

## BAB IV

### HASIL DAN PEMBAHASAN

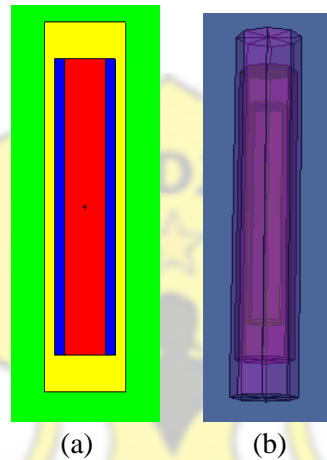
Pada penelitian ini telah dilakukan simulasi untuk menentukan nilai dosis serap *organ at risk* kanker payudara terhadap radiasi yang bersumber dari radionuklida Cs-131. Nilai dosis serap yang didapatkan tidak hanya pada organ payudara saja, tetapi juga dilakukan penghitungan dosis serap pada organ paru-paru dan jantung sebagai nilai pembanding. Dalam penelitian ini, posisi kanker terletak di dalam payudara kiri, sehingga paru-paru yang diteliti bagian kiri dan terdapat organ jantung yang penempatannya lebih dekat dengan paru-paru kiri dibanding paru-paru kanan. Organ paru-paru dan jantung dipilih karena posisinya yang berada dekat dengan organ payudara.

Nilai dosis serap ini dapat diketahui melalui metode monte carlo menggunakan *user code* MCNPX. Proses *running* selanjutnya dilakukan terhadap input program dengan mensimulasikan pergerakan foton yang dipancarkan oleh sumber Cs-131 yang besaran energinya dapat terukur pada setiap penambahan jumlah *seed*. Energi yang didapat dihitung untuk mendapatkan nilai dosis serapnya. Dosis serap ini dihitung untuk setiap penambahan *seed* dan perubahan posisi *seed*.

#### **4.1. Pemodelan Geometri Sumber Cs-131**

Pemodelan geometri sumber dalam penelitian ini merujuk pada bentuk geometri Sumber Cs-131 produksi ProxcelanTM model CS-1 Rev2 Cs-131 yang diperkenalkan pada tahun 2004 oleh IsoRay Medical Inc (Rivard, 2004). Sumber Cs-131 berbentuk batang silinder dengan densitas  $1,93 \text{ g/cm}^3$ , berdiameter 0,8 mm dan panjang 4,0 mm. Sumber radioaktif ini dilengkapi dengan pembungkus yang juga dimodelkan berbentuk batang silinder. Kapsul pembungkus sumber radioaktif tersebut terbuat dari kapsul tabung titanium yang memiliki bagian dalam dan luar dengan diameter masing-masing 0,71 mm dan 0,82 mm, dengan panjang luar total 4,50 mm. Di bagian dalam terdapat tabung kaca (diameter dalam 0,30 mm dan diameter luar

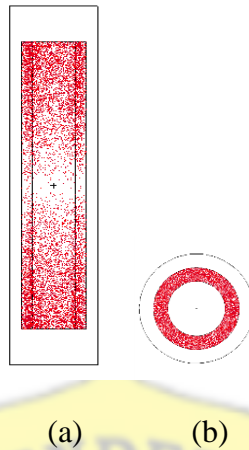
0,40 mm) yang dilapisi dengan keramik (mengandung Cs131) dengan diameter dari 0,56 hingga 0,65 mm. Di bagian paling dalam terdapat penanda emas dengan diameter 0,25 mm. Tabung kaca, pelapis keramik, dan penanda emas semuanya memiliki panjang 4,0 mm. Pemodelan geometri sumber yang dibuat ditunjukkan pada gambar 4.1.



**Gambar 4.1** Pemodelan geometri sumber Cs-131 (a) dua dimensi (b) tiga dimensi

Warna merah pada penampang dua dimensi tersebut menunjukkan daerah inti, warna biru menunjukkan daerah aktif sumber radiasi dan warna kuning menunjukkan pembungkus sumber. Daerah aktif sumber yang digunakan berbentuk batang silinder yang radiasinya menyebar dari seluruh permukaan batang dengan energi diskrit masing-masing 0,00411 MeV, 0,029461 MeV, 0,029782 MeV, 0,033562 MeV, 0,033624 MeV, dan 0,034419 MeV. Penggunaan energi ini disesuaikan dengan spektrum energi Cs-131 yang memancarkan sinar gamma (Mohsen, 2016).

Dalam MCNPX, letak keluaran foton pada sumber dapat ditentukan dengan mendeskripsikan di dalam kartu data. Model pemancaran radiasi sumber Cs-131 dapat dilihat pada Gambar 4.2.



**Gambar 4.2** Simulasi distribusi foton pada sumber Cs-131 (a) pada penampang (x,y) dan (b) pada penampang (x,z)

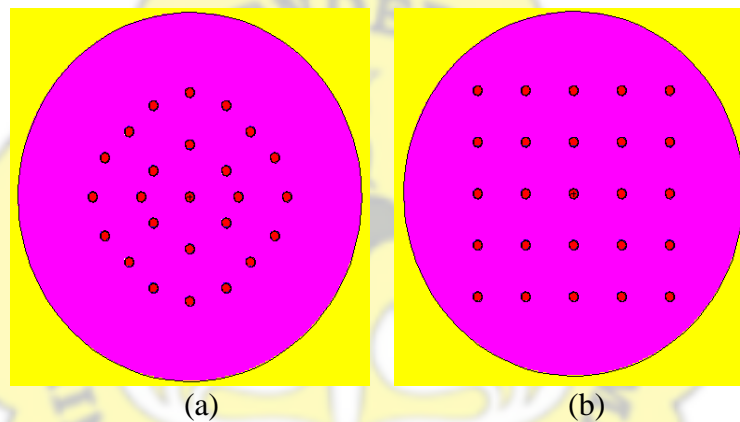
Warna merah pada gambar tersebut menunjukkan hasil simulasi keluarnya foton yang terdistribusi secara merata pada sumber radioaktif Cs-131. Pendefinisian sumber radioaktif dalam simulasi dibuat dalam bentuk batang silinder. Foton ini keluar dari bagian sumber aktif Cs-131 dari seluruh permukaan yang berbentuk batang silinder tersebut.

#### **4.2. Pemodelan Konfigurasi Implantasi *Seed***

Dalam penentuan distribusi sumber dari pusat bidang implan dapat digunakan beberapa konfigurasi implantasi *seed* yang berbeda. Sebuah templat yang disebut tabel nomogram digunakan sebagai panduan dalam implantasi *seed*. Tidak seperti radionuklida lainnya yang sudah banyak digunakan dalam standar di klinik, sumber Cs-131 pertama kali digunakan di Permanent Seed Implant (PSI) setelah Treatment Planning System (TPS) canggih, sehingga tabel implan standar belum dipublikasikan (Anderson, 1976).

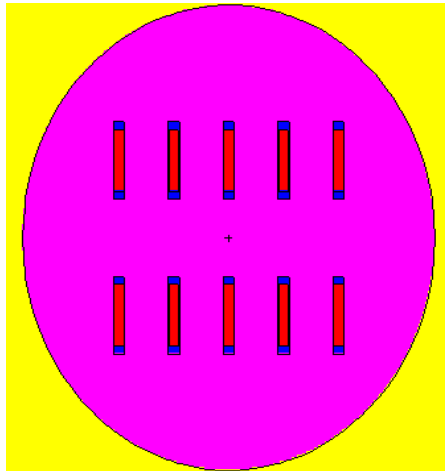
Tabel nomogram yang diperlukan untuk konfigurasi persegi ataupun persegi panjang dan berbentuk tidak beraturan belum diverifikasi secara dosimetris. Laju dosis pada titik implan 5 mm atau 10 mm dari tengah bidang implan dihitung untuk susunan persegi panjang dari 1 *seed* yang ditempatkan terpisah 5 mm dalam pola kotak mulai  $1 \times 1$  hingga  $16 \times 16$  *seed*.

Konfigurasi implantasi seed disusun berdasarkan bentuk sel kanker. Dalam penelitian ini sel kanker berbentuk geometri bola sehingga konfigurasi implantasi seed yang digunakan dengan model lingkaran. Sedangkan sebagai pembanding dibuat model persegi dengan mengikuti bentuk tabel nomogram dengan bentuk persegi. Penelitian ini hanya dilakukan dengan dua model karena hanya untuk mengetahui dosis serap, sedangkan untuk kenyataan terapi mungkin dapat dimodelkan dengan model konfigurasi lain. Konfigurasi implantasi seed lingkaran dan persegi dapat dilihat pada gambar 4.3.



**Gambar 4.3** Pemodelan konfigurasi implantasi *seed* (a) model konfigurasi lingkaran (b) model konfigurasi persegi

Gambar tersebut menunjukkan model konfigurasi pada bidang  $xz$ . Jumlah *seed* yang diimplankan pada gambar diatas yaitu sebanyak 25 *seed*. *Seed* terlihat seperti titik-titik yang tersebar merata dengan model konfigurasi lingkaran dan persegi. *Seed* yang dianalogikan sebagai titik-titik ini memiliki interval yang sama yaitu 4 mm dengan pola sebaran *seed* dari tengah titik pusat kanker menyebar keluar mendekati tepi volume kanker. Jika pada bidang  $xy$  *seed* terlihat bentuk seperti bentuk asli *seed* yaitu dengan geometri silinder, seperti pada gambar 4.4.



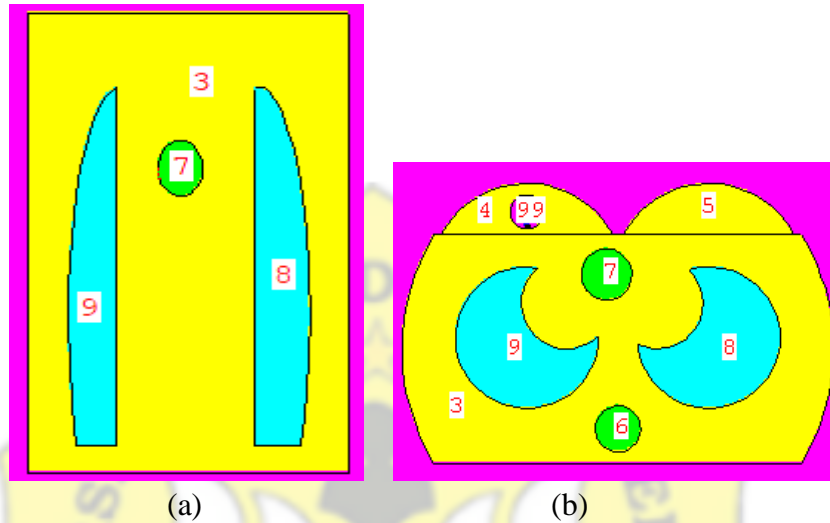
**Gambar 4.4** Model implantasi *Seed* pada penampang (x,y)

Gambar tersebut menampilkan seed dalam bentuk silinder. Dalam satu jarum dapat disisipi dua seed. Sehingga pada gambar nampak seed bentuk silinder dalam dua baris. Jika dalam satu baris dapat diimplankan sebanyak 25 seed, maka dalam dua baris dapat diimplankan sebanyak 50 seed. Pada penelitian ini jarak antar seed tersebut di dalam jarum sebagai aplikator dalam implantasi memiliki interval 4 mm dari seed baris pertama dengan seed baris kedua. Sehingga pada bidang xz yang dianalogikan titik memiliki interval 4 mm dan pada bidang xy yang dianalogikan silinder juga memiliki interval sama 4 mm. Seed tersebut diimplankan didalam volume kanker sehingga harus diperhatikan penempatan seed sehingga tidak melebihi batas tepi volume kanker.

#### **4.3. Pemodelan Geometri *Organ at Risk* (OAR)**

Pemodelan tiga OAR pada kanker payudara secara tepat tidak mudah untuk dilakukan karena bentuk organ yang akan dimodelkan memiliki sisi yang tidak beraturan. Oleh karena itu dilakukan pendekatan dengan membuat geometri organ menggunakan bentuk elipsoid yang dianggap menyerupai geometri organ sebenarnya. Pembuatan organ paru-paru dimodelkan dengan bentuk ellipsoid yang terbentuk cekungan lingkaran di bagian dalam menghadap jantung. Paru-paru dibuat menjadi dua bagian, yaitu paru-paru kanan dan paru-paru kiri yang letaknya lebih dekat dengan sumber. Organ jantung dimodelkan dengan bentuk bola, sedangkan sel kanker

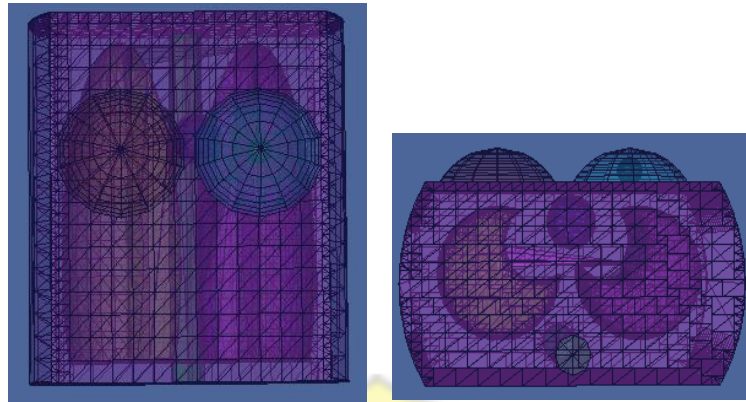
dimodelkan berbentuk bola yang terletak pada payudara yang menempel di atas badan dengan bentuk payudara setengah bola. Pemodelan organ tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.5



**Gambar 4.5** Pemodelan daerah kanker payudara (a) dua dimensi pada penampang  $(y,x)$  dan (b) dua dimensi pada penampang  $(y,z)$

Tampilan *visual editor* dari MCNP pada gambar tersebut memperlihatkan bahwa hasil geometri memiliki perbedaan warna. Hal tersebut disebabkan karena perbedaan densitas material penyusun *cell* yang digunakan. Warna kuning menunjukkan bagian badan dengan dua payudara di bagian atas, warna biru menunjukkan organ paru-paru, warna hijau bagian atas menunjukkan organ jantung, dan warna hijau bagian bawah menunjukkan jaringan lunak sumsum tulang belakang.

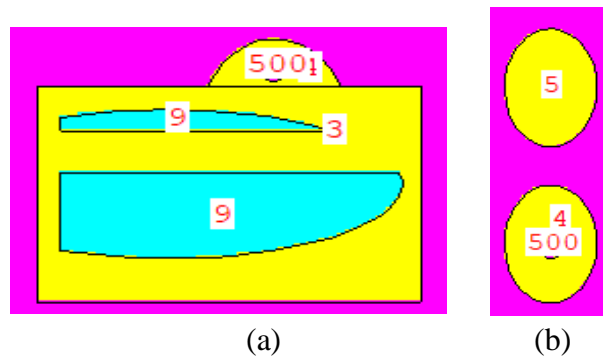
Angka-angka yang tampak dalam gambar 4.5 bagian (b) menunjukkan nomor *cell* geometri tersebut. Nomor *cell* 4 menunjukkan *cell* payudara kiri dan nomor *cell* 5 menunjukkan payudara kanan. Nomor *cell* 7 menunjukkan organ jantung. Nomor *cell* 9 yang menunjukkan *cell* paru-paru kiri dan nomor *cell* 8 menunjukkan paru-paru kanan. Untuk nomor *cell* lain dapat dilihat pada lampiran 2.



**Gambar 4.6** Pemodelan daerah kanker payudara tiga dimensi

Gambar 4.6. menunjukkan pemodelan geometri dalam 3 dimensi. Ini adalah pemodelan organ payudara yang disimulasikan berbentuk *half spherical* (setengah bola) yang melekat pada badan yang sejajar dengan sumbu  $xy$ . Pemodelan ini dibagi menjadi dua kelompok, yaitu bagian luar menunjukkan payudara yang didalamnya terdapat sel kanker dan bagian dalam menunjukkan organ yang berdekatan dengan payudara, yaitu paru-paru dan jantung. Diameter kedua payudara adalah 16 cm dengan tinggi 8,5 cm.

Stadium kanker yang digunakan adalah 2A yang memiliki ukuran 3-5 cm dan belum bermetastasis, sehingga penempatan *seed* dapat benar-benar terkonsentrasi di dalamnya. Dalam hal ini jumlah *seed* yang terkonsentrasi pada bagian tertentu mempengaruhi dosis yang akan diterima. Gambar 4.7 berikut merupakan pemodelan payudara dan jaringan kanker dengan pendekatan seperti yang dijelaskan sebelumnya.



**Gambar 4.7** Pemodelan payudara dua dimensi (a) pada penampang (x,z) dan (b) pada penampang (x,y)

#### 4.4. Dosis Serap dari Hasil Simulasi dan Perhitungan Hasil

Tujuan utama dalam pembuatan simulasi ini yaitu untuk menghitung dosis serap dan menganalisis hasil yang didapat serta membandingkan hasil dengan literatur. Hasil *running* program yang berisi nilai energi terdeposisi per transformasi tersimpan dalam file “mctal” yang dapat dilihat pada Lampiran 3.

Penentuan nilai dosis serap menggunakan tally F8 pulsa tinggi dengan satuan “pulse” diubah ke tally \*F8 deposisi energi dengan satuan “MeV”. Tally \*F8 ini akan menghitung besar energi deposisi yang diserap dengan hasil satuan MeV/g. Hasil dari tally \*F8 MCNPX adalah nilai dari simulasi satu buah partikel atau foton, sehingga untuk mendapatkan dosis serap yang sesungguhnya diperlukan operasi perkalian dengan jumlah partikel (Rasito, 2013). Hasil deposisi energi per transformasi partikel pada organ dari hasil *running* dituliskan pada Tabel 4.2 sebagai hasil dari model konfigurasi lingkaran dan Tabel 4.3 sebagai hasil model konfigurasi persegi.



**Tabel 4.1** Hasil *running* simulasi MCNPX model konfigurasi lingkaran

Jumlah Seed	Energi pada Payudara Kiri		Energi pada Paru-paru kiri		Energi pada Jantung	
	Energi (MeV)	Kesalahan Relatif	Energi (MeV)	Kesalahan Relatif	Energi (MeV)	Kesalahan Relatif
9	2,12E-03	0,0078	2,30E-05	0,0733	1,30E-04	0,0347
15	2,13E-03	0,0075	2,30E-05	0,0708	1,22E-04	0,0350
20	2,10E-03	0,0089	2,30E-05	0,0889	1,25E-04	0,0410
25	2,10E-03	0,0078	2,30E-05	0,0747	1,18E-04	0,0369
30	2,09E-03	0,0071	2,30E-05	0,0714	1,12E-04	0,0339
35	2,06E-03	0,0091	2,30E-05	0,0856	1,07E-04	0,0442
40	2,06E-03	0,0096	2,30E-05	0,0929	1,00E-04	0,0474
45	2,03E-03	0,0080	2,30E-05	0,0793	1,01E-04	0,0394
50	2,03E-03	0,0067	2,30E-05	0,0687	1,03E-04	0,0335

**Tabel 4.2** Hasil *running* simulasi MCNPX model konfigurasi persegi

Jumlah Seed	Energi pada Payudara Kiri		Energi pada Paru-paru kiri		Energi pada Jantung	
	Energi (MeV)	Kesalahan Relatif	Energi (MeV)	Kesalahan Relatif	Energi (MeV)	Kesalahan Relatif
9	2,19E-03	0,0077	2,33E-05	0,0726	1,31E-04	0,0349
15	2,23E-03	0,0073	2,33E-05	0,0706	1,31E-04	0,0338
20	2,22E-03	0,0073	2,33E-05	0,0711	1,21E-04	0,0354
25	2,22E-03	0,0069	2,33E-05	0,0674	1,24E-04	0,0325
30	2,22E-03	0,0069	2,33E-05	0,0698	1,16E-04	0,0336
35	2,19E-03	0,0074	2,33E-05	0,0734	1,11E-04	0,0362
40	2,16E-03	0,0089	2,33E-05	0,0857	1,09E-04	0,0438
45	2,16E-03	0,0100	2,33E-05	0,1002	1,06E-04	0,0502
50	2,15E-03	0,0075	2,33E-05	0,0781	1,08E-04	0,0372

Hasil *running* tersebut masih dalam satuan MeV/Trans sehingga harus dikonversi ke dalam satuan Gray/Trans. Hasil yang didapatkan dari proses *running* tersebut perlu dikalikan suatu faktor yang disebut faktor konversi sehingga menghasilkan satuan gray/trans.

Hasil perhitungan yang masih dalam satuan Gray/Trans dikalikan bilangan transformasi akan menghasilkan nilai dosis serap tiap organ dengan satuan Gray. Dari hasil perhitungan, didapatkan data dosis serap pada payudara, paru-paru dan jantung dengan variasi jumlah *seed* seperti pada tabel 4.4 sebagai hasil perhitungan dosis serap pada model konfigurasi lingkaran dan Tabel 4.5 sebagai hasil perhitungan dosis serap pada model konfigurasi persegi.

**Tabel 4.3** Hasil perhitungan dosis serap model konfigurasi lingkaran

Jumlah Seed	Dosis Serap (Gy)		
	Payudara Kiri	Paru-paru Kiri	Jantung
9	7,202	0,056	2,076
15	12,033	0,093	3,251
20	15,856	0,124	4,467
25	19,764	0,156	5,246
30	23,651	0,187	5,985
35	27,225	0,218	6,639
40	31,017	0,249	7,119
45	34,480	0,280	8,087
50	38,191	0,311	9,129

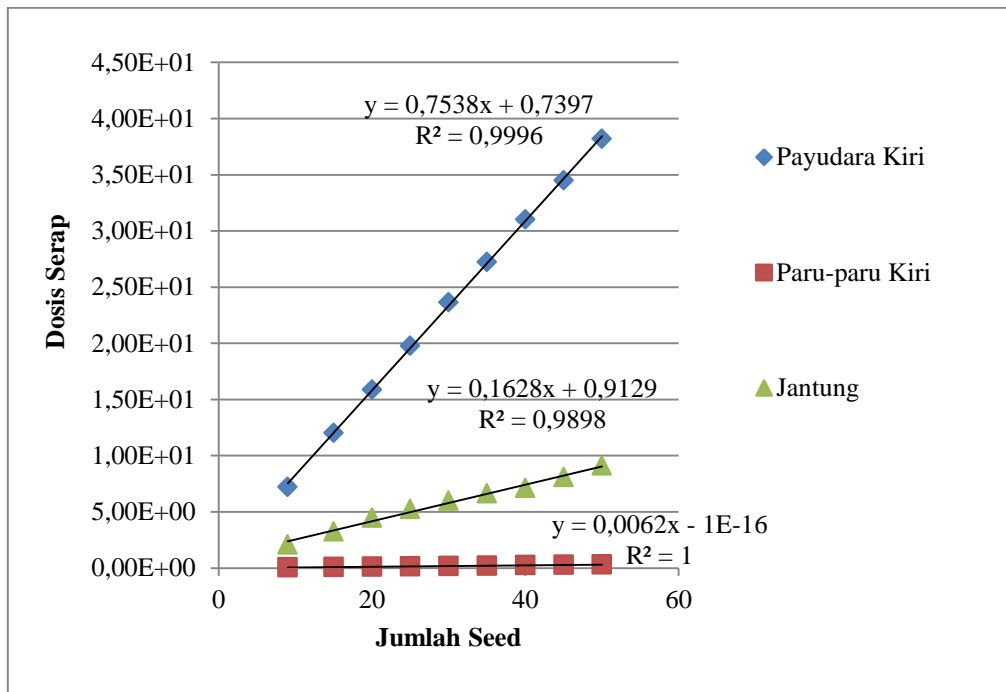
**Tabel 4.4** Hasil perhitungan dosis serap model konfigurasi persegi

Jumlah Seed	Dosis Serap (Gy)		
	Payudara Kiri	Paru-paru Kiri	Jantung
9	7,431	0,057	1,676
15	12,592	0,095	2,790
20	16,777	0,126	3,436
25	20,893	0,158	4,398
30	25,122	0,189	4,948
35	28,863	0,221	5,528
40	32,542	0,252	6,200
45	36,734	0,284	6,768
50	40,598	0,316	7,672

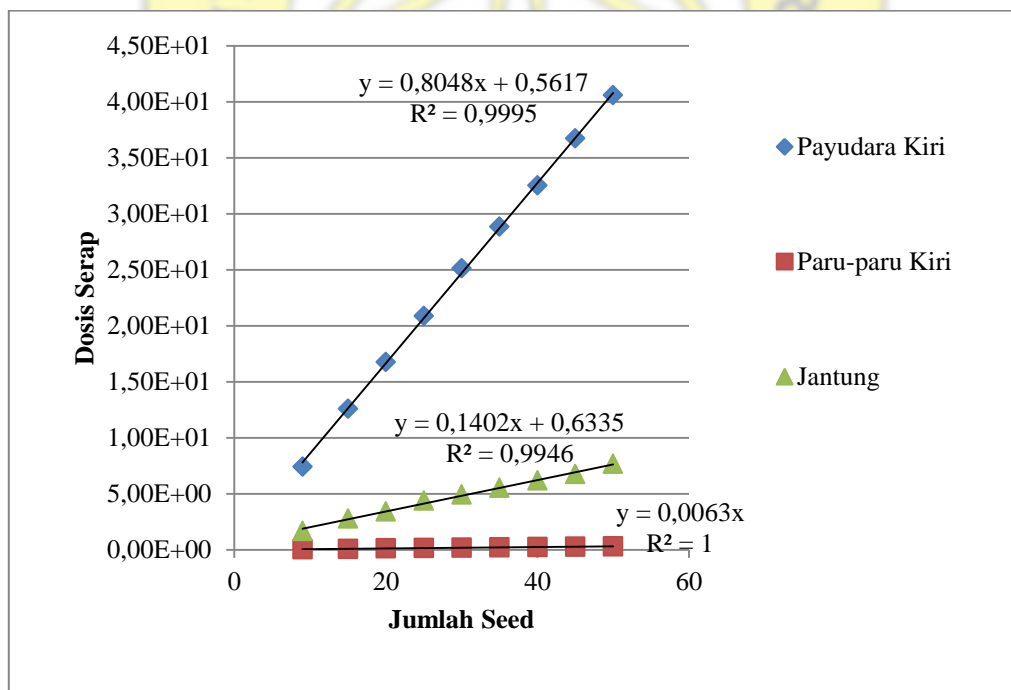
Variasi *seed* dilakukan agar didapatkan variasi aktivitas yang digunakan dalam simulasi. Semakin banyak *seed* yang diimplankan semakin besar pula nilai aktivitas totalnya. Dengan semakin besar nilai aktivitas totalnya maka semakin besar pula nilai dosis serap pada tiap organ yang dihitung dalam simulasi ini.

Berdasarkan simulasi dan perhitungan, jumlah *seed* yang divariasikan pada penelitian ini yaitu 50 *seed* dosis yang dihasilkan sebesar 38 Gy pada model konfigurasi lingkaran dan 40 Gy pada model konfigurasi persegi masih di bawah dosis maksimum payudara yaitu 90 Gy (Pignol, 2006). Jadi dosis yang diterima payudara masih dapat ditoleransi, sehingga untuk meningkatkan dosis serap tersebut jumlah *seed* harus ditambahkan. Dalam penambahan *seed* tersebut dapat dilakukan dengan beberapa kali perawatan (fraksi) sehingga *brachytherapy* tidak dilakukan dengan sekali perawatan.

Selanjutnya untuk prediksi jumlah *seed* maksimal dalam mencapai dosis serap optimum kanker payudara dapat dilakukan dengan ekstrapolasi berdasarkan persamaan trendline. Pada penelitian ini, digunakan metode regresi linier dengan persamaan garis menunjukkan fungsi nilai dosis serap dan jumlah implan yang digunakan pada target *treatment* dengan  $y$  sebagai variabel dosis serap yang nilainya bergantung pada variabel  $x$  yang menunjukkan jumlah *seed*. Grafik regresi dengan metode regresi linier pada organ payudara, paru-paru, dan jantung ditunjukkan pada gambar 4.8 dan 4.9.



**Gambar 4.8** Hubungan antara jumlah *seed* dan dosis serap pada model konfigurasi lingkaran



**Gambar 4.9** Hubungan antara jumlah *seed* dan dosis serap pada model konfigurasi persegi

Grafik tersebut dibuat dengan model trendline linear yang memiliki persamaan garis (4.6) pada organ payudara dari model konfigurasi lingkaran.

$$y = 0,7538x - 0,7379 \quad (4.6)$$

$$R^2 = 0,9996 \quad (4.7)$$

Dan persamaan garis (4.8) pada organ payudara dari model konfigurasi persegi.

$$y = 0,8048x - 0,5617 \quad (4.8)$$

$$R^2 = 0,9995 \quad (4.9)$$

Dengan persamaan (4.6) dan persamaan (4.8) untuk mencapai nilai dosis yang optimum dapat dilakukan intrapolasi dan ekstrapolasi untuk memprediksi jumlah *seed*. Persamaan garis digunakan sebagai analisis pola hubungan antar variabel yang akan diperkirakan dengan variabel lain yang mempengaruhinya. Jika  $y$  merupakan fungsi dosis serap, maka  $x$  adalah jumlah *seed* yang diimplankan. Jika  $y = 90$ , maka didapatkan nilai  $n = 115$  *seed* untuk model konfigurasi lingkaran dan  $n = 110$  *seed* untuk model konfigurasi persegi.

Implantasi *seed* yang banyak tidak mungkin dilakukan dalam sekali waktu perawatan, karena dalam satu kali perawatan atau satu kali fraksi hanya diperkenankan mencapai dosis serap 15-25 Gy (Subir, 2010). Sehingga terapi dilakukan satu hingga lima kali perawatan hingga dosis serap pada organ mencapai nilai optimum namun masih dibawah batas aman.

Berdasarkan prediksi jumlah *seed* dari grafik model trendline linear menunjukkan bahwa model konfigurasi persegi lebih efisien dibanding model konfigurasi lingkaran. Hal ini dikarenakan model konfigurasi persegi membutuhkan *seed* yang lebih sedikit dibanding dengan model konfigurasi lingkaran. *Brachytherapy* lebih efisien jika membutuhkan *seed* yang lebih sedikit dengan penggunaan jarum yang juga lebih sedikit namun mencapai dosis serap optimum.

Selanjutnya untuk mengetahui nilai dosis serap dari organ paru-paru dan jantung masih dibawah batas aman, maka menggunakan persamaan garis dari gambar sebelumnya yaitu menggunakan persamaan regresi linier. Gambar 4.8 dan gambar 4.9 diatas menghasilkan persamaan garis (4.10) pada organ paru-paru dari model konfigurasi lingkaran.

$$y = 0,0062x + 1E - 16 \quad (4.10)$$

$$R^2 = 1 \quad (4.11)$$

Dan persamaan garis (4.12) dari model konfigurasi persegi.

$$y = 0,0063x \quad (4.12)$$

$$R^2 = 1 \quad (4.13)$$

Persamaan garis dari model trendline linier tersebut digunakan untuk menghitung dosis serap optimum paru-paru. Dimana dengan menyamakan jumlah *seed* pada sel kanker di payudara sebanyak 115 *seed* untuk model konfigurasi lingkaran dan 110 *seed* untuk model konfigurasi persegi, dosis serap pada paru-paru masih dibawah batas aman 60% dari dosis masimum payudara 90 Gy yaitu sekitar 54 Gy (Dmitriy, 2019). Sementara untuk organ jantung menghasilkan persamaan garis (4.14) dari model konfigurasi lingkaran.

$$y = 0,1628x + 0,9129 \quad (4.14)$$

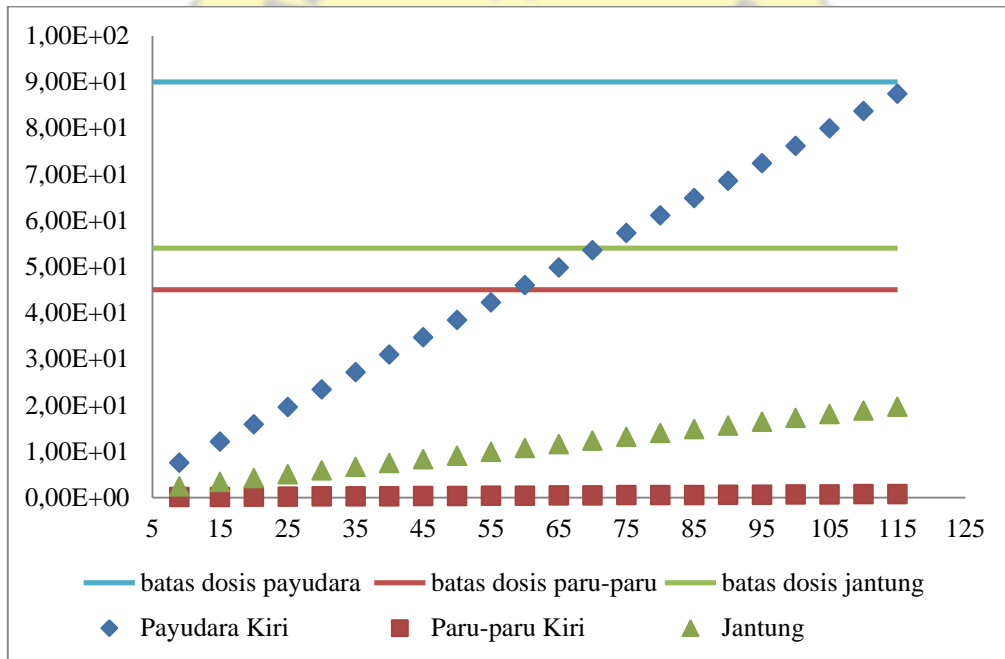
$$R^2 = 0,9898 \quad (4.15)$$

Dan persamaan garis (4.16) dari model konfigurasi persegi.

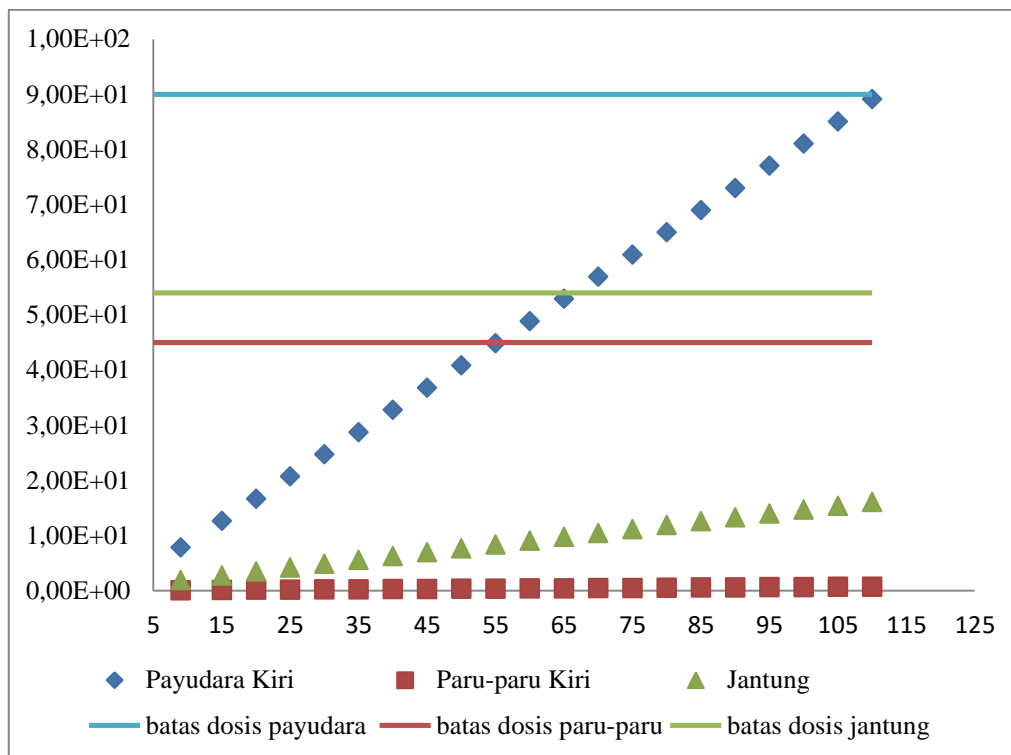
$$y = 0,1402x + 0,6335 \quad (4.16)$$

$$R^2 = 0,9946 \quad (4.17)$$

Persamaan garis dari model trendline linier tersebut juga digunakan untuk menghitung dosis serap maksimum jantung. Dengan menyamakan jumlah *seed* pada sel kanker di payudara sebanyak 115 *seed* untuk model konfigurasi lingkaran dan 110 *seed* untuk model konfigurasi persegi, dosis serap pada jantung masih di bawah batas aman 50% dari dosis maksimum payudara 90 Gy yaitu sekitar 45 Gy (Dmitriy, 2019). Sehingga berdasarkan perhitungan regresi linier, dosis serap pada organ paru-paru dan jantung sebagai *organ at risk* masih di bawah batas aman dari jumlah penambahan *seed* pada sel kanker di payudara. Sedangkan untuk menunjukkan dosis *organ at risk* masih dibawah batas aman dimodelkan dengan grafik pada gambar berikut.



**Gambar 4.10** Hubungan dosis serap dan ambang batas dosis pada model konfigurasi lingkaran



**Gambar 4.11** Hubungan dosis serap dan ambang batas dosis pada model konfigurasi persegi

Berdasarkan gambar tersebut terlihat bahwa dosis serap pada organ payudara, paru-paru, dan jantung masih di bawah batas aman yang diperbolehkan. Dengan jumlah *seed* 115 pada model konfigurasi lingkaran memberikan nilai dosis serap pada organ payudara yaitu sebesar 87,4267 Gy, pada organ paru-paru yaitu sebesar 0,713 Gy, dan pada organ jantung sebesar 19,6349 Gy. Sedangkan dengan jumlah *seed* 110 pada model konfigurasi persegi memberikan nilai dosis serap pada organ payudara yaitu sebesar 89,0897 Gy, pada organ paru-paru yaitu sebesar 0,693 Gy, dan pada organ jantung sebesar 16,0555 Gy.

Jika dihitung dalam rasio perbandingan nilai dosis serap jantung dengan nilai dosis serap payudara adalah 1 : 4,5 untuk model konfigurasi lingkaran dan 1 : 5,4 untuk model konfigurasi persegi. Jadi, model konfigurasi persegi memiliki rasio dosis serap lebih besar dibanding model konfigurasi lingkaran. Hal ini menunjukkan bahwa dosis serap lebih besar pada target sedangkan dosis serap pada organ di sekitarnya



lebih kecil sehingga memberikan rasio dosis yang lebih besar. Dengan rasio dosis yang besar tersebut menjadikan organ disekitarnya terkena radiasi lebih sedikit.

Dosis radiasi bergantung pada banyaknya energi yang disimpan atau diserap oleh suatu material dan bergantung pada aktivitas sumber radioaktif. Pemberian radioaktif akan memberikan dosis yang bergantung pada aktivitas, lama waktu radiasi, energi emisi radiasi dan jarak sumber ke target. Terlihat bahwa dosis serap pada organ payudara lebih besar dibanding dari paru-paru dan jantung. Tentu saja hasil ini disebabkan jarak sumber ke target yaitu peletakkan sumber radioaktif di dalam payudara, karena organ utama yang akan diterapi ialah payudara bagian kiri.

Perhitungan dosis pada paru-paru kiri dan jantung dimaksudkan untuk membandingkan nilai dosis serap yang berguna untuk memberikan pemahaman bahwa organ paru-paru kiri dan jantung relatif aman terhadap efek samping dari *brachytherapy*. Nilai dosis serap pada jantung lebih besar dibandingkan dengan nilai dosis serap pada paru-paru, hal ini disebabkan karena letak jantung yang menempel pada payudara, sedangkan paru-paru terletak setelah jantung. Walaupun nilai dosis serap yang diterima jantung lebih besar dibandingkan paru-paru, namun nilai tersebut juga jauh lebih kecil dibandingkan nilai dosis serap yang diterima oleh payudara.

Dari hasil simulasi dan juga dari hasil perhitungan, dapat membuktikan bahwa penggunaan radiasi  $\gamma$  pada pengobatan kanker dapat dilakukan. Nilai  $R^2$  dari grafik trendline regresi linier adalah 0,98 hingga 1 yang menunjukkan bahwa *reliability* dari titik-titik ordinat grafik mendekati bahkan bernilai sempurna. Nilai dosis serap yang ada dapat digunakan sebagai taksiran awal. Dosis serap ini selanjutnya dapat digunakan untuk mengetahui dampak biologis yang akan dialami pasien. Simulasi menggunakan Monte Carlo menghasilkan nilai *relative error* yaitu kurang dari 0,05 %. *Relative error* yang kecil ini menunjukkan ketelitian dalam distribusi sebaran foton pada organ terjadi secara merata.