

## BAB 2 TEORI DASAR

### 2.1 Dosis Serap Dalam Materi Biologi <sup>5,6</sup>

Dosis serap merupakan jumlah energi yang diberikan oleh ionisasi radiasi langsung maupun tidak langsung. Dosis serap dalam hubungannya dengan jumlah energi yang diberikan diartikan sebagai energi rata-rata  $\bar{E}$  yang diterima suatu bahan dengan massa  $m$  dalam volume  $V$  disebabkan oleh ionisasi radiasi tertentu yang dinyatakan sebagai :

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (2.1)$$

Energi yang diterima  $\bar{E}$  adalah selisih energi yang masuk ke elemen volume sampel dengan energi yang keluar dari volume, serta memperkirakan banyaknya energi yang berubah dalam volume tersebut. Satuan dari dosis serap adalah Joule per Kilogram (J/Kg) atau disebut dengan Gray (Gy).

#### 2.1.1 Dosis serap pada jaringan

Dosis serap dapat ditentukan melalui pengukuran dengan menggunakan fantom air, sehingga untuk mengetahui dosis serap dalam jaringan maka dapat diubah dengan cara mengalikan dengan faktor  $(\bar{\mu}_{ab} / \rho)_{air}^{jaringan}$ , yaitu :

$$D_{Jaringan} = D_{air} \cdot (\bar{\mu}_{ab} / \rho)_{air}^{jaringan} \quad (2.2)$$

$(\bar{\mu}_{ab} / \rho)_{air}^{jaringan}$  merupakan rasio yang dihasilkan dengan merata-ratakan koefisien absorpsi massa energi pada jaringan terhadap air.

#### 2.1.2 Dosis serap pada tulang

Dosis serap pada tulang yang keras (adanya mineral) dapat diperkirakan secara langsung dengan memanipulasi persamaan (2.2) dengan  $(\bar{\mu}_{ab} / \rho)_{air}^{tulang}$ . Jika jejak elektron cukup panjang dibandingkan tebal tulang maka digunakan persamaan

$$D_{tulang} = D_{air} \cdot (\bar{\mu}_{ab} / \rho)_{air}^{jaringan} \cdot S_{jaringan}^{tulang} \quad (2.3)$$

Dengan  $S_{\text{jaringan}}^{\text{tulang}}$  merupakan rasio daya henti rata-rata tulang terhadap jaringan. Nilai  $(\bar{\mu}_{ab} / \rho)_{\text{air}}^{\text{tulang}}$  merupakan rasio yang dihasilkan dengan merata-ratakan koefisien absorpsi massa energi pada tulang terhadap jaringan.

### 2.1.3 Dosis serap pada rongga udara

Dalam penelitian sebelumnya (Epp et.al, serta Nilson dan Schnell) telah menunjukkan secara eksperimen bahwa ada pengurangan dosis pada rongga udara fantom yang diradiasi dengan berkas Cobalt dan Linac. Efek ini analog untuk menghasilkan dosis *buildup* yang terjadi pada permukaan dari tubuh yang disinari. Pengurangan pada dosis bergantung pada dimensi rongga, ukuran lapangan, dan kedalaman rongga. Untuk rongga udara bertemu pada *actual clinical practice*, seperti laring, efeknya tidak besar dan Epp memperkirakan 10% atau lebih. Alasan untuk perilaku ini sangat kompleks dan tidak dipahami dengan baik, pastinya ada hubungan pada bentuk rongga secara individu.

### 2.1.4 Dosis serap pada paru-paru

Jaringan paru-paru memiliki nomor atom efektif yang sama dengan jaringan yang mengelilinginya namun densitasnya sangat berbeda. Sehingga menurut teorema Fano, dosis serapnya hanya tergantung pada pancaran foton yang terjadi di sekitar *interface* jaringan dan paru-paru.

## 2.2 Penentuan Dosis Serap Dalam Air<sup>7</sup>

### 2.2.1 Kondisi acuan dan faktor kalibrasi

Faktor kalibrasi untuk sebuah bilik ionisasi merupakan rasio nilai yang benar dari kuantitas yang diukur untuk mengindikasikan nilai dibawah kondisi acuan. Kondisi acuan digambarkan oleh sebuah set dari pengaruh kuantitas untuk faktor kalibrasi yang benar tanpa faktor koreksi lebih lanjut. Pengaruh kuantitas didefinisikan sebagai kuantitas yang tidak menjadi subjek dari pengukuran tetapi masih mempengaruhi kuantitas dibawah pengukuran. Bagaimanapun beberapa pengaruh kuantitas seperti temperatur, tekanan, kelembaban, laju dosis, dan efek polaritas biasanya harus dikoreksi untuk menghasilkan pengaruh yang sesuai untuk kondisi acuan.

Sebagai sebuah rekomendasi umum, ketika menggunakan pemercepat terapi dan unit sinar-X, sangat direkomendasikan pada sebuah pemantauan sistem

dosimetri tambahan yang digunakan selama prosedur eksperimental untuk menghitung dari fluktuasi pada keluaran radiasi.

Efek pemanasan, sebelum pengukuran dilakukan dengan sebuah sistem bilik ionisasi, cukup waktu yang seharusnya diperbolehkan untuk bilik sampai mencapai kesetimbangan termal dan untuk pemanasan sistem pengukuran.

Kebocoran arus, kebocoran arus harus diukur dan harusnya tidak berarti dibandingkan dengan arus yang dihasilkan untuk pengukuran yang sebenarnya. Kebocoran arus harus diobservasi, pada kebocoran mungkin lebih besar selama sebuah penyinaran dari pada kebocoran tanpa penyinaran.

Efek polaritas, dari efek ini bilik harus dicek, terutama untuk bilik ionisasi *plane parallel*. Efek ini mungkin lebih besar untuk elektron energi rendah. Nilai rata-rata arus (atau muatan) yang diukur pada kedua polaritas dari tegangan bilik benar-benar dipertimbangkan menjadi pendekatan terbaik dari arus ionisasi yang sebenarnya. Bagaimanapun dalam praktiknya, hanya satu polaritas yang umumnya digunakan.

Temperatur dan tekanan udara, karena detektor ionisasi terbuka terhadap lingkungan di sekitarnya maka massa udara di dalam volume rongga detektor ionisasi selama pengukuran, mungkin berbeda dari kondisi saat detektor dikalibrasi sehingga perlu dilakukan koreksi bacaan dosimeter menggunakan persamaan berikut :

$$P_{tp} = \frac{P_o (273,15 + T)}{P (273,15 + T_o)} \quad (2.4)$$

Dengan P dan T adalah tekanan dan temperatur udara pada saat pengukuran sedangkan P<sub>0</sub> dan T<sub>0</sub> adalah nilai acuan (101,3 kPa dan 20 °C).

Kelembaban, jika faktor kalibrasi dihubungkan dengan sebuah 50% kelembaban relatif, lalu dalam rentang 20% sampai 70% tidak dibutuhkan koreksi kelembaban untuk rentang temperatur diantara 15 °C dan 25 °C. Jika dalam kasus lain, faktor kalibrasi dihubungkan untuk udara kering dan pengukuran diambil diantara 20% dan 70% kelembaban relatif dan dalam rentang temperatur dari 15 °C sampai 25 °C, sebuah faktor koreksi kh = 0,997 cukup memadai untuk radiasi gamma <sup>60</sup>Co.

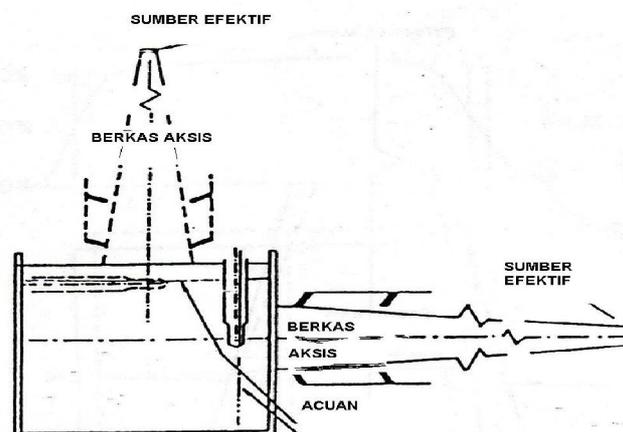
Rekombinasi, ketidaklengkapan efisiensi dalam mengumpulkan muatan dalam volume ruang sampai batas rekombinasi ion diperlukan faktor koreksi. Efek ini tergantung pada geometri bilik, penggunaan pengumpul tegangan, dan laju produksi muatan oleh radiasi. Untuk radiasi yang kontinu (berkas sinar gamma) efek ini biasanya sangat kecil sekali. Untuk menentukan rekombinasi ion maka dilakukan pengukuran menggunakan 2 buah tegangan. Pengukuran dilakukan dengan memberikan tegangan kerja detektor yang berbeda  $V_1$  (tegangan normal) dan  $V_2$  dengan kondisi penyinaran yang sama. Pengaturan  $V_1$  dengan bacaan  $M_1$  dan  $V_2$  dengan bacaan  $M_2$  sedemikian rupa sehingga  $V_1/V_2$  sekurang-kurangnya sama dengan tiga. Faktor koreksi rekombinasi  $P_s$

$$P_s = a_0 + a_1 \frac{M_1}{M_2} + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (2.5)$$

dimana konstanta  $a_0, a_1, a_2$  terdapat pada TRS 277 dalam Tabel VIII dan IX.

### 2.2.2 Penentuan dosis serap dibawah kondisi acuan.

*Set up* geometri penyinaran dari kondisi acuan ditunjukkan gambar 2.1 dan Tabel 2.1. Fantom plastik biasanya digunakan untuk berkas elektron dengan  $\bar{E} \leq 5$  MeV dan juga untuk sinar-X energi rendah. Sebuah fantom air merupakan pilihan terbaik untuk kualitas, walaupun untuk elektron dengan energi dibawah 10 MeV, plastik mungkin digunakan. Sebuah bilik ionisasi disinari tanpa sebuah *build up cap* dalam fantom air. Untuk melindungi bilik digunakan sebuah pipa tipis PMMA (tebal dinding sekitar 0,5 mm).



Gambar 2.1 : Ilustrasi *Set Up* Penyinaran untuk Penentuan Dosis Serap Dibawah Kondisi Acuan

Tabel 2.1 : Tabel Kondisi Acuan dari Geometri Penyinaran untuk Pengukuran Dosis Serap Menggunakan Sebuah Bilik Ionisasi dalam Sebuah Fantom

Berkas Radiasi	Kualitas Berkas	Kedalaman Acuan Dalam (cm).	Titik Efektif Pengukuran Dan Bilik Ionisasi	SSD	Ukuran Lapangan (cm x cm)
Sinar X-Energi Rendah	0.03mm Al <Hvl ≤2mm Al	Perbaikan	Permukaan depan dari bilik Ionisasi plane paralel	Jarak perlakuan yang biasa dilakukan	3x3 atau Ø 3cm
Sinar X Energi Medan	2mm Al <Hvl ≤3mm Cu	5	Pusat Dari Bilik Ionisasi Silindris	"	10 X 10
Sinar Gamma		5	0.35rh	"	10 X 10
Sinar Gamma		5	0.5h	"	10 X 10
Sinar X Energi Tinggi	Tpr 20 10 ≤ 0.70 Tpr 20 10 ≤ 0.70	5 10	0.75rh 0.75rh	" "	10 X 10 10 X 10
Elektron	Eo/Mev < 5 5 ≤ Eo/Mev < 10 10 ≤ Eo/Mev < 20 20 ≤ Eo/Mev < 50	R100 R100 Or 1d R100 Or 2d R100 Or 3d	0.5h 0.5h 0.5h 0.5h	" " " "	10 X 10 10 X 10 10 X 10 15 X 15

Apabila sistem dosimeter dan detektor hanya memiliki faktor kalibrasi KERMA udara (  $N_k$  ), maka nilai  $N_D$  dihitung dengan perumusan berikut:

$$N_D = N_k \cdot (1 - g) \cdot K_{att} \cdot K_m \quad (2.6)$$

dengan :

$N_k$  : Faktor kalibrasi KERMA udara (Gy/nC)

$K_{att}$  : Faktor koreksi attenuasi (absorpsi dan hamburan) dinding bilik pengion

$K_m$  : Faktor koreksi material untuk dinding dan *buildup cap* detektor.

Nilai  $K_{att}$  dan  $K_m$  untuk beberapa bilik ionisasi dapat dilihat pada TRS 277 dalam Tabel XVIII.

$g$  : Fraksi energi dari partikel bermuatan sekunder pada kehilangan *bremsstrahlung*. Besarnya 0,003.

Jika faktor kalibrasi detektor dari sertifikat kalibrasi adalah dalam nilai faktor kalibrasi paparan  $N_x$ , maka untuk mendapatkan faktor kalibrasi dalam udara  $N_k$  dengan satuan Gy/nC digunakan persamaan berikut :

$$N_k = N_x \left( \frac{W}{e} \right) \left( \frac{1}{(1 - g)} \right) \quad (2.7)$$

dengan :

W/e : 33,83 J/C

Untuk foton energi tinggi dosis serap dalam air pada titik efektif pengukuran.

$$D_{air}(P_{eff}) = M_u \cdot N_D \cdot (S_{air,udara})_u \cdot (P_{air})_u \quad (2.8)$$

$D_{air}(P_{eff})$  : Dosis serap di air pada titik efektif pengukuran (Gy)  
(Titik efektif pengukuran adalah titik yang memperhitungkan adanya gradien fluen dalam rongga detektor yang besarnya 0,75 x jari-jari detektor untuk berkas radiasi foton energi tinggi)

$M_u$  : Bacaan dosimeter terkoreksi rekombinasi ion, tekanan udara dan Temperatur (nC)

Adapun formulasi untuk nilai  $M_u$

$$M_u = M_o \cdot P_{tp} \cdot K_h \cdot P_s \quad (2.9)$$

dengan:

$M_o$  : Nilai bacaan sebelum terkoreksi (nC)

$K_h$  : Nilai faktor koreksi kelembaban

$P_s$  : Faktor koreksi rekombinasi

$N_D$  : Faktor kalibrasi dosis serap udara (Gy/nC)

$(S_{air,udara})_u$  : Rasio daya henti masa air relatif terhadap udara, parameter ini untuk menspesifikasi kualitas berkas yakni TPR20/10 dan atau D20/10. Diperlihatkan dalam Tabel 2.2

Tabel 2.2 : Tabel Nisbah Daya Henti Masa atau Stopping Power Air Relatif Terhadap Udara

KUALITAS BERKAS		$S_{w,air}$	KEDALAMAN ACUAN (cm)
$TPR_{10}^{20}$	$D_{20}/D_{10}^a$		
0.50	0.44	1.135	5
0.53	0.47	1.134	5
0.56	0.49	1.132	5
0.59	0.52	1.130	5
0.62	0.54	1.127	5
0.65	0.56	1.123	5
0.68	0.58	1.119	5
0.70	0.60	1.116	5
0.72	0.61	1.111	10
0.74	0.63	1.105	10
0.76	0.65	1.099	10
0.78	0.66	1.090	10
0.80	0.68	1.080	10
0.82	0.69	1.069	10
0.84	0.71	1.059	10
Cs-137		1.136	5
Co-60		1.133	5

$(P_{air})_u$  : Faktor koreksi pertubasi

Adapun formulasi untuk nilai  $(P_{air})_u$

$$(P_{air})_u = \frac{\alpha \cdot (S_{dindingudara}) \cdot (\bar{\mu}_{en} / \rho)_{air,dinding} + (1 - \alpha) \cdot (S_{air,udara})}{S_{air,udara}} \quad (2.10)$$

dengan

: Fraksi dari total ionisasi yang dihasilkan di udara dalam ruang oleh elektron-elektron yang timbul dalam dinding bilik.

$S_{dinding,udara}$  : Rasio daya henti dinding bilik ionisasi relatif terhadap udara, untuk beberapa material bilik yang berbeda sebagai fungsi dari kualitas berkas dan diberikan dalam Tabel XX pada TRS 277

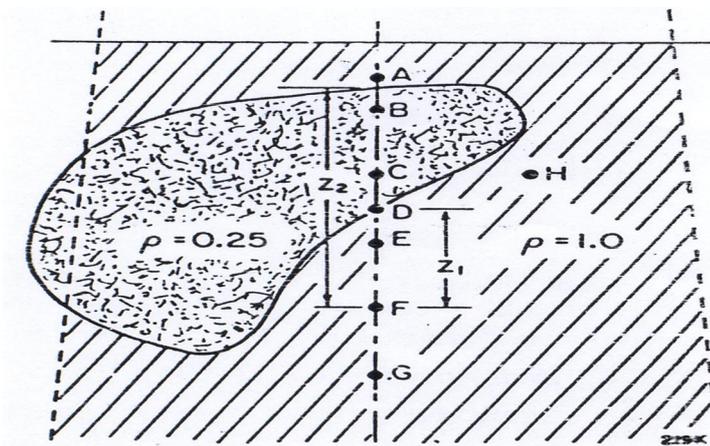
$(\bar{\mu}_{en} / \rho)_{air,dinding}$  : Rasio koefisien atenuasi massa energi air relatif terhadap dinding bilik ionisasi. Nilai ini dapat dilihat dalam Tabel XXI pada TRS 277

### 2.3 Ketidakhomogenan Jaringan<sup>5,6</sup>

Pada proses perencanaan yang paling dasar, profil isodosi dan data PDD mengasumsikan bahwa seluruh jaringan ekuivalen dengan air. Namun, dalam perlakuan terhadap tubuh manusia, radiasi akan melintasi berbagai jaringan seperti lemak, otot, paru-paru, udara, tulang dan beberapa organ dengan densitas dan nomor atom yang bervariasi disebut sebagai ketidakhomogenan. Kontribusi ketidakhomogenan akan mengakibatkan (1) Perubahan penyerapan berkas primer maupun hamburannya dan (2) Perubahan fluen elektron.

Pada radiasi sinar-X megavolt interaksi Compton adalah dominan dan penampang lintangnya tergantung dari kerapatan elektron (dalam elektron/cm<sup>3</sup>), serta pengaruh dari ketidakhomogenan sangat kecil sehingga tidak perlu untuk diperhitungkan secara eksplisit. Namun, ada beberapa daerah yang tidak dapat diabaikan sebagai contoh daerah dada yang di dalamnya terdapat paru-paru. Karena perhitungan dosis di daerah ini sebesar 20% atau lebih dapat terjadi jika daerah dengan densitas yang rendah tidak diperhitungkan. Untuk lebih jelasnya, Gambar 2.2. menunjukkan ilustrasi contoh perlakuan radiasi pada medium yang tidak homogen. Diandaikan medium dengan densitas massa  $\rho = 1 \text{ gr/cm}^3$  yang mengandung medium simulasi paru-paru dengan densitas  $\rho = 0.25 \text{ gr/cm}^3$ .

Titik A, yang berada di depan daerah densitas rendah, menerima foton primer yang tidak dirubah oleh ketidakhomogenan namun *backscattering* foton sekunder tereduksi, yang menyebabkan penurunan yang sedikit pada dosis di titik A.



Gambar 2.2 : Ilustrasi Berkas Radiasi Pengion pada Keberadaan Material Tidak Homogen Paru-Paru

Titik B berada pada daerah densitas rendah dan akan terjadi kenaikan dosis di B karena penurunan atenuasi foton primer. Di lain pihak akan ada penurunan dalam jumlah hamburan dari material densitas rendah di sekelilingnya dan ini cenderung mengakibatkan penurunan dosis pada B. Tergantung capaian lateral dari ketidakhomogenan dan kedalamannya, turunnya hamburan dapat menjadi kompensasi atas naiknya dalam primer dengan hasil bahwa titik B tidak dapat berubah atau sedikit tereduksi.

Titik C berada dalam daerah densitas rendah dan akan terjadi kenaikan dosis karena naiknya foton primer yang akan diterimanya. Titik D di luar daerah densitas rendah tetapi berada pada permukaan material daerah densitas tinggi. Titik ini dapat mengalami kehilangan kesetimbangan elektronik yang mengakibatkan sedikit reduksi dalam dosis. Efeknya sangat rumit dan belum ada metode praktis yang bisa menangani hal ini secara umum. Titik E, F, dan G mempunyai komponen primer yang naik dengan jumlah yang sama tapi radiasi terhambur di masing-masing akan berbeda. Untuk titik H, tidak akan ada perubahan dalam radiasi primer tapi hamburan akan turun sedikit.

Adapun metode untuk mengoreksi adanya ketidakhomogenan tersebut antara lain:

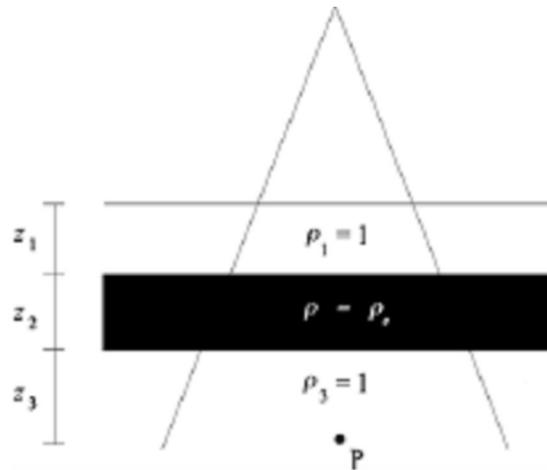
1. Metode TAR (*Tissue- Air Rasio*)

Dosis yang terletak dititik tengah P dibawah ketidakhomogenan dikoreksi dengan :

$$C_F = \frac{TAR(z', r_d)}{TAR(z, r_d)} \quad (2.11)$$

dengan,  $z' = z_1 + \rho e z_2 + z_3$  dan  $z = z_1 + z_2 + z_3$

Metode ini tidak menerangkan posisi relatif pada ketidakhomogenan, diaumsikan pula bahwa homogenitas tidak terbatas pada luas secara menyamping.



Gambar 2.3 : Simulasi Jaringan dengan Densitas Berbeda Ditempatkan Diantara Dua Lapisan Jaringan Ekuivalen Air

## 2. Metode Hukum *Power Batho*

Dosis yang terletak dititik tengah P dibawah ketidakhomogenan dikoreksi dengan :

$$C_F = \frac{TAR(z_3, r_3)^{\rho_3 - \rho_2}}{TAR(z, r_d)^{1 - \rho_2}} \quad (2.12)$$

dengan,  $z = z_1 + z_2 + z_3$

Metode ini menerangkan posisi relatif pada ketidakhomogenan. Dan masih diaumsikan bahwa Ketidakhomogenan tidak terbatas pada luas secara menyamping

## 3. Metode TAR Ekuivalen

Metode ini sama dengan metode TAR, dengan pengecualian bahwa parameter ukuran lapangan dimodifikasi sebagai fungsi dari kerapatan relatif untuk mengkoreksi posisi geometrikal dari ketidakhomogenan terhadap titik pengukuran. Dosis baru di titik P dikoreksi dengan

$$C_F = \frac{TAR(z', r'_d)}{TAR(z, r_d)} \quad (2.13)$$

dengan,  $z' = z_1 + z_2 + \rho_e z_2 + z_3$   $z = z_1 + z_2 + z_3$

## 4. Metode perubahan isodosis

Faktor-faktor perubahan isodosis untuk beberapa jenis jaringan yang ketidakhomogenannya berlebihan telah ditentukan batas-batasnya. Faktor-

faktor tersebut tergantung pada energi tetapi tidak bervariasi secara signifikan terhadap ukuran lapangan.

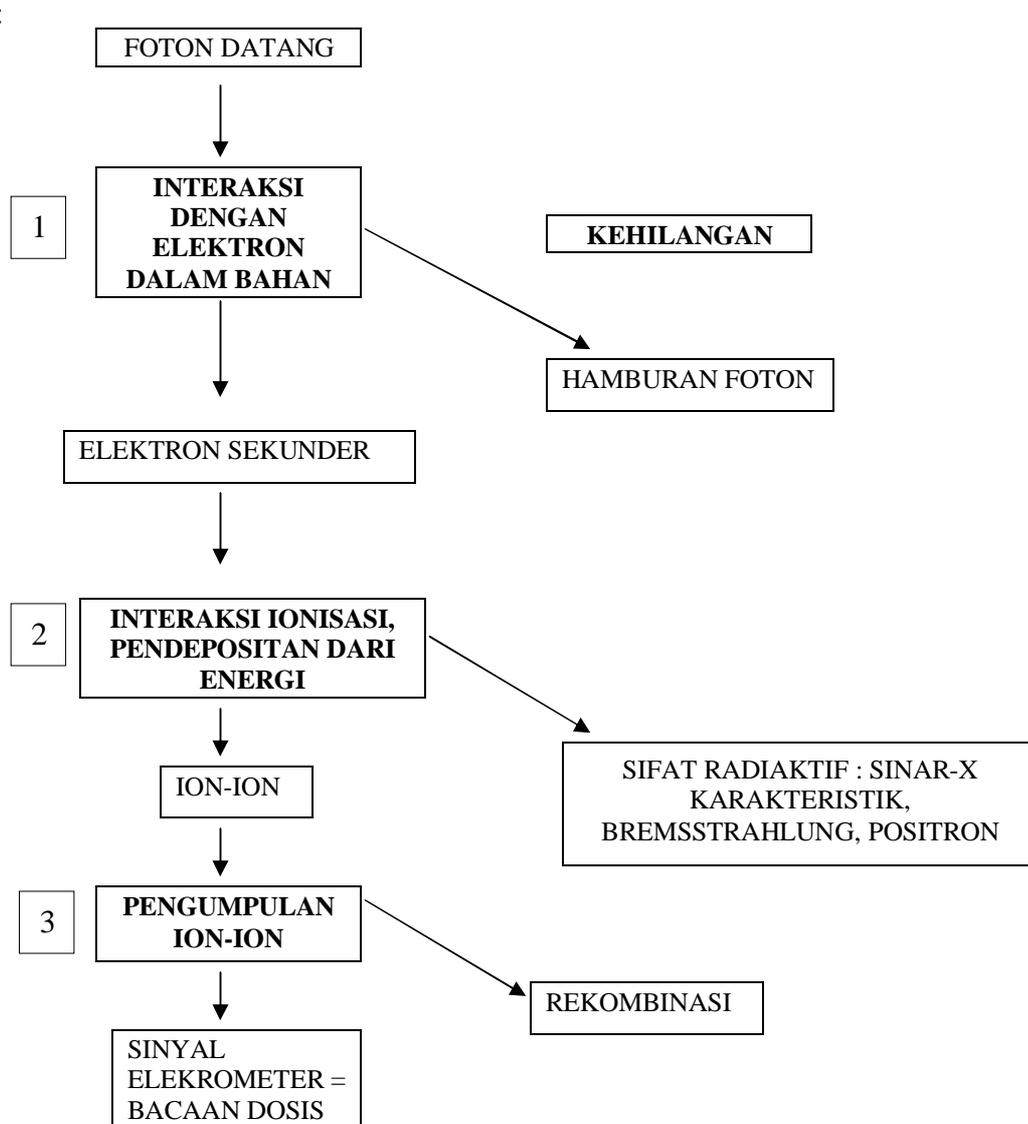
Metode perhitungan distribusi dosis akibat ketidakhomogenan yang sekarang sedang berkembang dan paling menjanjikan adalah metode Monte Carlo. Metode ini menggunakan distribusi probabilitas yang ditetapkan dengan baik yang mengatur masing-masing interaksi foton dan elektron dengan pasien.

#### **2.4 Dosimeter Bilik Ionisasi<sup>5,8</sup>**

Bilik ionisasi digunakan dalam radioterapi dan radiagnostik untuk menentukan dosis radiasi. Penentuan dosis dalam kondisi referensi penyinaran disebut kalibrasi berkas. Bilik ionisasi terdapat berbagai variasi bentuk dan ukuran, bergantung pada spesifikasi yang dibutuhkan, tetapi umumnya kesemuanya mengikuti sifat-sifat berikut :

1. Sebuah bilik ionisasi pada dasarnya merupakan sebuah gas yang memenuhi ruang yang dikelilingi oleh sebuah dinding konduktif bagian luarnya dan memiliki sebuah pusat pengumpul elektroda. Dinding dan pengumpul elektroda dipisahkan dengan sebuah insulator kualitas tinggi untuk mengurangi kebocoran arus ketika sebuah polarisasi tegangan diaplikasikan kepada bilik.
2. Bilik ionisasi biasanya dilengkapi dengan pelindung elektroda untuk mengurangi kebocoran bilik lebih lanjut. Pelindung elektroda menahan kebocoran arus dan mengalirkan arus sampai ke tanah, dan juga memastikan diperbaikinya keseragaman lapangan dalam volume aktif atau sensitif dari bilik.
3. Pengukuran dengan bilik ionisasi udara terbuka membutuhkan perhitungan koreksi tekanan dan temperatur untuk muatan dalam massa dari udara dalam volume bilik.
4. Elektrometer merupakan alat untuk mengukur arus kecil dari orde  $10^{-9}$ A atau lebih kecil.

Adapun prinsip umum penentuan ionometrik dari sinar-X pada bilik ionisasi dibagi menjadi 3 proses dan dapat dilihat dari skema dibawah, antara lain :



Gambar 2.4 : Skema dari Langkah-Langkah Proses dalam Penentuan Ionometrik Foton Menggunakan Bilik Ionisasi

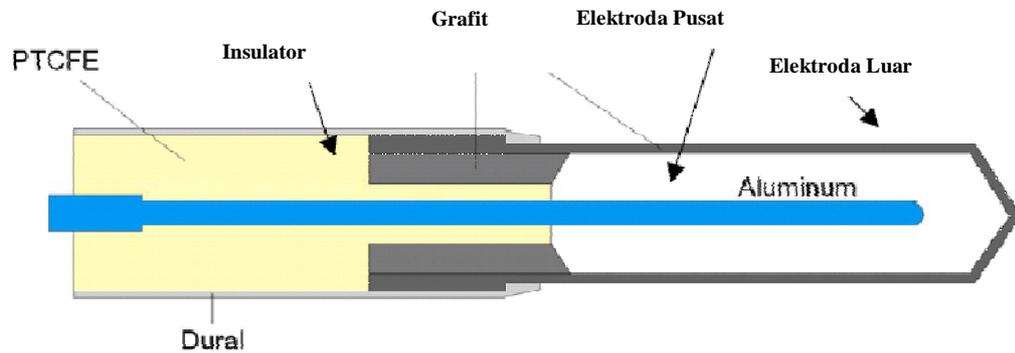
- Langkah pertama dihubungkan untuk kualitas dari *KERMA* ( Kinetic Energy Released per Unit Mass ), K. Dalam material homogen, *KERMA* secara langsung proporsional dengan fluens energi foton. Jika sebuah material referensi dengan sifat radiasi yang dikenal, seperti udara. Elektron-elektron sekunder yang dihasilkan pada langkah ini memiliki sebuah spektrum energi yang ditentukan dari spektrum foton asal dan

kemungkinan dari sebuah kepastian energi yang ditransfer selama interaksi Compton.

- Langkah kedua dalam Gambar diatas ini menunjuk pada kuantitas dari tumbukan KERMA, dimana hanya energi kinetik yang dihasilkan dan seharusnya disimpan dalam material. Beberapa set elektron-elektron dalam pergerakannya pada langkah pertama kehilangan energi sampai akhirnya terjadi *bremsstrahlung*. Dan hanya energi yang berhenti disimpan dalam material melalui tumbukan elektron yang berkontribusi untuk tumbukkan KERMA.
- Sebagian besar bilik ionisasi menggunakan udara sebagai medium aktif untuk menghasilkan ion-ion. Dalam langkah ketiga ini tumbukan KERMA dihubungkan dengan paparan, X. Paparan diukur dalam C/Kg udara dan merupakan ukuran dari kemampuan foton untuk menghasilkan muatan (ion-ion) dalam udara. Ion-ion yang dihasilkan dikumpulkan menggunakan medan listrik dan muatan diukur menggunakan elektrometer. Jumlah dari ion-ion yang diproduksi dalam bilik tergantung pada medan listrik dan tegangan tinggi yang diaplikasikan.

Dari intuisi diatas jelas, pengumpulan muatan pada sebuah bilik ionisasi juga akan menjadi sebuah ukuran dari energi yang diserap dalam udara atau beberapa medium yang digantikan oleh bilik. Untuk mengkonversi dari muatan yang diukur (dalam C) menjadi energi (dalam J) per satuan massa, satu telah diketahui merupakan energi rata-rata yang dibutuhkan untuk menghasilkan 1 pasangan ion,  $W/e$ . Untuk udara kering  $33,97 \pm 0,15$  J/C (CCEMRI 1985). Dibawah kondisi yang pasti, muatan yang dikumpulkan proporsional dengan dosis yang akan dikirimkan pada lokasi yang sama dalam ruang. Lalu bacaan yang keluar dari sebuah bilik ionisasi dalam Coulomb dapat diubah kedalam J/Kg dan bacaan digunakan untuk penentuan dosis serap

Bilik ionisasi silindris yang paling populer adalah bilik dengan volum  $0,6$  cm<sup>3</sup> didisain oleh Farmer untuk kalibrasi berkas dalam dosimetri radioterapi. Volume sensitif dari bilik ini menyerupai sebuah tudung, dan oleh karena itu tipe bilik Farmer juga disebut bilik tudung. disain dasar dari farmer tipe tudung ditunjukkan pada gambar 2.5.



Gambar 2.5 : Disain Dasar dari Sebuah Bilik Ionisasi Farmer

## 2.5 Dosimeter Thermoluminesensi (TLD)<sup>9,10</sup>

Peristiwa penyerapan energi yang diikuti dengan pancaran cahaya disebut dengan luminesensi. Ada dua peristiwa luminesensi, yaitu fluoresensi dan fosforesensi. Fluoresensi adalah pancaran cahaya spontan, dimana pancaran akan berakhir jika proses eksitasi yang terjadi pada bahan berakhir. Sedang pada peristiwa fosforesensi, pancaran cahayanya berakhir beberapa saat setelah proses eksitasi pada bahan berakhir. Adakalanya proses fosforesensi ini baru terjadi jika suatu bahan mendapatkan energi panas dari luar. Peristiwa luminesensi dengan bantuan panas dari luar disebut thermoluminesensi. Proses thermoluminesensi didefinisikan sebagai pancaran cahaya dari suatu benda padat sebagai akibat proses eksitasi yang disebabkan oleh radiasi pengion.

Sebagaimana diketahui bahwa materi mempunyai kemampuan untuk menyimpan energi dari radiasi pengion yang diterimanya. Jika materi tersebut mendapat rangsangan berupa energi panas yang cukup, maka akan dipancarkan cahaya tampak dengan intensitas sebanding dengan energi total yang sebelumnya diserap oleh materi tersebut. Materi yang mempunyai sifat demikian disebut fosfor. Diantara fosfor tersebut adalah LiF, NaCl, CaF<sub>2</sub>, Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>, CaSO<sub>4</sub>, dan sebagainya.

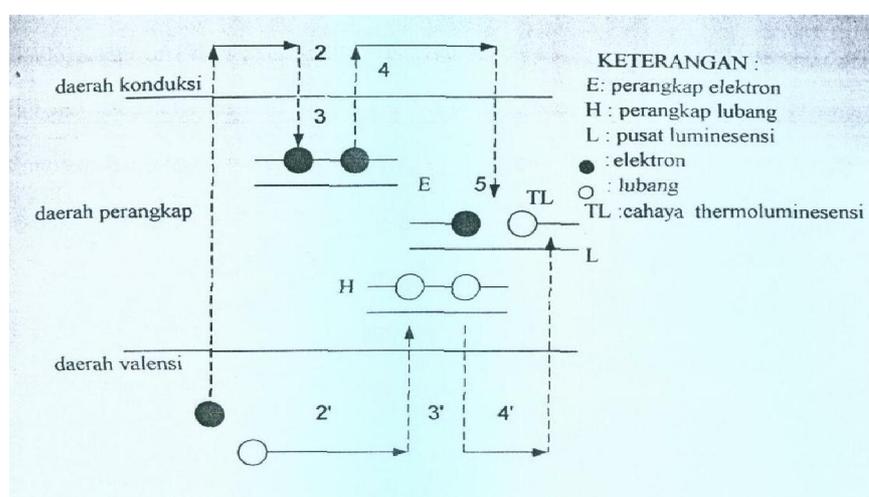
Detektor dengan prinsip thermoluminesensi dapat berfungsi sebagai detektor radiasi, karena terangnya pancaran cahaya tergantung besarnya radiasi yang diterima. Dosimeter thermoluminesensi (TLD) adalah detektor zat padat yang terbuat dari bahan kristal tertentu yang mampu memancarkan cahaya. Adapun keuntungan dari TLD ini antara lain :

1. Mudah dalam pengoperasian.
2. Evaluasi dosis dapat dilakukan dengan cepat dari pada dosimeter lain.
3. Mampu memantau dengan rentang dosis dari rendah hingga tinggi.
4. Dapat dipakai ulang.
5. Tidak peka terhadap faktor-faktor lingkungan.

Sedangkan untuk kelemahan TLD yakni data dosis langsung hilang setelah proses pembacaan sehingga tidak bisa dilakukan pembacaan ulang apabila ditemukan hal-hal yang meragukan.

### 2.5.1 Mekanisme kerja TLD

Bahan thermoluminesensi termasuk bahan iosolator yang mempunyai model daerah energi terdiri atas daerah valensi, daerah perangkap dan daerah konduksi. Fosfor akan menyerap energi radiasi pengion yang datang sehingga terbentuk elektron-elektron bebas melalui efek fotolistrik, efek Compton, dan efek produksi. Proses mekanisme kerja TLD dapat dilihat pada Gambar 2.6.



Gambar 2.6 : Ilustrasi Proses Kerja TLD

Elektron bebas tersebut dapat meloncat dari pita valensi ke pita konduksi. Dalam pita konduksi elektron-elektron bergerak bebas (langkah 2). Selanjutnya elektron-elektron tersebut terperangkap ke dalam perangkap elektron (langkah 3). Loncatan elektron ke pita konduksi akan meninggalkan lubang yang dapat bergerak bebas dalam pita valensi (langkah 2'). Lubang-lubang bebas ini selanjutnya akan terperangkap dalam perangkap lubang (langkah 3'). Banyak perangkap-perangkap yang tidak stabil secara termik sehingga akan melepaskan tangkapannya pada suhu kamar. Pada perangkap yang stabil, elektron maupun

lubang akan tetap terperangkap sampai memperoleh energi panas yang cukup untuk keluar dari perangkap-perangkap tersebut. Jika energi panas diberikan kepada fosfor maka elektron-elektron dan lubang-lubang akan melepaskan diri dari perangkap masing-masing (langkah 4 dan 4'). Elektron dan lubang yang terlepas dari perangkap ini selanjutnya akan berkombinasi di pusat luminesensi (langkah 5) disertai dengan pancaran cahaya tampak yang disebut *cahaya luminesensi*. Perangkap adalah pusat muatan yang mampu mengikat ion untuk tertarik padanya. Kedalaman perangkap (*trap depth*) adalah kemampuan perangkap dalam mengikat ion, kedalaman ini bervariasi tergantung pada kemampuan perangkap mengikat ion (semakin kuat semakin dalam)

### 2.5.2 Mekanisme pemantauan dosis TLD

Proses pemantauan dosis dengan TLD dilakukan dengan cara membaca jumlah energi radiasi yang tersimpan di dalam dosimeter tersebut. Energi radiasi yang diserap fosfor dapat dikeluarkan dalam bentuk cahaya tampak dengan intensitas sebanding dengan jumlah energi yang diterima fosfor sebelumnya. Karena keluarnya cahaya tampak tersebut sebagai akibat pemanasan fosfor dari luar, maka sistem instrumen pembaca TLD dirancang agar mampu memberikan pemanasan pada fosfor dan mendeteksi cahaya tampak yang dipancarkan.

Pemanasan pada TLD menyebabkan TLD itu memancarkan cahaya tampak yang ditangkap oleh fotokatoda sehingga terjadi pelepasan elektron dari permukaan fotokatoda itu. Elektron-elektron yang dilepaskan ini selanjutnya diarahkan ke tabung pengganda elektron yang di dalamnya terdapat dinoda-dinoda. Setiap kali elektron menumbuk dinoda akan menyebabkan terlepasnya elektron-elektron lain dari dinoda tersebut.

Dengan demikian terjadi pelipatgandaan jumlah elektron di dalam tabung pengganda elektron. Elektron-elektron itu dapat menghasilkan pulsa-pulsa listrik yang akan diproses lebih lanjut oleh sistem rangkaian alat pencacah sehingga diperoleh data hasil cacahan radisai dari TLD dalam bentuk *intensitas thermoluminesensi* (intensitas TL), biasanya hasil cacahan radiasi ini dinyatakan dalam satuan nano Coulomb (nC).

Untuk mendapatkan hasil bacaan TLbersih dilakukan pembacaan sebanyak dua kali, bacaan pertama merupakan bacaan intensitas total sedangkan bacaan kedua merupakan bacaan intensitas latar.

$$TL_{bersih} = TL_{total} - TL_{latar} \quad (2.14)$$

Sedangkan dosis radiasi dari beberapa kali penyinaran diskrit yang diterima TLD selama proses pemantauan. Secara matematik dosis radiasi dirumuskan sebagai berikut :

$$D = TL_{bersih} \cdot FK \quad (2.15)$$

Dengan :

D = Dosis radiasi (Gy)

TL<sub>bersih</sub> = Intensitas (nC)

FK = Faktor Kalibrasi (Gy/nC)