (DRR)**

*Digitally reconstructed radiographs* (DRR) adalah citra sinar-X artifisial. Citra DRR berasal dari data volumetrik CT dengan menjumlahkan atenuasi tiap-tiap voksel sepanjang berkas sinar yang melalui volume CT. DRR dapat dihitung dari data CT dan merupakan citra dua dimensi (2D) yang dapat mensimulasikan citra sinar-X radiografi konvensional ataupun citra fluoroskopi. Secara umum, komputasi DRR merupakan suatu operasi penyimpanan volume, yang memungkinkan untuk menggunakan semua bentuk algoritma penyimpanan volume dalam menghitung sebuah DRR. Algoritma penyimpanan khusus tersebut seringkali disederhanakan dikarenakan sifat-sifat khusus pada DRR.

Rekonstruksi volume adalah sebuah proses menyatukan volume CT kompresi sehingga dapat menghasilkan DRR. Volume hasil rekonstruksi tersebut tersimpan dalam memori utama komputer dalam bentuk struktur data sehingga dapat menghemat memori komputer. Nilai voksel pada volume CT dinyatakan dalam bilangan CT (*CT number*) dalam satuan *Hounsfield Units* (HU). Koefisien atenuasi bahan yang mengandung nilai tiap voksel dapat dinyatakan dengan persamaan :

$$CTnumber = 1000 * [(\mu_i - \mu_w)\mu_w] \quad (II.2)$$

dengan  $\mu_i$  adalah nilai atenuasi elemen volume jaringan (voksel) dan  $\mu_w$  adalah koefisien atenuasi linear air pada energi rata-rata berkas CT. Untuk menghasilkan DRR kita dapat menghitung nilai atenuasi berkas energi tunggal pada material anatomi yang berbeda-beda (contoh, tulang, jaringan otot, sel epitel, dsb) dengan menggunakan hukum Beer-Lambert .

$$I = I_0 * \exp^{-\sum \mu_i x_i} \quad (II.3)$$

dengan  $I_0$  adalah intensitas awal sinar-X,  $\mu$  adalah koefisien atenuasi linear pada voksel bahan yang dilalui oleh sinar-X,  $x$  adalah panjang lintasan sinar-X dan  $i$  adalah indeks voksel pada lintasan berkas sinar <sup>[10,11,18]</sup>.

#### II.4.2.1 Metode Ray Casting

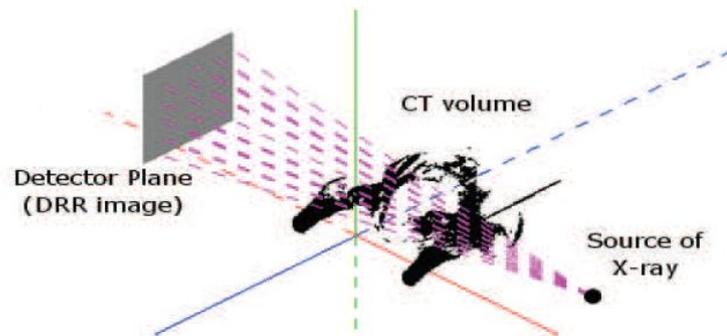
Metode *ray casting* adalah suatu metode yang mencoba untuk mencari titik potong sebuah sinar dengan semua obyek yang dikenainya dalam suatu layar. Dalam komputasi DRR, obyek-obyek tersebut merupakan voksel volume.

Konsep dasar algoritma *ray casting* adalah mencari titik potong sebuah sinar secara efisien dengan suatu layar yang terdiri atas sekelompok geometri sederhana (*geometry primitives*). Sebuah sinar spesifik dapat dirumuskan:

$$RT = O + tD \quad (II.4)$$

dengan  $O$  adalah sinar asli dan  $D$  arah sinar tersebut. Dalam kasus khusus komputasi DRR, sinar asli diperoleh dari data CT sinar-X asli ditempatkan di sumber sinar-X dan arah sinar ditentukan dari piksel citra di mana nilai keabu-

abuannya (*grayscale*) perlu dihitung. Vokselya dipertimbangkan sebagai geometri sederhana yang berpotongan dengan sinar tersebut <sup>[5,18]</sup>.



**Gambar II.10** Metode *ray casting* <sup>[5]</sup>



**Gambar II.11** Citra DRR dari TPS

## II.5. Verifikasi Geometri Dalam Radioterapi

Verifikasi radioterapi merupakan suatu proses untuk menilai akurasi radioterapi dengan membandingkan citra (atau data) portal radiasi dengan perencanaannya (sebagai citra acuan). Jika portal radiasi oleh sinar megavoltase, maka citra acuannya berupa simulasi film (kilovoltase) atau DRR.

Sebelum dilakukan penyinaran, pasien terlebih dahulu diverifikasi, akurasi pengaturan pasien diukur dan dikoreksi melalui mekanisme verifikasi lapangan radiasi dan berdasarkan anatomi (di pesawat radiasi) dengan perencanaan radiasi. Dalam verifikasi geometri radioterapi secara umum, ada dua metode yang digunakan, antara lain :

- Koreksi *online*, yakni verifikasi yang dilakukan segera sebelum terapi radiasi diberikan. Koreksi kesalahan juga segera sebelum terapi. Waktu verifikasi sebaiknya sesingkat mungkin (dalam beberapa menit) untuk mengurangi variasi pergerakan pasien, sehingga citra yang dihasilkan dapat mewakili posisi pasien yang sebenarnya. Koreksi *online* dapat mengoreksi *set-up error* secara harian (*systematic* dan *random error*).
- Koreksi *offline*, yakni verifikasi yang dilakukan setelah terapi radiasi diberikan. Koreksi kesalahan dilakukan pada terapi selanjutnya (*systematic error*). Tidak ada koreksi untuk *random error*.<sup>[3][21]</sup>

### **II.5.1 Kesalahan Set Up**

Kesalahan *set-up* merupakan ketidaksesuaian posisi pasien pada perencanaan dengan terapi sebenarnya. Penilaiannya dengan menghitung pergeseran citra acuan dengan citra target baik pada isosenter maupun batas lapangan radiasi. Informasi yang dihasilkan dapat berupa translasi dan rotasi pergeseran. Umumnya terdiri atas kesalahan sistematis dan kesalahan acak. Kesalahan sistematis terjadi pada tiap fraksi radiasi dengan pola yang sama,

biasanya sering dikaitkan dengan kesalahan pada waktu persiapan terapi radiasi.

Kemungkinan penyebabnya antara lain :

- Perubahan posisi dan bentuk tumor. Dapat terjadi karena regresi atau pertumbuhannya yang cepat, pengaruh dari organ sekitarnya seperti pengisian buli dan distensi rektum.
- Kesalahan pada waktu mengirim data citra dari TPS ke pesawat radioterapi, karena adanya ketidaksesuaian laser antara *computed tomography* (CT) dengan pesawat radiasi, indikator posisi longitudinal meja CT, resolusi citra, algoritma margin, posisi tepi lapangan radiasi dan *multileaf collimator* (MLC), lokasi isosenter, indikator *source to surface distance* (SSD), akurasi sudut *gantry* dan *collimator*. Kesalahan ini bersifat menetap dengan toleransi pergeseran  $\pm 2$  mm dan rotasi  $\pm 1^\circ$ . Kesalahan *set-up* pasien. Penyebabnya karena perubahan posisi pasien (misalnya, perubahan berat badan, rambut rontok).

Kesalahan acak terjadi pada tiap fraksi radiasi dengan pola yang bervariasi. Berkaitan dengan kesalahan saat pemberian radiasi. Kemungkinan penyebabnya antara lain :

- Kesalahan *set-up* pasien. Penyebabnya karena perubahan posisi pasien yang sukar diprediksi.
- Pergerakan anatomi internal target, misalnya pernapasan.

Kesalahan acak ini dipengaruhi oleh sistem imobilisasi, kepatuhan pasien dan protokol pelayanan. Dengan diterapkannya metode verifikasi *online*, kesalahan acak ini dapat dikontrol <sup>[1,19]</sup>.

## II.6. Registrasi Citra

Registrasi citra adalah proses transformasi beberapa kumpulan data ke dalam sebuah sistem koordinat. Registrasi citra merupakan proses penggabungan dua gambar atau lebih dengan kondisi yang sama pada waktu yang berbeda, dari sudut pandang yang berbeda, dan atau sensor (multimodalitas) yang berbeda. Registrasi citra secara geometri akan mensejajarkan dua buah citra. Adanya perbedaan antara beberapa citra dikarenakan perbedaan kondisi pencitraan.

Awalnya kegiatan registrasi citra dilakukan secara manual oleh seorang *expert*. Salah satu tugas seorang *expert* dalam kegiatan registrasi citra adalah menentukan titik koordinat yang berkorespondensi antara *reference image* dengan *sense image*. Setelah itu, registrasi *sense image* ke *reference image* dilakukan berdasarkan pasangan titik koordinat yang berkorespondensi tersebut. Namun kegiatan ini sangat membutuhkan keahlian dari *expert* untuk menentukan pasangan titik koordinat dan menghabiskan banyak waktu apabila citra-citra yang akan diregistrasi berukuran besar atau jumlahnya banyak. *Automatic Image Registration* merupakan prosedur otomatis yang membutuhkan sedikit atau tidak ada pengawasan dari *expert* untuk melakukan registrasi citra. Otomatisasi prosedur ini membutuhkan perubahan proses pencarian titik koordinat yang berkorespondensi dari manual menjadi otomatis. Jadi dengan adanya prosedur ini

maka keuntungan yang diharapkan adalah waktu registrasi yang dibutuhkan semakin sedikit, mengurangi human error yang mungkin terjadi serta meningkatkan presisi akurasi posisi pasien.

Dalam verifikasi geometri radioterapi, citra target dan citra acuan masing-masing memiliki dua komponen, yakni:

- 1) komponen anatomi,
- 2) portal radiasi.

Jika transformasi berdasarkan kesesuaian anatomi (tulang), maka perbedaan posisi portal radiasi pada kedua citra merupakan kesalahan *set-up*. Jika transformasi berdasarkan kesesuaian portal radiasi, maka perbedaan posisi anatomi (tulang) pada kedua citra merupakan kesalahan *set-up*. Transformasi yang terakhir ini dapat juga digunakan untuk menyesuaikan skala citra. Syarat kesesuaian tersebut adalah posisi anatomi ataupun portal radiasi harus akurat. Kualitas citra target yang rendah cukup menyulitkan dalam menentukan posisi anatomi.

Metode berdasarkan *landmark* menggunakan deskripsi geometris untuk menentukan transformasi citra target dengan citra acuan. Hasil transformasi yang akurat didapatkan bila titik *landmark* ditempatkan secara tepat baik pada struktur anatomi maupun *marker radiopaque*. Jumlah titik *landmark* acuan dapat tiga titik ataupun lebih sesuai keperluan. Kombinasi dengan algoritma untuk mendeteksi tepi obyek (*canny edge detector*, *sobel edge detector*) dapat meningkatkan kemampuan metode ini dalam verifikasi<sup>[11,12,14]</sup>.

## II.6.1 Mutual Information

*Mutual information* adalah salah satu konsep dalam teori informasi. Penggunaan *mutual information* dalam registrasi citra sendiri tidak hanya memenuhi kebutuhan pengguna akan otomatisasi tetapi juga memiliki kompleksitas waktu yang cepat. *Mutual information* (MI) mengukur jumlah informasi yang terkandung dalam suatu variabel acak (intensitas gambar dalam satu gambar) mengenai variabel acak lainnya (intensitas citra pada gambar lainnya). Keuntungan utama menggunakan MI adalah bahwa bentuk sebenarnya dari dependensi tidak harus ditentukan. Oleh karena itu, pemetaan yang kompleks antara dua gambar dapat dimodelkan. Fleksibilitas ini membuat *mutual information* cocok sebagai kriteria registrasi multi-modalitas. *Mutual information* mencapai maksimum jika, untuk intensitas yang diberikan dalam gambar A, ditemukan intensitas yang berbeda dalam gambar B. (Dengan kata lain, dua intensitas yang berbeda dalam gambar A tidak sesuai dengan intensitas pada gambar B.) Tidak ada pembatasan mengenai kombinasi intensitas. Keuntungan dari metode ini adalah tidak tergantung pada lokalisasi landmark tunggal. Tidak diperlukan interaksi pengguna. Hal ini dapat sepenuhnya otomatis dalam hal ini tidak membuat asumsi dari bentuk fungsional atau hubungan antara intensitas gambar dalam gambar yang akan diregistrasi.

Entropi merupakan salah satu pendukung utama dalam teori informasi. Dari entropi didapatkan dua pendukung utama lainnya, yaitu entropi relatif dan *mutual information*. Entropi adalah suatu pengukuran dari ketidakpastian atau keacakan dari variabel acak. Relatif entropi adalah suatu pengukuran jarak antar

dua probabilitas. Sedangkan *mutual information* adalah jumlah informasi yang terkandung dalam suatu variabel acak mengenai variabel acak lainnya<sup>[15,22,24]</sup>.

*Mutual information* didefinisikan sebagai entropi.

$$H(A) = - \int p_A(a) \log p_A(a) da \quad (\text{II.5})$$

menjadi entropi variabel acak  $A$ ,  $H(B)$  entropi variabel acak  $B$  dan

$$H(A,B) = - \int p_{AB}(a,b) \log p_{AB}(a,b) da db \quad (\text{II.6})$$

menjadi entropi gabungan  $A$  dan  $B$ . Jika  $A$  dan  $B$  independen, maka

$$p_{AB}(a,b) = p_A(a)p_B(b) \quad (\text{II.7})$$

dan

$$H(A,B) = H(A)+H(B). \quad (\text{II.8})$$

Namun, jika ada ketergantungan, maka

$$H(A,B) < H(A)+H(B). \quad (\text{II.9})$$

Perbedaan tersebut disebut *Mutual Information* :  $I(A,B)$

$$I(A,B) = H(A)+H(B)-H(A,B) \quad (\text{II.10})$$

## II.6.2 Rigid Transformations

*Rigid Transformation* didefinisikan sebagai transformasi geometris yang mempertahankan semua jarak dan hanya melibatkan titik-titik dalam deskripsi objek. Transformasi ini juga mempertahankan kelurusan garis (permukaan planar) dan semua sudut tidak nol antara garis lurus. Masalah registrasi yang dibatasi pada transformasi *rigid*, disebut registrasi *rigid*. Transformasi *rigid* sangat sederhana untuk menentukan, dan ada beberapa metode untuk melakukannya. Dalam setiap metode, ada dua komponen dasar yaitu translasi dan rotasi. Translasi adalah transformasi paling sederhana yang dapat diterapkan pada suatu objek grafis. Secara sederhana translasi adalah memindahkan objek grafis dari satu tempat ke tempat lain tanpa mengubah tampilan dan orientasi. Untuk menghasilkan translasi dari suatu objek grafis, kita menambahkan konstanta  $T_x$  pada koordinat  $x$  dan konstanta  $T_y$  pada koordinat  $Y$ , formula ini diterapkan pada semua titik pada objek yang akan ditranslasikan. Rotasi suatu image adalah memutar objek terhadap titik tertentu di bidang  $xy$ . Bentuk dan ukuran objek tidak berubah. Untuk melakukan rotasi perlu diketahui sudut rotasi  $\theta$  dan *pivot point*  $(X_p, Y_p)$  atau titik rotasi dimana objek dirotasi. Nilai positif dari sudut rotasi menentukan arah rotasi berlawanan dengan jarum jam dan sebaliknya nilai negatif akan memutar objek searah jarum jam. Ada banyak cara untuk menentukan komponen rotasi, di antaranya sudut Euler, parameter Cayley-Klein, *quaternions*, sumbu dan sudut, dan matriks ortogonal.

## II.7. Insight Segmentation And Registration Toolkit (ITK)

ITK merupakan singkatan dari *Insight Segmentation and Registration Toolkit* adalah librari *open-source* untuk pengolahan citra baik 2D maupun 3D khususnya untuk citra medis. ITK cukup bermanfaat untuk semua metode pengolahan citra khususnya untuk segmentasi dan registrasi. Selain itu, berbagai modul untuk *filtering* dan analisa secara numerik juga disediakan librari-librari ITK. Beberapa metode segmentasi *region base* yang disediakan ITK: *Connectedb Threshold, Otsu Segmentation, Neighborhood Connected, Connected Confidence* dan lainnya. Dalam penelitian yang dilakukan, digunakan librari segmentasi untuk pengolahan data citra medis. ITK diimplementasikan dalam bahasa pemrograman C++. ITK merupakan librari yang *cross-platform*. ITK menggunakan CMake untuk membangun dan mengatur proses konfigurasi. Walaupun diimplementasikan dengan bahasa C++ ITK dapat juga diinterpretasikan dengan bahasa pemrogramanlain seperti Tcl, Java, dan Python dengan menggunakan CableSwig. Hal ini memungkinkan pengembang untuk membuat perangkat lunak menggunakan berbagai bahasa pemrograman<sup>[15]</sup>.

## II.8. Qt

Qt (dibaca : kiut) dibuat pada tahun 1996 oleh perusahaan dari Swedia yang bernama Trolltech. Qt memiliki sifat lintas platform maka developer dapat membuat aplikasi yang berjalan pada platform Windows, Linux, dan Mac. Dengan Qt kode yang sama dapat dijalankan pada target platform yang berbeda. Qt dirancang untuk pengembangan aplikasi dengan C++. Oleh karenanya, Qt berisi sekumpulan kelas-kelas yang tinggal dimanfaatkan saja, mulai dari urusan

antarmuka (*user interface*), operasi input output, *networking*, *timer*, *template library*, dan lain-lain. Jika dibandingkan toolkit lain, Qt juga mudah untuk dipelajari dan dipersengkapi dengan dokumentasi dan tutorial yang ekstensif dan rinci.

Salah satu fitur pemrograman berorientasi objek adalah interface. Ketika kita menginginkan suatu objek wajib mempunyai suatu tingkah laku baik variabel yang tersedia (*property*) ataupun fungsinya. Kita dapat memanfaatkan *interface*. Pada bahasa C++, khususnya Qt, kita dapat mendeklarasikan suatu interface dengan memanfaatkan fitur virtual<sup>[16]</sup>.

## II.9. Visualization Toolkit (VTK)

**Visualization Toolkit** atau lebih dikenal dengan VTK adalah sebuah *library open-source* dan tidak berbayar yang digunakan untuk keperluan visualisasi 3D dimensi dengan pemrograman komputer grafis dan pengolahan citra (*image processing*). VTK dikembangkan oleh Kitware Inc. [<http://www.kitware.com/>]. Kitware Inc. menyediakan training dan dukungan berbayar yang ditujukan bagi para pengembang VTK yang ingin belajar dengan struktur yang lebih sistematis.

VTK terdiri atas *class-class* C++ dan beberapa lapisan untuk bahasa pemrograman Java, Python, serta Tcl/Tk. VTK mendukung berbagai macam algoritma visualisasi seperti: *scalar*, *vector*, *tensor*, *texture*, dan metode *volumetric*, serta modeling tingkat lanjut seperti: *implicit modeling*, *polygon*

*reduction, mesh smoothing, cutting, contouring, dan delaunay triangulation.* VTK bisa dijalankan pada platform sistem operasi Microsoft Windows XP, Linux, serta platform Unix lainnya. VTK digunakan secara luas oleh berbagai komunitas penelitian di seluruh dunia<sup>[17]</sup>.

## **II.10 SPSS**

SPSS adalah sebuah program komputer yang digunakan untuk membuat analisis statistika. SPSS dipublikasikan oleh SPSS Inc. SPSS (Statistical Package for the Social Sciences atau Paket Statistik untuk Ilmu Sosial) versi pertama dirilis pada tahun 1968, diciptakan oleh Norman Nie, seorang lulusan Fakultas Ilmu Politik dari Stanford University. Pada awalnya SPSS dibuat untuk keperluan pengolahan data statistik untuk ilmu-ilmu social. Sekarang kemampuan SPSS diperluas untuk melayani berbagai jenis pengguna (user), seperti untuk proses produksi di pabrik, riset ilmu sains dan lainnya. Dengan demikian, sekarang kepanjangan dari SPSS Statistical Product and Service Solutions. SPSS juga digunakan oleh peneliti pasar, peneliti kesehatan, perusahaan survei, pemerintah, peneliti pendidikan, organisasi pemasaran, dan sebagainya. Selain analisis statistika, manajemen data (seleksi kasus, penajaman file, pembuatan data turunan) dan dokumentasi data (kamus metadata ikut dimasukkan bersama data) juga merupakan fitur-fitur dari software dasar SPSS. SPSS dapat membaca berbagai jenis data atau memasukkan data secara langsung ke dalam SPSS Data Editor. Bagaimanapun struktur dari file data mentahnya, maka data dalam Data Editor SPSS harus dibentuk dalam bentuk baris (cases) dan kolom (variables). Case berisi informasi untuk satu unit analisis, sedangkan variable adalah informasi

yang dikumpulkan dari masing-masing kasus. Hasil-hasil analisis muncul dalam SPSS Output Navigator. Kebanyakan prosedur Base System menghasilkan pivot tables, dimana kita bisa memperbaiki tampilan dari keluaran yang diberikan oleh SPSS. Untuk memperbaiki output, maka kita dapat memperbaiki output sesuai dengan kebutuhan<sup>[29]</sup>.

## II.11 UJI CHI-KUADRAT

Teknik uji Chi-Kuadrat pertama kali diperkenalkan oleh Karl Pearson yang umum dikenal oleh banyak orang adalah pengujian terhadap keterkaitan antara dua buah variabel hasil perhitungan (*count data*), sehingga dasar pengujian yang digunakan adalah selisih nilai proporsi dari nilai observasi dengan nilai harapan. Ada pula yang mengasosiasikan uji chi-kuadrat sebagai pengujian untuk melihat hubungan antara dua variabel kualitatif (kategorik). Umumnya keterkaitan antara dua variabel kualitatif secara deskriptif ditampilkan dalam bentuk tabel kontingensi (*Cross Tabulation*) yang digunakan untuk menguji keselarasan, di mana pengujian dilakukan untuk memeriksa ketergantungan dan homogenitas. Pada kedua prosedur tersebut selalu meliputi perbandingan frekuensi yang teramati dengan frekuensi yang diharapkan bila hipotesis nol yang ditetapkan benar<sup>[30]</sup>.

$$\chi^2 = \left[ \frac{\sum(f_0 - f_e)^2}{f_e} \right] \quad (\text{II.11})$$

Dengan,

$\chi^2$ : Nilai chi-kuadrat

$f_e$ : Frekuensi yang diharapkan

$f_o$ : Frekuensi yang diperoleh/diamati

Dasar pengambilan keputusan yaitu berdasarkan perbandingan Chi-Square Hitung dengan Chi-Square Tabel. Chi-Square Hitung dilihat pada output SPSS sedang Chi-Square Tabel bisa dihitung pada tabel Chi-Square berdasarkan tingkat signifikansi ( $\alpha$ ) dan derajat kebebasan (db). Jika Chi-Square Hitung < Chi-Square Tabel, maka  $H_0$  diterima. Sedang jika Jika Chi-Square Hitung > Chi-Square Tabel, maka  $H_0$  ditolak. Disisi lain jika signifikansi Chi-Square Hitung > alpha, maka  $H_0$  diterima dan sebaliknya.