

PENENTUAN KARAKTERISTIK FUNGSI GEOMETRI DAN FUNGSI ANISOTROPI SUMBER IRIDIUM-192 UNTUK BRAKITERAPI DENGAN MENGGUNAKAN MCNP

Kasmudin

Pusat Rekayasa Fasilitas Nuklir – BATAN
Gedung 71 Kawasan PUSPIITEK Serpong, Tangerang Selatan 15314
kasmudin@batan.go.id

ABSTRAK

PENENTUAN KARAKTERISTIK FUNGSI GEOMETRI DAN FUNGSI ANISOTROPI SUMBER IRIDIUM-192 UNTUK BRAKITERAPI DENGAN MENGGUNAKAN MCNP. Brakiterapi adalah bentuk radioterapi dimana sumber radiasi ditempatkan sedekat mungkin dengan daerah kanker atau jaringan tubuh yang menderita kanker dan memerlukan pengobatan secara radiasi. Penggunaan brakiterapi untuk pengobatan kanker berpedoman pada protokol perencanaan yang mengacu pada Laporan American Association of Physicists in Medicine Task Group No. 43 (AAPM TG-43). Laporan tersebut berisikan standar perhitungan dosis sumber radiasi yang digunakan dalam brakiterapi, yang meliputi kuat air-kerma, konstanta laju dosis, fungsi geometri, fungsi dosis radial, dan fungsi anisotropi. Tujuan penelitian ini adalah untuk menentukan fungsi geometri dan fungsi anisotropi dari sumber radiasi gamma Iridium-192 ($Ir-192$) untuk brakiterapi yang dibuat oleh Pusat Teknologi Radioisotop dan Radiofarmaka (PTRR) – BATAN. Penentuan fungsi geometri menggunakan formula dari AAPM TG-43. Sedangkan untuk menentukan fungsi anisotropi, selain digunakan formula dari AAPM TG-43, juga diperlukan pemodelan dan simulasi dengan menggunakan software Monte Carlo N-Particle (MCNP). Telah berhasil ditentukan fungsi geometri dan fungsi anisotropi dari sumber radiasi gamma $Ir-192$ yang sesuai dengan rekomendasi dari AAPM TG-43. Ketersediaan data ini diperlukan agar penggunaan sumber radiasi gamma $Ir-192$ untuk brakiterapi menghasilkan dosis iradiasi yang tepat dalam pengobatan kanker dan aman bagi jaringan sehat di sekitar kanker.

Kata kunci : Brakiterapi, Iridium-192, AAPM TG-43, fungsi geometri, fungsi anisotropi, MCNP.

ABSTRACT

DETERMINATION OF CHARACTERISTICS OF GEOMETRY FUNCTIONS AND ANISOTROPIC FUNCTIONS OF IRIDIUM-192 SOURCE FOR BRACHY THERAPY USING MCNP. Brachytherapy is a form of radiotherapy in which the radiation source is placed as close as possible to the cancer area or body tissue that has cancer and requires radiation treatment. The use of brachytherapy for cancer treatment is guided by a planning protocol that refers to the Report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group No. 43 (AAPM TG-43). The report contains standard dose calculations for radiation sources used in brachytherapy, including air-kerma strength, dose rate constant, geometric function, radial dose function, and anisotropy function. The purpose of this study is to determine the geometric function and anisotropy function of the gamma radiation source Iridium-192 ($Ir-192$) for brachytherapy made by the Center for Radioisotope and Radiopharmaceutical Technology (PTRR – BATAN). The geometric function is determined using the formula from AAPM TG-43. Meanwhile, to determine the anisotropy function, in addition to using the formula from AAPM TG-43, modeling and simulation using Monte Carlo N-Particle (MCNP) software are also required. The geometric function and anisotropy function of the $Ir-192$ gamma radiation source have been successfully determined in accordance with the recommendations of AAPM TG-43. The availability of these data is needed so that the use of $Ir-192$ gamma radiation sources for brachytherapy produces the right irradiation dose in the treatment of cancer and is safe for healthy tissues around the cancer.

Keywords: Brachytherapy, Iridium-192, AAPM TG-43, geometry function, anisotropy function, MCNP.

1. PENDAHULUAN

Penyakit kanker atau tumor merupakan salah satu penyebab kematian utama di seluruh dunia^[1]. Pada tahun 2012, sekitar 8,2 juta kematian disebabkan oleh kanker^[2]. Menurut data GLOBOCAN (IARC) tahun 2012, di Indonesia kasus baru yang muncul pada wanita umumnya adalah penderita kanker payudara (43,3%) dan diikuti kanker dinding rahim^[3]. Sedangkan pada pria umumnya sebagai penderita kanker paru-paru (34%) dan diikuti kanker prostat (31%)^{[2][4][5]}. Seiring dengan meningkatnya jumlah penderita kanker baru, meningkat pula kebutuhan pengobatannya. Salah satu pengobatan atau terapi bagi penderita kanker atau tumor bisa dengan menggunakan radiasi sinar gamma yang dipancarkan oleh inti zat radioaktif dan diarahkan atau ditembakkan ke jaringan kanker atau tumornya. Teknik ini dikenal dengan istilah radioterapi.

Salah satu metode dalam radioterapi adalah brakiterapi (*brachytherapy*), yang berasal dari bahasa Yunani '*brachy*' berarti jarak pendek atau dekat dan '*therapy*' berarti perawatan atau penanganan. Brakiterapi atau radioterapi internal adalah bentuk radioterapi dimana sumber radiasi ditempatkan di dalam atau di tempat yang sedekat mungkin dengan daerah kanker atau jaringan tubuh yang menderita kanker dan memerlukan pengobatan secara radiasi^[6]. Sumber radiasi dalam brakiterapi yang umumnya terbungkus memungkinkan sumber tersebut dapat diletakkan pada permukaan kanker secara langsung, dimasukkan ke dalam rongga tubuh atau disisipkan ke dalam organ terutama pada bagian leher, kepala, prostat, atau payudara^{[7][8][9]}. Brakiterapi umumnya digunakan sebagai pengobatan yang efektif untuk kanker prostat, payudara, kulit, dan juga dapat digunakan untuk mengobati kanker di beberapa bagian tubuh lainnya^{[10][11][12]}.

Sebelum suatu sumber radioaktif pemancar radiasi gamma digunakan untuk brakiterapi, harus dilakukan perhitungan terlebih dahulu terhadap distribusi dosis serap iradiasi gamma tersebut pada medium kanker atau jaringan lunak tubuh manusia yang menderita kanker untuk memastikan bahwa aktivitas sumber, jumlah sumber, dan umur sumber sesuai dengan yang diperlukan atau telah memenuhi persyaratan dalam terapi atau pengobatan^[11].

Penggunaan brakiterapi berpedoman pada protokol perencanaan yang mengacu pada Laporan *American Association of Physicists in Medicine Task Group No. 43* (AAPM TG-43). Laporan tersebut berisikan standar perhitungan dosis sumber radiasi yang digunakan dalam brakiterapi, yang meliputi kuat air-kerma (S_K) dalam $\text{cGy cm}^2 \text{h}^{-1}$ atau U, konstanta laju dosis (Λ) dalam $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$, fungsi geometri pada jarak radial r dan sudut polar θ ($G(r, \theta)$), fungsi dosis radial ($g(r)$), dan fungsi anisotropi ($F(r, \theta)$)^[13].

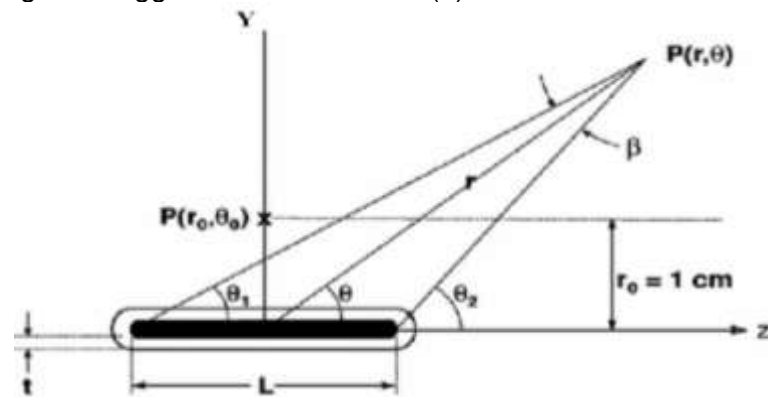
Tujuan penelitian ini adalah untuk menentukan fungsi geometri ($G(r, \theta)$) dan fungsi anisotropi ($F(r, \theta)$) dari sumber radiasi gamma Iridium-192 (Ir-192) untuk brakiterapi yang dibuat oleh Pusat Teknologi Radioisotop dan Radiofarmaka (PTRR) – BATAN dengan bentuk silinder. Komposisi materi sumber aktif Ir-192 tersebut terdiri atas campuran 30% Iridium-192 dan 70% Platina dengan ukuran panjang 3,5 mm dan diameter 0,5 mm yang dibungkus dengan kelongsong stainless steel (SS) AISI 316L sepanjang 5,54 mm, diameter luar 1,2 mm dan diameter dalam 0,5 mm^[11]. Untuk menentukan fungsi geometri menggunakan formula yang diberikan oleh AAPM TG-43 dan dihitung dengan Microsoft Excel. Sedangkan untuk menentukan fungsi anisotropi, selain menggunakan formula dari AAPM TG-43, juga diperlukan pemodelan dan simulasi menggunakan *software* Monte Carlo N-Particle Version 6 (MCNP6) dan perhitungan lebih lanjut dengan menggunakan Microsoft Excel.

Pada penelitian sebelumnya telah ditentukan fungsi dosis radial sumber radiasi gamma Ir-192 untuk brakiterapi buatan PTRR-BATAN tersebut^[11], kemudian dilanjutkan dengan penentuan fungsi dosis radial sumber radiasi gamma Cesium-137 (Cs-137) dan Cobalt-60 (Co-60) dengan model dan komposisi yang sama seperti sumber radiasi gamma Ir-192 tersebut^[10]. Penelitian ini adalah kelanjutan dari

penelitian-penelitian tersebut untuk menyediakan data dan formula dari sumber radiasi gamma Ir-192 dalam penggunaannya sebagai sumber radiasi gamma untuk brakiterapi yang membutuhkan dosis iradiasi yang tepat bagi pengobatan kanker dan aman bagi jaringan sehat di sekitar kanker.

2. DASAR TEORI

Dewasa ini, Protocol AAPM TG-43 tentang dosimetri brakiterapi telah dipergunakan sebagai teknik dosimetri yang universal untuk sumber brakiterapi^[14]. Karakteristik sumber radiasi untuk brakiterapi telah ditentukan dengan dua cara, yaitu menggunakan metode eksperimen dan metode simulasi sesuai rekomendasi AAPM TG-43^[15], yaitu bahwa distribusi laju dosis serap iradiasi oleh medium di sekitar sumber brakiterapi yang mengikuti sistem koordinat yang ditunjukkan pada Gambar 1 dapat ditentukan dengan menggunakan Persamaan (1).



Gambar 1. Sistem koordinat yang digunakan dalam perhitungan dosimetri brakiterapi sesuai rekomendasi AAPM TG-43^[13].

Distribusi laju dosis serap iradiasi oleh medium (jaringan kanker) di sekitar sumber radiasi gamma untuk brakiterapi, secara umum dapat dinyatakan dengan persamaan:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (1)$$

dimana

- $\dot{D}(r, \theta) = \frac{dD(r, \theta)}{dt}$ = laju dosis serap iradiasi oleh medium (jaringan kanker) di titik $P(r, \theta)$ dalam satuan dosis per satuan waktu = cGy h⁻¹,
- S_K = air kerma strength (kekuatan kerma udara) dalam cGy cm² h⁻¹ = μGy m² h⁻¹ = U
- Λ = konstanta laju dosis dalam satuan cGy h⁻¹ U⁻¹,
- $G(r, \theta)$ = fungsi geometri di titik $P(r, \theta)$ pada jarak radial r (cm) dan sudut polar θ (radian) dari pusat sumber aktif,
- $G(r_0, \theta_0)$ = fungsi geometri di titik referensi $P(r_0, \theta_0)$ pada jarak radial $r_0 = 1$ cm dan sudut polar $\theta_0 = 90^\circ$ atau $\pi/2$ radian dari pusat sumber aktif,
- $g(r)$ = fungsi dosis radial di titik $P(r, \theta)$ pada jarak radial r (cm) dan sudut polar $\theta_0 = 90^\circ$ atau $\pi/2$ radian dari pusat sumber aktif ,
- $F(r, \theta)$ = fungsi anisotropi di titik $P(r, \theta)$ pada jarak radial r (cm) dan sudut polar θ (radian),
- r = jarak radial titik $P(r, \theta)$ dari pusat sumber aktif dalam satuan cm, dan

- θ = besar sudut polar di titik pusat sumber aktif antara titik $P(r, \theta)$ dan sumbu sumber aktif (sumbu Z positif) dalam satuan derajat ($^{\circ}$).

2.1 Fungsi Geometri, $G(r, \theta)$

Fungsi geometri menyatakan variasi distribusi spasial sumber akibat pengaruh ukuran geometri sumber dan distribusi sumber aktif di dalam sumber itu sendiri. Tujuan fungsi geometri adalah meningkatkan keakuratan, dimana laju dosis dapat diestimasi dengan interpolasi data dari titik-titik diskrit^[8]. Secara fisik, fungsi geometri memberikan koreksi terhadap hukum kuadrat terbalik (*inverse square law*) sesuai dengan model geometri sumber yang digunakan dan mengabaikan faktor hamburan dan atenuasi^{[13][16]}. AAPM TG-43 merekomendasikan penggunaan dua model sumber untuk brakiterapi, yaitu model sumber titik dan model sumber garis atau batang^[17].

- Untuk model sumber berbentuk titik, fungsi geometri dihitung dengan rumus:

$$G(r, \theta) = \frac{1}{r^2} \quad (2)$$

- Untuk model sumber berbentuk garis atau batang, fungsi geometri dihitung dengan rumus:

$$G(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{L r \sin \theta}, & \text{jika } \theta \neq 0^{\circ} \\ (r^2 - L^2/4)^{-1}, & \text{jika } \theta = 0^{\circ} \end{cases} \quad (3)$$

dimana:

- β = besar sudut di titik P yang menghadap ujung-ujung sumber aktif dalam satuan radian,
- L = panjang sumber aktif dalam satuan cm,
- r = jarak radial titik P (r, θ) dari pusat sumber aktif dalam satuan cm,
- θ = besar sudut polar di titik pusat sumber aktif antara titik $P(r, \theta)$ dan sumbu sumber aktif (sumbu Z positif) dalam satuan derajat ($^{\circ}$).

Karena sumber Ir-192 untuk brakiterapi yang dibuat oleh PTRR – BATAN berbentuk batang atau silinder kecil, maka penentuan fungsi geometrinya menggunakan Persamaan (3).

2.2 Fungsi Anisotropi, $F(r, \theta)$

Fungsi anisotropi merupakan anisotropi distribusi dosis di sekitar sumber yang dipengaruhi oleh faktor absorpsi dan hamburan dalam medium, dan juga dipengaruhi oleh geometri sumbernya. Fungsi anisotropi, $F(r, \theta)$, didefinisikan sebagai^{[16][17]}:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0)G(r, \theta)} \quad (4)$$

dimana:

- $\dot{D}(r, \theta)$ = laju dosis pada jarak radial r (cm) dan sudut polar θ ($^{\circ}$),
- $\dot{D}(r, \theta_0)$ = laju dosis pada jarak radial r (cm) dan sudut polar $\theta_0 = 90^{\circ}$,
- $G(r, \theta)$ = faktor geometri pada jarak radial r (cm) dan sudut polar θ ($^{\circ}$), dan
- $G(r, \theta_0)$ = faktor geometri pada jarak radial r (cm) dan sudut polar $\theta_0 = 90^{\circ}$.

Fungsi anisotropi menggambarkan variasi dosis pada jarak tertentu sebagai fungsi sudut polar relatif terhadap bidang tegak lurus sumber^[13]. Umumnya nilai dari fungsi anisotropi tersebut akan berkurang seiring dengan mendekatnya jarak titik papir menuju sumber, seiring dengan mendekatnya sudut titik papir dengan sudut 0° atau

180°, seiring dengan bertambahnya ketebalan lapisan pembungkus sumber, dan seiring dengan berkurangnya energi radiasi yang dipancarkan sumber^[7].

3. TATA KERJA

Dalam penelitian ini, yaitu penentuan karakteristik fungsi geometri dan fungsi anisotropi sumber radiasi gamma Ir-192 untuk brakiterapi, digunakan *software* Monte Carlo N-Particle Version 6 (MCNP6) dan Microsoft Excel.

3.1 Penentuan Fungsi Geometri Sumber Ir-192, $G(r,\theta)$

Dalam penentuan fungsi geometri sumber radiasi gamma Ir-192 digunakan Persamaan (3). Berdasarkan Persamaan (3), fungsi geometri, $G(r,\theta)$, adalah fungsi yang ditentukan oleh nilai β , L , r , dan θ seperti ditunjukkan pada Gambar 1 yang berarti fungsi geometri bisa ditentukan secara langsung menggunakan alat bantu *software* Microsoft Excel dengan langkah-langkah seperti yang dijelaskan di bawah ini.

- Menghitung nilai β dengan langkah-langkah sebagai berikut:

1. Mengubah koordinat polar titik $P(r,\theta)$ menjadi koordinat Cartesius $P(y,z)$ dengan

$$y = r \sin \theta \quad \text{dan} \quad z = r \cos \theta \quad (5)$$

2. Berdasarkan Gambar 1, menentukan panjang sisi-sisi segitiga APB dengan A dan B masing-masing ujung kiri dan ujung kanan sumber aktif Ir-192, serta O titik tengah AB.

$$AP = [(r \cos \theta + L/2)^2 + (r \sin \theta)^2]^{1/2} \quad (6)$$

$$BP = [(r \cos \theta - L/2)^2 + (r \sin \theta)^2]^{1/2} \quad (7)$$

$$AB = L \quad (8)$$

3. Menghitung nilai β dengan aturan Cosinus

$$\beta = \cos^{-1} \frac{[(r \cos \theta + L/2)^2 + (r \sin \theta)^2] + [(r \cos \theta - L/2)^2 + (r \sin \theta)^2] - L^2}{2[(r \cos \theta + L/2)^2 + (r \sin \theta)^2]^{1/2} [(r \cos \theta - L/2)^2 + (r \sin \theta)^2]^{1/2}} \quad (9)$$

- Nilai L adalah panjang sumber aktif Ir-192 sebesar 0,35 cm.
- Nilai jarak radial r dalam satuan cm ditentukan, yaitu sebesar 0,25; 0,5; 0,75; 1; 1,25; 1,5; 1,75; 2; 2,5; 3; 3,5; 4; 4,5; 5; 6; 7; 8; 9; 10; 11; 12; 13; 14; dan 15.
- Nilai sudut polar θ juga ditentukan, yaitu 0° , 5° , 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 35° , 40° , 45° , 50° , 55° , 60° , 65° , 70° , 75° , 80° , 85° , dan 90° .

Menentukan nilai fungsi geometri, $G(r,\theta)$, dengan semua kombinasi nilai jarak radial r dan sudut polar θ menggunakan Persamaan (3).

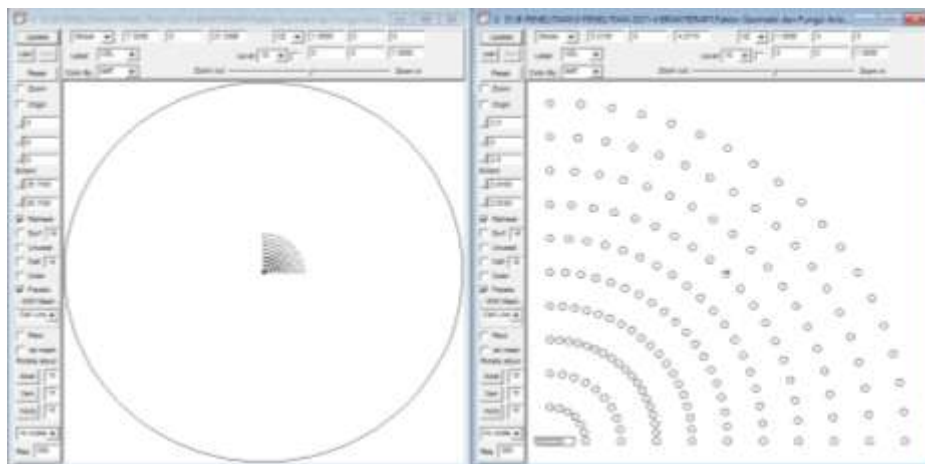
3.2 Penentuan Fungsi Anisotropi Sumber Ir-192, $F(r,\theta)$

Dalam penentuan fungsi anisotropi sumber radiasi gamma Ir-192 digunakan Persamaan (4). Berdasarkan Persamaan (4), fungsi anisotropi $F(r,\theta)$ bergantung pada nilai laju dosis $\dot{D}(r,\theta)$, selain juga bergantung pada fungsi geometri $G(r,\theta)$. Untuk menentukan laju dosis, $\dot{D}(r,\theta)$ diperlukan *file input* MCNP6 yang berisi pemodelan seperti ditunjukkan pada Gambar 2 dan perintah simulasi penentuan laju dosis di bola-bola air pada jarak radial r dan sudut polar θ yang ditentukan seperti yang dijelaskan di bawah ini.

- Titik pusat sumber aktif Ir-192 yang berbentuk silinder panjang 0,35 cm dan diameter 0,05 cm diletakkan di titik pusat koordinat dengan sumbu silinder berimpit

dengan sumbu Z. Aktivitas sumber Ir-192 yang digunakan adalah $10 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{11}$ foton/detik.

- Kelongsong sumber Ir-192 terbuat dari SS AISI 316L dengan diameter dalam 0,05 cm, diameter luar 0,12 cm, dan panjang 0,554 cm (dari $z = -0,220$ cm sampai $z = 0,334$ cm).
- Digunakan medium air berbentuk bola jari-jari 25 cm yang diukur dari titik pusat koordinat. Sesuai dengan rekomendasi AAPM TG-43, untuk meniru atau memodelkan jaringan lunak tubuh manusia (kanker atau tumor), digunakan medium air, karena jaringan lunak tubuh manusia mayoritas terdiri dari air dan memiliki kerapatan yang hampir sama dengan air.
- Dibuat pemodelan sel-sel bola air berjari-jari 0,05 cm untuk simulasi laju dosis dengan menggunakan MCNP6 yang diperlukan dalam penentuan fungsi anisotropi pada jarak radial r dalam satuan cm dan sudut polar θ dalam satuan derajat ($^\circ$) sebagai berikut:
 - $r = 0,5 \text{ cm}; 1 \text{ cm}; 1,5 \text{ cm}; 2 \text{ cm}; 2,5 \text{ cm}; 3 \text{ cm}; 3,5 \text{ cm}; 4 \text{ cm}; 4,5 \text{ cm}; 5 \text{ cm};$ dan
 - $\theta = 0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 15^\circ, 20^\circ, 25^\circ, 30^\circ, 35^\circ, 40^\circ, 45^\circ, 50^\circ, 55^\circ, 60^\circ, 65^\circ, 70^\circ, 75^\circ, 80^\circ, 85^\circ, 90^\circ.$
- Digunakan NPS (*number particle of simulation*) 10^8 untuk menghitung *tally* F6, yaitu besar energi radiasi yang diserap oleh tiap satuan massa bola air (*default* satuan F6 adalah MeV/g). Agar dihasilkan satuan laju dosis cGy/h, satuan MeV/g perlu diubah dengan mengalikan suatu FM (*factor multiplication*), yaitu
$$\text{FM} = 1 \text{ MeV/g} \times 10 \text{ Ci} = 10^6 \times 1,602 \times 10^{-19} \text{ J}/(10^{-3} \text{ kg}) \times 3,7 \times 10^{11} \text{ foton/s} = 59.274 \text{ Gy/s}$$
$$= 59,274 \times 10^2 \text{ cGy}/(1/3600 \text{ h}) = 21338640 \text{ cGy/h}.$$
- Setelah *file input* selesai dibuat, kemudian dieksekusi (*di-run*) untuk mendapatkan laju dosis di setiap bola.
- Ditentukan nilai fungsi anisotropi $F(r,\theta)$ dengan menggunakan Persamaan (4).



Gambar 2. Pemodelan sel-sel bola air untuk simulasi laju dosis dengan menggunakan MCNP6 untuk menentukan fungsi anisotropi

4. HASIL DAN PEMBAHASAN

Data nilai hasil penentuan fungsi geometri $G(r,\theta)$ ditunjukkan pada Tabel 1 di bawah. Nilai-nilai fungsi geometri ini dihitung dengan menggunakan Persamaan (3) untuk sumber berbentuk garis atau batang dengan langkah-langkah seperti yang dijelaskan di bagian 3.1, yaitu dengan urutan menggunakan Persamaan (5), (6), (7), (8), dan (9) serta nilai jarak radial r dan sudut polar θ yang ditentukan, kemudian dihitung dengan Persamaan (3). Berdasarkan Persamaan (3) tersebut, fungsi geometri $G(r,\theta)$ tidak bergantung pada jenis sumber maupun medium tempat sumber berada, tetapi bergantung pada model geometri sumber, dalam hal ini panjang sumber L yang

nilainya tetap, letak titik $P(r,\theta)$ relatif terhadap pusat sumber yang berubah-ubah (karena nilai r dan θ berubah-ubah), serta nilai β yang juga berubah-ubah (karena nilai r dan θ berubah-ubah).

Tabel 1. Fungsi geometri $G(r,\theta)$ sumber radiasi gamma Ir-192 untuk brakiterapi

$\theta \setminus r$	0,25	0,5	0,75	1	1,25	1,5	1,75	2	2,5	3	3,5	4
0°	31,373	4,5584	1,8801	1,0316	0,6528	0,4506	0,3298	0,2519	0,1608	0,1115	0,0818	0,0626
5°	30,794	4,5511	1,8790	1,0313	0,6527	0,4505	0,3298	0,2519	0,1608	0,1115	0,0818	0,0626
10°	29,276	4,5296	1,8756	1,0302	0,6523	0,4503	0,3297	0,2519	0,1608	0,1115	0,0818	0,0626
15°	27,277	4,4952	1,8700	1,0286	0,6516	0,4500	0,3295	0,2518	0,1607	0,1115	0,0818	0,0626
20°	25,191	4,4501	1,8626	1,0264	0,6507	0,4496	0,3293	0,2516	0,1607	0,1114	0,0818	0,0626
25°	23,240	4,3966	1,8536	1,0237	0,6497	0,4491	0,3290	0,2515	0,1606	0,1114	0,0818	0,0626
30°	21,512	4,3374	1,8433	1,0206	0,6484	0,4485	0,3287	0,2513	0,1605	0,1114	0,0818	0,0626
35°	20,024	4,2751	1,8322	1,0172	0,6470	0,4478	0,3284	0,2511	0,1604	0,1113	0,0817	0,0626
40°	18,761	4,2121	1,8206	1,0136	0,6456	0,4472	0,3280	0,2509	0,1604	0,1113	0,0817	0,0626
45°	17,699	4,1504	1,8089	1,0100	0,6441	0,4464	0,3276	0,2506	0,1603	0,1112	0,0817	0,0625
50°	16,812	4,0918	1,7975	1,0064	0,6427	0,4457	0,3272	0,2504	0,1602	0,1112	0,0817	0,0625
55°	16,077	4,0376	1,7867	1,0030	0,6413	0,4451	0,3269	0,2502	0,1601	0,1112	0,0817	0,0625
60°	15,475	3,9890	1,7768	0,9998	0,6400	0,4444	0,3265	0,2500	0,1600	0,1111	0,0816	0,0625
65°	14,988	3,9468	1,7679	0,9970	0,6388	0,4439	0,3262	0,2498	0,1599	0,1111	0,0816	0,0625
70°	14,606	3,9116	1,7604	0,9945	0,6378	0,4434	0,3260	0,2497	0,1599	0,1110	0,0816	0,0625
75°	14,318	3,8839	1,7545	0,9926	0,6370	0,4430	0,3257	0,2495	0,1598	0,1110	0,0816	0,0625
80°	14,117	3,8638	1,7501	0,9911	0,6364	0,4427	0,3256	0,2494	0,1598	0,1110	0,0816	0,0625
85°	13,999	3,8518	1,7474	0,9903	0,6360	0,4425	0,3255	0,2494	0,1597	0,1110	0,0816	0,0625
90°	13,959	3,8477	1,7465	0,9900	0,6359	0,4424	0,3254	0,2494	0,1597	0,1110	0,0816	0,0625
0°	0,0495	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0124	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
5°	0,0495	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0124	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
10°	0,0495	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0124	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
15°	0,0495	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
20°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
25°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
30°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
35°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
40°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
45°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
50°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
55°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
60°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
65°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
70°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
75°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
80°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
85°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044
90°	0,0494	0,0400	0,0278	0,0204	0,0156	0,0123	0,0100	0,0083	0,0069	0,0059	0,0051	0,0044

Pada Tabel 1 tersebut bisa diamati bahwa untuk sudut polar θ yang sama, nilai jarak radial r yang semakin besar menghasilkan nilai fungsi geometri $G(r,\theta)$ yang semakin kecil. Hal ini sesuai dengan Persamaan (3), untuk nilai θ yang sama, nilai $\sin \theta$ tetap, dengan demikian nilai r yang semakin besar, akan memperkecil nilai fungsi geometri $G(r,\theta)$, karena nilai β -nya semakin kecil dan berbanding terbalik dengan nilai r , padahal L dan $\sin \theta$ -nya tetap. Kemudian dapat diamati pula bahwa, untuk jarak radial r yang sama, nilai sudut polar θ yang semakin besar menghasilkan nilai fungsi geometri $G(r,\theta)$ yang semakin kecil pula untuk nilai r yang kurang dari 5 cm, karena semakin besar nilai θ sampai 90° , nilai $\sin \theta$ semakin besar pula. Sementara itu, nilai fungsi geometri $G(r,\theta)$ berbanding terbalik dengan nilai $\sin \theta$. Untuk nilai r mulai dari 5

cm atau lebih, nilai fungsi geometri $G(r, \theta)$ adalah relatif tetap untuk r yang sama pada semua nilai θ . Hal ini memberi informasi bahwa nilai dosis iradiasi yang diterima jaringan tubuh yang menderita kanker atau tumor hanya efektif sampai jarak 5 cm.

4.2 Hasil Penentuan Fungsi Anisotropi Sumber Ir-192, $F(r, \theta)$

Data nilai hasil penentuan fungsi anisotropi $F(r, \theta)$ ditunjukkan pada Tabel 3 di bawah. Nilai-nilai fungsi anisotropi ini dihitung dengan menggunakan Persamaan (4) dengan langkah-langkah seperti yang dijelaskan di bagian 3.2. Berdasarkan Persamaan (4), fungsi anisotropi $F(r, \theta)$ bergantung pada nilai laju dosis $\dot{D}(r, \theta)$ dan nilai fungsi geometri $G(r, \theta)$. Dengan demikian, sebelum nilai fungsi anisotropi ditentukan, nilai laju dosis harus ditentukan terlebih dahulu dengan menggunakan *software* MCNP6 yang hasilnya ditunjukkan pada Tabel 2 dengan *error* rata-rata 0,27%. Setelah nilai laju dosis $\dot{D}(r, \theta)$ berhasil ditentukan dengan *software* MCNP6, nilai fungsi anisotropi dapat ditentukan dengan menggunakan Persamaan (4) yang hasilnya ditunjukkan pada Tabel 3.

Tabel 2. Laju dosis $\dot{D}(r, \theta)$ sumber Ir-192 hasil *running* MCNP6 dalam cGy h^{-1}

$\theta \setminus r$	0,5 cm	1 cm	1,5 cm	2 cm	2,5 cm	3 cm	3,5 cm	4 cm	4,5 cm	5 cm
0°	50276,5	7893,10	3830,87	2359,92	1606,49	1167,05	907,441	723,409	583,812	482,389
5°			4113,72	2515,38	1732,83	1273,82	961,477	785,999	635,090	532,516
10°		10396,8	5256,40	3195,89	2127,04	1567,25	1194,88	913,568	745,168	595,480
15°	48661,6		5891,51	3544,74	2397,57	1719,01	1284,76	999,875	774,551	651,128
20°		12513,7	6228,68	3751,16	2543,81	1802,19	1333,95	1036,91	821,171	682,092
25°			6362,03	3846,74	2576,04	1837,87	1353,21	1074,64	878,249	710,507
30°	42733,1	12947,0	6519,10	3898,94	2561,58	1867,38	1391,77	1077,67	850,082	699,217
35°			6518,38	3890,52	2622,52	1854,94	1394,30	1101,64	871,222	701,122
40°		13467,3	6704,21	3999,74	2668,16	1876,89	1421,28	1100,85	869,436	712,404
45°	41239,8		6907,28	4068,04	2670,21	1931,46	1466,60	1133,10	906,390	729,284
50°		14131,5	6995,66	4113,97	2752,35	1961,96	1487,97	1105,61	868,496	705,809
55°			7042,14	4168,04	2760,37	1994,94	1477,39	1139,85	909,288	745,726
60°	43668,0	14732,4	7215,62	4241,48	2791,16	1959,39	1485,94	1167,44	942,181	742,183
65°			7369,34	4354,45	2854,73	2027,44	1529,24	1177,03	915,469	739,537
70°		15636,2	7562,66	4365,50	2882,13	2028,92	1522,89	1164,74	941,029	750,841
75°	49265,3		7706,16	4407,66	2918,16	2071,45	1554,90	1201,48	925,589	751,799
80°		16566,7	7937,78	4583,23	3005,58	2099,25	1543,64	1216,37	952,506	766,022
85°			8111,88	4723,42	3038,96	2127,33	1579,09	1216,12	961,135	763,009
90°	58557,6	18007,6	8452,55	4830,19	3094,58	2214,99	1581,75	1213,76	994,172	801,666

Dalam penelitian ini diambil jarak radial sampai 5 cm, karena dosis serap efektif atau optimum dalam pengobatan kanker atau tumor adalah 5 cm. Sedangkan pengambilan sudut polar dimulai dari 0° sampai 90°, karena diasumsikan adanya sifat simetri dari sumber radiasi gamma Ir-192 dalam menghasilkan distribusi laju dosis serap anisotropi dari sudut 0° sampai 360° yang dapat dibagi menjadi empat kuadran yang saling simetri. Oleh karena itu pengolahan data dari nilai-nilai laju dosis pada Tabel 2 dengan sudut polar 0° sampai 90° menghasilkan data nilai-nilai fungsi anisotropi, seperti ditunjukkan pada Tabel 3 dengan sudut polar 0° sampai 180° untuk lebih informatif ketika dibuat grafik hubungan antara fungsi anisotropi $F(r, \theta)$ terhadap sudut polar θ (°) untuk nilai r tertentu.

Fungsi anisotropi ditujukan untuk menentukan distribusi dosis serap pada titik-titik di sekitar sumber. Laju dosis serap iradiasi oleh medium atau jaringan yang dihasilkan sumber Ir-192 bersifat anisotropi antara lain dipengaruhi oleh jenis medium atau jaringan di sekitar sumber tersebut yang menyebabkan terjadinya efek hamburan dan efek atenuasi terhadap sinar gamma berbeda-beda yang tergantung pada jenis medium atau jaringannya tersebut. Kedua efek ini tentunya sudah diperhitungkan oleh *software* MCNP yang digunakan untuk simulasi penentuan laju dosis serap yang

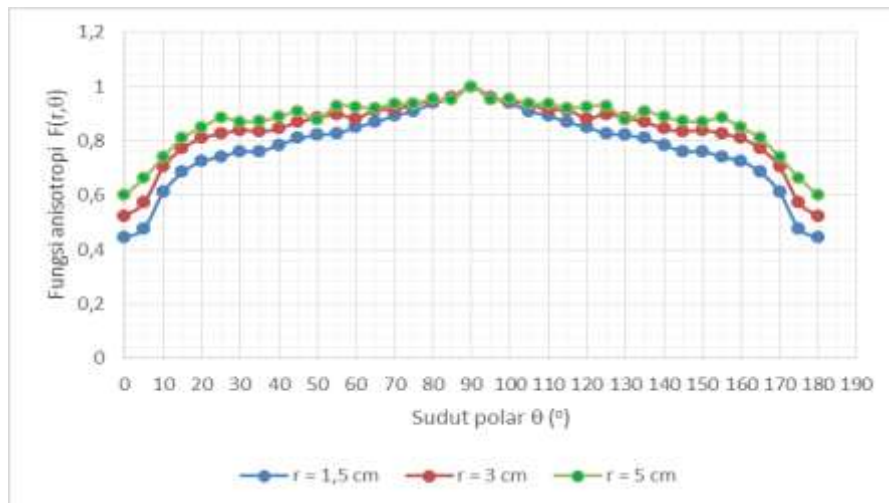
selanjutnya digunakan dalam penentuan fungsi anisotropi. Hal ini berbeda dengan penentuan fungsi geometri yang tidak dipengaruhi oleh efek hamburan dan efek atenuasi, karena fungsi geometri hanya ditentukan oleh ukuran panjang geometri sumber aktif dan faktor jarak titik ke pusat sumber seperti sudah dijelaskan di atas.

Tabel 3. Fungsi anisotropi $F(r, \theta)$ sumber radiasi gamma Ir-192 untuk brakiterapi

$\theta \setminus r$	0,5 cm	1 cm	1,5 cm	2 cm	2,5 cm	3 cm	3,5 cm	4 cm	4,5 cm	5 cm
0°	0,72472	0,42064	0,44504	0,48360	0,51575	0,52450	0,57179	0,59449	0,58605	0,60075
5°			0,47797	0,51550	0,55633	0,57250	0,60585	0,64594	0,63754	0,66319
10°		0,55479	0,61099	0,65512	0,68300	0,70445	0,75298	0,75082	0,74807	0,74163
15°	0,71130		0,68528	0,72691	0,77005	0,77280	0,80972	0,82182	0,77763	0,81098
20°		0,67026	0,72518	0,76964	0,81729	0,81038	0,84086	0,85237	0,82451	0,84962
25°			0,74155	0,78975	0,82798	0,82666	0,85318	0,88353	0,88193	0,88510
30°	0,64737	0,69740	0,76086	0,80105	0,82372	0,84020	0,87770	0,88618	0,85377	0,87114
35°			0,76188	0,79997	0,84375	0,83491	0,87953	0,90608	0,87514	0,87362
40°		0,73041	0,78481	0,82314	0,85891	0,84511	0,89680	0,90562	0,87350	0,88780
45°	0,65290		0,80986	0,83794	0,86006	0,87002	0,92566	0,93236	0,91079	0,90897
50°		0,77192	0,82152	0,84816	0,88702	0,88411	0,93942	0,90994	0,87286	0,87983
55°			0,82824	0,86004	0,89009	0,89931	0,93300	0,93832	0,91401	0,92972
60°	0,71931	0,81007	0,84985	0,87590	0,90049	0,88361	0,93865	0,96122	0,94723	0,92542
65°			0,86907	0,89988	0,92142	0,91459	0,96623	0,96930	0,92050	0,92223
70°		0,86433	0,89285	0,90273	0,93064	0,91551	0,96241	0,95933	0,94632	0,93642
75°	0,83348		0,91061	0,91191	0,94258	0,93491	0,98281	0,98972	0,93089	0,93769
80°		0,91890	0,93860	0,94858	0,97105	0,94761	0,97581	1,00207	0,95803	0,95549
85°			0,95957	0,97782	0,98198	0,96039	0,99830	1,00193	0,96675	0,95177
90°	1,00000	1,00000	1,00000	1,00000	1,00000	1,00000	1,00000	1,00000	1,00000	1,00000
95°			0,95957	0,97782	0,98198	0,96039	0,99830	1,00193	0,96675	0,95177
100°		0,91890	0,93860	0,94858	0,97105	0,94761	0,97581	1,00207	0,95803	0,95549
105°	0,83348		0,91061	0,91191	0,94258	0,93491	0,98281	0,98972	0,93089	0,93769
110°		0,86433	0,89285	0,90273	0,93064	0,91551	0,96241	0,95933	0,94632	0,93642
115°			0,86907	0,89988	0,92142	0,91459	0,96623	0,96930	0,92050	0,92223
120°	0,71931	0,81007	0,84985	0,87590	0,90049	0,88361	0,93865	0,96122	0,94723	0,92542
125°			0,82824	0,86004	0,89009	0,89931	0,93300	0,93832	0,91401	0,92972
130°		0,77192	0,82152	0,84816	0,88702	0,88411	0,93942	0,90994	0,87286	0,87983
135°	0,65290		0,80986	0,83794	0,86006	0,87002	0,92566	0,93236	0,91079	0,90897
140°		0,73041	0,78481	0,82314	0,85891	0,84511	0,89680	0,90562	0,87350	0,88780
145°			0,76188	0,79997	0,84375	0,83491	0,87953	0,90608	0,87514	0,87362
150°	0,64737	0,69740	0,76086	0,80105	0,82372	0,84020	0,87770	0,88618	0,85377	0,87114
155°			0,74155	0,78975	0,82798	0,82666	0,85318	0,88353	0,88193	0,88510
160°		0,67026	0,72518	0,76964	0,81729	0,81038	0,84086	0,85237	0,82451	0,84962
165°	0,71130		0,68528	0,72691	0,77005	0,77280	0,80972	0,82182	0,77763	0,81098
170°		0,55479	0,61099	0,65512	0,68300	0,70445	0,75298	0,75082	0,74807	0,74163
175°			0,47797	0,51550	0,55633	0,57250	0,60585	0,64594	0,63754	0,66319
180°	0,72472	0,42064	0,44504	0,48360	0,51575	0,52450	0,57179	0,59449	0,58605	0,60075

Pada Tabel 3 secara umum bisa diamati bahwa untuk sudut polar θ yang sama, nilai jarak radial r yang semakin besar menghasilkan nilai fungsi anisotropi $G(r, \theta)$ yang relatif semakin besar pula sampai sudut polar $\theta = 30^\circ$, sedangkan untuk sudut polar lebih dari 30° nilai fungsi anisotropi $G(r, \theta)$ naik sampai jarak radial $r = 4$ cm dan setelahnya turun. Ini berarti bahwa distribusi dosis serap iradiasi yang diterima jaringan kanker dari sumber Ir-192 memiliki pola yang mengikuti distribusi nilai fungsi anisotropi ini. Kemudian, pada pengamatan untuk jarak radial r yang sama, secara umum diperoleh informasi bahwa nilai sudut polar θ yang semakin besar dari 0° sampai 90° menghasilkan nilai fungsi anisotropi $F(r, \theta)$ yang semakin besar pula, sedangkan untuk sudut polar θ yang lebih besar, yaitu dari 90° sampai 180° , menghasilkan nilai fungsi anisotropi $F(r, \theta)$ yang semakin kecil.

Untuk lebih jelasnya, Gambar 3 menunjukkan grafik tiga kurva hubungan antara fungsi anisotropi $F(r,\theta)$ dengan sudut polar θ ($^\circ$) untuk jarak radial $r = 1,5$ cm, $r = 3$ cm, dan $r = 5$ cm. Secara umum ketiga kurva tersebut memiliki pola yang sama, yaitu dari sudut polar 0° sampai 90° nilai fungsi anisotropi naik dan mencapai maksimum pada sudut polar 90° , sedangkan untuk sudut polar yang lebih besar, yaitu dari 90° sampai 180° , nilai fungsi anisotropi turun. Kemudian, secara umum dapat diamati pula bahwa untuk sudut polar θ yang sama, semakin besar jarak radial r , semakin besar pula nilai fungsi anisotropinya, kecuali untuk sudut polar $\theta = 90^\circ$ dimana nilai fungsi anisotropinya sama-sama mencapai maksimum dengan nilai maksimum yang sama.



Gambar 3. Grafik hubungan fungsi anisotropi $F(r,\theta)$ dengan sudut polar θ ($^\circ$) untuk $r = 1,5$ cm, $r = 3$ cm, dan $r = 5$ cm

5. KESIMPULAN

Dari uraian di atas dapat diambil kesimpulan bahwa telah berhasil ditentukan data nilai-nilai fungsi geometri dan nilai-nilai fungsi anisotropi dari sumber radiasi gamma Ir-192 untuk brakiterapi sesuai dengan rekomendasi dari AAPM TG-43. Untuk sudut polar yang sama, jarak radial yang semakin besar menghasilkan nilai fungsi geometri yang semakin kecil. Sedangkan untuk jarak radial yang sama, semakin besar nilai sudut polar menghasilkan nilai fungsi geometri yang semakin kecil untuk nilai r kurang dari 5 cm. Sementara itu, untuk nilai r mulai dari 5 cm atau lebih, nilai fungsi geometri adalah relatif tetap atau stabil untuk nilai r yang sama pada semua nilai θ . Kemudian secara umum, untuk sudut polar dari 0° sampai 90° , nilai fungsi anisotropi naik dan mencapai maksimum pada sudut polar 90° dan untuk sudut polar lebih besar dari 90° sampai 180° nilai fungsi anisotropi turun. Sementara itu, untuk sudut polar yang sama, semakin besar jarak radial, semakin besar pula nilai fungsi anisotropinya, kecuali pada sudut polar $\theta = 90^\circ$ dimana nilai fungsi anisotropinya sama-sama mencapai maksimum dengan nilai maksimum yang sama. Ketersediaan data ini diperlukan agar penggunaan sumber radiasi gamma Ir-192 untuk brakiterapi menghasilkan dosis iradiasi yang tepat dalam pengobatan kanker atau tumor dan aman bagi jaringan yang sehat di sekitar kanker atau tumor.

6. DAFTAR PUSTAKA

- [1] Nur Fitriatuzzakiyyah, Rano K. Sinuraya, dan Irma M. Puspitasari, 2017, *Terapi Kanker dengan Radiasi: Konsep Dasar Radioterapi dan Perkembangannya di*

- Indonesia, Jurnal Farmasi Klinik Indonesia, Vol. 6, No. 4, doi: 10.15416/ijcp, Universitas Padjadjaran.
- [2] Pusat Data dan Informasi Kementerian Kesehatan RI, *InfoDATIN-Stop Kanker*, 2015,
<https://pusdatin.kemkes.go.id/resources/download/pusdatin/infodatin/infodatin-kanker.pdf>
- [3] Henry Kodrat, 2016, *The Role of Radiotherapy in Uterine Cervical Cancer*, *Medicinus* Vol. 5, No. 1, Okt. 2015 - Jan. pISSN: 1978-3094, Universitas Pelita Harapan.
- [4] IARC, *WHO South-East Asia Region Fact Sheet*, 2012.
http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_population.aspx.
- [5] Hastarita Lawrenti, 2019. 2019, *Perkembangan Terapi Kanker Prostat*, *Continuing Medical Education*, CDK-278/vol. 46 no. 8 th.
- [6] Nugroho Yudho Susilo, Rini Indrati, dan Nanang Sulaksono, 2019, *Tata Laksana Brakiterapi Co-60 Teknik Intrakaviter Lengkap pada Kasus Kanker Serviks*, *Jurnal Radiografer Indonesia*, Vol. 2 No. 2: Nopember 2019, p-ISSN: 2620-9950.
- [7] Sagedhi, Mahdi, Pooneh Saidi, and Claudio Tenreiro, 2011, *Dosimetric Characteristics of the Brachytherapy Sources Based on Monte Carlo Method*, *Applications of Monte Carlo Methods in Biology, Medicine, and Other Fields of Science*, ed. Prof. Charles J. Mode, 155-176, InTech., 2011.
- [8] deAlmeida, Carlos E., 2011, *The Need for Quality Control in High Dose Rate Brachytherapy*, *Application and Experiences of Quality Control*, ed. Prof. Ognyan Ivanov, 11-26 InTech., 2011.
- [9] Sriyono, Moch. Subechi, Anung Pujiyanto, Hambali, dan Abidin, 2019, *Fraksi Aktivitas Produk dan Teoritis Bagi ¹⁹²Ir Sebagai Sumber Radiasi Mikro-Kapsul Brakiterapi*, *JC-T (Journal Cis-Trans): Jurnal Kimia dan Terapannya*, Vol. 3, No. 2, DOI: 10.17977/um0260v3i22019p007, Universitas Negeri Malang.
- [10] Kasmudin, 2017, *Analisis Karakteristik Beberapa Sumber Radiasi Gamma Untuk Brakiterapi dengan Menggunakan MCNP6*, *Prosiding Seminar Nasional Pendayagunaan Teknologi Nuklir (SENPATEN) 2017*, ISSN : 2540-8062.
- [11] Kasmudin, 2015, *Simulasi Dosis Serap Radial Sumber Iridium-192 Untuk Brakiterapi dengan Menggunakan MCNP*, *Prosiding Seminar Nasional XI SDM Teknologi Nuklir Tahun 2015 (SDMTN 2015)*, ISSN 1978-0176.
- [12] Bahn, D.K., 2011, *Treatment of Prostate Cancer: Radioactive Seed Implantation*, *Cancer News on the Net*, Department of Radiology, Crittenton Hospital, Rochester.
- [13] M.J. Rivard, B.M. Coursey, L.A. Dewerd, et al., 2004, *Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A Revised AAPM Protocol for Brachytherapy Dose Calculation*, *Medical Physics* Vol. 31: 633-674.
- [14] Meigooni A.S., Gearheart D.M., and Sowards K., 2000, *Experimental Determination of Dosimetric Characteristics of Best ¹²⁵I Brachytherapy Source*, *Med. Phys.* Vol. 27: 2168-2173.
- [15] Ravindar Nath, et al., 1995, *Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 43*, *Medical Physics* Vol. 22: 209-234.
- [16] Rusmanto, 2011, *Penentuan Parameter Distribusi Dosis dalam Air dari Sumber Brakiterapi Ir-192 HDR (High-Dose Rate) dengan Monte Carlo*, *Tesis S-2 Program Studi Magister Fisika Medis, FMIPA UI, Depok*.
- [17] American Association of Physicists in Medicine (AAPM), *Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A Revised AAPM Protocol for Brachytherapy Dose Calculations*, *AAPM Report No. 84, Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group (TG) 43, American Institute of Physics., 2004.*