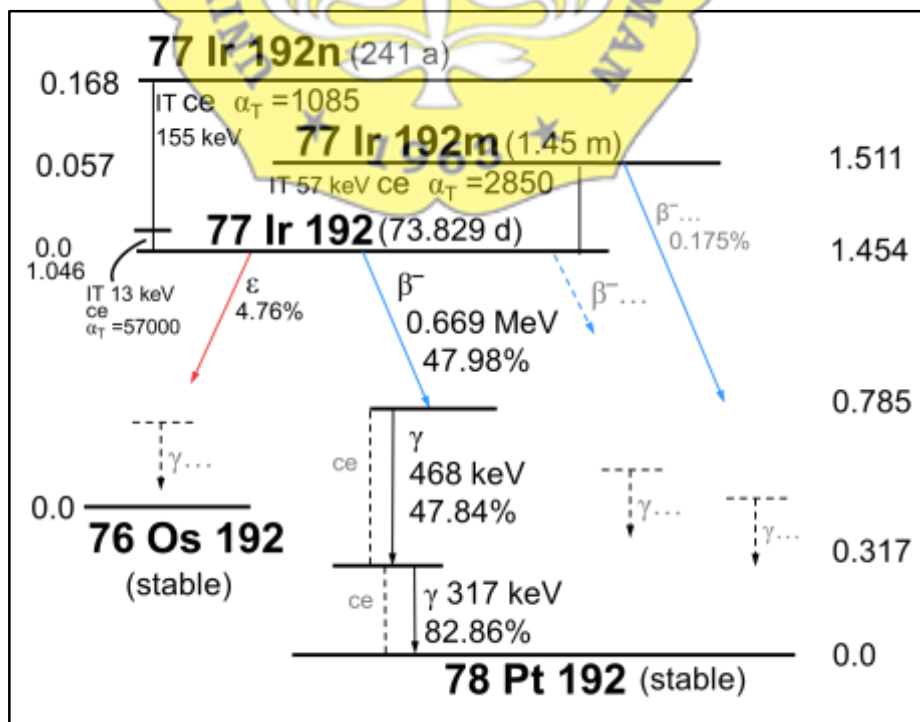


## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1. Sumber Radiasi Gamma Ir-192

Pusat Teknologi Radioisotop dan Radiofarmaka (PTRR) – BATAN telah membuat sumber radiasi terbungkus Ir-192 untuk *brachytherapy* kanker serviks. Radionuklida Ir-192 dibuat dari Ir-191 dengan reaksi penangkapan neutron ( $n,\gamma$ ) di reaktor nuklir sehingga dihasilkan radionuklida Ir-192. Radionuklida ini memiliki waktu paruh 73,83 hari. Pancaran radiasi yang dikeluarkan oleh Ir-192 adalah radiasi beta dan gamma (Subechi, 2015). Sumber yang dibuat dalam bentuk kabel fleksibel yang dapat dipotong pada panjang yang diinginkan. Ir-192 memiliki spektrum sinar gamma yang rumit dengan energi rata-rata 0,38 MeV. Energi yang dihasilkan ini tergolong cukup rendah, karena hal tersebut sumber ini membutuhkan lebih sedikit pelindung atau *shielding* (Khan, 2014). Skema peluruhan Ir-192 dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Skema peluruhan Ir-192

## 2.2. Interaksi Radiasi Gamma dengan Materi

Sinar gamma merupakan radiasi elektromagnetik yang memiliki panjang gelombang pendek. Hal ini menyebabkan energi dan daya tembus dari sinar gamma lebih tinggi. Sebagai berkas radiasi, sinar gamma yang melewati materi akan mengalami tiga kemungkinan peristiwa, yaitu:

1. Dapat menembus bagian dari materi tanpa berinteraksi.
2. Dapat berinteraksi dengan materi dan benar-benar diserap energinya.
3. Dapat berinteraksi dan tersebar atau dibelokkan dari arah aslinya.

Dalam medium, foton gamma mengalami tiga jenis interaksi yaitu efek fotolistrik, hamburan Compton, dan produksi pasangan. Ketiga proses ini melepaskan elektron yang dapat mengionisasi atom dalam suatu bahan (Khan, 2014).

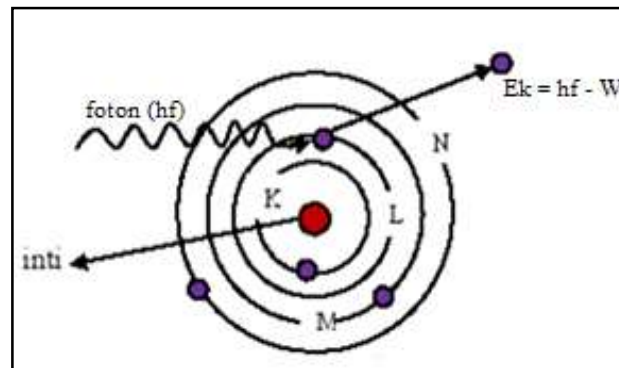
### 2.2.1. Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik adalah peristiwa yang terjadi apabila suatu gelombang elektromagnetik (foton) menumbuk elektron yang terikat kuat oleh suatu atom yang menyebabkan diserapnya seluruh energi foton. Jika energi foton yang diberikan lebih besar dari energi ikat elektron, maka elektron tersebut dapat terlepas dari atom (terjadi antara 0,01 MeV sampai 0,5 MeV) dan menghasilkan ion. Efek fotolistrik umumnya terjadi pada materi yang memiliki nomor atom besar.

Elektron yang terlepas dinamakan fotoelektron yang besar energi geraknya adalah selisih antara energi ionisasi elektron orbital dan energi radiasi gamma. Energi foton yang terlepas pada efek fotolistrik sebagian besar berbentuk energi kinetik elektron dan sebagian lagi digunakan untuk melawan energi ikat elektron ( $W_0$ ). Besarnya energi kinetik fotoelektron ( $K$ ) adalah:

$$K = hf - W_0 \quad (2.1)$$

$hf$  merupakan energi foton datang pada medium dimana  $h$  adalah tetapan Planck ( $6,63 \times 10^{-34}$  J.s) dan  $f$  adalah frekuensi radiasi.  $W_0$  merupakan fungsi kerja atom dalam medium penyebarannya (Khan, 2014).



**Gambar 2.2** Peristiwa efek fotolistrik (Susetyo, 1988)

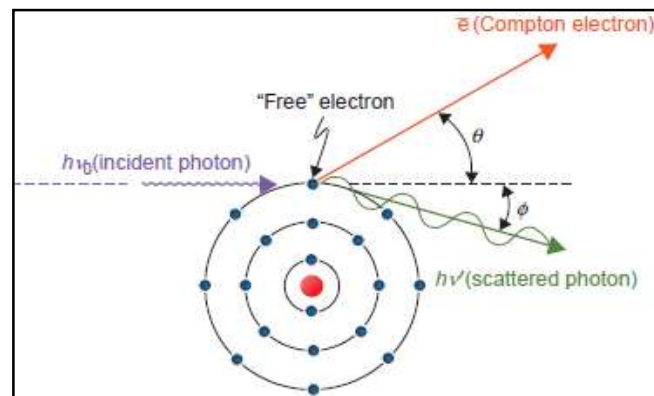
### 2.2.2. Hamburan Compton

Hamburan Compton merupakan suatu peristiwa di mana apabila suatu gelombang elektromagnetik (foton) ditembakkan ke suatu atom yang menyebabkan terserapnya sebagian energi foton oleh elektron pada atom, foton yang tidak diserap akan dihamburkan. Foton yang dihamburkan ini akan terus berinteraksi dengan elektron lain sampai energi yang dimilikinya habis. Hamburan Compton sering terjadi pada foton yang mempunyai energi sedang ( $>0,5$  MeV).

Hamburan Compton merupakan suatu tumbukan lenting sempurna antara sebuah foton dan sebuah elektron bebas (tenaga ikat elektron lebih kecil dari energi foton datang). Elektron yang tidak terikat dengan kuat oleh inti akibatnya elektron terluar dari atom dan foton dihamburkan dengan sudut  $\theta$ .

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{mc} (1 - \cos \theta) \quad (2.2)$$

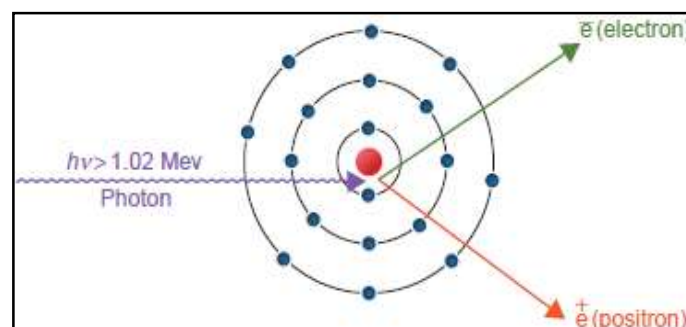
$h$  adalah tetapan Planck ( $6,63 \times 10^{-34}$  J.s),  $m$  adalah massa elektron yang terpenyal (kg),  $c$  adalah kecepatan cahaya (m/s),  $\theta$  adalah sudut penyimpangan foton terhadap arah mula-mula dan  $\lambda$  adalah panjang gelombang foton sebelum tumbukan (m),  $\lambda'$  merupakan panjang gelombang foton setelah tumbukan (m). Kuantitas  $\frac{h}{mc}$  biasanya disebut panjang gelombang Compton. Perubahan panjang gelombang ini bergantung hanya pada sudut hamburan  $\theta$  dan tidak bergantung pada energi foton datang (Khan, 2014).



**Gambar 2.3** Peristiwa hamburan Compton (Khan, 2014)

### 2.2.3. Produksi Pasangan

Proses lain yang dapat terjadi apabila foton menumbuk atom adalah produksi pasangan, di mana seluruh energi foton hilang dan dalam proses ini dua partikel terciptakan yakni sebuah elektron dan sebuah positron. (Positron adalah sebuah partikel yang massanya sama dengan massa elektron, tetapi memiliki muatan positif) (Krane, 2014). Massa diam suatu elektron ekuivalen dengan energi 0,51 MeV, maka produksi pasangan hanya dapat terjadi pada energi foton lebih dari 1,02 MeV. Dari hasil interaksi, elektron akan berinteraksi dengan atom yang ada disekitarnya dan menyebabkan ionisasi, sedangkan positron akan mencari elektron bebas dan kedua partikel ini akan menghilang dan menghasilkan elektron.

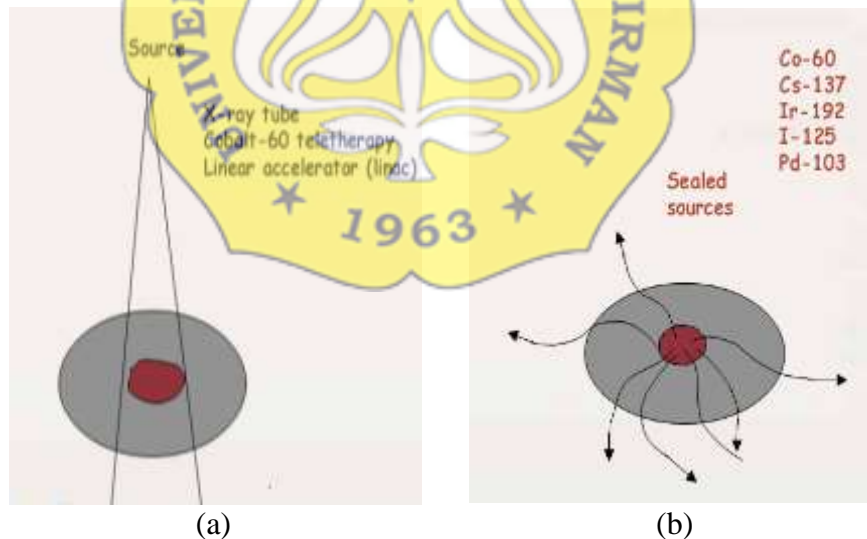


**Gambar 2.4** Peristiwa produksi pasangan (Khan, 2014)

### 2.3. Brachytherapy

*Brachytherapy* adalah pengobatan radiasi dengan cara mendekatkan sumber radiasi ke tumor primer. Dengan teknik ini ditempatkan suatu sumber radiasi ke dalam tumor. Penempatan sumber radiasi ini umumnya tidak bersifat permanen, dimana bila dosis radiasi yang direncanakan telah tercapai maka sumber radiasi ini diangkat kembali.

*Kelebihan brachytherapy adalah tumor akan mendapat dosis yang besar dengan menjaga jaringan sehat dari dosis yang berlebihan. Kekurangannya adalah letak tumor harus dapat dijangkau dan tidak dapat digunakan sebagai terapi tunggal pada tumor dengan risiko adanya keterlibatan kelenjar getah bening. Di samping itu diperlukan suatu ketrampilan khusus dan perencanaan terapi yang baik. Teknik brachytherapy dapat diberikan sebagai pengobatan primer dengan brachytherapy saja, atau sebagai booster setelah radiasi ekterna dan intra sebagai radiasi pasca operasi (Andrijono, 2012).*



**Gambar 2.5** Penyebaran radiasi (a) ekterna dan (b) *brachytherapy* (Podgorsak, 2012)

Penggunaan aktivitas sumber radiasi untuk terapi *brachytherapy* menurut *International Commission on Radiation Unit Measurement (ICRU)* terbagi menjadi 3 jenis berdasarkan aktivitasnya yaitu: *Low Dose Rate (LDR)* dengan aktivitas 0,4

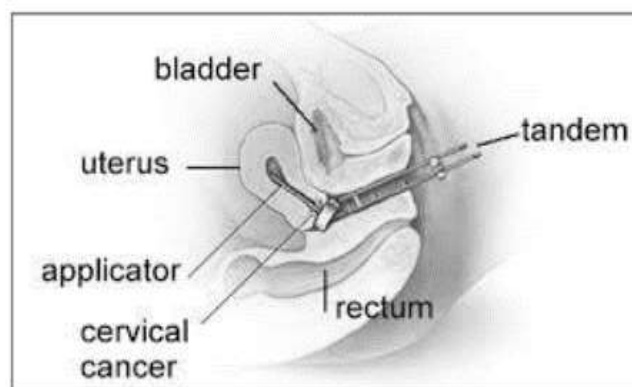


- 2 Gy/h, *Medium Dose Rate* (MDR) dengan aktivitas 2 - 12 Gy/h, *High Dose Rate* (LDR) dengan aktivitas >12 Gy/h. Untuk mudahnya biasa dinyatakan: LDR 10 Gy/d, MDR 10 Gy/h, HDR 10 Gy/min. Berikut ini disajikan karakteristik radioaktif yang bisa digunakan untuk *brachytherapy* (Meregalli, 2013).

**Tabel 2.1** Karakteristik radioaktif yang dapat digunakan untuk *brachytherapy*

Radioaktif	Waktu Paruh	Energi (keV)	Bentuk Fisik
Cesium (Cs) – 137	30 tahun	662	Tabung, Jarum
Emas (Au) – 198	2,7 tahun	412	Benih
Iodium (I) – 125	60 hari	27-35	Benih
Palladium (P) – 103	17 hari	20-23	Benih
Iridium (Ir) – 192	74 hari	136-1060	Kawat, Benih, Kateter
Radium (R) – 226	1620 tahun	47-2440	Tabung, jarum

Hampir seluruh sumber *brachytherapy* mengemisikan foton. Jenis *brachytherapy* yang sering digunakan untuk terapi kanker serviks yaitu *brachytherapy intracavitari* (Setiawan, 2010). *Brachytherapy intracavitari* merupakan metode *brachytherapy* dengan memasukan sumber radioaktif tertutup pada suatu jaringan/rongga dimana sel kanker berada. Dahulu pemasangan sumber radioaktif dilaksanakan secara manual, sehingga operator akan terpapar radiasi. Kini telah dikembangkan sistem *afterloading*, dimana sumber radiasi tidak ditempatkan secara langsung pada pasien tetapi ditempatkan dalam sebuah aplikator yang terbuat dari bahan khusus yang tidak akan mempengaruhi laju dosis radiasi. Zat radioaktif tersebut baru akan ditempatkan kedalam aplikator setelah aplikator diletakan tepat dilokasi tumor (Meregalli, 2013).



**Gambar 2.6** Penempatan aplikator *brachytherapy intracavitary* (Tewari, 2008)

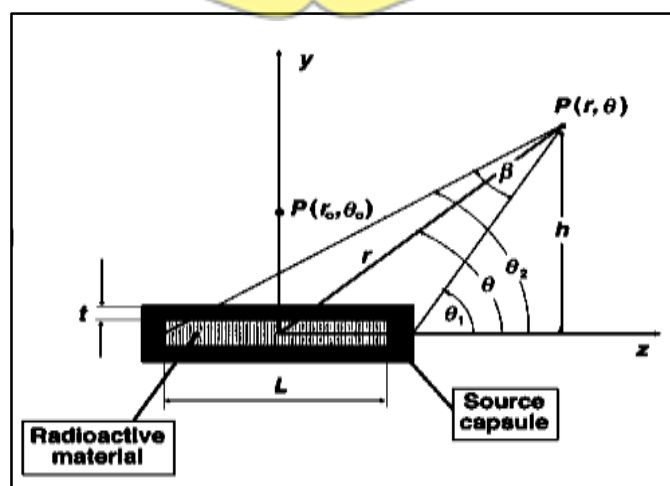
## 2.4. Fungsi Dosis Radial

Dosis radial pada penggunaan sumber *brachytherapy* Ir-192 dapat diketahui melalui nilai fungsi dosis radialnya. Nilai fungsi dosis radial merupakan dosis berdasarkan hamburan dan serapan sinar gamma dalam medium (jaringan lunak tubuh manusia) sepanjang sumbu yang tegak lurus sumber radiasi untuk semua titik-titik dengan sudut polar  $\theta_0 = 90^\circ$ . Jarak 1 cm dari sumber adalah nilai  $r$  referensi sebagai tempat dimana nilai dosis optimum berada. Fungsi dosis radial ini dapat ditentukan dengan persamaan:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G(r, \theta_0)} \quad (2.3)$$

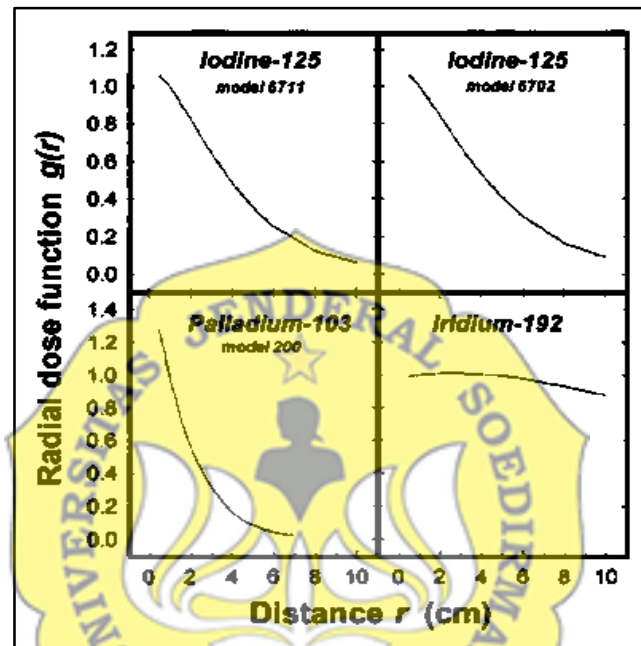
dimana  $\dot{D}(r, \theta_0)$  = laju dosis pada jarak  $r$  (cm) dan  $\theta_0 = 90^\circ$ ,  $\dot{D}(r_0, \theta_0)$  = laju dosis pada jarak  $r_0 = 1$  cm dan  $\theta_0 = 90^\circ$ ,  $G(r, \theta_0)$  = faktor geometri pada jarak  $r$  (cm) dan  $\theta_0 = 90^\circ$ , dan  $G(r_0, \theta_0)$  = faktor geometri pada jarak  $r_0 = 1$  cm dan  $\theta_0 = 90^\circ$  (Rivard, 2004)

Protokol dosimetri sumber *brachytherapy*, selain bergantung pada spektrum foton dan medium yang digunakan, juga tergantung pada konstruksi dan geometri sumber radioaktifnya (Purwaningsih, 2013). Untuk Lebih jelasnya, posisi suatu titik terhadap sumber radiasi pada  $(r, \theta)$  ditunjukkan pada **Gambar 2.7**.



**Gambar 2.7** Geometri sumber radiasi dalam perhitungan dosis (Rivard, 2004)

Dari **Gambar 2.7**, posisi titik P ( $r_0, \theta_0$ ) adalah posisi titik P pada jarak  $r_0 = 1$  cm dari tengah sumber aktif dan  $\theta_0 = 90^\circ$  (pada sumbu Y), sedangkan posisi titik P( $r, \theta$ ) adalah posisi titik P pada jarak  $r$  (cm) dari tengah sumber aktif dan  $\theta = 90^\circ$  (sepanjang sumbu Y). Berikut ini dapat dilihat karakteristik grafik nilai fungsi dosis radial terhadap jarak dari beberapa sumber radioaktif untuk *brachytherapy*.



**Gambar 2.8** Grafik fungsi dosis radial dari beberapa sumber *brachytherapy*

### 2.5. Phantom

*Brachytherapy* kanker serviks dilakukan dengan mendekati sumber radiasi dengan daerah kanker. Ketika melakukan pemberian dosis tinggi pada sel kanker, jaringan normal disekitar organ juga mendapatkan dosis penyinaran. Sehingga diperlukan evaluasi besarnya dosis yang diterima oleh jaringan sehat disekitar daerah kanker (Nan, 2010).

Dalam prespektif dosimetri radiasi, keberadaan medium tidak homogen seperti paru-paru, tulang, dan jaringan lunak harus diperhitungkan mengingat pada awalnya dosimetri dilakukan dengan medium homogen (air). Ruang distribusi dosis pada tubuh manusia bergantung pada ukuran dan karakteristik susunan pada setiap organ. Hal tersebut tidak dapat diukur secara langsung. Menurut *International*



*Commission of Radiological Protection* (ICRP), distribusi dosis yang diterima organ dapat dihitung menggunakan *phantom* komputasi. *phantom* komputasi ini merupakan model tubuh manusia secara 3-D untuk mengetahui distribusi dosis pada setiap organ (ICRP, 1991).

Salah satu model *phantom* komputasi yaitu seri *Oak Ridge National Laboratory* (ORNL) telah digunakan secara luas dengan kode transpor radiasi untuk memperkirakan dosis organ yang dihasilkan dari pemeriksaan radiologi diagnostik, untuk perencanaan pengobatan radioterapi dan perhitungan radiasi jumlah perlindungan dan paparan radiasi lingkungan (Kristic, 2011). *Phantom* model komputasi tubuh manusia selanjutnya adalah *Medical Internal Radiation Dose* (MIRD) yang merupakan perkembangan dari ORNL. Pada MIRD ini mendefinisikan model *phantom* komputasi berdasarkan ukuran dan komposisi organ *Caucasian* (bangsa Eropa) dimana memiliki ciri ciri ukuran tubuh yang lebih besar dibandingkan dengan bangsa Asia. Karena perbedaan tersebut terdapat *Phantom* model komputasi berdasarkan ukuran dan komposisi organ bangsa Asia yang dinamakan *Taiwanese Reference Phantom*, dimana model *phantom* tersebut dibagi menjadi dua yaitu *Taiwanese Reference Man* (TRM) yang memodelkan *phantom* laki-laki dan *Taiwanese Reference Woman* (TRW) yang memodelkan *phantom* Perempuan. Pada *phantom* TRM dan TRW menunjukkan adanya perbedaan massa organ sebesar 20% dengan MIRD (Chang, 2016)

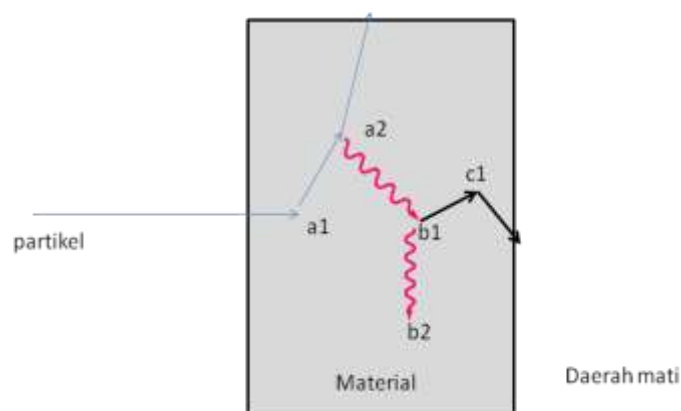
## **2.6. Organ at Risk (OAR)**

Sebelum sumber radiasi Ir-192 digunakan untuk *brachytheraapy*, maka harus ditentukan distribusi dosis serap pada medium (jaringan lunak tubuh manusia) yang terkena radiasi untuk memastikan bahwa aktivitas sumber, jumlah sumber, dan umur sumber sesuai dengan yang diperlukan atau lebih memenuhi persyaratan dalam pengobatan (Purwaningsih, 2013). *Organ at Risk* (OAR) merupakan struktur normal dari suatu organ yang lokasinya dekat dengan target volume terapi radiasi yang mendapatkan paparan dosis dari terapi radiasi yang dilakukan. Pada *brachytherapy* yang dilakukan untuk pasien kanker serviks terdapat dua OAR yang menjadi tinjauan khusus sebelum dilakukan terapi, yaitu *bladder* (kandung kemih)

dan *rectum* (saluran anus) karena letaknya dekat dengan letak kanker serviks yang terdapat di dalam leher rahim. Standar dosis yang didapat oleh *bladder* dan *rectum* tidak diperkenankan melebihi 80% dan 60% dari total dosis yang diberikan. Akibatnya kedua organ tersebut harus dijaga agar mendapatkan dosis dibawah toleransi yang ditetapkan, yaitu kurang dari 60 Gy untuk *bladder* dan kurang dari 50 Gy untuk *rectum* (ICRU, 1985).

## 2.7. Monte Carlo *N-Particle* (MCNP)

Metode Monte Carlo *N-Particle* (MCNP) merupakan suatu kode simulasi komputer transport partikel dengan teknik stokastik yang prinsipnya berdasarkan pada penggunaan bilangan random dan kebolehjadian statistik (seperti interaksi antara partikel nuklir dengan materi) dan sangat berguna untuk masalah kompleks yang tidak dapat dimodelkan dengan kode komputer yang menggunakan metode deterministik. Metode Monte Carlo memanfaatkan probabilitas distribusi sampel secara acak menggunakan data transport untuk menggambarkan perjalanan partikel (X-5 Monte Carlo Team, 2003). Metode Monte Carlo mengikuti kejadian partikel yang sebenarnya dari partikel hidup ketika dilepaskan dari sumbernya sampai partikel mati dan mensimulasikan partikel secara individual. Metode ini mencatat suatu aspek yang disebut *tally* atau cacah dari perilaku partikel tersebut, sebagaimana ditunjukkan pada gambar berikut:



**Gambar 2.9** Simulasi partikel dalam MCNP (Rasito, 2013)

Salah satu program dari kode transport radiasi *Monte Carlo N-Particle* adalah *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX) 2.6.0. MCNPX merupakan salah satu versi MCNP yang dirancang untuk melacak hampir semua jenis partikel pada hampir semua rentang energi. Program MCNPX dapat diinstruksikan untuk membuat berbagai perhitungan besaran fisis (*tally*) yang berkaitan dengan arus partikel, fluks partikel, dan deposisi energi. Terdapat berbagai jenis *tally* pada MCNPX, diantaranya *tally* F6 yang digunakan untuk menghitung energi yang diserap oleh medium dengan satuan MeV/g, *tally* F4 untuk menghitung fluks rata-rata setiap organ dengan satuan partikel/m<sup>2</sup> dan jenis *tally* lainnya yang memiliki fungsi yang berbeda. *Tally* yang dipilih diberi penanda partikel seperti :n untuk neutron, :p untuk proton dan :e untuk elektron (Pelowitz, 2008).

Pembuatan file input MCNPX memerlukan deskripsi geometri, perhitungan, sumber, dan parameter optimasi lainnya. File input terdiri dari tiga bagian utama, yaitu: *cell cards*, *surface cards* dan *data card*. *Visual Editor* (Vised) dikembangkan untuk mempermudah pengguna dalam menampilkan geometri dan pembuatan file input MCNPX (Schwarz, 2008). MCNPX Melakukan simulasi berdasarkan file input dari pengguna yang ditulis menggunakan format input MCNP. File input mendiskripsikan geometri, spesifikasi material, sumber dan memberi definisi hasil perhitungan yang diinginkan. Geometri dibangun oleh penjelasan sel (*cells*) yang dibatasi lebih dari satu jenis permukaan (*surface*). Sel dapat diisi dengan material atau didefinisikan sebagai ruang kosong (*void*).