

Analisis Perbandingan Hasil Simulasi Dosis Serap Kanker Payudara Pada Wanita Dalam Brakiterapi Dengan Pd-103 Dan I-125 Menggunakan MCNP

Argnes Yulia B.¹⁾, Matius M.L.T.²⁾

^{1,2)}Program Studi Fisika

Universitas Matana

Matana University Tower, Jl. CBD Barat Kav. 1, Curug Sangereng,

Kec. Klp. Dua, Kabupaten Tangerang, Banten, 15810

¹⁾ argnesyberlianti@gmail.com, ²⁾ matius@matanauniversity.ac.id

ABSTRAK

Brachytherapy that known as internal radiotherapy is a radiotherapy that increasingly being used to kill cancer cells by inserting or implanting a radiation source into the tissue of the organ that is attacked by cancer cells. Currently, the method of brachytherapy by implanting permanent implants is widely used, especially using Pd-103 and I-125 sources. In radiation therapy process, absorbed dose is one of the most important parameter so that a simulation before radiation therapy is very important. The purpose of this study was to analyze the results of the calculation of the simulated absorption dose in brachytherapy between Pd-103 and I-125. The simulations are carried out using MCNP in which the geometry of the breast, cancer cells and radioactive source is defined as a sphere with a breast diameter is 10 cm, the diameter of cancer cells is 2.5 cm, and the radioactive diameter is 0.7 cm. Variance of total seed, and distance between the source and cancer cells will be input to see how its effect the absorbed dose.

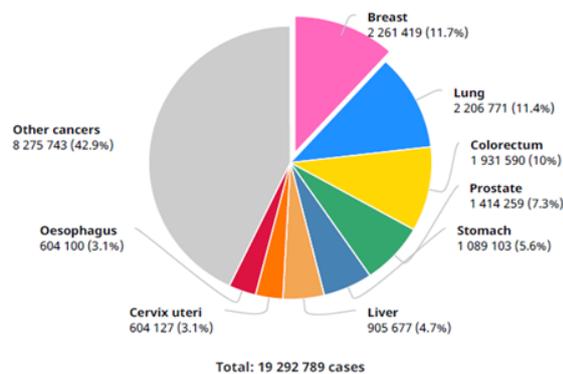
Kata kunci: *brachytherapy, absorbed dose, breast cancer, MCN*

I. Pendahuluan

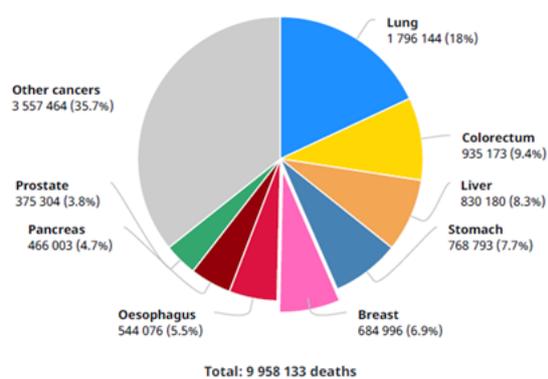
Kanker merupakan suatu penyakit yang sudah tidak asing lagi didengar oleh masyarakat awam. Penyakit ini didefinisikan sebagai tumor ganas yang mana selnya bertumbuh lebih cepat dari pada sel tubuh pada umumnya sehingga dapat mempengaruhi atau merusak jaringan di sekitarnya serta mampu menyebar ke bagian tubuh lain (Azril, 2019). Kanker sendiri dikatakan sebagai salah satu penyakit penyebab kematian terbesar di dunia di mana hal ini didukung oleh pernyataan WHO pa-

da tahun 2018 bahwa dari 18 juta penderita kanker, 9.6 juta diantaranya meninggal dunia. Penyakit ini dapat menyerang hampir seluruh bagian tubuh dan terdiri atas bermacam-macam jenis berdasarkan lokasinya seperti kanker hati, kanker payudara, kanker otak, dan masih banyak lagi.

Salah satu jenis kanker yang banyak diderita terutama oleh wanita di seluruh dunia adalah kanker payudara. Menurut World Cancer Research, kanker payudara merupakan salah satu jenis kanker yang banyak diderita oleh wanita bahkan hampir di seluruh dunia di



Gambar 1: *Presentase kasus penderita kanker pada tahun 2020 (Sumber: Globocan 2020)*



Gambar 2: *Presentase kematian pada penderita kanker (Sumber: Globocan 2020)*

mana pada tahun 2020 ditemukan 2.2 juta kasus kanker payudara baru dengan presentase 11.7% dari seluruh jenis kanker yang terjadi pada wanita. Sedangkan presentase angka kematiannya mencapai 6.9%.

Gambar 1 dan Gambar 2 menunjukkan bahwa presentase kanker payudara yang terjadi pada wanita cukup besar dengan angka presentase kematian lebih dari setengahnya. Kanker payudara menjadi perhatian banyak pihak di mana hal ini terutama disebabkan oleh fungsi payudara yang merupakan salah satu bagian tubuh penting bagi wanita terutama untuk menghasilkan ASI. Payudara sendiri didefinisikan sebagai kelenjar yang terdiri dari lemak, jaringan ikat, serta kelenjar getah bening dan lobus di mana lobus ini berfungsi untuk menghasilkan ASI.

Meningkatnya penderita kanker mengakibatkan terjadinya peningkatan pula pada

teknologi-teknologi di rumah sakit yang khususnya berguna untuk memusnahkan sel kanker. Salah satu teknologi tersebut memanfaatkan suatu sumber radioaktif untuk membunuh sel kanker yang bersarang pada tubuh manusia khususnya payudara. Teknologi ini sering disebut dengan radioterapi atau yang dikenal dengan radiasi terapi di mana radioterapi dibagi menjadi 2, yaitu radioterapi internal, dan radioterapi eksternal. Radioterapi internal atau yang disebut juga dengan brachytherapy merupakan terapi radiasi dengan sumber radioaktif dimasukkan ke dalam tubuh pasien tepat pada bagian yang terdapat kanker (Awaludin, 2007).

Sedangkan radioterapi eksternal merupakan terapi dengan sumber radioaktif berada di luar tubuh dengan bantuan suatu perangkat/mesin yang berfungsi untuk mengarahkan pancaran radiasi dari sumber tepat pada bagian tubuh pasien yang terdapat sel kanker di dalamnya.

Brakiterapi merupakan salah satu jenis radioterapi yang semakin banyak digunakan. Salah satu teknik yang diterapkan dalam brakiterapi adalah PBSI atau yang sering disebut dengan Permanent Implant di mana pada teknik ini sumber radioaktif akan di tanamkan di dalam tubuh secara permanen untuk membunuh sel kanker di dalam jaringan organ tersebut. Sumber radioaktif yang dipilih tentunya merupakan radioaktif dengan energi yang cukup besar namun memiliki waktu paruh yang singkat. Sumber radioaktif tersebut nantinya akan meluruh dan keluar dari tubuh pasien melalui keringat, atau sistem ekskresi tubuh lainnya. Sumber radioaktif yang sering digunakan dalam teknik implant permanen ini antara lain adalah Palladium 103, dan Iodium 125. Kedua sumber tersebut memiliki waktu paruh yang cukup singkat, yaitu 16.99 hari dan 60 hari. Baik Pd-103 maupun I-125 merupakan sumber radioaktif yang memancarkan energi gamma di mana sinar gamma diketahui memiliki daya rusak yang cukup besar sehingga mampu membunuh sel kanker yang berada pada target organ. Energi gamma yang dimiliki Pd-103 dan I-

125 berturut-turut adalah 21 keV, dan 35.5 keV.

Perhitungan dosis serap atau simulasi dapat dilakukan menggunakan suatu metode yang disebut Monte Carlo di mana pada metode ini fisikawan medis menggunakan suatu software untuk menunjang kegiatan simulasi atau menyusun geometri fantom, yaitu MCNP (Monte Carlo N-Particle).

Dengan digunakannya variasi jarak serta jumlah seed yang digunakan dalam simulasi brakiterapi Pd-103 dan I-125 akan memberikan hasil analisis dosis serap yang lebih signifikan. Selain itu, melalui simulasi ini dapat terlihat pula manakah sumber radioaktif yang dinilai lebih efektif. Berdasarkan pernyataan latar belakang di atas, penulis akan membahas mengenai perbedaan nilai hasil simulasi dosis serap pada brakiterapi dengan menggunakan sumber Pd-103 dan I-125.

Tujuan penelitian ini adalah:

1. Menganalisis bagaimana perbedaan nilai dari hasil simulasi dosis serap menggunakan satu seed sumber radioaktif Pd-103 dan I-125 dengan 3 variasi jarak.
2. Menganalisis bagaimana perbedaan nilai dari hasil simulasi dosis serap setelah diberikan variasi jumlah seed pada sumber radioaktif Pd-103 dan I-125 dengan variasi jarak yang sama.

A. Brakiterapi

Brakiterapi merupakan salah satu jenis terapi radiasi yang digunakan untuk memusnahkan sel kanker dalam tubuh dengan metode jarak dekat, yaitu dengan memasukkan sumber radiasi ke dalam jaringan yang terdapat sel kanker di dalamnya dengan posisi di dekat sel kanker sehingga radiasi yang diterima sel kanker rasionya akan lebih tinggi dibandingkan dengan jaringan sehat di sekitarnya (Alfred dan Irwan, 2011).

Penanaman sumber radioaktif yang digunakan untuk brakiterapi tentunya tidak semata-mata langsung memasukkan radioaktif tersebut ke dalam tubuh melainkan menggunakan sebuah seed di mana biasanya seed

ini merupakan sebuah komponen kecil yang terbuat dari logam titanium yang di dalamnya akan diisi sumber radioisotope tertentu sesuai dengan yang akan digunakan, beberapa sumber tersebut, antara lain adalah I-125 dan Pd-103. Selain itu, teknik penanaman seed untuk brakiterapi berdasarkan waktu terbagi menjadi 2, yaitu penanaman seed sementara (temporary implant seed) dan penanaman seed permanen (permanent implant seed). Pada skripsi ini dibahas mengenai brakiterapi menggunakan I-125 dan Pd-103 di mana keduanya sama sama dapat digunakan sebagai sumber radioisotop untuk permanent implant seed di mana permanent implant seed merupakan penanaman sumber radioisotop secara permanen karena sumber tersebut akan meluruh dengan sendirinya ketika aktivitasnya sudah habis karena keduanya memiliki waktu paruh yang cukup singkat dengan energi tidak terlalu tinggi namun cukup untuk membunuh kanker tetapi tetap pemberian seed harus sesuai dengan perhitungan dosis ketika simulasi dilakukan (Indra, dkk, 2014).

B. Iodine-125 (I-125)

Iodine 125 merupakan sumber radioaktif pemancar gamma dengan energi 35 KeV, dan waktu paruh 60 hari. I-125 diproduksi melalui reaksi aktivasi neutron dengan target isotope ^{124}Xe di mana nantinya ^{124}Xe tersebut akan meluruh menjadi I-125 (Agitta, 2011).

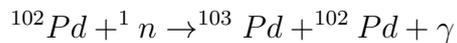
I-125 memancarkan foto-auger yang dinilai efektif untuk merusak sel kanker di mana foto-auger sendiri terbentuk akibat efek auger dalam kulit atom, yaitu proses perubahan x-ray menjadi fotoelektron (Agitta, 2011).

C. Palladium-103 (Pd-103)

Palladium 103 atau Pd-103 merupakan pemancar foton energi rendah yang digunakan dalam brakiterapi sebagai permanent implant seed. Pd-103 ini memiliki karakteristik energi yang cukup mirip dengan I-125 namun memiliki rata-rata laju dosis yang 3x lebih tinggi

dibanding I-125 (H.Afarideh, dkk, 2000). Pd-103 ini merupakan pemancar radiasi gamma dengan energi sebesar 21 KeV (Adisti, 2011).

Berdasarkan United States Patent, Pd-103 memiliki waktu paruh 16,97 hari. Produksi Pd-103 melibatkan aktivasi neutron dengan target Pd-102.



D. Kanker Payudara

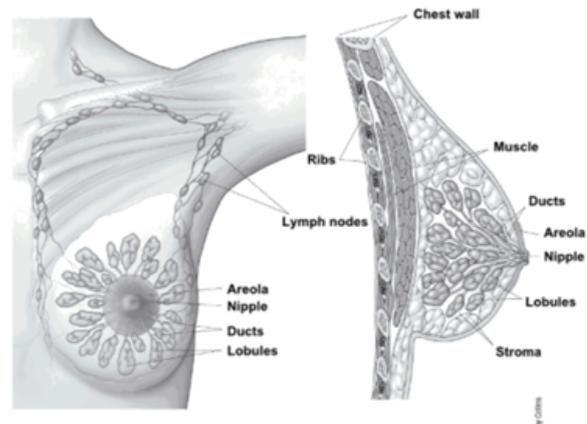
Kanker merupakan suatu penyakit yang disebabkan adanya pertumbuhan abnormal dari sel-sel pada jaringan tubuh di mana pertumbuhan tersebut dapat mengakibatkan invasi ke jaringan-jaringan normal. Kanker dapat menyebar pada bagian tubuh tertentu seperti payudara. Kanker payudara atau Carcinoma mammae didefinisikan sebagai keganasan pada jaringan payudara yang berasal dari epitel duktus maupun lobulusnya. Penyebab kanker payudara ini sama seperti penyakit kanker lainnya, yaitu akibat terjadinya mutase gen dalam jaringan sel yang mempengaruhi regulasi mekanisme pembelahan serta pertumbuhan sel di dalam jaringan tersebut menjadi tidak normal. Kanker payudara merupakan salah satu jenis kanker terbanyak di Indonesia (Adisti, 2011).

Perkembangan payudara pada wanita dipengaruhi oleh hormon estrogen dan hormon lainnya. Pada wanita perkembangan payudara sangatlah aktif. Payudara yang sensitif terhadap pengaruh hormonal mengakibatkan payudara cenderung mengalami pertumbuhan neoplastik baik yang bersifat jinak maupun ganas (Dwi, 2010).

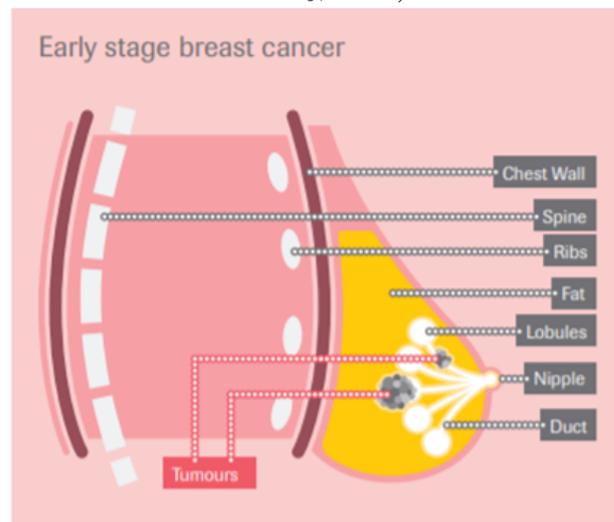
E. Dosis Serap

Dalam radioterapi tentu terdapat suatu istilah yang tidak dapat dipisahkan, yaitu dosis serap. Dosis serap didefinisikan sebagai suatu energi yang diserap oleh suatu materi yang dikenai atau dilewati suatu radiasi pengion (BATAN, 2008).

Apabila suatu radiasi mengenai atau melewati suatu materi, maka radiasi tersebut



Gambar 3: *Gambar 2. 1Anatomi Payudara Normal (Sumber: American Cancer Society, 2005)*



Gambar 4: *Anatomi payudara yang terkena kanker stadium awal (Sumber : Roche – breast cancer a guide for journalists on breast cancer and its treatment)*

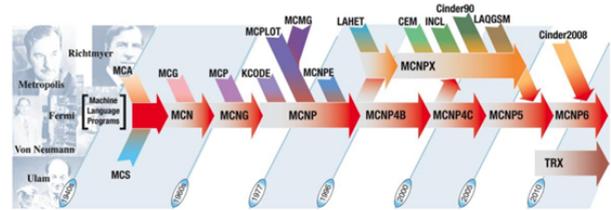
sebagian akan menembus materi tersebut, sebagian akan terhambur, dan sisanya akan berinteraksi dengan molekul atau atom penyusun materi di mana pada proses inilah dosis serap terjadi karena pada tahap ini akan terjadi proses ionisasi dan eksitasi. Ketika hal ini terjadi, maka energi radiasi tersebut akan terus menerus berkurang akibat terserap oleh materi.

Dosis serap juga biasa digunakan untuk menyatakan kekuatan radiasi pada suatu tempat. Pada umumnya akan dinyatakan dengan intensitas dosis serap pada suatu udara di tempat tertentu dengan satuan nGy/jam. Besar radiasi alam di lingkungan secara umum kira-kira adalah 10 nGy/jam. Semakin besar energi radiasi maka akan semakin besar pula dosis serapnya. Namun hal ini tentunya juga bergantung pada jenis dan densitas materi yang menyerapnya atau yang dilewatinya (BATAN, 2008). Terdapat beberapa cara untuk menyatakan satuan dai dosis, namun satuan yang umum digunakan untuk menyatakan dosis serap adalah RAD (Radiation Absorbed Dose) di mana $1 \text{ RAD} = 100 \text{ erg/gr} = 100 \times 10^{-7} / 10^{-3} \text{ kg} = 10^{-2} \text{ Gray (Gy)}$.

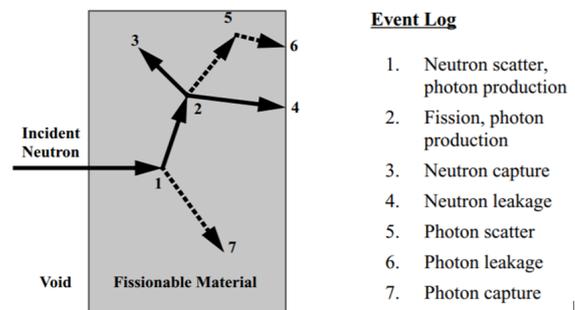
F. MCNP (Monte Carlo N-Particle)

Monte Carlo adalah suatu metode numerik statistik dengan mensimulasikan bilangan acak untuk menyelesaikan masalah yang tidak mungkin untuk diselesaikan secara analitik. Salah satu program komputer berbasis metode monte carlo adalah Monte Carlo N-Particle (X-5 Monte Carlo Team, 2003).

Software berbasis monte carlo, MCNP ini digunakan untuk mensimulasikan perjalanan suatu partikel baik neutron, elektron maupun foton dalam suatu material secara dua dimensi maupun tiga dimensi. Program ini dikerjakan oleh tim Monte Carlo di Laboratorium Nasional Los Alamos, USA. Metode ini disebut dengan monte carlo karena prinsip kerjanya dianggap sama dengan permainan dadu dan kata “monte carlo” sendiri diambil dari nama sebuah kota di negara Monaco yang merupakan pusat judi internasional. Simulasi dengan metode monte carlo ini pertama kali



Gambar 5: Perkembangan MCNP (Brian, dkk, Los Alamos National Laboratory). (Sumber : Team, M. C. (2003). MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 Volume I: Overview and Theory X-5 Monte Carlo Team.)



Gambar 6: Kejadian atau interaksi radiasi yang disimulasikan oleh MCNP (Sumber : Team, M. C. (2003). MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 Volume I: Overview and Theory X-5 Monte Carlo Team.)

dilakukan untuk menghitung ketepatan bom nuklir dalam proyek Manhattan pada tahun 1940-an (X-5 Monte Carlo Team, 2003).

Dalam transport partikel, metode Monte Carlo sangat realistis dimana ia benar-benar mengikuti banyaknya partikel dari sumber sepanjang sumber tersebut memancarkan radiasi secara penuh hingga habis dalam beberapa interaksi (penyerapan, pelepasan, dll.). Distribusi probabilitas secara acak diambil menggunakan transport data untuk menentukan hasil pada setiap step dari sumber radioaktif tersebut.

```

Judul simulasi
C kartu sel
.
.
.
.
C kartu permukaan
.
.
.
.
C kartu data
.
.
.
.
    
```

Gambar 7: Susunan input kartu pada MCNP (Rasito, 2013)

```

Simulasi dosis gamma di sel 2
c kartu sel
1      1      -4.93      -1
2      2      -1.92      1 -2
3      3      -1.04      1 2 -3
4      0      1 2 3
    
```

Gambar 8: Contoh input pada kartu sel (Percobaan penulis untuk input MCNP)

G. Input MCNP

Pada prinsipnya, input MCNP dilakukan dengan mengisikan apa yang disebut dengan “kartu” di mana terdapat tiga kartu pada input MCNP ini, yaitu kartu sel, kartu permukaan, dan kartu data. Kartu sel dan kartu permukaan merupakan inputan geometri dari obyek yang akan disimulasikan, sementara kartu data merupakan informasi mengenai material obyek simulasi, sumber partikel, dan tally. Kartu sel akan berisi seberapa banyak sel yang disimulasikan, densitas dari sel yang disimulasikan serta jumlah permukaan yang dimiliki sel tersebut. Kartu permukaan berisi bentuk dan nilai dari bidang permukaan yang memotong sumbu koordinat. Berdasarkan

```

c kartu permukaan
1      so      2
2      so      5
3      so      7
4      so     10
    
```

Gambar 9: Contoh input pada kartu permukaan (Percobaan penulis untuk input MCNP)

Gambar 7 - 9, input yang dimasukkan pada kartu permukaan memiliki pengertian bahwa sel berbentuk lingkaran dengan titik berada di pusat koordinat dan memiliki diameter masing-masing sesuai nomor selnya. Selain itu, untuk kartu data berisi data-data mengenai material yang dimiliki oleh setiap sel, partikel apakah yang disimulasikan, berapa energinya, sel mana sajakah yang disimulasikan, posisi sumber berada di mana, jumlah partikel yang akan disimulasikan, serta tally yang diinginkan.

II. Metode Penelitian

Penelitian ini dilakukan secara sistematis dan terencana guna mendapatkan jawaban dari masalah yang ingin dipecahkan. Sesuai dengan tujuan dilakukannya penelitian ini, yaitu untuk menganalisis bagaimana perbandingan hasil simulasi dosis derap pada brakiterapi menggunakan I-125, dan Pd-103 dengan MCNP5 maka metode penelitian yang digunakan adalah metode penelitian secara kuantitatif di mana penelitian kuantitatif dapat diartikan sebagai suatu proses untuk memperoleh pengetahuan melalui suatu data yang berupa angka sebagai medium untuk menemukan hal yang ingin dicapai (Margono, 2000).

Geometri jaringan kanker ataupun payudara yang didefinisikan pada MCNP adalah berbentuk bola di mana diameter jaringan kankernya adalah 2 cm, dan jaringan payudara adalah 10 cm. Kemudian sumber radioisotope yang digunakan baik Pd-103 maupun I-125 berbentuk bola dengan diameter

Tabel 1: Fraksi penyusun jaringan payudara dan sel kanker.

Atom Penyusun	Fraksi Massa Atom Penyusun	
	Payudara	Kanker
H	0.116	0.099
C	0.519	0.269
N	-	0.045
O	0.365	0.569
Na	-	0.018

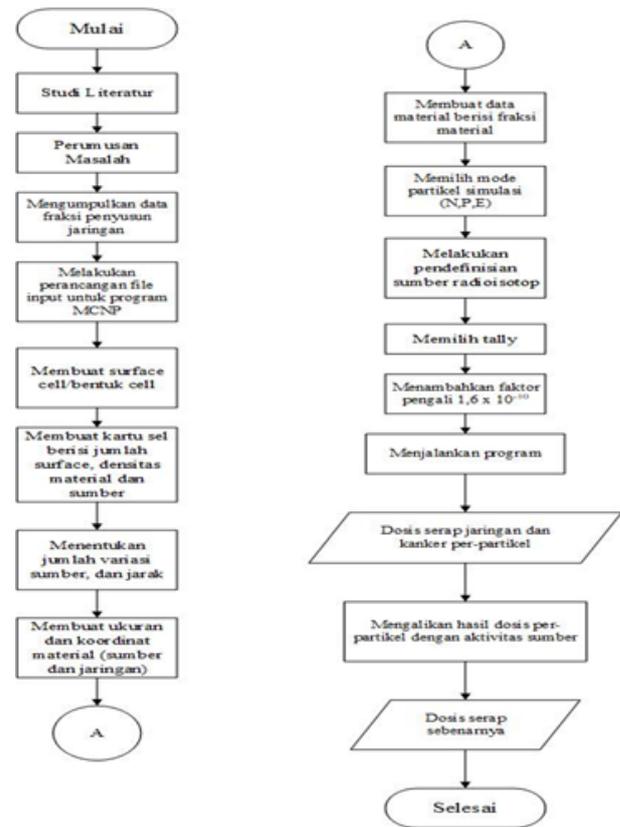
(Sumber: ICRP 89, 2002 dan skripsi Dhani Nur, 2013)

masing-masing 0.5cm yang jarak serta jumlah seed nya akan divariasikan. Material penyusun jaringan yang digunakan terdiri atas atom penyusun serta fraksi massa atom penyusunnya. Material penyusun jaringan dalam penelitian ini dapat dilihat pada Tabel 1. Pada penelitian ini data yang digunakan berasal dari publikasi jurnal, buku, dan juga website, atau secara garis besar data didapat melalui metode studi Pustaka. Studi kepustakaan berarti mempelajari berbagai buku referensi serta hasil penelitian sebelumnya yang sejenis dengan tujuan untuk mendapatkan landasan teori mengenai masalah yang akan diteliti (Sarwono, 2006).

Selain itu, data juga dikumpulkan berdasarkan eksperimen langsung melalui program MCNP pada komputer berdasarkan file input dengan data-data yang diperoleh melalui sudi pustaka sebelumnya.. Adapula prosedur perancangan input yang akan digunakan pada MCNP di berikan pada rancangan flowchart berikut.

III. Hasil dan Pembahasan

Pada penelitian ini telah berhasil dibuat simulasi brakiterapi pada kanker payudara dengan sumber radioisotope I-125 dan Pd-103 untuk mengetahui hasil nilai dosis serapan pada kanker payudara menggunakan MCNP. Simulasi yang berhasil dijalankan menjelaskan mengenai geometri sederhana payudara yang dianggap berbentuk bola, begitu juga

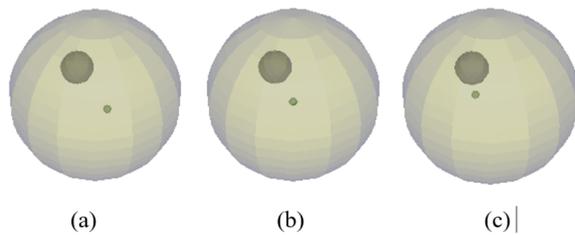


dengan sel kanker di dalamnya dan sumber radioaktif di dalamnya namun dengan ukuran diameter yang berbeda-beda.

Apabila input data telah selesai dan siap untuk dieksekusi atau dilakukan proses running, lama waktu untuk eksekusi harus ditentukan. Waktu eksekusi dapat ditentukan dengan menambahkan NPS pada data inputan di mana NPS berarti menjelaskan secara spesifik jumlah partikel hidup yang disimulasi. NPS yang digunakan pada penelitian ini adalah 1.000.000.

A. Hasil Geometri dan Dosis Serap Per-Partikel (tally) berdasarkan Output MCNP

Geometri yang digunakan pada penelitian ini untuk payudara adalah berbentuk bola dengan diameter 10cm, sel kanker di dalamnya dengan diameter 2cm, dan sel sumber radioisotope yang digunakan dengan diameter 0,5cm dengan variasi jarak yang sudah ditentukan, yaitu 1cm, 3cm, dan 5cm dari sel kanker berada. Hasil tally atau dosis serap



Gambar 10: Geometri hasil eksekusi MCNP satu seed sumber dengan jarak (a) 5cm, (b) 3cm, dan (c) 1cm

Tabel 2: Hasil Perhitungan Dosis Serap Sebenarnya Pada 1 Seed Sumber

Jarak	I-125	Pd-103
5 cm	2.299×10^{-12} Gy	7.684×10^{-9} Gy
3 cm	1.104×10^{-7} Gy	1.551×10^{-8} Gy
1 cm	3.329×10^{-7} Gy	8.914×10^{-8} Gy

per-partikel yang ditunjukkan oleh MCNP pada ke-2 sumber sesuai jarak yang ditentukan adalah xsebagai berikut.

A.1. I-125

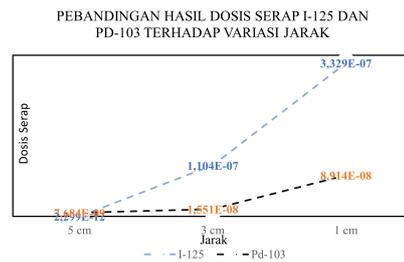
Jarak 5 cm: $1,774 \times 10^{-20}$ Gy
 Jarak 3 cm: $8,523 \times 10^{-16}$ Gy
 Jarak 1 cm: $2,569 \times 10^{-15}$ Gy

A.2. Pd-103

Jarak 5 cm: $9,948 \times 10^{-17}$ Gy
 Jarak 3 cm: $2,009 \times 10^{-16}$ Gy
 Jarak 1 cm: $1,154 \times 10^{-15}$ Gy

B. Hasil Perhitungan Dosis Serap Sebenarnya

Nilai yang diberikan pada hasil eksekusi MCNP memang sudah berupa dosis serap, namun masih dalam per-partikel, oleh karena itu perlu dikalikan dengan aktivitas dari sumber yang digunakan untuk mendapatkan dosis serap yang sebenarnya. Berdasarkan informasi yang diperoleh, maka aktivitas sumber yang digunakan untuk I-125 adalah $12,96 \times 10^7$ Bq (Agitta, 2011), dan $7,725 \times 10^7$ Bq untuk sumber Pd-103 (Adisti, 2011).



Gambar 11: Grafik Perbandingan Hasil Dosis Serap I-125 dan Pd-103 dengan 1 Seed Sumber terhadap Variasi Jarak

Tabel 3: Hasil Perhitungan Dosis Serap Sebenarnya Pada 2 Seed Sumber

Jarak	I-125	Pd-103
5 cm	5.272×10^{-6} Gy	1.603×10^{-7} Gy
3 cm	1.247×10^{-5} Gy	1.688×10^{-6} Gy
1 cm	3.405×10^{-5} Gy	2.825×10^{-6} Gy



Gambar 12: Grafik Perbandingan Hasil Dosis Serap I-125 dan Pd-103 dengan 2 Seed Sumber terhadap Variasi Jarak

Tabel 4: Hasil Perhitungan Dosis Serap Sebenarnya Pada 3 Seed Sumber

Jarak	I-125	Pd-103
5 cm	5.800×10^{-6} Gy	2.500×10^{-6} Gy
3 cm	1.499×10^{-4} Gy	3.455×10^{-6} Gy
1 cm	2.255×10^{-4} Gy	3.942×10^{-5} Gy



Gambar 13: Grafik Perbandingan Hasil Dosis Serap I-125 dan Pd-103 dengan 3 Seed Sumber terhadap Variasi Jarak

C. Analisa Hasil Dosis Serap

Berdasarkan hasil eksekusi, dan perhitungan terhadap dosis serap sel kanker dengan sumber I-125, dan Pd-103 terbentuklah grafik perbedaan antara hasil dosis serap keduanya sebagaimana diberikan pada subbab sebelumnya, baik menggunakan 1, 2, atau 3 seed sumber. Sebagaimana ditunjukkan pada grafik bahwa semakin dekat jarak antara sumber dengan sel kanker maka nilai dosis serapnya pun semakin meningkat, hal ini berlaku baik pada sumber I-125 maupun Pd-103. Penanaman seed brakiterapi di dekat sel kanker akan meningkatkan nilai dosis serap yang diterima sel kanker, sehingga sel kanker dapat dihancurkan.

Jarak yang disimulasikan pada MCNP adalah 1cm, 3cm, dan 5cm pada setiap jumlah seed, dan hal tersebut membuktikan bahwa dengan jarak seed 1cm dari sel kanker menghasilkan dosis serap yang lebih tinggi bagi sel kanker dibandingkan dengan jarak 5cm. Pada simulasi 1 seed sumber radioisotope didapatkan nilai dosis serap sebesar 3.329×10^{-7} Gy untuk I-125, dan 8.914×10^{-8} Gy untuk Pd-103 pada jarak 1cm dari sel kanker. Begitupula pada 2 seed radioisotope, yaitu 3.405×10^{-5} Gy untuk I-125, dan 2.825×10^{-6} Gy untuk Pd-103. Kemudian pada 3 seed sumber radioisotope adalah 2.255×10^{-4} Gy untuk I-125, dan 3.942×10^{-5} Gy untuk Pd-103. Masing-masing hasil dosis serap tersebut merupakan hasil dosis serap yang didapatkan pada jarak 1cm dari sel kanker. Melalui hasil tersebut dapat terlihat juga bahwa perbedaan

jumlah seed yang digunakan pada simulasi brakiterapi akan mempengaruhi hasil dosis serap yang diterima oleh sel kanker pula.

Selain itu, terdapat pula perbedaan nilai dosis serap antara kedua sumber yang digunakan meskipun dengan jarak dan jumlah seed yang sama. Pada ketiga grafik yang diberikan di subbab sebelumnya, terlihat bahwa nilai dosis serap yang diberikan oleh sumber I-125 lebih besar di dibandingkan dengan Pd-103. Hal tersebut tentunya dipengaruhi oleh bedanya aktivitas sera energi yang dimiliki oleh masing-masing sumber di mana energi yang dimiliki oleh sumber I-125 lebih besar, yaitu 35 KeV sedangkan Pd-103 adalah 21 KeV.

IV. Kesimpulan dan Saran

A. Kesimpulan

1. Nilai dosis serap yang diberikan dengan 1 seed sumber terhadap 3 variasi jarak sangat terlihat, di mana semakin dekat jarak sumber dengan sel kanker/target semakin besar pula nilai dosis serap yang diberikan. Hal ini membuktikan bahwa jarak sangat berpengaruh terhadap dosis serap yang didapatkan oleh sel kanker sehingga sel tersebut dapat musnah. Pada sumber I-125 maupun Pd-103, keduanya sama-sama menunjukkan hal tersebut. Nilai dosis serap yang diberikan oleh kedua sumber radioisotope tersebut pada jarak 1cm terlihat jelas lebih besar dibandingkan dengan nilai yang ditunjukkan pada jarak 3cm ataupun 5cm.
2. Berdasarkan hasil perhitungan maupun eksekusi dengan MCNP, nilai dosis serap yang didapatkan jika jumlah seed ditambah meskipun dengan jarak yang sama akan lebih besar hasilnya. Seperti pada Pd-103 dengan 2 seed sumber pada jarak 5cm, hasil dosis serapnya adalah 1.603×10^{-7} Gy sedangkan hasil dosis serap pada 3 seed dengan jarak yang sama adalah 2.5×10^{-6} Gy. Berdasarkan hasil tersebut, terbukti bahwa nilai dosis se-

rap akan bertambah besar apabila jarak yang diberikan semakin dekat, dan apabila jumlah seed yang diberikan semakin banyak, maka nilai dosis serapnya pun semakin bertambah besar..

B. Saran

Dalam penelitian ini penulis tentunya menyadari bahwa masih terdapat banyak kekurangan serta keterbatasan di dalamnya. Saran untuk penelitian lebih lanjut:

1. Karena keterbatasan waktu yang diberikan, maka untuk penelitian selanjutnya disarankan untuk menggunakan waktu yang lebih signifikan sesuai dengan kebutuhan simulasi yang akan dilakukan.
2. Disarankan menggunakan geometri yang lebih baik lagi, di mana penggunaan seed termasuk dengan pembungkus seednya, kemudian peletakkan sumber radioisotope dapat sesuai dengan sebagaimana umumnya dilakukan pada brakiterapi.
3. Disarankan untuk melakukan simulasi dengan jumlah seed mencapai lebih dari 10 untuk mencapai hasil yang optimum, dan stabil.

REFERENSI

- [1] Afarideh, H., Ardaneh, K., & Sadeghi, M. (N.D.). Production Of Pd 103 Seed From Rh Targets For Brachytherapy.
- [2] Barbieri, R. L. (2019). Breast. Yen & Jaffe's Reproductive Endocrinology: Physiology, Pathophysiology, And Clinical Management: Eighth Edition, 419, 248-255.E3. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-47912-7.00010-X>
- [3] Breast Cancer - The Cancer Atlas. (N.D.). Retrieved December 1, 2020, From <https://canceratlas.cancer.org>
- [4] Breast Cancer A Guide For Journalists On Breast Cancer And Its Treatment. (N.D.).
- [5] Deteksi Dini Kanker - Azril Okta Ardhi-ansyah - Google Books. (N.D.). Retrieved December 16, 2020, From <https://books.google.co.id>
- [6] Di, R., Dan, K., Dengan, L., & Code, P. (N.D.). Analisis Dosis Pengobatan BN-CT Pada Kanker.
- [7] Ferlay, J., Colombet, M., Soerjomataram, I., Mathers, C., Parkin, D. M., Piñeros, M., Znaor, A., & Bray, F. (2019). Estimating The Global Cancer Incidence And Mortality In 2018: Globocan Sources And Methods. In International Journal Of Cancer (Vol. 144, Issue 8, Pp. 1941–1953). Wiley-Liss Inc. <https://doi.org>
- [8] Fisika Interaktif Kls.X IPA - Google Books. (N.D.). Retrieved December 16, 2020, from <https://books.google.co.id>
- [9] Gusmavita, A. (2011). Simulasi Penentuan Dosis Serapan Radiasi- Dari 103 Pd Pada Brachytherapy Payudara Menggunakan Software MCNP5.
- [10] Kenali Pengobatan Radioterapi — Welcome To Perhimpunan Onkologi Radiasi Indonesia. (N.D.). Retrieved December 17, 2020, From <http://www.pori.or.id>
- [11] Kesehatan, K., Penanggulangan, K., & Nasional, K. (N.D.). Kanker Payudara.
- [12] Kiedrowski, B., Brown, F., & Bull Monte Carlo Codes, J. (N.D.). MCNP Progress For Nuclear Criticality Safety LA-UR-13-Xxxxx Nuclear Criticality Safety Program Technical Accomplishments.
- [13] Malinen, E. (N.D.). Basic Principles Of Dosimetry.
- [14] Miska, L., Safitri, R., Irwandi, I., & Yusibani, E. (2019). Modifikasi Fantom ORNL_MIRD Untuk Kebutuhan Simulasi Monte Carlo Pasien Radioterapi Kanker Payudara Menggunakan MCNPX. Jurnal Rekayasa Elektrika, 15(1). <https://doi.org>

- [15] (No Title). (N.D.). Retrieved February 4, 2021, from <https://inis.iaea.org>
- [16] (No Title). (N.D.). Retrieved December 17, 2020, From <https://www.batan.go.id>
- [17] Radiation Protection, O. (2002). Washington State Department Of Health – Office Of Radiation Protection - Cobalt-60 (Co 60) Fact Sheet. <http://www.world-nuclear.org> Reed, A. L. (N.D.). Title: Author(S): Intended For: 07-4133 Medical Physics Calculations With MCNP: A Primer