



Universitas Indonesia

**Simulasi Monte Carlo untuk Verifikasi Hasil Pengukuran *Quality Control* Sistem SPECT dengan Phantom Jaszczak**

Proposal Tesis

Aditya Tri Oktaviana  
1606841130

Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Program Studi Ilmu Fisika  
Depok  
November 2017

## **HALAMAN PENGESAHAN**

Nama : Aditya Tri Oktaviana

NPM : 1606841130

Judul Proposal : Simulasi Monte Carlo untuk Verifikasi Hasil Pengukuran *Quality Control*  
Sistem SPECT dengan Phantom Jaszczak

## **DEWAN PENGUJI**

Pembimbing I : Dr. Supriyanto Ardjo Pawiro ( )

Pembimbing II : Prof. Dr. Djarwani S.S. ( )

Pengaji : Dr. Prawito ( )

Pengaji : Dr. I Putu Susila ( )

## DAFTAR ISI

Lembar Pengesahan	ii
Daftar Isi	iii
Daftar Gambar	iv
Daftar Tabel	v
<b>1 PENDAHULUAN</b>	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang . . . . .	1
1.2 Rumusan masalah . . . . .	3
1.3 Tujuan Penelitian . . . . .	3
1.4 Manfaat Penelitian . . . . .	4
1.5 Batasan Penelitian . . . . .	4
1.6 Sistematika Penulisan . . . . .	4
<b>2 TINJAUAN PUSTAKA</b>	<b>6</b>
2.1 SPECT . . . . .	6
2.2 Radioaktivitas . . . . .	7
2.3 Performa . . . . .	8
2.4 Artefak . . . . .	11
2.5 Monte Carlo . . . . .	13
<b>3 METODE PENELITIAN</b>	<b>19</b>
3.1 Alat dan Bahan . . . . .	19
3.2 Metode . . . . .	20
3.2.1 GATE . . . . .	23
3.2.2 Model Simulasi GATE . . . . .	23
3.3 Diagram Alir Penelitian . . . . .	26
<b>Daftar Referensi</b>	<b>27</b>
<b>DAFTAR REFERENSI</b>	<b>27</b>

## DAFTAR GAMBAR

12		
12		
13		
2.4	Citra transaksial phantom Jaszczak bagian <i>hot rod</i> dengan rekonstruksi (A) koreksi COR, dan (B) COR error 3.2-mm yang mengakibatkan artefak . . . . .	13
2.5	Citra transaksial phantom Jaszczak bagian <i>cold rod</i> diperoleh dengan menggunakan kolimator <i>fan-beam</i> dan rekonstruksi (A) koreksi panjang focal, dan (B) Panjang focal diset tak hingga menghasilkan artefak . . . . .	14
18		
3.1	Phantom Jaszczak . . . . .	20
3.2	Contoh model simulasi desain SPECT pada GATE . . . . .	24
3.3	Modelling konstruksi geometri pada GATE dengan command script . . . . .	24
3.4	Modelling peluruhan sumber radioaktif . . . . .	25
3.5	Data output simulasi GATE . . . . .	25
3.6	Diagram Alir Penelitian . . . . .	26

## **DAFTAR TABEL**

## BAB 1

### PENDAHULUAN

#### 1.1 Latar Belakang

Citra dalam medis merupakan salah satu faktor untuk melakukan perlakuan terapi medis lebih lanjut baik dalam radioterapi maupun kedokteran nuklir. Dalam hal ini kualitas citra yang dihasilkan merupakan informasi yang sangat penting dalam menunjukkan posisi anatomi ataupun fungsional organ tubuh, sehingga diperoleh diagnosa yang cukup akurat. Untuk menghasilkan citra yang baik diperlukan modalitas dengan ketelitian tinggi sehingga optimalisasi kuantitas yang dihasilkan, baik resolusi spasial, sensitivitas, maupun kontras, diperoleh dengan baik. Modalitas pencitraan yang digunakan terdiri dari dua jenis, yaitu modalitas dalam memberikan informasi detail mengenai anatomi pasien (MRI, CT-Scan, X-Rays), dan modalitas dalam memberikan informasi mengenai aktivitas fungsional dari suatu organ atau jaringan spesifik (SPECT, PET).(0, )

SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*) dan PET (*Positron Emission Tomography*) merupakan modalitas pencitraan diagnostik dalam kedokteran nuklir. Kedua modalitas tersebut menggunakan metode non-invasif, yaitu menggunakan injeksi radioaktif kedalam tubuh pasien dimana radioaktif dalam tubuh tersebut akan dievakuasi oleh organ tubuh sehingga mampu dideteksi oleh detektor. Dalam merekonstruksi citra keduanya menggunakan metode *filtered backprojection* atau metode iteratif. Perbedaan dari kedua modalitas tersebut jika SPECT memanfaatkan distribusi radionuklida pemancar sinar-X atau sinar gamma (contoh  $^{99m}\text{Tc}$ ) pada pasien, sedangkan PET memanfaatkan distribusi radionuklida pemancar positron (contoh  $^{18}\text{FDG}$ ). PET memiliki keunggulan dalam hal sensitivitas daripada SPECT, namun kelemahan PET adalah mengeluarkan biaya yang cukup tinggi.(0, )

Seperti yang telah disebutkan sebelumnya bahwa pencitraan dengan menggunakan SPECT ataupun PET menggunakan material radioaktif yang dimasukkan kedalam tubuh. Material radioaktif yang digunakan disebut sebagai radiofarmaka yang memiliki sifat inti atom tidak stabil. Beberapa radiofarmaka yang digunakan diantaranya adalah  $^{123}\text{I}$ ,  $^{111}\text{In}$ ,  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{201}\text{Th}$ ,  $^{99m}\text{Tc}$ , dsb.

Pemilihan radiofarmaka untuk pencitraan dapat dilihat dari sifat pemancar gamma isotop dari beberapa jenis radioaktif tersebut. Misal  $^{111}\text{In}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{125}\text{I}$ , dan  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  merupakan jenis radioaktif pemancar gamma isotop sehingga jenis tersebut sangat cocok digunakan sebagai material radioaktif. Perlu diperhatikan faktor lain seperti waktu peluruhan dan nilai distribusi dosis dalam memilih radiofarmaka yang sesuai untuk pencitraan, mengingat proteksi radiasi untuk keselamatan pasien dan pekerja sangat penting.(0, )(0, )

Penggunaan SPECT dan PET sebagai pencitraan diagnostik pada klinis tidak lepas dari performa alat sistem untuk memperoleh citra kualitas tinggi, sehingga diperlukan protokol akuisisi terstandarisasi untuk QC (*Quality Control*). Kualitas citra tinggi diperoleh dari banyaknya data cacahan, waktu panjang akuisisi, dan dosis radionuklida dalam jumlah besar. Namun pada klinis waktu akuisisi pendek dan dosis radionukliad rendah diutamakan mengingat keselamatan pasien dan staf. Ketidaktepatan dalam melakukan protokol QC terstandarisasi akan menghasilkan citra kualitas rendah yang mengakibatkan kesalahan deteksi lesion dan diagnosis.(0, )

Perlu diperhatikan bahwa sensitivitas yang tinggi akan mengakibatkan resolusi rendah, dan begitu juga sebaliknya. Dalam pencitraan, resolusi spasial merupakan faktor yang sangat penting dalam memberikan kualitas citra sehingga sensitivitas biasanya dikorbankan. Kehilangan cacah dalam keseluruhan sistem akan menurunkan kualitas citra sehingga perlu dilakukan optimasi dengan mengontrol jumlah aktivitas yang diberikan dan waktu pencitraan yang realistik.(0, )

Komponen penting dalam pembentukan citra adalah proses scanning dengan menggunakan kamera gamma yang mampu mengoleksi data dari pasien secara simultan pada area yang diinginkan. Detektor yang digunakan adalah detektor sifilasi seperti kristal NaI(Tl) yang dilengkapi kolimator untuk memperoleh hubungan spasial antara titik pemancar radioaktif dalam tubuh dengan titik interaksi dengan kristal.(0, )

Bentuk dan dimensi kolimator menjadi parameter geometrikal utama yang perlu diperhatikan. Ukuran kristal menentukan resolusi spasial. Pada beberapa kasus ukuran piksel dan lubang kolimator tidak sama, sehingga mengakibatkan sulitnya menemukan posisi relatif piksel dan lubang kolimator. Hal tersebut berdampak pada penurunan resolusi.(0, )

Artefak merupakan salah satu faktor menurunkan kualitas citra. Faktor koreksi hamburan, koreksi atenuasi, dan pergerakan pencitraan secara coin-

cidence akan mengakibatkan munculnya artefak. Selain hal tersebut, dalam rekonstruksi citra akan terjadi artefak pula ketika algoritma yang digunakan salah.

Pada penelitian ini berfokus pada pengukuran menggunakan SPECT sebagai modalitas pencitraan. Mengingat QC dari SPECT perlu dilakukan dalam hal validasi kuantitaif seperti resolusi spasial, kontras, dan inhomogenitas. Phantom Jaszczak (Jenis *Deluxe Flangeless*) digunakan dalam melakukan pengukuran ini karena dapat menginvestigasi tiga properti sistem tersebut dalam satu pengukuran secara bersamaan. Sebagai justifikasi dari pengukuran akan dilakukan simulasi Monte Carlo dimana hasil dari simulasi tersebut akan dibandingkan dengan hasil pengukuran. Diharapkan dalam hasil penelitian ini mampu menghasilkan sebuah protokol yang dapat digunakan untuk keperluan medis dan hasil analisis mampu memberikan interpretasi klinis yang akan memudahkan dalam perlakuan medis selanjutnya.

## 1.2 Rumusan masalah

Walaupun pengukuran sistem SPECT dengan phantom Jaszczak jenis *Deluxe Flangeless* sudah memiliki protokol yang terstandarisasi, namun pada kenyataannya pengukuran tersebut hasilnya bervariatif (bergantung terhadap pengalaman dari pengukur) sehingga agak sulit menentukan protokol mana yang lebih baik digunakan. Pengukuran yang dilakukan dengan dua cara; manual dan simulasi, akan dianalisis dengan menbandingkan hasilnya sehingga diharapkan hasil tersebut menjadi acuan bagi tiap rumah sakit dalam membuat protokol QC terstandarisasi. Diharapkan dari hasil tersebut mampu dipelajari pendeksi artefak yang terjadi pada pengukuran tersebut.

## 1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

- a Melakukan evaluasi terhadap QC dari SPECT dan verifikasi distribusi dosis untuk memperoleh citra kualitas tinggi dan proteksi radiasi.
- b Mendeksi artefak sehingga dapat meminimalisirnya.

- c Algoritma yang dihasilkan dapat digunakan untuk pembuatan software analisis pengukuran SPECT sehingga menghasilkan protokol untuk beberapa rumah sakit.

#### **1.4 Manfaat Penelitian**

Penelitian ini bermanfaat sebagai pertimbangan dalam melakukan verifikasi QC sistem SPECT yang ada di rumah sakit Indonesia, serta validasi dari pengukuran sehingga menghasilkan protokol dan software yang dapat digunakan di rumah sakit.

#### **1.5 Batasan Penelitian**

Penelitian ini menggunakan SPECT/CT varian Siemens yang nantinya hanya menggunakan pengukuran SPECT dengan multihead gamma kamera tanpa menggunakan sistem CT. Pengukuran dengan menggunakan phantom Jaszczak jenis *Flangeless Deluxe* untuk memperoleh resolusi spasial, kontras, dan inhomogenitas. Jenis radionuklida yang digunakan adalah  $^{99m}\text{Tc}$ . Untuk melakukan simulasi Monte Carlo menggunakan code GATE.

#### **1.6 Sistematika Penulisan**

Tesis yang akan dibuat setelah proposal terdiri dari sistematika penulisan yang terbagi menjadi beberapa sub-bab sebagai berikut:

- a BAB 1 PENDAHULUAN

Bab ini memuat latar belakang, rumusan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, batasan penelitian, dan sistematika penelitian.

- b BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

Bab ini memuat landasan teori yang berlandaskan dari penelitian yang akan dilakukan.

- c BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini membahas tentang alat dan bahan apa saja yang akan digunakan dalam penelitian serta metode penelitian yang digunakan dalam melakukan proses pengambilan data.

d BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN

Bab ini memuat tentang hasil data-data penelitian yang telah dilakukan dan membahas hasil tersebut.

e BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN

Bab ini memuat tentang kesimpulan yang diambil berdasarkan hasil dari data penelitian yang telah dilakukan serta saran dan diskusi yang ditambahkan untuk penelitian lebih lanjut.

## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 SPECT

SPECT pertama kali ditemukan oleh David Kuhl dan rekannya awal tahun 1960-an, atau sekitar 10 tahun sebelum ditemukannya CT X-ray oleh Hounsfield. Walaupun demikian penggunaan SPECT dalam klinis baru dimulai pada tahun 1980-an. Berbeda dengan CT, citra SPECT dapat ditampilkan dalam citra planar kedokteran nuklir.

Sistem SPECT biasanya terdiri dari beberapa kepala kamera sintilasi. Kamera tersebut mengakuisisi dan membantu citra dari distribusi radionuklida pemancar sinar-X atau gamma yang dihasilkan dari tubuh pasien. Proyeksi citra berupa data piksel umumnya diperoleh dari 180 untuk jantung dan 360 untuk yang bukan jantung. Rekonstruksi citra yang dibentuk dilakukan dengan menggerakkan kepala kamera sintilasi dari beberapa sudut dan dapat dilakukan dengan dua cara, yaitu secara kontinu selama kepala kamera bergerak, ataupun pada saat kepala kamera berhenti disudut tertentu (disebut dengan *step and shoot aquisition*).

Untuk memperoleh resolusi spasial tinggi pada sistem SPECT menggunakan kolimator. Pada umumnya kolimator yang digunakan adalah kolimator jenis *parallel-hole*. Seiring berkembangnya modalitas pencitraan diciptakan kolimator khusus seperti kolimator *fan-beam*, yang merupakan kolimator hibrid dari kolimator konvergen dan kolimator parallel. Kolimator tersebut merupakan jenis kolimator *parallel-hole* arah-y, sehingga tiap baris piksel pada proyeksi citra berkaitan dengan satu transaksional slice dari subjek. Untuk arah-x, kolimator tersebut merupakan kolimator konvergen dengan karakteristik resolusi spasial dan efisiensi lebih tinggi daripada kolimator *parallel-hole*. (0, )

Pencitraan dengan SPECT memiliki keterbatasan fundamental yang sama dengan pencitraan tomografi lainnya, diantaranya:

- a. *Collection efficiency*, yaitu berdasarkan radiasi gamma yang dipancarkan ke segala arah lapisan. Walaupun demikian untuk pencitraan yang masuk hanya ke detektor saja sehingga efisiensi sangat terbatas. Hal tersebut dapat diatasi dengan pasien dikelilingi oleh detektor.

- b Atenuasi radiasi gamma oleh pasien akibat penyederhanaan dengan melakukan pencacahan pada dua detektor yang saling berhadapan ataupun beberapa detektor, sehingga dibutuhkan faktor koreksi. Meski demikian koreksi ketelitian atenuasi tidak diperlukan dalam SPECT.
- c Masalah umum pada kedokteran nuklir dalam waktu pengoleksian hanya fraksi waktu radiasi gamma yang dipancarkan sehingga citra yang dibentuk dengan foton sangatlah terbatas.

## 2.2 Radioaktivitas

Sifat unsur radioaktif yang digunakan pada dasarnya merupakan proses rambang sehingga sulit dalam memprediksi peluruhan atom. Tetapi laju transformasi dari peluruhan atom radioaktif tersebut dapat diamati dalam waktu lama. Dengan demikian jumlah atom yang meluruh per satuan waktu akan sebanding dengan jumlah atom radioaktif dalam sumber, atau didefinisikan dengan:

$$\frac{dN}{dt} \sim N \quad (2.1)$$

Dari persamaan (2.1) dapat dinyatakan konstanta peluruhan ( $\lambda$ ):

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda N \quad (2.2)$$

Hubungan dengan aktivitas ( $A$ ) dimana  $A$  didefinisikan sebagai perubahan jumlah atom per satuan waktu dengan  $\lambda$  adalah:

$$A = \lambda N \quad (2.3)$$

Dari persamaan (2.3) dapat ditentukan waktu paruh ( $T_{1/2}$ ) berdasarkan pengamatan peluruhan sehingga:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda} \quad (2.4)$$

Pada dasarnya inti atom terdiri dari beberapa nukleon yang dikenal dengan proton dan neutron. Kedua nukleon tersebut diikat dengan gaya nuklir

kuat yang mengakibatkan nukleon tersebut tidak keluar dari inti atom. Pada inti atom yang radioaktif, nukleon akan memiliki energi yang cukup untuk keluar dari inti atom dan menghasilkan inti atom baru. Inti atom radioaktif kemungkinan disebabkan memiliki sifat berikut:

- a Kelebihan proton dan neutron sehingga memungkinkan inti atom secara spontan memancarkan partikel  $\alpha$  (dengan 2 proton dan 2 neutron) agar menjadi inti atom stabil.
- b Kelebihan proton yang mengakibatkan inti atom memancarkan partikel  $\beta^+$  dan melakukan penangkapan elektron dalam proses menjadi inti atom stabil.
- c Kelebihan neutron yang mengakibatkan inti atom memancarkan partikel  $\beta^-$  dan kemungkinan akan diikuti oleh proses konversi internal.
- d Kelebihan energi akibat memancarkan partikel  $\alpha$ ,  $\beta^+$ , ataupun  $\beta^-$  sehingga untuk proses menuju inti atom stabil akan memancarkan  $\gamma$ .

Dalam proses peluruhan menuju inti atom stabil berlaku beberapa hukum kekekalan, yaitu; kekekalan energi, kekekalan momentum linear, kekekalan momentum sudut, kekekalan muatan, kekekalan nomor massa.(0, )

### 2.3 Performa

Pengukuran kinerja kamera sintilasi merupakan salah satu indikator terbaik dalam menunjukkan kinerja klinis dari sistem pencitraan kedokteran nuklir. Baik untuk sistem SPECT maupun PET terbagi atas dua jenis pengukuran, yaitu pengukuran intrinsik dan pengukuran ekstrinsik. Pengukuran intrinsik adalah pengukuran kinerja kamera sintilasi tanpa menggunakan kolimator, sedangkan pengukuran ekstrinsik adalah pengukuran yang menggunakan kolimator. Umumnya pengukuran intrinsik lebih bermanfaat untuk membandingkan kinerja antar unit karena terpisah dari kolimator.

Uniformitas dapat digunakan sebagai acuan dalam menunjukkan tanggapan terhadap radiasi uniform pada permukaan detektor. Uniformitas dengan tanggapan ideal akan memberikan hasil citra yang uniform. Pada umumnya uniformitas intrinsik diukur dengan meletakkan sumber radionuklida di depan

detektor tanpa kolimator. Sistem kolimator dan defek kamera dapat dievaluasi dengan meletakkan sumber radionuklida diperlukan kamera. Hasil dari uniformitas citra dapat dianalisis secara manual ataupun dengan komputer.

Resolusi spasial merupakan ukuran kemampuan kamera dalam mencitrakan variasi spasial konsentrasi aktivitas dan membedakan obyek radioaktif yang berdekatan. Resolusi spasial dievaluasi dengan mengambil citra sumber garis untuk menentukan garis *line spread function* (LSF). Kemudian ditentukan pula nilai *full width at half maximum* (FWHM) dan *full width at tenth maximum* serta *modulation transfer function* (MTF). Resolusi spasial dari suatu sistem ( $R_s$ ) dapat ditentukan oleh resolusi kolimator ( $R_c$ ) dan resolusi intrinsik kamera ( $R_i$ ) dengan mengikuti hubungan:

$$R_s = \sqrt{R_c^2 - R_i^2} \quad (2.5)$$

Beberapa jenis kolimator memiliki karakteristik dalam memperbesar dan memperkecil citra. Untuk jenis kolimator tersebut resolusi sistem dikoreksi dengan ukuran citra pada kristal atau objek yang sering disebut sebagai magnifikasi ( $m$ ), sehingga mengikuti persamaan:

$$R_s = \sqrt{R'_c{}^2 - (R_i/m)^2} \quad (2.6)$$

Nilai  $R'_s = R_s/m$  dan  $R'_c = R_c/m$ . Nilai  $m$  ditentukan sebagai berikut:

- $m = 1.0$  untuk kolimator parallel
- $m = f/(f - x)$  untuk kolimator konvergen
- $m = f/(f + x)$  untuk kolimator divergen

$f$  adalah jarak dari kristal ke titik fokal kolimator, dan  $x$  adalah jarak obyek dari kristal. Dari persamaan (2.6) dapat dilihat bahwa magnifikasi kolimator menurunkan efek gangguan resolusi spasial intrinsik pada keseluruhan resolusi sistem.

Linearitas spasial adalah ukuran kemampuan kamera dalam mencitrakan bentuk obyek secara teliti. Linearitas spasial dievaluasi dengan melihat citra phantom bar atau melihat citra phantom lain dari nilai kelurusinan garis dalam citra.

*Multienergy spatial registration* atau disebut juga sebagai *multiple window spatial registration* merupakan ukuran kemampuan kamera dalam mempertahankan magnifikasi citra yang sama, dan tidak tergantung pada deposit energi oleh sinar-X atau radiasi gamma dalam kristal. Foton dengan energi tinggi akan menghasilkan sinyal lebih besar dibandingkan dengan foton energi rendah. Pencitraan posisi objek ditentukan oleh normalisasi sinyal posisi X dan Y pada energi sinyal. Untuk radionuklida yang memancarkan beberapa energi foton, maka hasil citra merupakan superposisi dari beberapa citra berdasarkan energi foton tersebut yang berbeda magnifikasi.

Efisiensi sistem dari kamera sintilasi merupakan fraksi radiasi gamma yang dipancarkan oleh suatu sumber yang menghasilkan cacahan pembentuk citra. Efisiensi ini sangat penting karena berhubungan dengan waktu pencacahan dan menentukan jumlah *quantum mottle* dalam citra. Efisiensi ( $E_s$ ) dipengaruhi oleh tiga faktor, yaitu:

- a Efisiensi kolimator ( $E_c$ ), yaitu fraksi foton yang dipancarkan sumber ketika menembus lubang kolimator.
- b Efisiensi intrinsik kristal ( $E_i$ ), yaitu fraksi foton yang menembus kolimator dan berinteraksi dengan kristal NaI(Tl). Efisiensi ini ditentukan oleh ketebalan kristal dan energi foton:

$$E_i = 1 - e^{\mu x} \quad (2.7)$$

Dengan  $\mu$  adalah koefisien atenuasi kristal dan  $x$  adalah ketebalan kristal.

- c Fraksi foton ( $f$ ) yang sampai dan berinteraksi dengan kristal pada rangkaian diskriminasi.

Efisiensi sistem dapat dituliskan dalam persamaan:

$$E_s = E_c \times E_i \times f \quad (2.8)$$

Pada umumnya kolimator parallel energi rendah untuk semua kegiatan memiliki nilai sekitar  $2 \times 10^{-4}$ , dan untuk energi rendah dengan efisiensi tinggi mempunyai nilai efisiensi sekitar  $1 \times 10^{-4}$ .

Resolusi energi suatu kamera sintilasi adalah ukuran kemampuan dalam membedakan antara interaksi deposisi berbagai energi yang berbeda dalam kristal. Kamera dengan resolusi energi superior mampu menghilangkan sebagian besar foton yang dihamburkan dalam tubuh pasien, atau foton tersebut telah mengalami interaksi *coincidence*, sehingga menghasilkan citra dengan kontras yang lebih baik dan noise rambang yang relatif rendah. Resolusi energi diukur dengan menggunakan kamera dan mengekspos sumber titik radio-nuklida monoenergi gamma untuk memperoleh spektrum energi. Kemudian resolusi energi diperoleh dengan evaluasi FWHM *photopeak spectrum* dibagi oleh energi foton dan dinyatakan dalam persentase.

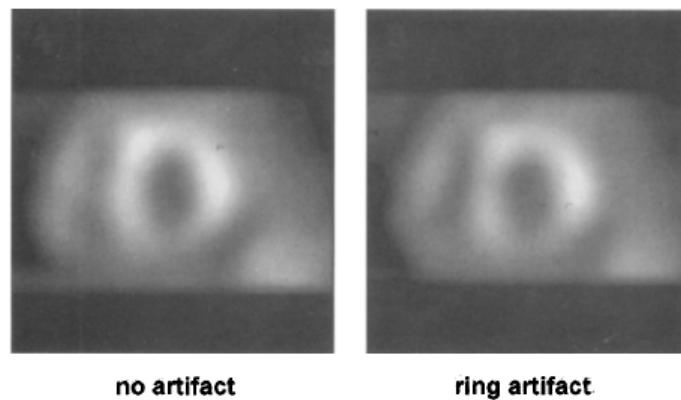
Untuk performa laju cacah kamera pada umumnya ditentukan oleh laju cacah yang diamati pada kehilangan cacah 20% dan laju cacah maksimum. Kedua laju cacah tersebut diukur dengan atau tanpa koreksi hamburan. Jika faktor hamburan diperhitungkan, maka kedua laju cacah tersebut akan menu run bila diukur. Pada umumnya laju cacah tinggi dicapai dengan menurunkan resolusi spasial dan resolusi energi.(0, )

## 2.4 Artefak

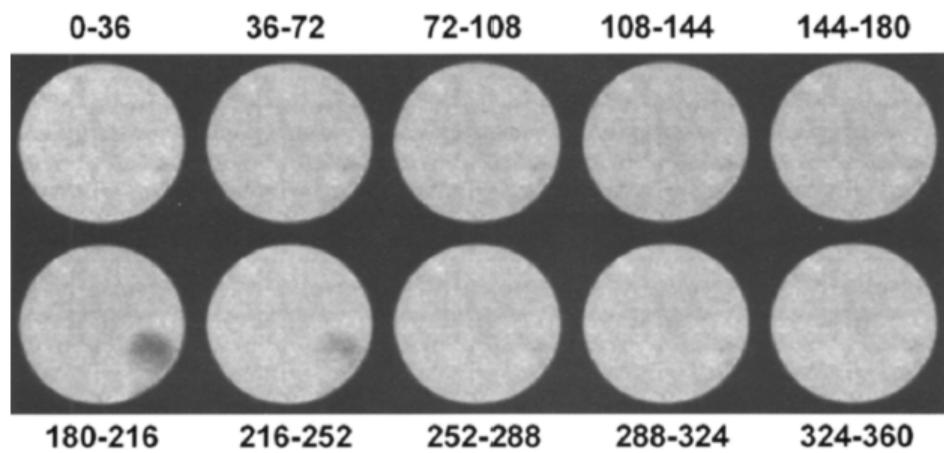
Sistem pencitraan tomografi SPECT dan kamera gamma memiliki mode operasi yang kompleks. Dalam pencitraan bertambahnya koreksi hamburan, koreksi atenuasi, pergerakan pencitraan secara *coincidence* ketika melakukan uji alat atau klinis mengakibatkan munculnya artefak pada citra. Artefak dapat muncul akibat dari pengaruh radiofarmaka yang digunakan, operasi kamera gamma, pasien, atau prosedur sistem komputer seperti rekonstruksi citra. Salah satu artefak yang umumnya muncul berasal dari uniformitas yang menghasilkan ring artefak pada citra.

Salah satu contoh munculnya artefak pada kamera gamma diakibatkan:

1. PMT (*photomultiplier tube*) tidak memberikan respon sinyal yang ditangkap akibat adanya kerusakan.
2. Pergerakan detektor.
3. Reduksi aktivitas pada dinding septa.
4. Kesalahan penentuan *Center of Rotation* (COR).

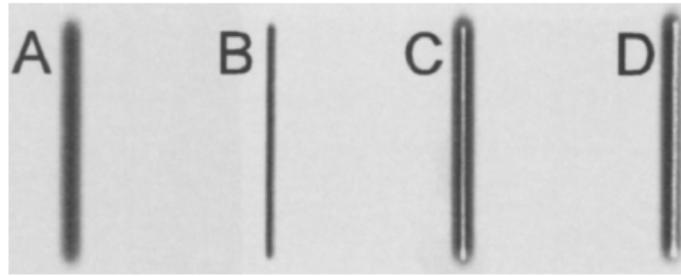


**Gambar 2.1:** Contoh hasil citra tanpa dan dengan *ring* artefak akibat reduksi aktivitas pada dinding septa(0, )

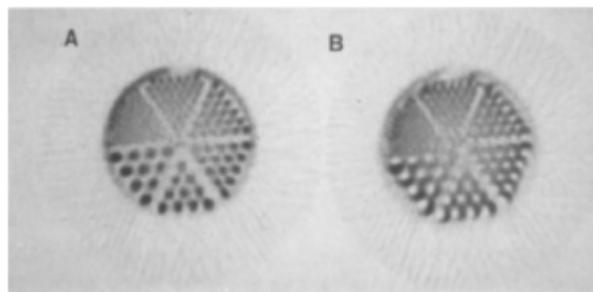


**Gambar 2.2:** 10 citra diperoleh dengan perubahan sistem uniformitas selama  $360^\circ$  dimana artefak muncul antara  $180^\circ$  dan  $252^\circ$  akibat kelainan salah satu PMT(0, )

Artefak pada SPECT umumnya terjadi pada rekonstruksi citra. Penggunaan kamera gamma dalam sistem SPECT akan mempengaruhi algoritma SPECT dalam melakukan rekonstruksi citra yang kemungkinan besar mengakibatkan munculnya artefak. Kesalahan perhitungan cacahan pada rekonstruksi dengan menggunakan *filtered back projection* dan metode iteratif juga memunculkan artefak. Masalah sistematis tersebut harus dapat ditangani dan dioptimisasi dengan melakukan uji kelayakan sistem pencitraan SPECT.(0, )(0, )



**Gambar 2.3:** Citra dari sumber garis diperoleh dari pergerakan detektor dari jarak (A) 30 cm ke (B) 5 cm terhadap permukaan kolimator. Pemosisian hasil citra yang bagus terlihat pada (C) dan artefak akibat pergeseran sekitar 2-mm terlihat pada (D)(0, )



(0, )

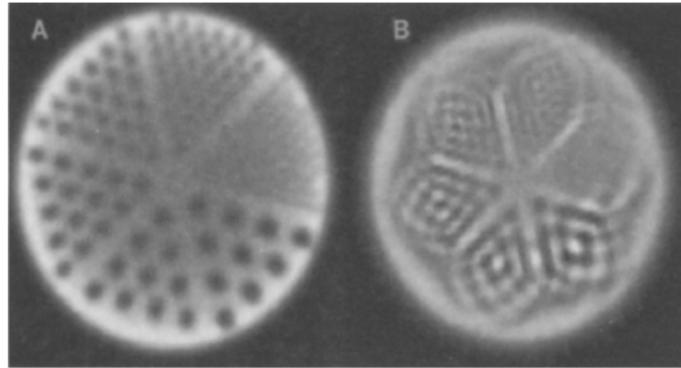
**Gambar 2.4:** Citra transaksial phantom Jaszczak bagian *hot rod* dengan rekonstruksi (A) koreksi COR, dan (B) COR error 3.2-mm yang mengakibatkan artefak

## 2.5 Monte Carlo

Kasus dalam kedokteran nuklir seperti peluruhan radioaktif dengan emisi energi, interaksi dengan material, pendektsian foton, dsb merupakan fenomena keacakan (*random*). Salah satu metode penyelesaian kasus random tersebut adalah dengan menggunakan metode Monte Carlo. Metode ini menjelaskan secara statistikal dengan menggunakan *random numbers* sebagai variabel dasar dalam melakukan simulasi dari situasi spesifik. Dalam simulasi penggunaan random sampling yang menjelaskan proses fisika secara langsung dan akurat ditinjau dari model *probability density functions* (pdfs).

Untuk error statistik, banyaknya jumlah simulasi dari kejadian interaksi (seperti foton dan jalur elektron) menjadi salah satu parameter penting dalam mengestimasi perhitungan. Walaupun dikatakan menggunakan *random numbers*, sebenarnya variabel yang digunakan tidak sepenuhnya acak. Variabel tersebut lebih tepat disebut sebagai *pseudo-random numbers*.

Kuantitas pdfs merupakan salah satu parameter penting dalam melihat



(0, )

**Gambar 2.5:** Citra transaksial phantom Jaszczak bagian *cold rod* diperoleh dengan menggunakan kolimator *fan-beam* dan rekonstruksi (A) koreksi panjang focal, dan (B) Panjang focal diset tak hingga menghasilkan artefak

informasi interaksi foton yang terjadi. Definisi dari pdfs adalah fungsi integral ternormalisasi dalam daerah  $[a,b]$ . Kumulasi pdfs dibentuk dari persamaan:

$$cpdfs(x) = \int_a^x pdf(x' dx') \quad (2.9)$$

dengan  $x$  sebagai sampel random terdistribusi uniform pada range tertentu. Perhitungan cpdf tidak selalu praktis dalam penggunaan Monte Carlo, sehingga ditambah metode rejeksi sebagai pendukung dalam melakukan simulasi. Langkah-langkah metode tersebut diantaranya:

1. Perhitungan  $pdf_A(x)$  dalam range  $[a,b]$ .
2. Perhitungan  $pdf_B(x)$  untuk metode rejeksi yang dinormalisasi sehingga nilai maksimum  $pdf_B(x)$  sama dengan nilai  $pdf_A(x)$ .
3. Pilih  $x$  dari  $pdf_A(x)$  secara random dengan menggunakan metode distribusi fungsi.
4. Masukkan metode rejeksi dari nilai  $pdf_B(x)$  setelah melakukan metode distribusi fungsi.

Sampling interaksi foton akibat hamburan dan absorpsi foton dapat ditinjau dari data *cross-section*. Interaksi foton yang terjadi dapat berupa fotolistrik, hamburan Compton, dan *pair-production*.

Panjang jalur foton dikalkulasi untuk menentukan apakah foton keluar dari VOI (*Volume of Interest*) atau tidak. Jarak ini bergantung pada energi foton, densitas material dan komposisi material. Fungsi probabilitas diberikan:

$$p(x)dx = \mu e^{-\mu x}dx \quad (2.10)$$

Dimana  $\mu$  adalah koefisien atenuasi material. Dari persamaan (3.2) diperoleh kumulasi pdfs:

$$cpdf(d) = \int_0^d \mu e^{-\mu x}dx = [-e^{-\mu x}]_0^d = 1 - e^{-\mu d} \quad (2.11)$$

$d$  merupakan jalur foton yang dilalui. Probabilitas jalur foton tersebut diperoleh:

$$P(d) = 1 - e^{-\mu d} \quad (2.12)$$

Jika diambil *random number uniform*  $R$  kemudian disubstitusi pada  $P(d)$ :

$$\begin{aligned} R &= 1 - e^{-\mu d} \\ d &= -\frac{1}{\mu} \ln(1 - R) = -\frac{1}{\mu} \ln(R) \end{aligned} \quad (2.13)$$

Sampel dari panjang jalur foton dan arah pada koordinat kartesian dicek dengan perhitungan pada titik akhir apakah foton keluar dari VOI atau tidak. Dengan menggunakan koordinat baru  $(x', y', z')$  pada koordinat kartesian dimana:

$$x' = x + d \cdot u' \quad (2.14)$$

$$y' = y + d \cdot v' \quad (2.15)$$

$$z' = z + d \cdot w' \quad (2.16)$$

Asumsikan  $\theta$  dan  $\phi$  adalah sudut polar dan azimuthal sistem koordinat kartesian, dan  $\Theta$  dan  $\Phi$  adalah sudut polar dan azimuthal yang mendefinisikan perubahan arah, maka:

$$u' = \cos \theta \cdot u + \sin \theta [\cos \phi \cdot w \cdot u - \sin \theta \sin \phi \cdot v] / \sqrt{1 - w^2} \quad (2.17)$$

$$v' = \cos \theta \cdot v + [\sin \theta \cos \phi \cdot w \cdot v + \sin \theta \sin \phi \cdot u] / \sqrt{1 - w^2} \quad (2.18)$$

$$w' = \cos \theta \cdot w - \sin \theta \cos \phi \cdot \sqrt{1 - w^2} \quad (2.19)$$

Jalur foton akan mengalami interaksi-interaksi tertentu. Untuk mengetahui interaksi foton tersebut ditinjau dari koefisien atenuasi:

$$\mu = \tau + \sigma_{inc} + \sigma_{coh} + \kappa \quad (2.20)$$

Dengan  $\tau$  menunjukkan interaksi foton,  $\sigma_{inc}$  menunjukkan interaksi Compton,  $\sigma_{coh}$  menunjukkan interaksi koheren, dan  $\kappa$  menunjukkan *pair-production*. Persamaan (2.20) digunakan metode distribusi fungsi dan sampel *random number uniform*  $R$  serta beberapa kondisi yang menunjukkan interaksi foton yang terjadi.

1.  $R < \tau/\mu$  merupakan interaksi fotolistrik.
2.  $R < (\tau + \sigma_{inc})/\mu$  merupakan interaksi Compton.
3.  $R < (\tau + \sigma_{inc} + \sigma_{coh})/\mu$  merupakan interaksi koheren.
4. Jika  $R$  tidak memenuhi nilai 3 kondisi diatas, maka terjadi *pair-production* dengan energi foton  $> 1022$  MeV.

Energi foton dapat terabsorbsi sempurna oleh orbital elektron, sehingga jejak foton dihentikan dan energi tercatat. Namun deteksi energi foton dapat saja terjadi karena karakteristik sinar-X sekunder dan elektron Auger yang teremisi. Deposit energi yang datang pada material merupakan energi foton dikurangi energi ikat untuk melepaskan elektron.

Koreksi hamburan yang diperhitungkan terdiri dari hamburan foton inkoheren dan hamburan foton koheren. Untuk hamburan foton inkoheren mengikuti persamaan:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (h\nu/m_o c^2)(1 - \cos \theta)} \quad (2.21)$$

Untuk meninjau sampel energi dan arah hamburan Compton menggunakan algoritma *cross-section*:

$$d\sigma_{KN}^e = \frac{r_e^2}{2} \left( \frac{h\nu'}{h\nu} \right)^2 \left( \frac{h\nu}{h\nu'} + \frac{h\nu'}{h\nu} - \sin^2 \theta \right) d\Omega \quad (2.22)$$

Persamaan (2.22) disebut juga persamaan Klein-Nishina. Parameter *cross-section* pada persamaan (2.22) dapat ditinjau dengan algoritma metode rejeksi:

$$\frac{d\sigma_{incoh}}{d\Omega} = \frac{d\sigma_{KN}}{d\Omega} \cdot S(x, Z) = \frac{d\sigma_{KN}}{d\Omega} \cdot \frac{S(x, Z)}{S_{max}(x, Z)} \cdot K(h\nu, Z) \quad (2.23)$$

$S(x, Z)$  merupakan fungsi hamburan inkoheren terhadap transfer momen-tum ( $x$ ) dan nomor atom ( $Z$ ).  $K(h\nu, Z)$  adalah konstanta dari  $Z$  dan energi terfiksasi. Parameter transfer momentum dihitung dan  $\theta$  dianggap jika *random number*  $R < [S(x, Z)/S_{max}(x, Z)]$ .

Hamburan foton koheren ditinjau dari interaksi antar foton dan elektron dimana arah foton berubah tanpa kehilangan energi. Hamburan tersebut mengikuti perhitungan *cross-section* Thomson:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) [f^2(x, Z)] d\theta d\varphi \quad (2.24)$$

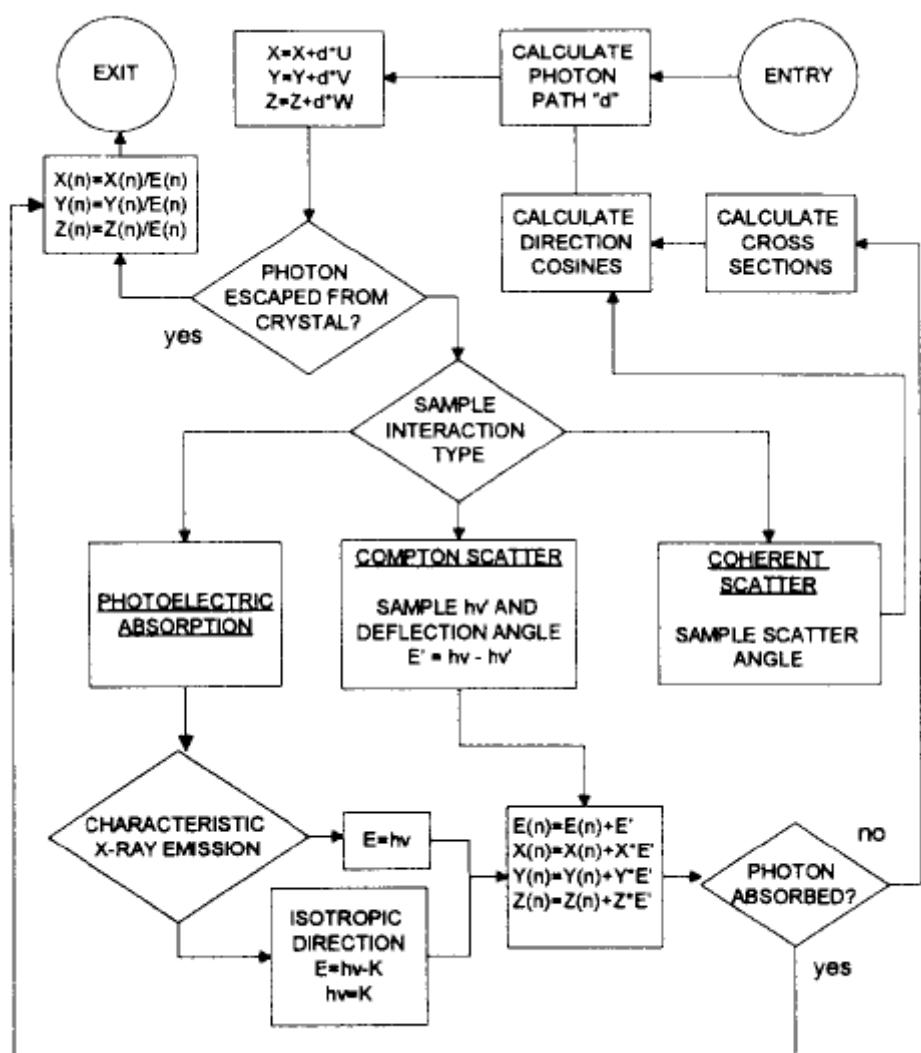
Probabilitas foton terhambur pada interval  $d\theta$  disekitar  $\theta$ :

$$P(\theta) d\theta = K(h\nu, Z) \cdot G(\theta) \cdot f(x^2, Z) \quad (2.25)$$

$$f(x^2, Z) = \frac{F^2(x, Z)}{\int_0^{x_{max}^2} F^2(x, Z) dx^2} \quad (2.26)$$

$G(\theta)$  adalah fiksasi range foton dan  $f(x^2, Z)$  adalah sampel prekalkulasi fungsi distribusi. Nilai sudut hamburan dapat dihitung jika relasi  $R < G(\theta)$  terpenuhi.

Simulasi Monte Carlo dalam pengjerjaannya membutuhkan banyak waktu, sehingga diperlukan pereduksian varians. Hal ini dilakukan untuk meningkatkan efisiensi simulasi dengan meninjau internal dosimetri dan proses biologis masuknya bahan radioaktif ke dalam suatu material. Teknik tersebut berdasarkan perhitungan foton dengan bobot.



Gambar 2.6: Tahap dasar simulasi interaksi foton pada volume yang ditentukan(0, )

## BAB 3

### METODE PENELITIAN

#### 3.1 Alat dan Bahan

Pada penelitian ini menggunakan beberapa alat dan bahan sebagai berikut.

- SPECT/CT Siemens

SPECT/CT dengan varian Siemens Symbia T series Intevo 16 di rumah sakit kanker Dharmais akan digunakan sebagai alat pencitraan. Namun fokus dari penelitian ini hanya pada penggunaan SPECT, sehingga untuk penggunaan CT tidak dipakai. Sistem SPECT yang akan digunakan terdiri dari 2 kepala kamera gamma yang sudah dihubungkan dengan komputer untuk melakukan akuisisi data dan rekonstruksi citra.

- Technetium-99m ( $^{99m}\text{Tc}$ )

Radionuklida  $^{99m}\text{Tc}$  memiliki waktu paruh selama 6 jam dengan energi gamma yang dipancarkan sekitar 140.51 keV. Karakteristik dari  $^{99m}\text{Tc}$  tidak memancarkan partikel beta, konstanta sinar gamma spesifik sekitar 0.076 mrem/jam pada 1 meter per 1 mCi, dan aktivitas spesifiknya adalah 5,243,820 Ci/gr untuk  $^{99m}\text{Tc}$  murni dan  $3.4 \times 10^6$  Ci/gr untuk  $^{99m}\text{Tc}$  bentuk pertechnetate.

- Phantom Jaszczak

Model phantom Jaszczak yang akan digunakan adalah model *Deluxe Flangeless* standar yang terdiri dari diameter silinder terstandarisasi dan beberapa sisipan. Sisipan pada phantom terdiri dari enam bola padat, sisipan *Cold Rods* dan kapiler sebagai tempat dalam meletakkan sumber radionuklida dalam phantom. Ukuran diameter *Cold Rods* adalah; 4.8 mm, 6.4 mm, 7.9 mm, 9.5 mm, 11.1 mm, 12.7 mm, dan ukuran diameter bola padat adalah; 9.5 mm, 12.7 mm, 15.9 mm, 19.1 mm, 25.4 mm, 31.8 mm.

- Perangkat Lunak

Untuk melakukan simulasi Monte Carlo digunakan beberapa perangkat lunak seperti GATE (*Geant4 Application for Tomographic Emission*).



**Gambar 3.1:** Phantom Jaszczak

GATE dikembangkan dalam melakukan simulasi numerikal yang berkaitan dengan pencitraan medis dan radioterapi, terutama untuk simulasi emisi tomografi seperti PET, SPECT, CT. Hasil dari algoritma perangkat ini akan dibandingkan dengan hasil dari eksperimen yang dilakukan.

### 3.2 Metode

Penelitian ini menggunakan dua metode, yaitu eksperimen dan simulasi. Pengukuran eksperimen sistem SPECT dilakukan dengan menggunakan kolimasi LEHR (*Low Energy High Resolution*) atau LEUR(*Low Energy Ultra-High Resolution*), variasi sudut  $360^\circ$  tiap  $5^\circ$ , jumlah sampel linear per akuisisi 64, ukuran matriks citra  $128 \times 128$  atau  $256 \times 256$ , radius rotasi sekitar 13 cm. Ketebalan slice piksel adalah 8 cm untuk Cold Rod dan 6 sampai 12 mm untuk bola padat. Filter yang digunakan adalah jenis Ramp, frekuensi cut-off lebih besar atau sama dengan 1.4 putaran/cm, kolimator yang digunakan adalah *High Res*, dan window energi sekitar 15-20%. Langkah-langkah dalam melakukan eksperimen adalah sebagai berikut:

- Kalibari SPECT

Berdasarkan AAPM No. 6, 22, 52, kalibrasi SPECT dilakukan dengan melakukan pengukuran kamera gamma dengan phantom bar. Tujuan dari kalibrasi adalah untuk melihat kualitas kinerja dari kolimator dan detektor pada kamera gamma dengan meninjau hasil resolusi intrinsik,

resolusi kolimator, dan resolusi ekstrinsik, serta penempatan posisi titik tengah pada kamera gamma. Hasil pengukuran akan menunjukkan PMT gain, energi, linearitas, dan uniformitas sebagai koreksi dalam pengukuran selanjutnya menggunakan phantom lain.

- Pengisian dan memposisikan phantom

Phantom pertama diisi dengan air hingga merata. Kemudian phantom diisi radionuklida  $^{99m}\text{Tc}$  dengan menggunakan kapiler khusus yang terhubung pada isi phantom, sehingga  $^{99m}\text{Tc}$  yang telah diaduk dan diketahui konsentrasi aktivitasnya dapat diinjeksikan kedalam phantom.

- Pengukuran sensitivitas

Untuk pengukuran sensitivitas dilakukan dengan phantom tanpa sisipan. Kemudian melakukan pengukuran sensitivitas sumber titik pada phantom yang terisi campuran air dan  $^{99m}\text{Tc}$  dengan dual kepala sistem SPECT dengan diposisikan berdiri.

- Pengukuran *line spread*

Phantom diisi dengan sisipan *cold rods* dan dimasukkan air dan radionuklida  $^{99m}\text{Tc}$ . Untuk melihat line spread, phantom diletakkan dengan posisi terbaring pada bed sehingga sumber garis akan parallel dengan sumbu rotasi sistem SPECT.

- Perhitungan statistikal noise

Setelah melakukan rekonstruksi citra dengan sistem SPECT, hasil data piksel yang ada di komputer kemudian dilakukan perhitungan noise secara statistik. Estimasi noise diperoleh dengan menghitung densitas cacahan rata-rata sampel ( $Y_{avg}$ ) dengan persamaan:

$$Y_{avg} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i \quad (3.1)$$

Dimana  $N$  adalah jumlah piksel pada ROI (*Region of Interest*) dekat titik tengah citra rekonstruksi bagian silinder uniform phantom SPECT, dan  $y_i$  adalah jumlah cacahan per piksel ke- $i$ . Dari hasil tersebut dihitung standar deviasi:

$$S_{dev} = \frac{1}{\sqrt{N-1}} \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - Y_{avg})^2} \quad (3.2)$$

Dan rms sampel noise dalam persen diperoleh:

$$\%rms = (S_{dev}/Y_{avg}) * 100 \quad (3.3)$$

- Kontras citra

Rekonstruksi citra dari phantom yang menggunakan sisipan bola padat atau *cold rods* akan diperoleh pengukuran kuantitatif kontras ( $C_{image}$ ) untuk sisipan bola:

$$C_{image} = \left| \frac{(Counts \cdot Pixel^{-1})_{sphere} - (Counts \cdot Pixel^{-1})_{background}}{(Counts \cdot Pixel^{-1})_{background}} \right| \quad (3.4)$$

Untuk *cold rods*:

$$C_{image} = \left| \frac{(Counts \cdot Pixel^{-1})_{coldrods} - (Counts \cdot Pixel^{-1})_{background}}{(Counts \cdot Pixel^{-1})_{background}} \right| \quad (3.5)$$

- Pendeksiian artefak

Investigasi artefak dilakukan pengukuran inhomogenitas dengan phantom tanpa sisipan. Teknik scan berdasarkan teknik pencacahan dari kamera gamma dan ditampilkan pada SPECT.

Untuk metode simulasi digunakan perangkat lunak GATE dengan langkah awal mendesain sistem scan SPECT dan phantom Jaszczak, lalu membuat protokol optimisasi, melakukan tes algoritma, memperoleh data kuantifikasi, melakukan koreksi hamburan, menganalisis data, dan terakhir rekonstruksi citra.

### 3.2.1 GATE

Salah satu code simulasi Monte Carlo yang digunakan adalah GATE. Code GATE merupakan salah satu dari program geant4 berbasis bahasa pemrograman C++ pada OS linux. Fitur dari simulasi GATE ini terdiri dari deskripsi akurat fenomena yang bergantung waktu seperti gerakan detektor, pernafasan pasien, gerakan kadiak, kinetika radiotracer, dsb. Pada aplikasi GATE terdapat perhitungan sistem matriks yang menggunakan rekonstruksi dan produksi data untuk evaluasi koreksi algoritma. Penggunaan GATE sebagai contoh dalam menentukan dosimetri, simulasi studi klinis dan fokus optimisasi algoritma.

Fitur-fitur yang disediakan GATE untuk melakukan simulasi adalah:

1. Konstruksi geometri dari modalitas (SPECT atau PET) dalam melakuk-an simulasi, dan bentuk dari phanto yang akan digunakan.
2. Proses fisik yang terjadi dalam simulasi meliputi interaksi-interaksi yang terjadi pada foton atau elektron.
3. Sumber yang digunakan beserta data spesifikasinya.
4. Pergerakan dari foton dan elektron berupa jenis, kecepatan, atau kompo-nen lainnya dalam melihat jalur interaksi sehingga dapat ditinjau *cross-section* dan probabilitasnya. Durasi waktu akuisisi pengambilan data

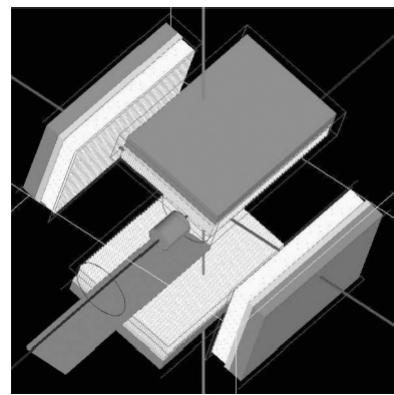
Output data dari GATE dalam bentuk ROOT, file ASCII, file binary, dan format data spesifik scanner yang disimulasikan.

### 3.2.2 Model Simulasi GATE

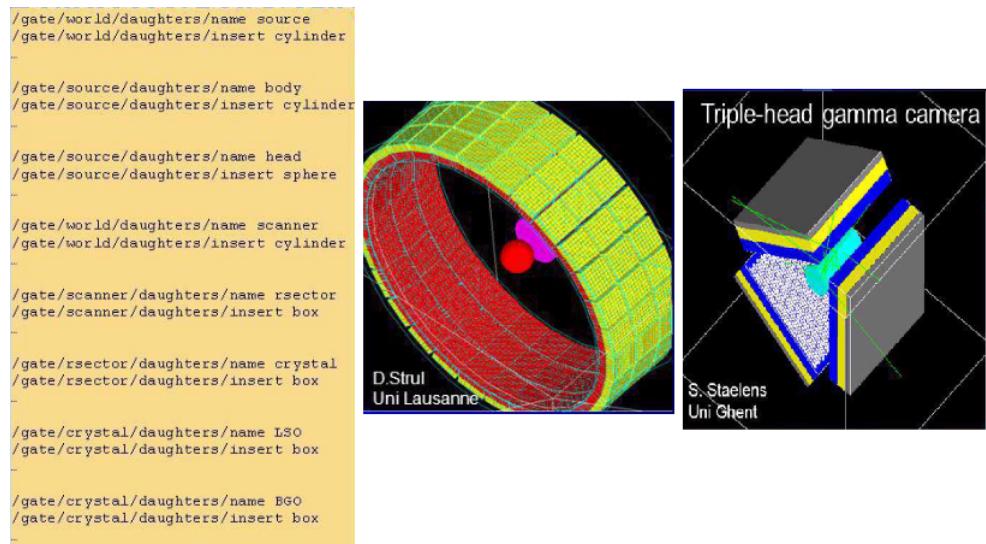
Data kalibrasi gamma kamera yang diperoleh (resolusi sistem, energi, uni-formitas, linearitas) akan digunakan dan dimasukkan dalam GATE. Spesifikasi dari modalitas pesawat SPECT yang digunakan pada pengukuran manual juga dimasukkan sebagai parameter dalam mendesain SPECT yang ada di GATE. Karena menggunakan phantom Jaszczak maka dimasukkan pula parameter da-ri phantom ke dalam GATE. Simulasi akan dilakukan dengan membuat desain eksperimen dalam keadaan ideal dan sesuai dengan eksperimen manual. Total partikel yang akan disimulasikan sekitar 10 juta partikel. Beberapa hal yang perlu diperhatikan dalam modelling bergantung waktu diantaranya:

1. Perubahan distribusi tracer terhadap waktu.
2. Gerakan detektor dalam akuisisi.
3. Peluruhan radioaktif.
4. *Dead time* pada detektor.

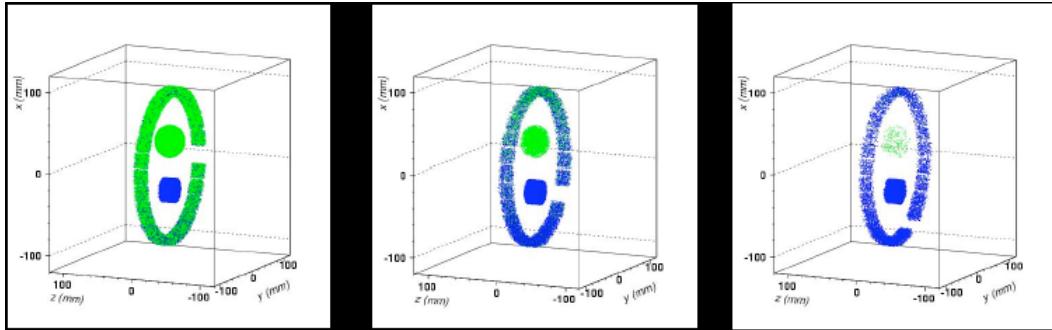
Prinsip dasar dari modelling waktu di GATE adalah menyesuaikan pemodelan peluruhan radioaktif berdasarkan skema peluruhan yang akan terjadi. Kemudian mendefinisikan variabel waktu ketika simulasi eksperimen sehingga data akan berubah berdasarkan perubahan waktu.



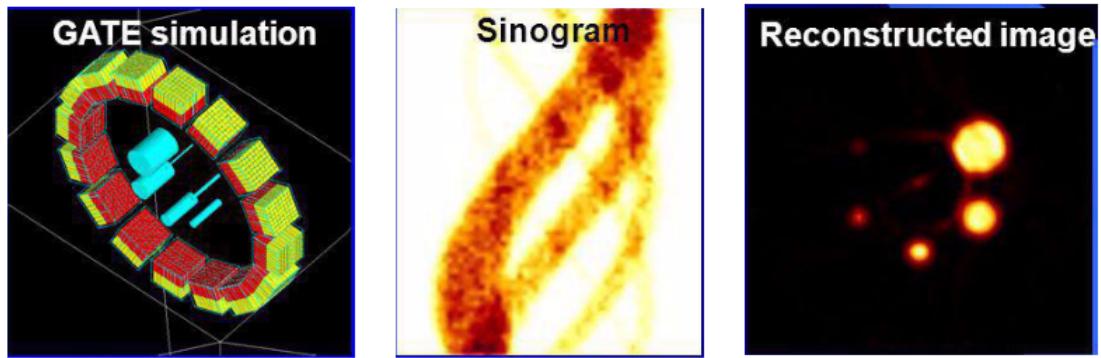
**Gambar 3.2:** Contoh model simulasi desain SPECT pada GATE



**Gambar 3.3:** Modelling konstruksi geometri pada GATE dengan command script



**Gambar 3.4:** Modelling peluruhan sumber radioaktif



**Gambar 3.5:** Data output simulasi GATE

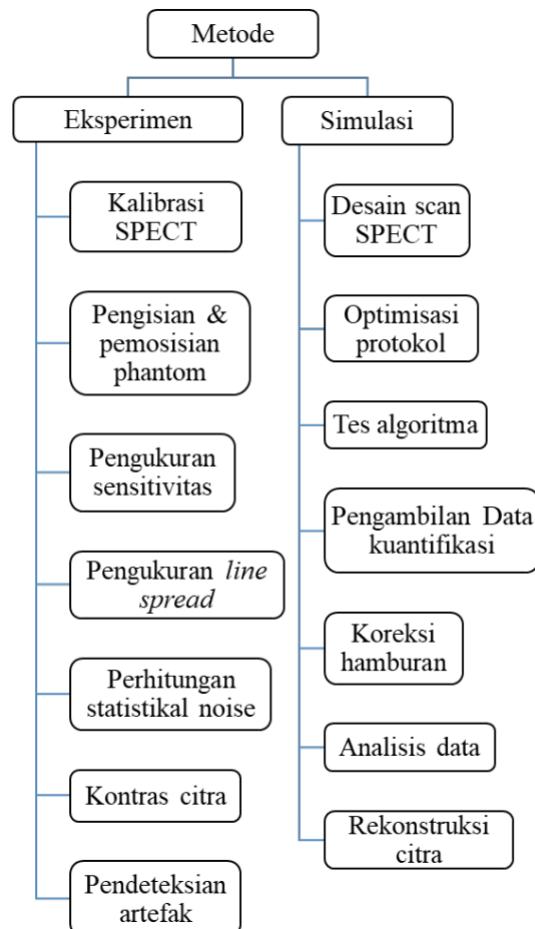
Kemudian modelling respon dari sistem elektronik yang digunakan dalam simulasi pencitraan. Komponen-komponen dan cara kerja dari beberapa rangkaian digital perlu diketahui dalam melakukan processing data simulasi. Pada bagian ini diusahakan mereproduksi kurva *count rate* secara akurat.

Untuk memudahkan desain detektor simulasi dapat dipecah menjadi dua bagian, yaitu transportasi foton pada objek dan transportasi foton pada detektor. Output dari transportasi foton pada objek direkam pada ruang fase. Teknik ini berguna dalam mengetes detektor yang didesain tanpa melakukan pengulangan.

Algoritma yang digunakan dalam simulasi mengikuti gambar 2.6. Kemudian dalam pendekslan artefak, jenis ring artefak yang akan ditinjau. Pada simulasi tembaga (Cu) atau timbal (Pb) ditempel pada kolimator sehingga dari

hal tersebut akan melihat rekonstruksi dari ring artefak sehingga analisis dari artefak yang dihasilkan akan dibandingkan dengan pengukuran manual yang tidak menggunakan Cu dan Pb. Kemungkinan jika pada eksperimen manual tidak muncul artefak, maka hanya dianalisis artefak yang muncul disimulasikan. Optimalisasi protokol dan algoritma yang digunakan mengikuti gambar (2.6).

### 3.3 Diagram Alir Penelitian



**Gambar 3.6:** Diagram Alir Penelitian

## DAFTAR REFERENSI

- A. Hirtl, H. Bergmann, T. Beyer, M. Figl and J. Hummel, "Technical Note: Fully-automated analysis of Jaszcak phantom measurements as part of routine SPECT quality control," *Med Phys.* 2017 May;44(5):1638-1645. doi: 10.1002/mp.12150. Epub 2017 Apr 12.
- F. C. L. Ferreira and D. N. Souza, "Liver phantom for quality control and training in nuclear medicine," *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Volume 652, Issue 1, 1 October 2011, Pages 791-793.
- S. H. A. AlEhyani "Application of single photon emission computed tomography (SPECT) parameters for bone scintigraphy" *Journal of King Saud University (Science)*, Volume 21, Issue 2, July 2009, Pages 109-117.
- H. R. Roshan, B. Mahmoudian, E. Gharepapagh, A. Azarm and J. P. Islamian, "Collimator and energy window optimization for  $^{90}\text{Y}$  bremsstrahlung SPECT imaging: A SIMIND Monte Carlo study," *Applied Radiation and Isotopes*, Volume 108, February 2016, Pages 124128.
- M. D'Arienzo, M. L. Cozzella, A. Fazio, P. De Felice, G. Iazzarino, M. D'Andrea, S. Ungania, M. Cazzato, K. Schmidt, S. Kimiaeи and L. Strigari, "Quantitative  $^{77}\text{Lu}$  SPECT imaging using advanced correction algorithms in non-reference geometry," *Physica Medica*, Volume 32, Issue 12, December 2016, Pages 1745-1752.
- X. Zhou, M. Yun, X. Cao, S. Liu, L. Wang, X. Huang and L. Wei, "Evaluation of imaging protocol for ECT based on CS image reconstruction algorithm," *Chinese Physics C*, Volume 38, Number 4, (2014).
- P. A. Wolf, J. H. Jorgensen, T. G. Schmidt and E. Y. Sidky, "Few-view single photon emission computed tomography (SPECT) reconstruction based on a blurred piecewise constant object model," *Physics in Medicine & Biology*, Volume 58, Number 16, (2013).
- G. K. Loudos, "An efficient analytical calculation of probability matrix in 2D SPECT," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Volume 32, Issue 2, March 2008, Pages 83-94.
- J. T. Bushberg et al., "The Essential Physics of Medical Imaging Third Edition," (Lippincott Williams & Wilkins, 2012).

- M. K. O'Connor, "Instrument- and computer-related problems and artifacts in nuclear medicine," *Seminars in Nuclear Medicine*, Volume 26, Issue 4, October 1996, Pages 256-277.
- M. K. O'Connor and B. J. Kemp, "Single-Photon Emission Computed Tomography/Computed Tomography: Basic Instrumentation and Innovations," *Seminars in Nuclear Medicine*, Volume 36, Issue 4, October 2006, Pages 258-266. [<https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2006.05.005>].
- M. D'Arienzo, M. Cazzato, M. L. Cozzella, M. Cox, M. D'Andrea, A. Fazio, A. Fenwick, G. Iazzarino, L. Johansson, L. Strigari, S. Ungania and P. De Felice, "Gamma camera calibration and validation for quantitative SPECT imaging with  $^{177}\text{Lu}$ ," *Applied Radiation and Isotopes*, Volume 112, June 2016, Pages 156-164.
- A. H. Ng, K. H. Ng, H. Dharmendra and A. C. Perkins, "A low-cost phantom for simple routine testing of single photon emission computed tomography (SPECT) cameras" *Applied Radiation and Isotopes*, Volume 67, Issue 10, October 2009, Pages 1864-1868. [<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2008.10.010>].
- J. Greffier, F. Macri, A. Labri, A. Fernandez, F. Pereira, C. Mekkaoui and J. -P. Beregi, "Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: What is the impact on deformation of circular structures in phantom study?" *Diagnostic and Interventional Imaging*, Volume 97, Issue 2, February 2016, Pages 187-196.
- J. Qi and R. H. Huesman, "Effect of errors in the system matrix on maximum a posteriori image reconstruction" *Physics in Medicine & Biology*, Volume 50, Number 14. [<http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/50/14/007/meta>]
- I. Buvat, "Using simulations of the detector performance for enhanced image reconstruction in molecular imaging" *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, Volume 809, 11 February 2016, Pages 89-95.
- M. Ljungberg et al., "Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine: Applications in Diagnostic Imaging, Second Edition," (Taylor & Francis, 1998).
- G. K. Loudos, "Monte Carlo simulations in Nuclear Medicine" *AIP Conference Proceedings*, Volume 958, November 2017, Pages 147-150.
- D. Strulab et al, "GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission): a PET/SPECT general-purpose simulation platform" *Nuclear Physics B* -

- Proceedings Supplements, Volume 125, 2013, Pages 75-59.
- K. Assie et al, "Monte Carlo simulation in PET and SPECT instrumentation using GATE" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, Volume 527, 2004, Pages 180-189.
- H. R. Khosravi et al, "Planar and SPECT Monte Carlo acceleration using a variance reduction technique in I<sup>131</sup> imaging" J. Radiat. Res, Volume 4, March 2007, Pages 175-182.
- J. E. Gilliam et al, "Monte-Carlo simulations and image reconstruction for novel imaging scenarios in emission tomography" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, Volume 809, 2016, Pages 76-88.