

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Landasan Teori

2.1.1 Kedokteran Nuklir

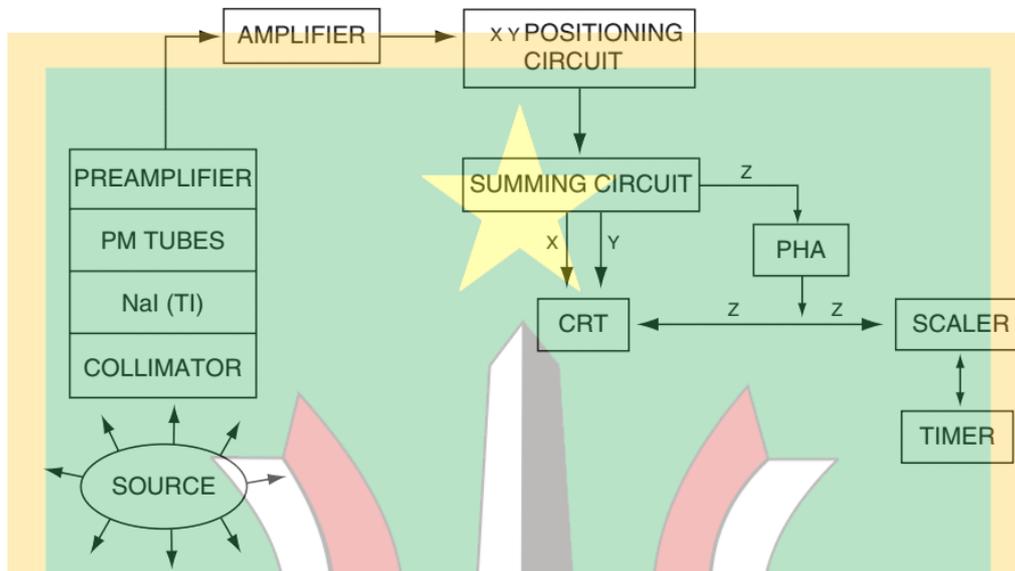
Kedokteran nuklir merupakan suatu cabang keilmuan dalam ilmu kedokteran yang memanfaatkan radioisotop untuk melakukan diagnosa dan terapi yang melibatkan berbagai disiplin ilmu, baik itu dalam bidang fisika, elektronika, komputasi, kimia, biologi, matematika dan juga farmasi. Instalasi Kedokteran Nuklir adalah suatu pelayanan medis yang memanfaatkan sumber radiasi terbuka. Hasil data yang didapatkan dalam melakukan diagnosa dalam Instalasi ini adalah dalam bentuk data kualitatif dan data kuantitatif. Terdapat dua cara yang dilakukan dalam melakukan diagnosa, yaitu *in vivo* dan *in vitro*. Pada diagnosa *in vivo*, radionuklida atau radiofarmaka dimasukkan ke dalam tubuh pasien melalui oral, inhalasi atau injeksi intravena atau injeksi langsung ke dalam organ (5).

Pasien yang telah diberikan radiofarmaka akan memancarkan radiasi dan kemudian radiasi tersebut dapat dideteksi dengan detektor yang berada di sekitar pasien. Agar radionuklida diserap oleh organ target yang akan didiagnosa atau diterapi, radionuklida ini 'diantarkan' oleh farmaka/obat-obatan tertentu. Gabungan antara radionuklida dengan farmaka ini disebut dengan Radiofarmaka (6). Radiofarmaka akan mengikuti metabolisme tubuh sehingga radionuklida dapat sampai pada organ target. Pada diagnosa *in vitro*, spesimen yang diteliti diambil dari dalam tubuh pasien dan reaksinya terhadap radionuklida akan dijadikan sebagai bahan diagnosa.

2.1.2 Kamera Gamma

Kamera Gamma atau kamera Anger, ditemukan pada 1958 oleh Hal Anger dengan menyempurnakan keterbatasan yang ada pada Skener Rektilinear. Kamera Gamma berfungsi menangkap dan memproyeksikan distribusi sinar gamma yang dipancarkan sumber radionuklida yang telah diinjeksikan pada tubuh pasien. Citra yang akan terbentuk oleh gamma kamera adalah citra dua dimensi (2D) dari distribusi spasial tiga dimensi (3D) yang terpancar dari radionuklida. Kamera gamma biasanya

terdiri atas kristal sintilasi berukuran besar yang dipasangkan dengan puluhan hingga ratusan buah PMT (*Photomultiplier Tube*).



Gambar 2. 1

Skematik alat ukur radiasi kamera gamma (7)

Berikut merupakan penjelasan mengenai kegunaan bagian-bagian pada kamera gamma :

2.1.1.1 Kristal Sintilasi

Bahan kristal sintilasi yang paling baik karena kemampuannya mengkonversi sinar gamma menjadi cahaya adalah Sodium Iodida yang didopping dengan Talium menjadi NaI(Tl). Kristal NaI(Tl) pada kamera gamma biasanya berukuran 50 cm x 50 cm dengan ketebalan sebesar 1 cm. Kristal ini dapat mendeteksi radiasi dengan rentang energi yang luas, dan radiasi dengan energi 100 – 200 keV merupakan rentang yang paling optimal dalam penggunaan kamera gamma. Namun, pada sumber dengan aktivitas tinggi, menghasilkan tumpukan pulsa dalam proses pengukuran yang menyebabkan terjadinya waktu mati (*dead-time*) sehingga perlu adanya koreksi hasil pengukuran. Kristal ini bersifat higroskopis (mudah menyerap air) sehingga kristal harus berada dalam kondisi tertutup rapat. Suhu dan

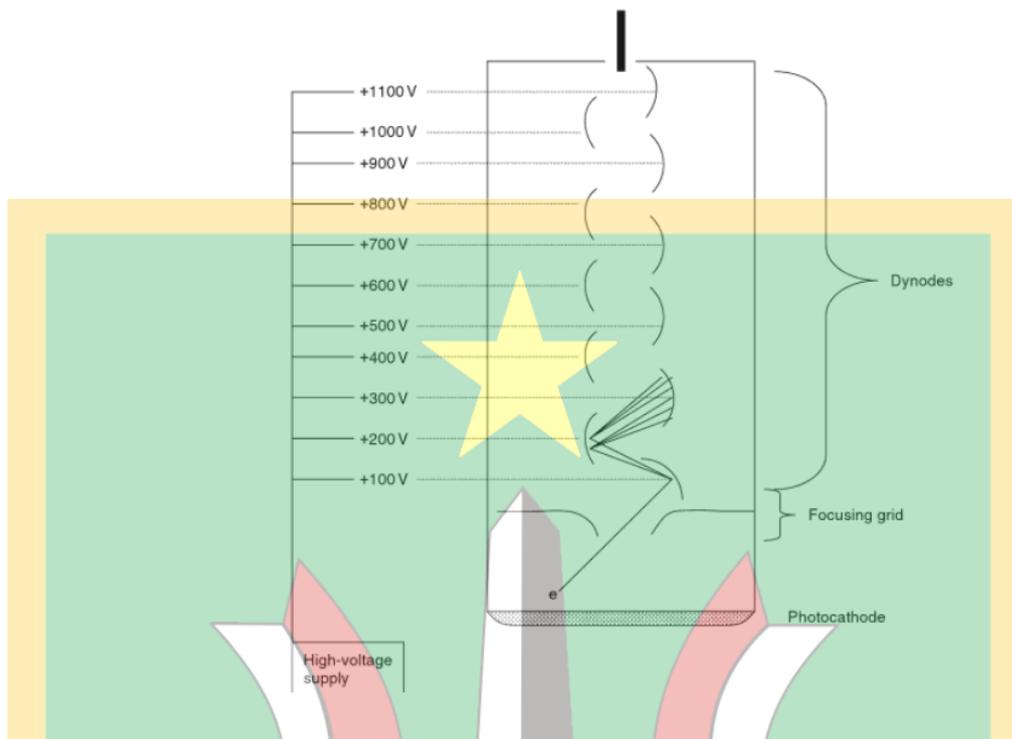
kelembaban dalam ruangan tempat menyimpan kamera gamma pun harus berada dalam suhu dan tingkat kelembaban yang rendah.

Sinar gamma yang berinteraksi dengan kristal sintilasi akan mentransfer sebagian atau seluruh energinya. Energi ini kemudian akan terkonversi menjadi cahaya dengan panjang gelombang yang bergantung pada material kristal dengan besar energi sama dengan energi pada sinar gamma. Semakin besar energi sinar gamma yang tertransfer ke dalam kristal, maka semakin besar pula intensitas cahaya yang diemisikan oleh kristal sintilasi. Pada bagian belakang kristal, terpasang PMT (Photomultiplier Tube) yang mengarahkan cahaya hasil sintilasi agar tertuju pada Array PMT.

2.1.1.2 Photomultiplier Tube (PMT)

Sinar gamma yang sudah terkonversi oleh detektor NaI(Tl) menjadi cahaya kemudian akan dikonversi menjadi sinyal listrik oleh PMT. Tiap cahaya yang diterima oleh PMT akan membentuk pulsa keluaran dengan amplitude tertentu. Ketika cahaya hasil sintilasi menumbuk fotokatoda pada PMT, elektron akan keluar dari fotokatoda akibat adanya efek fotolistrik. Jumlah elektron yang dihasilkan bergantung pada intensitas cahaya sintilasi dan energi yang terdeposit dari kristal. Besar energi yang dibutuhkan untuk membentuk sebuah elektron adalah ~ 1000 eV. Elektron yang terbentuk akan diarahkan oleh focusing grid menuju ke dinoda.

Rangkaian dinoda menggandakan elektron yang terbentuk pada fotokatoda menjadi aliran listrik yang bisa diukur. Dinoda mempertahankan agar energi potensial listriknya tetap positif dan lebih tinggi daripada energi potensial sebelumnya. Dinoda diposisikan mengarah ke dinoda berikutnya. Proses ini terus berlanjut hingga 9 – 12 kali, sehingga hasil penggandaan elektron mencapai jutaan, membentuk sinyal listrik yang bisa diukur. Sinyal listrik ini kemudian akan dikumpulkan pada anoda dan memberikan keluaran berupa tegangan sinyal.



Gambar 2. 2
Struktur Photomultiplier Tube (PMT) (7)

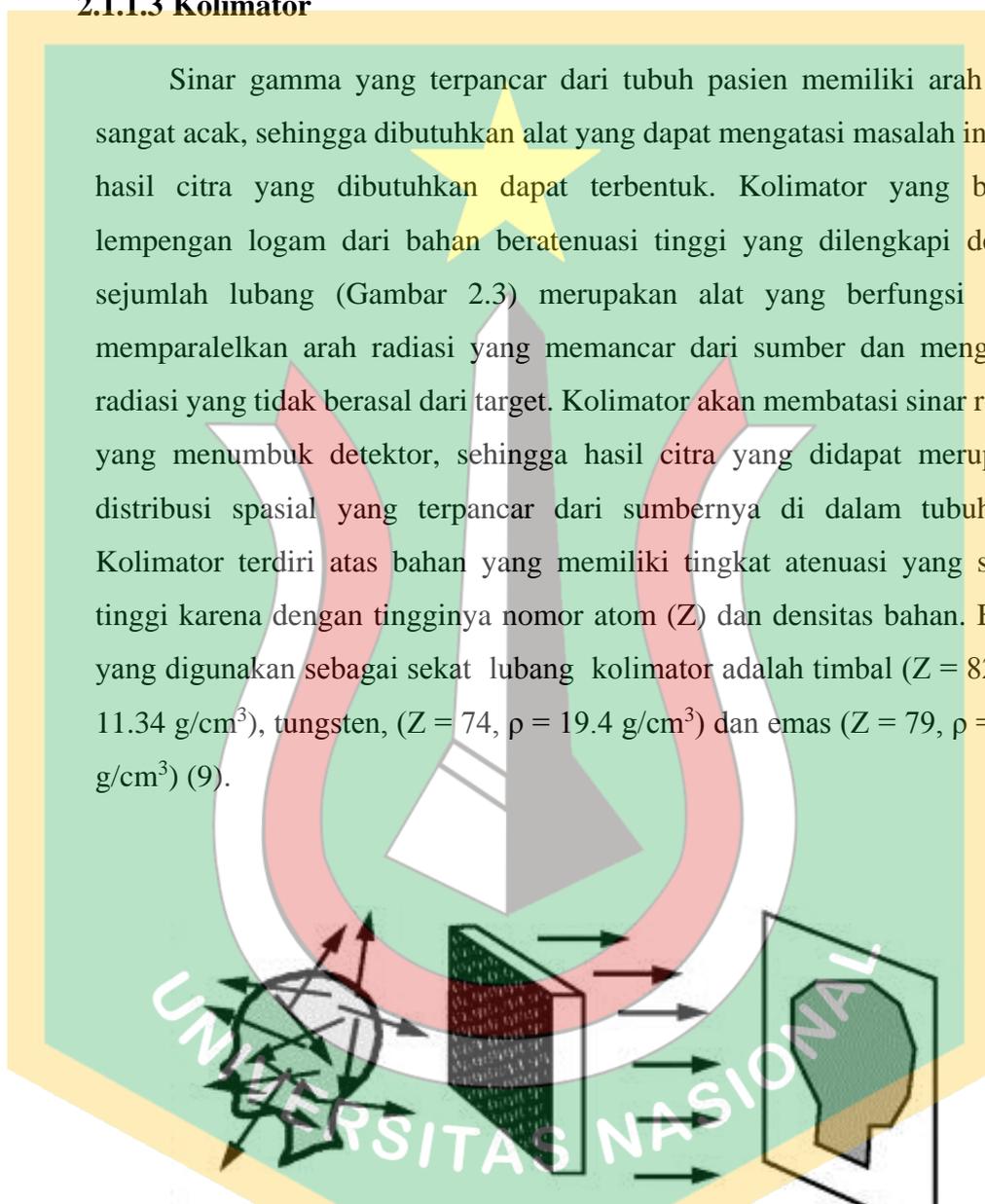
Hasil keluaran pada PMT berbentuk aliran listrik yang memiliki amplitudo yang berbanding lurus dengan besar energi yang ditransfer pada kristal. Posisi letak datangnya cahaya dapat diketahui dengan membandingkan ukuran banyaknya sinyal yang terbentuk dari tiap-tiap PMT. Semakin dekat PMT dengan posisi datangnya cahaya, semakin besar pula pulsa keluaran yang terbentuk. Tingkat akurasi energi dan posisi dari cahaya yang terdeteksi sangat bergantung pada stabilitas banyaknya pulsa yang terbentuk dan keadaan perangkat yang digunakan.

Tingkat kepekaan PMT tidak sepenuhnya seragam, hanya PMT yang berada pada bagian tengah saja yang memiliki fotokatoda dengan ketebalan lapisan fotoemisif yang paling tebal. Dengan demikian, PMT bagian tengah lebih banyak menyerap cahaya sintilasi daripada PMT di bagian tepi. Hal ini menyebabkan kerangka PMT terlihat apabila langsung dipasangkan dengan kristal sintilasi. Masalah ini dapat diatasi dengan digunakannya tabung cahaya yang dapat mengarahkan cahaya hasil sintilasi agar menjauh dari area perbatasan antara setiap PMT. Bagian tengah tabung cahaya yang berwarna hitam berfungsi untuk menyerap sebagian foton sintilasi dan mengoreksi

sinyal yang hasilnya meningkat akibat tingginya sensitivitas pada bagian tengah PMT.

2.1.1.3 Kolimator

Sinar gamma yang terpancar dari tubuh pasien memiliki arah yang sangat acak, sehingga dibutuhkan alat yang dapat mengatasi masalah ini agar hasil citra yang dibutuhkan dapat terbentuk. Kolimator yang berupa lempengan logam dari bahan beratenuasi tinggi yang dilengkapi dengan sejumlah lubang (Gambar 2.3) merupakan alat yang berfungsi untuk memparalelkan arah radiasi yang memancar dari sumber dan menghalau radiasi yang tidak berasal dari target. Kolimator akan membatasi sinar radiasi yang menumbuk detektor, sehingga hasil citra yang didapat merupakan distribusi spasial yang terpancar dari sumbernya di dalam tubuh (8). Kolimator terdiri atas bahan yang memiliki tingkat atenuasi yang sangat tinggi karena dengan tingginya nomor atom (Z) dan densitas bahan. Bahan yang digunakan sebagai sekat lubang kolimator adalah timbal ($Z = 82$, $\rho = 11.34 \text{ g/cm}^3$), tungsten, ($Z = 74$, $\rho = 19.4 \text{ g/cm}^3$) dan emas ($Z = 79$, $\rho = 19.3 \text{ g/cm}^3$) (9).



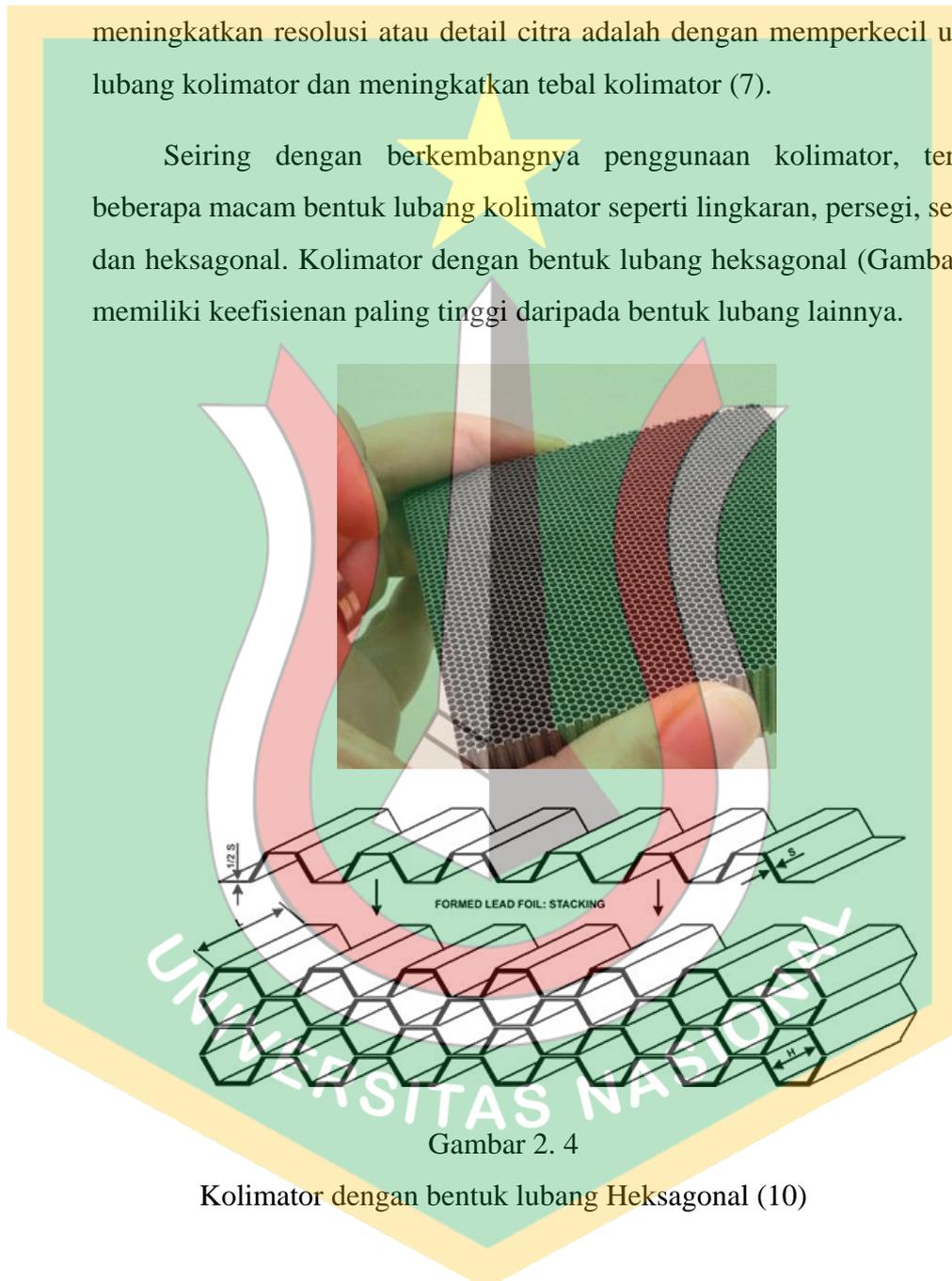
Gambar 2. 3

Prinsip Dasar Kolimator (10)

Penggunaan kolimator pada kamera gamma sangat mempengaruhi resolusi dan sensitivitas citra. Jumlah lubang pada kolimator berbanding lurus dengan sensitivitas detektor. Namun, seiring dengan bertambahnya lubang,

ketebalan tiap sekat pada lubang akan semakin menipis. Penipisan ini akan menyebabkan terpenetrasinya sekat akibat adanya interaksi dengan sinar gamma berenergi tinggi yang akan menyebabkan menurunnya resolusi spasial citra. Maka dari itu, usaha lain yang dapat dilakukan untuk meningkatkan resolusi atau detail citra adalah dengan memperkecil ukuran lubang kolimator dan meningkatkan tebal kolimator (7).

Seiring dengan berkembangnya penggunaan kolimator, terdapat beberapa macam bentuk lubang kolimator seperti lingkaran, persegi, segitiga dan heksagonal. Kolimator dengan bentuk lubang heksagonal (Gambar 2.4) memiliki keefisienan paling tinggi daripada bentuk lubang lainnya.

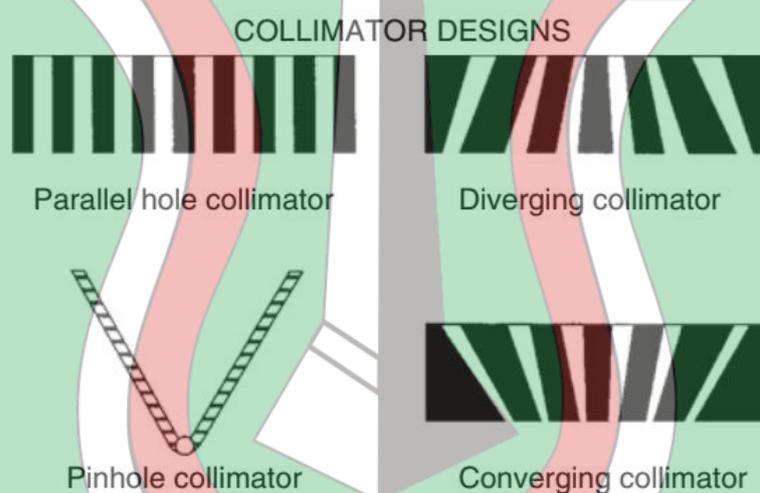


Gambar 2. 4

Kolimator dengan bentuk lubang Heksagonal (10)

Berdasarkan tipe pemfokusannya, terdapat beberapa jenis kolimator, antara lain : lubang jarum (*pinhole*), konvergen, divergen dan parallel (Gambar 2.5). Penggunaan kolimator tipe pemfokusan lubang jarum digunakan untuk pencitraan target yang berukuran sangat kecil, seperti

kelenjar tiroid. Kolimator dengan tipe pemfokusan konvergen digunakan pada proses pencitraan dengan organ target yang lebih kecil dari besar detektornya, sedangkan yang divergen digunakan pada proses pencitraan dengan organ target yang lebih besar dari detektor, seperti paru-paru. Kolimator dengan tipe parallel merupakan kolimator yang paling banyak digunakan dalam bidang kedokteran nuklir (7). Dalam penelitian yang menggunakan *point source*, kolimator parallel digunakan karena meratanya sensitivitas pada keseluruhan bagian lapangan pencitraan. Ketidakrataan sensitivitas pada kolimator dapat menimbulkan ambiguitas hasil pencitraan. Sedangkan, tingkat resolusi dalam penggunaan kolimator ini bergantung pada jarak antara sumber radiasi dan kolimator (11).



Gambar 2. 5

Bentuk Kolimator berdasarkan Jenis Pemfokusan (7)

Dalam bidang kedokteran nuklir digunakan empat macam kolimator, antara lain : LEHR (*Low-Energy, High-Resolution*), LEAP (*Low-Energy, All-Purpose*), MEAP (*Medium-Energy, All-Purpose*), and HEAP (*High-Energy, All-Purpose*). Kegunaan tiap kolimator berbeda dan bergantung pada tingkat energi sumber. Untuk memaksimalkan sensitivitas dan resolusi tiap tingkat energi, perlu dilakukan penyesuaian terhadap diameter lubang, kedalaman lubang, ketebalan sekat, dan material sekat.

Tabel 2. 1

Jenis kolimator dan peruntukkannya untuk jenis radionuklida (9)

No	Jenis Kolimator	Jenis Sumber Radioaktif
1	<i>Low-Energy</i>	<ul style="list-style-type: none"> • ^{57}Co (122 keV) • ^{123}I (159 keV) • ^{153}Sm (103 keV) • $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV) • ^{201}Tl (69 to 81 keV)
2	<i>Medium-Energy</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Ga_{67} (93, 184, 296 keV) • In_{111} (172 and 247 keV)
3	<i>High-Energy</i>	<ul style="list-style-type: none"> • I_{131} (284 keV and 364 keV).

Pada eksperimen ini, digunakan sumber $^{99\text{m}}\text{Tc}$ dan ^{153}Sm , sehingga percobaan dilakukan dengan menggunakan kolimator parallel jenis LEHR dengan tujuan memaksimalkan sensitivitas dan resolusi citranya.

2.1.1.4 Sirkuit pemosisian X, Y

Lokasi sinar gamma yang terdeteksi oleh kristal sintilasi akan ditentukan oleh sirkuit pemosisian X, Y yang terhubung langsung dengan PMT. Sirkuit ini akan menjumlahkan seluruh elektron yang masuk dan membentuk pulsa X dan Y proporsional dengan koordinat X dan Y lokasi interaksinya. Semakin besar keluaran pada PMT, semakin bagus pula resolusi citra di koordinat X, Y suatu poin interaksi. Semakin tinggi energi sinar gamma akan dihasilkan cahaya yang lebih terang dan resolusi yang lebih baik. Namun perlu diingat kembali bahwa energi gamma yang terlalu tinggi akan menyebabkan adanya penetrasi septal yang menyebabkan hasil citra menjadi blur (7).

2.1.1.5 Preamplifier

Pulsa listrik yang dihasilkan oleh PMT memiliki amplitudo yang sangat kecil, sehingga pulsa ini harus diamplifikasi agar dapat diproses di dalam tahap berikutnya. Preamplifier merupakan penguat awal pada kamera gamma yang digunakan untuk mengatur tegangan PMT dan mencocokkan tingkat impedansi dari detektor menuju rangkaian elektronik berikutnya sehingga pulsa dapat diproses dengan baik oleh sistem (7).

2.1.1.6 Amplifier Linear

Hasil amplifikasi preamplifier kemudian diperkuat dengan tepat dan proporsional oleh amplifier linear. Besar gain dalam proses amplifikasi ini dapat diatur dengan rentang antara 1 – 1000 kali. Rentang hasil amplitudo pada amplifier ini adalah sebesar 0 – 10 Volt (7).

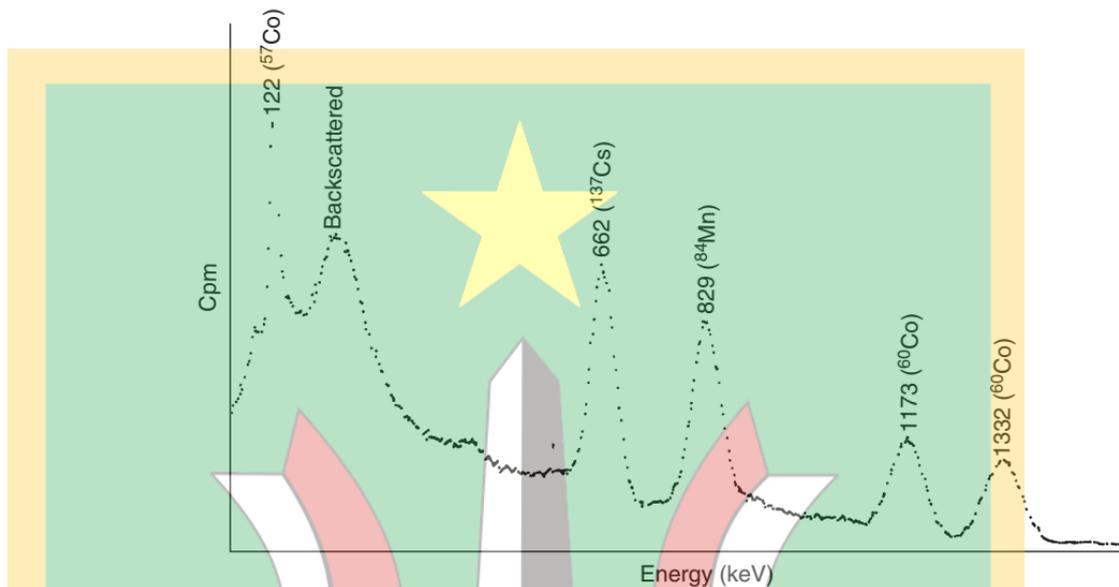
2.1.1.7 Pulse Height Analyzer

Terdapat variasi amplitudo hasil keluaran amplifier linear. Hal ini disebabkan adanya sinar gamma dengan energi yang berbeda yang terdeteksi detektor. Energi sinar gamma yang berbeda ini dapat timbul karena adanya kontaminasi dari sumber lain, sumber yang sama atau hamburan yang disebabkan interaksi sinar gamma dengan suatu materi tertentu.

Pulse Height Analyzer (PHA) merupakan suatu perangkat yang berfungsi menyeleksi pulsa yang memiliki besar amplitudo dengan interval tertentu saja. Proses penyeleksian ini dapat diatur dengan tombol kontrol yang tersedia. Pada kamera gamma, terdapat opsi kontrol amplitudo puncak yang berhubungan rentang energi gamma yang ditentukan dan kontrol persentase jendela yang mengatur lebar jendela (dalam persentase) yang tersusun secara simetris pada tiap sisi amplitudo puncaknya (7).

Terdapat beberapa jenis PHA sesuai dengan banyaknya rentang energi yang diteliti. PHA yang menyeleksi hanya satu rentang pulsa disebut dengan Single Channel Analyzer (SCA). Hasil yang ditampilkan pada display adalah berupa spektrum energi tunggal. Penentuan spektrum energi dari berbagai

rentang pulsa secara bersamaan dapat dilakukan dengan menggunakan *Multichannel Analyzer* (MCA). Gambar 2.6 merupakan tampilan spektrum energi dengan menggunakan MCA (7).



Gambar 2. 6

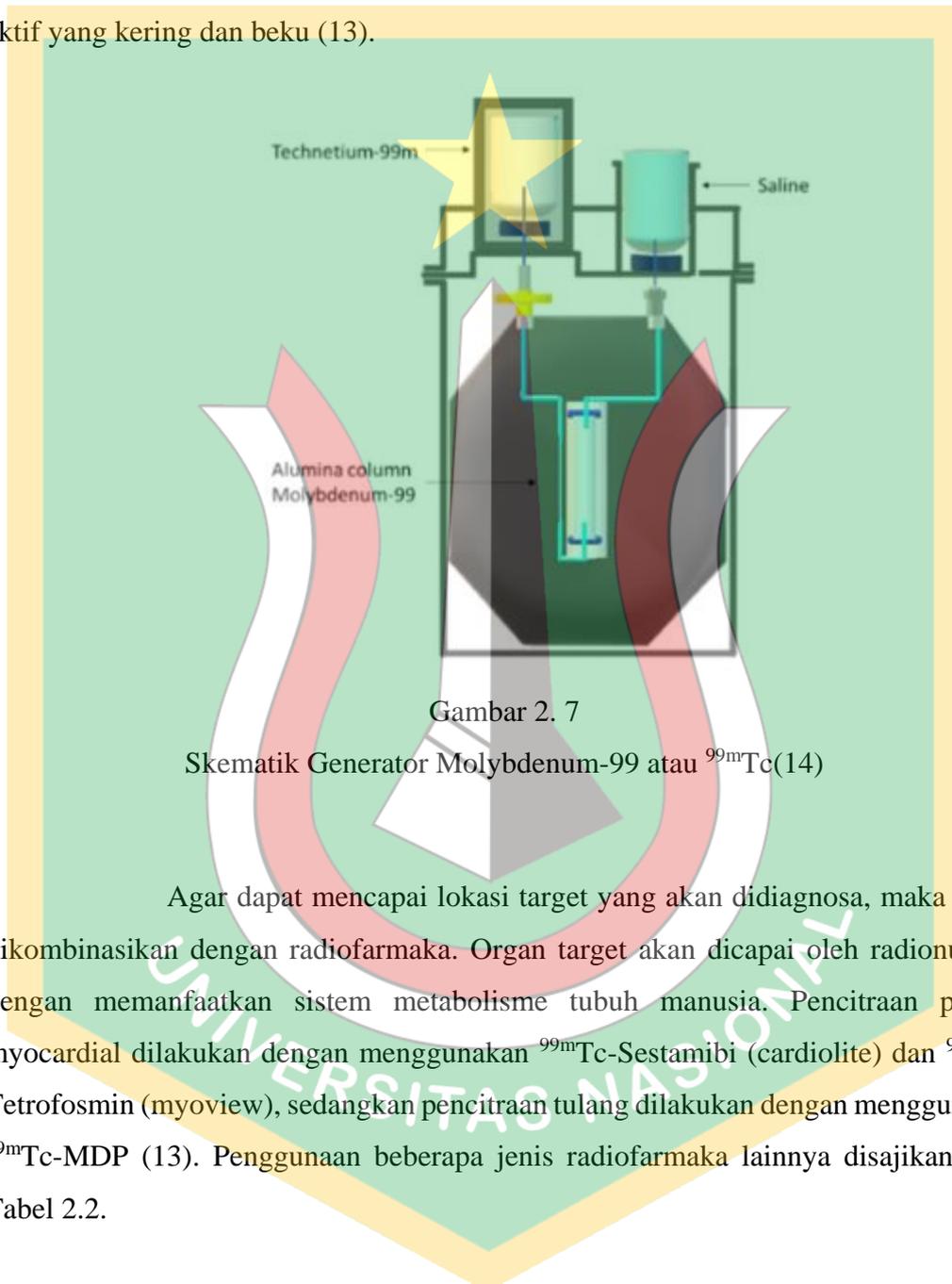
Hasil tampilan spektrum dengan menggunakan MCA (7)

2.1.3 Teknisium-99m (^{99m}Tc)

Radionuklida ini merupakan sumber radiasi sinar gamma yang paling sering dimanfaatkan dalam pemeriksaan dalam instalasi kedokteran nuklir. Berdasarkan data yang ada, ^{99m}Tc digunakan sebanyak $\pm 30.000.000$ kali per tahun di seluruh belahan dunia dengan tujuan diagnosa (12). Radionuklida ^{99m}Tc merupakan radionuklida paling ideal yang dimanfaatkan dengan mempertimbangkan waktu paruh, rendahnya tingkat toksisitas dan generasinya yang portabel. Waktu paruh ^{99m}Tc adalah 6 jam. Waktu ini merupakan durasi ideal yang dapat dimanfaatkan untuk proses preparasi, distribusi dan pencitraan pasien. Besar energi gamma yang dipancarkan oleh ^{99m}Tc adalah sebesar 140 keV, yang merupakan besar energi yang sangat ideal dalam proses pencitraan menggunakan kamera gamma (13).

Molybdenum-99 dengan waktu paruh 66 jam berada dalam bentuk ion molybdat (MoO_4^{2-}) akan terikat di alumina pada kolom. Peluruhan induk radionuklida akan mengakibatkan munculnya ion perteknetat yang tidak terikat pada alumina. Ion

ini kemudian akan dielusi dari kolom dengan menggunakan larutan NaCl dengan konsentrasi 0.9%. Proses ini akan menghasilkan ^{99m}Tc yang bebas kontaminasi dari radionuklida induk (14). Generator ^{99m}Tc yang digunakan secara komersil biasanya menghasilkan ^{99m}Tc yang telah dielusi dari dalam generator ke dalam vial berisi bahan aktif yang kering dan beku (13).



Gambar 2. 7

Skematik Generator Molybdenum-99 atau ^{99m}Tc (14)

Agar dapat mencapai lokasi target yang akan didiagnosa, maka ^{99m}Tc dikombinasikan dengan radiofarmaka. Organ target akan dicapai oleh radionuklida dengan memanfaatkan sistem metabolisme tubuh manusia. Pencitraan perfusi myocardial dilakukan dengan menggunakan ^{99m}Tc -Sestamibi (cardiolite) dan ^{99m}Tc -Tetrofosmin (myoview), sedangkan pencitraan tulang dilakukan dengan menggunakan ^{99m}Tc -MDP (13). Penggunaan beberapa jenis radiofarmaka lainnya disajikan pada Tabel 2.2.

Tabel 2. 2
Penggunaan radiofarmaka ^{99m}Tc dalam pencitraan

No	Radiofarmaka	Fungsi
1	^{99m}Tc -DTPA	Pencitraan renografi
2	^{99m}Tc -DMSA	Pencitraan tumor
3	^{99m}Tc -MAA	Pencitraan paru-paru
4	^{99m}Tc -Perteknetat	Pencitraan tiroid
5	^{99m}Tc -DTPA / ^{99m}Tc -GH	Pencitraan otak (planar)

2.1.4 Samarium-153 (^{153}Sm)

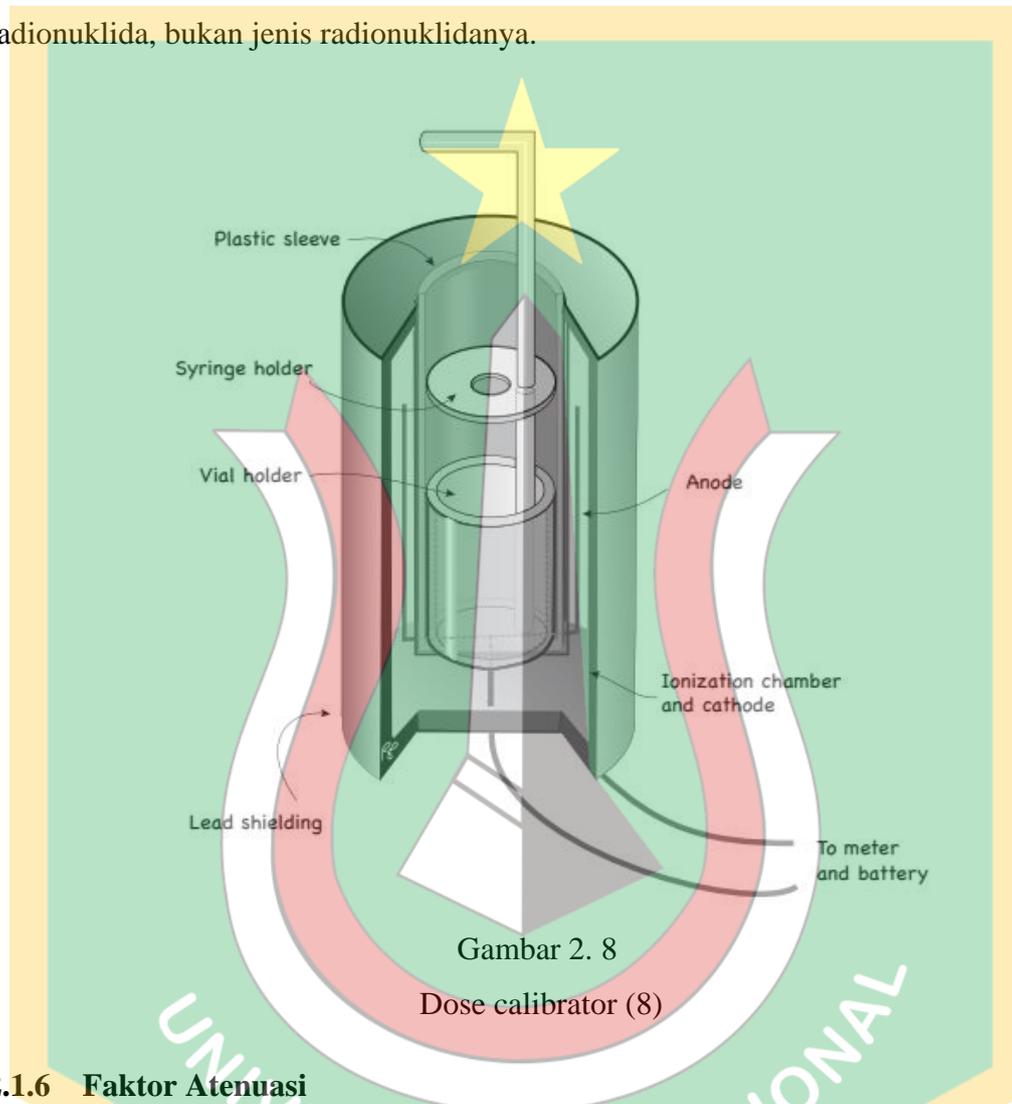
Radionuklida mengemisikan sinar beta dan gamma. Radionuklida ini lazim digunakan untuk terapi paliatif pada tulang dan pencitraan dengan menggunakan kamera gamma. Sekitar 83% pasien yang memanfaatkan radionuklida ini akan merasakan efek meredanya rasa nyeri dalam waktu 2 minggu setelah pemberian radionuklida. Efek meredanya nyeri akan bertahan selama 4 – 40 minggu.

Radionuklida ini digunakan melalui injeksi intravena. Sekitar 50% dosis yang masuk akan terserap tulang. Besar dosis serap ^{153}Sm pada tulang adalah sebesar 2.5 cGy/MBq sedangkan pada sumsum tulang merah adalah sebesar 0.57 cGy/MBq. Perbandingan dosis yang terserap antara lesi metastasis dengan tulang yang normal adalah 5 : 1 (15). Radionuklida ini memiliki waktu paruh selama 46,3 jam dengan energi beta dan gamma secara berturut-turut adalah 0.84 MeV dan 103 keV (16). Energi ini dapat menimbulkan adanya toksisitas pada tubuh pasien, yaitu terjadinya penurunan jumlah keping darah sebanyak 25% dan sel darah putih sebanyak 20%, sehingga pasien harus tetap terhidrasi dengan meminum banyak air. Sekitar 35% radionuklida akan tereksresi melalui urin 6 jam pasca injeksi (15).

2.1.5 *Dose calibrator*

Sebelum radionuklida diberikan pada pasien, perlu dilakukan pengukuran besar aktivitas radionuklida dengan menggunakan *dose calibrator*. *Dose calibrator* adalah detektor kamar pengisian bergeometri sumur kecil di bagian dalam dindingnya sebagai tempat sampel radionuklida yang akan diukur sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 7. Hanya foton saja yang dapat menembus dari dinding sumur. Foton yang

terdeteksi kemudian akan menghasilkan arus di dalam rangkaian elektronik yang besarnya berbanding lurus dengan total ionisasi primer pada kamar pengionan. Rentang aktivitas yang dapat diukur dengan *dose calibrator* adalah berkisar dalam orde milicuries (mCi). *Dose calibrator* hanya dapat menentukan besar aktivitas radionuklida, bukan jenis radionuklidanya.



2.1.6 Faktor Atenuasi

Faktor atenuasi atau koefisien atenuasi merupakan fraksi antara foton yang datang dan yang terserap material per satuan ketebalan material. Nilai faktor atenuasi linear dilambangkan dengan μ dengan satuan cm^{-1} . Besar nilai faktor atenuasi dipengaruhi oleh besar energi radionuklida dan densitas atenuator yang digunakan. Nilai koefisien atenuasi dapat diperoleh dengan menghitung gradien grafik antara besar logaritma natural cacah per sekon di tiap ketebalan yang ditangkap detektor dengan ketebalan atenuator (17).

Conjugate view method juga bisa digunakan untuk menghitung nilai faktor atenuasi dengan syarat diketahuinya besar nilai aktivitas, dengan sumber diposisikan berada di antara dua detektor (18). Nilai faktor atenuasi dengan *conjugate view method* dinyatakan dengan Persamaan [1]:

$$\mu = -\frac{\ln \tau}{L} = \frac{-\ln\left(\frac{I_A I_P f^2}{A^2 C^2}\right)}{L} \quad [1]$$

Keterangan :

I_A = Intensitas anterior

I_P = Intensitas posterior

f = koreksi koefisien atenuasi dan ketebalan pada sumber

A = aktivitas radionuklida

C = faktor kalibrasi

Tabel 2.3 menunjukkan nilai faktor atenuasi berkas sempit menggunakan atenuator air dengan variasi energi radiasi sinar gamma:

Tabel 2. 3
Besarnya μ air untuk berbagai energi radiasi (19)

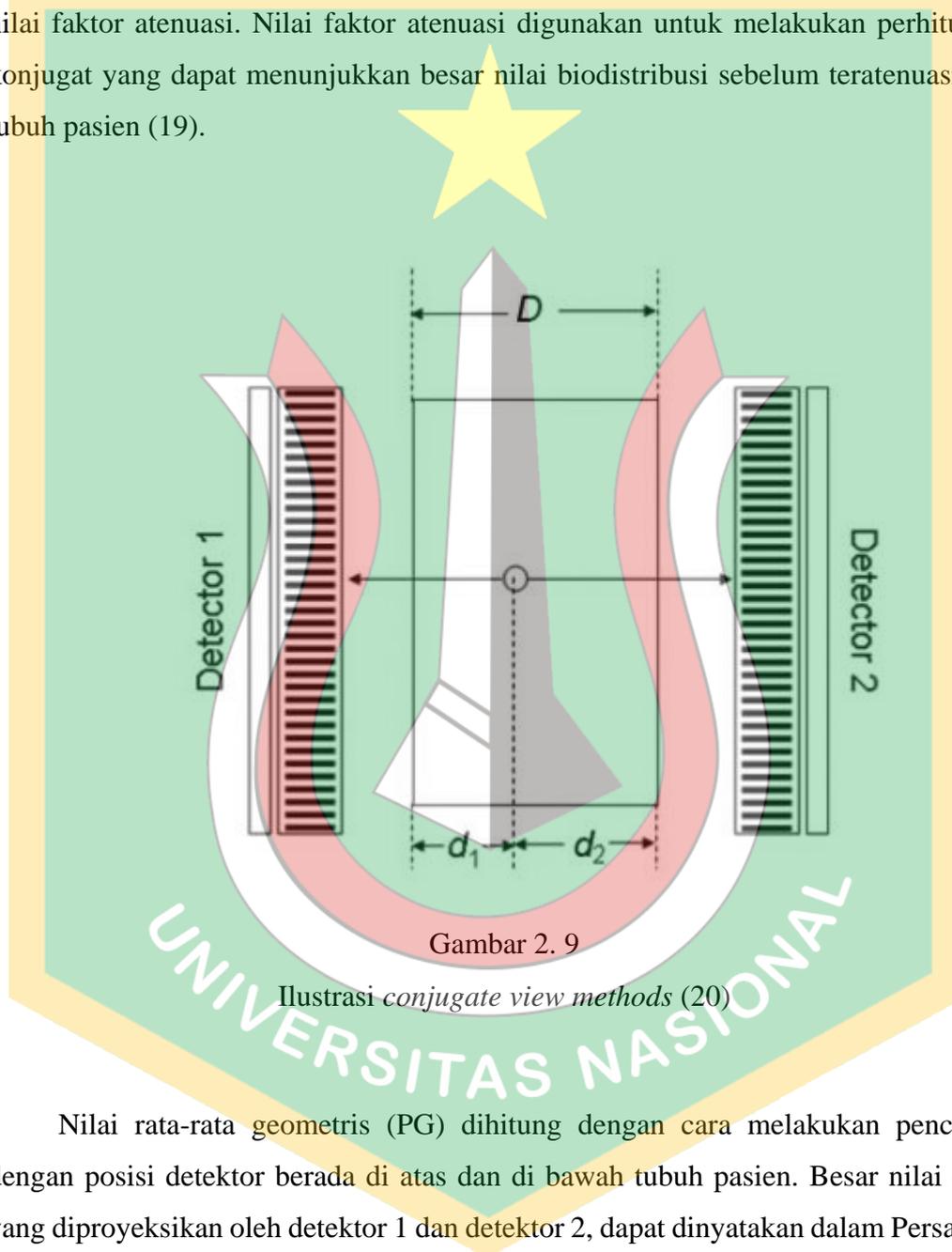
Energy (keV)	μ_0 (cm ⁻¹)
60	0.2059
80	0.1837
100	0.1707
140	0.1536
150	0.1505
159	0.1471
200	0.1370
300	0.1186

2.1.7 *Conjugate View Method*

Pencitraan planar masih digunakan untuk melakukan diagnosa walaupun pencitraan tomografi seperti *SPECT* dan *PET* tengah berkembang pesat. Metode

kuantitatif pada pencitraan planar hanya dapat diterapkan pada proses pengukuran biodistribusi pada foton tunggal.

Foton yang berhasil mencapai detektor merupakan foton yang sudah teratenuasi oleh tubuh pasien. Untuk mendapatkan besar nilai biodistribusi yang tepat diperlukan nilai faktor atenuasi. Nilai faktor atenuasi digunakan untuk melakukan perhitungan konjugat yang dapat menunjukkan besar nilai biodistribusi sebelum teratenuasi oleh tubuh pasien (19).



Gambar 2. 9

Ilustrasi *conjugate view methods* (20)

Nilai rata-rata geometris (PG) dihitung dengan cara melakukan pencitraan dengan posisi detektor berada di atas dan di bawah tubuh pasien. Besar nilai cacah yang diproyeksikan oleh detektor 1 dan detektor 2, dapat dinyatakan dalam Persamaan [2] (20) :

$$P_1 = I_0 e^{-\mu d_1} \qquad P_2 = I_0 e^{-\mu d_2} \qquad [2]$$

Keterangan :

I_0 = nilai cacah yang terdeteksi

μ = faktor atenuasi

Kemudian, nilai hasil perhitungan conjugate view dikombinasikan dengan persamaan rata-rata geometris (PG) (20) :

$$P_G = \sqrt{P_1 P_2} = I_0 e^{-(\mu D/2)} \quad [3]$$

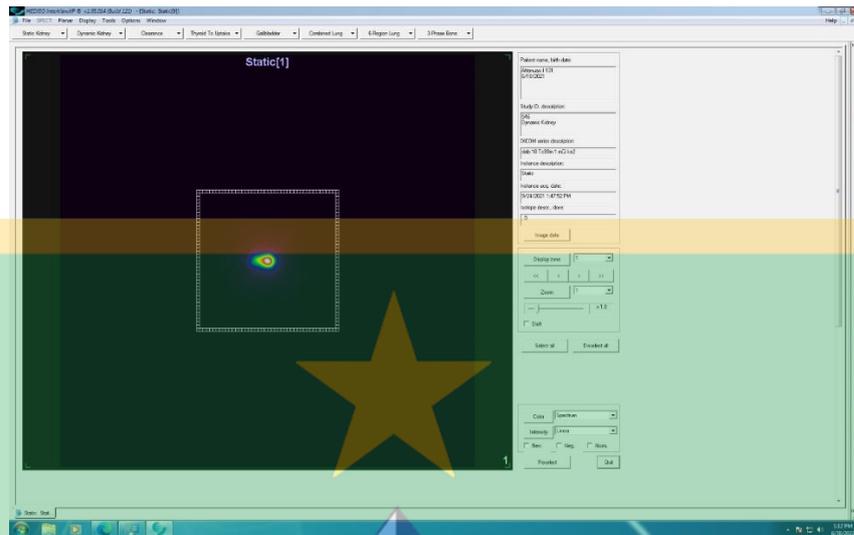
Keterangan:

$D = d_1 + d_2$ = ketebalan total

2.1.8 *Integrated Software InterviewXP*

Integrated Software atau perangkat lunak bawaan merupakan perangkat lunak yang tersedia saat dilakukannya instalasi pada suatu alat. *Integrated Software* pada kamera gamma berfungsi untuk mengontrol fungsi alat dan memuat hasil rekonstruksi yang didapat pada proses pengambilan citra. *Integrated Software* pada Kamera Gamma *Dual Head Anyscan S Series AS-105061-S by Mediso* adalah *Nucline* dan *InterviewXP*.

Perangkat lunak *Nucline* berfungsi sebagai *control panel* yang dapat mengontrol seluruh fungsi yang ada pada kamera gamma seperti memulai dan menghentikan proses pengambilan citra hingga mengatur posisi meja pasien dan dan detektor. Setelah proses pengambilan citra dilakukan, proses pengolahan citra dilakukan dengan menggunakan *InterviewXP*. Perangkat lunak *InterviewXP* dapat mengevaluasi citra yang berbentuk planar, *whole-body* dan *SPECT*. Perangkat lunak ini juga dapat digunakan untuk melakukan pengukuran, analisa modifikasi dan peningkatan kualitas citra. Pada penelitian ini, nilai cacah pada citra dengan *Region of Interest (ROI)* tertentu yang didapat dari hasil analisis menggunakan perangkat lunak ini akan dijadikan sebagai indikator banyaknya sinyal yang ditangkap dan terkonversi menjadi citra.

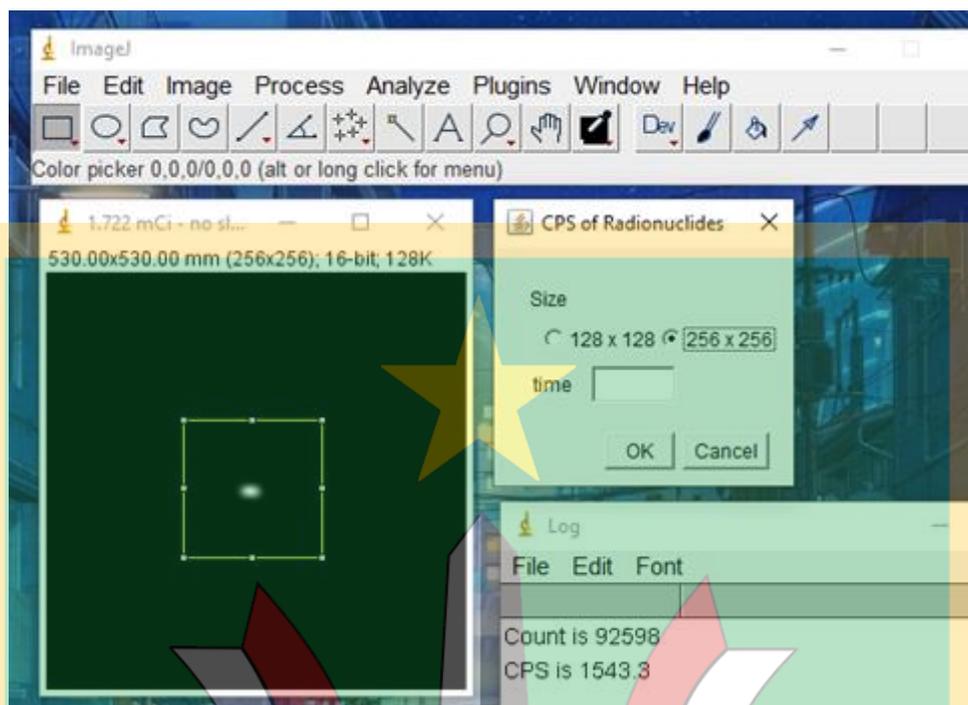


Gambar 2. 10

Integrated Software InterviewXP menghitung nilai cacah pada citra

2.1.1 *Plug-in ImageJ*

Plug-in ImageJ adalah sebuah fitur tambahan pada *Plug-in ImageJ* yang dibuat dengan menulis bahasa pemrograman java pada macro di *Plug-in ImageJ*. Pada penelitian ini, perangkat lunak in-house ini digunakan untuk membentuk luas ROI yang sama dengan *Integrated Software InterviewXP* dan menghitung jumlah nilai cacah yang ada di dalam ROI dengan fungsi *RawIntDen*. Perangkat lunak *RawIntDen* pada *Plug-in ImageJ* dapat memberikan nilai total unit intensitas pada suatu citra dengan luas ROI yang telah ditentukan (21).



Gambar 1.

Plug-in ImageJ untuk menghitung nilai cacah pada citra

2.1 Hasil Penelitian Terkini

Pada 2014, Aranda-Lara et. al. melakukan kuantifikasi citra ^{99m}Tc pada phantom agar gel yang dapat mewakili jaringan tubuh manusia dengan melaksanakan eksperimen dan komputasi pada *XCom software*. Eksperimen dilaksanakan dengan *Conjugate View Methods*. Nilai faktor atenuasi pada penelitian ini dijadikan parameter mengenai seberapa miripnya phantom agar gel dengan tubuh manusia. Nilai faktor atenuasi yang didapat dari eksperimen kemudian dibandingkan dengan nilai yang didapat dari *XCom software*. Nilai faktor dari eksperimen dan *XCom software* dihasilkan nilai yang sama yaitu $0,151 \text{ cm}^{-1}$ (22).

Pada 2015, Manjunatha, et. al. melakukan perhitungan besar koefisien atenuasi linear pada ginjal normal dan ginjal yang terkena kanker dengan melakukan komputasi pada rentang energi 30 – 110 keV menggunakan *WinXCOM Software*. Perhitungan dilakukan dengan mengetahui besar koefisien atenuasi massa pada kedua objek dan dikonversi menjadi koefisien atenuasi linear dengan mengalikan densitas yang sesuai dengan ICRP yaitu $1,05 \text{ g/cm}^3$. Besar atenuasi *linear* yang didapat pada energi 30, 50,

70, 90 dan 110 secara berturut-turut adalah 0.384 cm^{-1} , 0.241 cm^{-1} , 0.200 cm^{-1} , 0.191 cm^{-1} , dan 0.189 cm^{-1} (2).

Pada 2015, Md. Nahid Hossain, et. al. melakukan pengukuran faktor atenuasi pada $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 30 mCi dengan menggunakan dua metode perhitungan yaitu *Conjugate View Method* dan Faktor Transmisi. Penghitungan nilai faktor atenuasi dengan *Conjugate View Method* dilakukan dengan melakukan akuisisi citra pada Jaszack Phantom yang terisi air dan di tengahnya diletakkan radionuklida $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Digunakan Kamera Gamma *Dual Head* yang menangkap nilai cacah pada bagian anterior dan posterior. Pada prosedur Faktor Transmisi, dilakukan pencitraan dengan melakukan akuisisi citra tanpa air dan dengan air. Dan didapat, nilai faktor atenuasi yang dihitung dengan *Conjugate View Method* dan Faktor Transmisi secara berturut-turut sebesar $0.1467 \pm 0.0057 \text{ cm}^{-1}$ dan $0.1483 \pm 0.0023 \text{ cm}^{-1}$ (18).

Pada 2016, di dalam MIRD Pamphlet No. 26 oleh Ljungberg, et.al., dinyatakan bahwa hal yang paling mempengaruhi banyaknya foton yang terdeteksi pada kamera gamma adalah faktor atenuasi. Dengan demikian untuk mendapatkan hasil koreksi yang tepat dalam proses akuisisi citra, diperlukan besar nilai faktor atenuasi yang setara dengan faktor atenuasi pasien (1).

Pada 2016, Nur Rahmah Hidayati, et. al. melakukan pengukuran besar faktor atenuasi dan faktor kalibrasi kamera gamma dengan menggunakan radionuklida ^{177}Lu . Proses dilakukan dengan mengambil citra point source dari ^{177}Lu tanpa attenuator dan proses ini diulangi dalam kondisi diberikannya attenuator (ketinggian air) yang diletakkan diantara sumber dan detektor kamera gamma. Ketinggian air yang digunakan adalah 1 – 10 cm. Nilai cacah didapat dengan membentuk ROI pada citra. Proses ini dilakukan dengan menggunakan Integrated Software dari kamera gamma yang digunakan. Setelah nilai cacah didapat, dilakukan pengolahan data dan dibuatlah grafik antara logaritma natural cacah per sekon dengan ketebalan attenuator. Gradien grafik fungsi linear tersebut merupakan besar nilai koefisien atenuasi (23).

Pada 2017, Gian Luca Poli membuat IAEA-NMQC yang merupakan *plug-in* imageJ yang digunakan untuk pemrosesan dan analisis citra yang dibutuhkan dalam Quality Control pada pencitraan planar kamera gamma dan SPECT. *Plug-in* ini dapat digunakan untuk melakukan kuantifikasi uniformitas planar, nilai cacah maksimum,

sensitivitas planar pada sistem, pusat perputaran, resolusi intrinsik, dan lain sebagainya. *Plug-in* ini dapat mengolah citra dengan format Interfile, MHD, Analyze, raw data and TIFF. Bergantung dengan tes yang dijalankan, *plug-in* ini mampu mengelola citra yang berbeda, baik dalam bentuk statis, dinamis, proyeksi SPECT dan rekonstruksi tomografi. Pengguna *plug-in* ini juga dapat menginput parameter secara interaktif (3).

Pada 2021, Michael J. Stabin, et. al. memberikan panduan mengenai tata cara yang tepat untuk mengetahui besar nilai faktor atenuasi suatu radionuklida. Untuk melakukan proses ini, perlu dilakukan preparasi sumber, diketahuinya nilai aktivitas dan digunakannya protokol yang sama seperti akuisisi citra pada pasien. Jika memungkinkan, gunakan *point source* dalam pelaksanaan akuisisi citra. Kemudian dilakukan pengambilan citra *point source* tanpa atenuator, dan proses ini diulangi dengan melakukan variasi ketebalan atenuator. ROI dengan background yang telah terkoreksi diterapkan pada hasil citra yang didapat. Kemudian, dibuat grafik antara nilai cacah dan ketebalan atenuator atau grafik antara logaritma natural dari nilai cacah dan ketebalan atenuator. Besar gradien yang terhitung merupakan faktor atenuasi radionuklida tersebut (17).

Iizuka, et. al. pada tahun 2021 melakukan kuantifikasi citra menggunakan kamera gamma dan SPECT pada sumber ^{131}I dengan dosis 2,14 MBq (rentang 0,63 – 4,3 MBq) yang diletakkan di samping pasien saat dilakukannya proses akuisisi citra. Hal ini dilakukan untuk membandingkan modalitas yang lebih tepat untuk melaksanakan prosedur kuantifikasi citra. Koefisien korelasi (p-value) nilai maksimum dan intensitas rata-rata pada pencitraan planar dan SPECT adalah 0,93 ($p < 0,01$), 0,96 ($p < 0,01$) dan 0,60 ($p < 0,01$), 0,47 ($p < 0,01$). Intensitas rata-rata pada pencitraan planar menunjukkan koefisien korelasi tertinggi, sehingga dapat disimpulkan bahwa citra planar dengan menggunakan camera gamma menampilkan besar dosis radiasi yang lebih akurat daripada citra SPECT (4).