

**SIMULASI PERHITUNGAN MONTE CARLO DOSIS JANIN
PADA MODEL KANKER PAYUDARA BERBENTUK KOTAK
DENGAN FOTON 2 MeV**

TESIS

**NURIZATI
0706172185**



**UNIVERSITAS INDONESIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM MAGISTER ILMU FISIKA
DEPOK
JUNI 2010**

Universitas Indonesia

Simulasi perhitungan..., Nurizati, FMIPA UI, 2010.

**SIMULASI PERHITUNGAN MONTE CARLO DOSIS JANIN
PADA MODEL KANKER PAYUDARA BERBENTUK KOTAK
DENGAN FOTON 2 MeV**

TESIS

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister
Science**

**NURIZATI
0706172185**



**UNIVERSITAS INDONESIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI MAGISTER ILMU FISIKA
KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS
DEPOK
JUNI 2010**

Tesis ini adalah hasil karya saya sendiri, dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk telah saya nyatakan dengan benar.

Nama : NURIZATI

NPM : 0706172185

Tanda Tangan :

Tanggal : 8 Juli 2010



HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh :
Nama : NURIZATI
NPM : 0706172185
Program Studi : FISIKA MEDIS
Judul : SIMULASI PERHITUNGAN MONTE CARLO
DOSIS JANIN PADA MODEL KANKER
PAYUDARA BERBENTUK KOTAK DENGAN
FOTON 2 MeV

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Sains pada Program Studi Fisika Medis, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing	1	:	Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko	()
Pembimbing	2	:	Dr. rer. nat. Freddy Haryanto	()
Penguji	1	:	Prof. Dr. dr. Susworo	()
Penguji	2	:	Dr. Warsito	()
Penguji	3	:	Dr. Musaddiq Musbach	()

Ditetapkan di :

Tanggal :

KATA PENGANTAR/UCAPAN TERIMA KASIH

Puji syukur saya panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa, karena atas berkat dan rahmat-Nya, saya dapat menyelesaikan tesis ini. Penulisan tesis ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Science Program Studi Fisika Medis pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia. Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan samapai pada penyusunan tesis ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan tesis ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terimakasih kepada:

- (1) Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko dan Dr.rer.nat.Freddy Haryanto selaku dosen pembimbing yang telah menyediakan waktu, tenaga dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam menyelesaikan tesis ini;
- (2) Orang tua dan keluarga yang telah memberikan bantuan dukungan material dan moral;
- (3) Adi yang telah memberikan motivasi dan bantuannya

Akhir kata, saya berharap Tuhan Yang Maha esa berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga tesis ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu.

Depok, 8 Juli 2010

Penulis

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS
AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : NURIZATI
NPM : 0706172185
Program Studi : Fisika Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis karya : Tesis

demikian demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

**SIMULASI PERHITUNGAN MONTE CARLO DOSIS JANIN PADA
MODEL KANKER PAYUDARA BERBENTUK KOTAK DENGAN
FOTON 2 MeV**

beserta perangkat yang ada. Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/format-memublikasi tugas akhir saya tanpa meminta izin dari saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : DEPOK

Pada tanggal : 8 Juli 2010

Yang menyatakan

(NURIZATI)

ABSTRAK

Nama : NURIZATI
Program Studi : Fisika Medis
Judul : SIMULASI PERHITUNGAN MONTE CARLO DOSIS
JANIN PADA MODEL KANKER PAYUDARA
BERBENTUK KOTAK DENGAN FOTON 2 MeV

Telah dilakukan pengukuran dosis yang diterima janin pasien radioterapi dengan menggunakan simulasi perhitungan *Monte Carlo DOSXYZnrc*. Diandaikan pasien kanker payudara dan diberi radioterapi pada daerah dada dengan sinar-x 2 MeV, lapangan tangensial $6 \times 16 \text{ cm}^2$ dan *supraclave* $14 \times 5.8 \text{ cm}^2$ (kategori kecil), tangensial $9 \times 15 \text{ cm}^2$ dan *supraclave* $17.7 \times 8.6 \text{ cm}^2$ (kategori sedang), dan tangensial $8.5 \times 19 \text{ cm}^2$ dan *supraclave* $20.4 \times 11.4 \text{ cm}^2$ (kategori besar), serta lapangan tangensial $6 \times 16 \text{ cm}^2$, $9 \times 15 \text{ cm}^2$ dan $8.5 \times 19 \text{ cm}^2$ untuk pasien yang hanya menerima perlakuan tangensial. Jarak antara tepi lapangan radiasi dengan posisi titik pengukuran dibuat bervariasi dengan asumsi letak janin yang berubah sesuai umur kehamilan dan diamati pada tiap trimester kehamilan. Pada setiap jarak tertentu, perhitungan dosis dilakukan pada 3 kedalaman berbeda yaitu 2, 5, dan 10 cm. Hasil perhitungan menunjukkan bahwa dosis janin akan berkurang dengan bertambahnya kedalaman, berkurangnya luas lapangan, dan maksimum pada saat jarak antara tepi lapangan dengan posisi janin terdekat.

Kata kunci :
Dosis janin, Monte Carlo dosis janin

ABSTRACT

Name : NURIZATI
Study Program : Medical Physics
Title : FETAL DOSE MONTE CARLO COUNT
SIMULATION AT BOX MODEL OF BREAST
CANCER WITH PHOTON 2 MeV

The fetal dose that received at radiotherapy patient was measured by using Monte Carlo DOSXYZnrc simulation calculations. Patient was regarded breast cancer patients and given radiotherapy to the chest area with 2 MeV x-ray beam, field tangential $6 \times 16 \text{ cm}^2$, and $5.8 \times 14 \text{ cm}^2$ supraclavicula (small categories), field tangential $9 \times 15 \text{ cm}^2$ and $17.7 \times 8.6 \text{ cm}^2$ supraclavicula (medium categories) and tangential $8.5 \times 19 \text{ cm}^2$ and $20.4 \times 11.4 \text{ cm}^2$ supraclavicula (large category), as well as field tangential $6 \times 16 \text{ cm}^2$, $9 \times 15 \text{ cm}^2$, and $8.5 \times 19 \text{ cm}^2$ for patients who received only tangential treatment. Distance between the radiation field edge to the position of measurement point varies with assumption that the changing according the location fetal gestation and observed at each trimester of pregnancy. At any given distance, the dose calculations performed at 3 different depths of 2, 5, and 10 cm. The calculations show that the fetal dose will decrease with increasing depth, decreasing of the area field, and at the time of maximum distance between the edge of the field with a fetal position nearby.

Key words:
Fetal dose, Monte Carlo of fetal dose

DAFTAR ISI

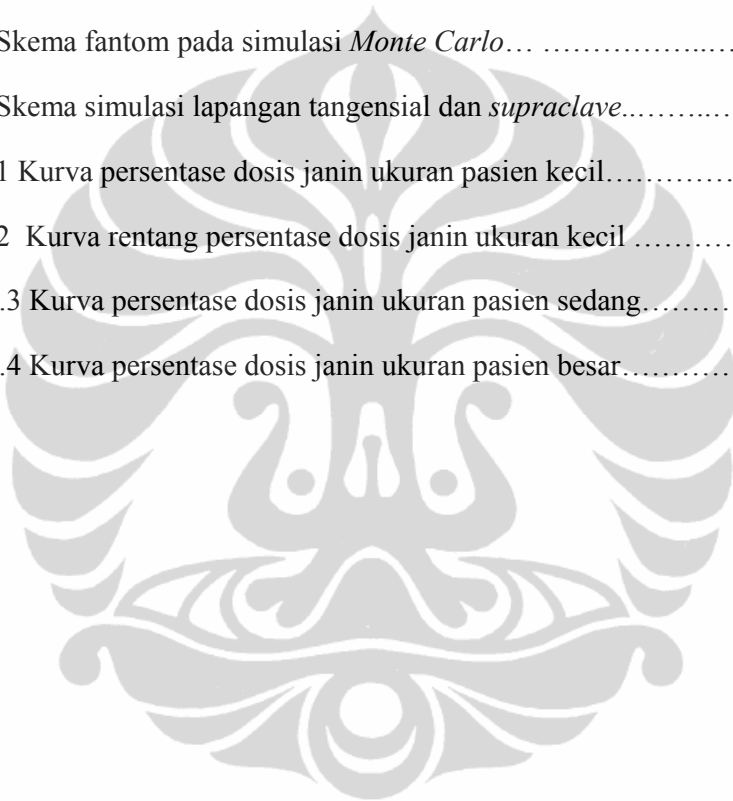
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR/UCAPAN TERIMA KASIH.....	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS	v
ABSTRAK.....	vi
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL.....	xi
DAFTAR LAMPIRAN.....	xii
BAB 1. PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Pembatasan Masalah	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	2
BAB 2. TEORI DASAR.....	3
2.1 Interaksi Radiasi Dengan Materi.....	3
2.2 Kanker Payudara.....	5
2.2.1. Penyebab dan Faktor Resiko.....	5
2.2.2. Penatalaksanaan Kanker Payudara.....	6
2.3 Dosis Janin.....	8
2.4 Metode <i>Monte Carlo</i>	11

BAB 3. METODE PENELITIAN	14
BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN.....	20
4.1 Penyinaran dengan ukuran pasien kecil.....	21
BAB 5.	
KESIMPULAN.....	31
Saran.....	31
DAFTAR PUSTAKA.....	32



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Fraksi energi maksimum dan rata-rata yang ditransfer oleh foton ..4	
Gambar 2.2.2 Teknik penyinaran kanker payudara.....7	
Gambar 2.4.1 Diagram alir <i>EGSnrc</i>12	
Gambar 2.4.2 Diagram alir <i>DOSXYZnrc</i>13	
Gambar 3.1 Sistem koordinat polar dengan titik isosenter15	
Gambar 3.2 Skema fantom pada simulasi <i>Monte Carlo</i>17	
Gambar 3.3 Skema simulasi lapangan tangensial dan <i>supraclave</i>18	
Gambar 4.1.1 Kurva persentase dosis janin ukuran pasien kecil.....24	
Gambar 4.1.2 Kurva rentang persentase dosis janin ukuran kecil25	
Gambar 4.1.3 Kurva persentase dosis janin ukuran pasien sedang.....27	
Gambar 4.1.4 Kurva persentase dosis janin ukuran pasien besar.....28	



DAFTAR TABEL

Tabel 2.3.1 Risiko berhubungan dengan irradiasi selama perkembangan janin...9
Tabel 2.3.2 Tingkat risiko pada janin berkaitan dengan dosis radiasi10
Tabel 3.1 Sudut simulasi yang disesuaikan dengan sudut gantri kondisi klinis..16
Tabel 4.1.1 Hasil simulasi kalkulasi persentase dosis janin lapangan kecil.....23
Tabel 4.1.2 Perkiraan dosis janin per fraksi dengan ketebalan konstan 24 cm...29



DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Hasil kalkulasi persentase dosis janin untuk lapangan sedang	34
Lampiran 2 Hasil kalkulasi persentase dosis janin untuk lapangan besar.....	35
Lampiran 3 Kurva persentase dosis janin lapangan sedang.....	36
Lampiran 4 Kurva persentase dosis janin lapangan besar.....	37
Lampiran 5 Contoh hasil Runing <i>Monte Carlo</i>	38



BAB I PENDAHULUAN

1.1. LATAR BELAKANG

Salah satu kasus yang menjadi dilema bagi para onkolog dan fisikawan medis adalah menangani pasien yang sedang hamil. Setiap tahun, terdapat wanita hamil yang menerima dosis radiasi selama prosedur radiodiagnostik dan juga selama tindakan radioterapi atau pada kasus kecelakaan nuklir dengan dosis relatif tinggi untuk perawatan tumor. Kebanyakan tumor yang banyak diderita pasien hamil adalah limfoma, melanoma, tumor yang berlokasi di payudara, uterine cervix, dan tiroid sehingga terapi dengan radiasi menjadi pilihan utama. Perencanaan treatment atau prosedur diagnostik untuk wanita hamil membutuhkan perhatian khusus. Setiap pasien yang hamil masing-masing memiliki keadaan yang berbeda satu sama lain sehingga para fisikawan medis harus menghitung sebelum memutuskan perawatan apa dan bagaimana untuk mengobatinya. Secara ideal, perawatan yang dipilih harus bisa mengontrol tumor dan memberi kesempatan terbaik untuk janin memiliki keadaan yang normal^{1,2}.

Janin adalah calon bayi yang masih dalam proses pertumbuhan dan perkembangan mulai dari pembuahan hingga menjadi bayi yang berlangsung di dalam rahim wanita. Perkembangan janin mulai dari pembuahan hingga menjadi bayi secara normal memerlukan waktu sekitar 9 bulan atau 40 minggu. Wanita hamil yang menjalani radioterapi mempunyai risiko kerusakan yang tinggi pada janin yang dikandungnya. Untuk radioterapi di luar daerah rahim, janin kemungkinan akan menerima dosis yang sebagian besar berasal dari radiasi hamburan dalam tubuh pasien itu sendiri, disamping dosis yang berasal dari kebocoran radiasi pada *head source* atau bagian kepala pesawat radioterapi, dan radiasi yang dihamburkan dari kolimator atau pengatur lapangan penyinaran.

Frekuensi dan tingkat efek biologi yang terjadi pada janin berbeda-beda, antara lain tergantung pada besar dosis serap, jenis radiasi, dan umur kandungan. Penentuan akurasi risiko akan meningkat untuk dosis yang lebih tinggi. Oleh karenanya untuk menghindari atau memperkecil risiko radiasi pada janin, pertimbangan seharusnya diberikan untuk mencegah atau mengurangi paparan radiasi pada ibu selama masa kehamilan¹⁷.

Penelitian ini dilakukan untuk memperoleh perkiraan dosis yang diterima janin pada saat ibunya menjalani radioterapi di luar rahim. Distribusi dosis pada medium diperoleh dengan menggunakan eksperimen atau dengan menggunakan pemodelan metode *Monte Carlo*. Metode *Monte Carlo* dapat mensimulasikan radiasi transport dengan akurat, karena itu metode ini dapat digunakan untuk memprediksikan dosis yang diterima oleh janin¹⁹.

1.2. RUMUSAN MASALAH

Berdasarkan latar belakang di atas dapat dirumuskan masalah penelitian sebagai berikut :

- 1.2.1. Bagaimana dosis yang diterima janin dari hamburan radiasi sinar-x 2 MV pada pasien radioterapi *carcinoma mammae*.
- 1.2.2. Bagaimana pengaruh jarak janin dengan lapangan radiasi sesuai umur kehamilan.
- 1.2.3. Bagaimana pengaruh ukuran lapangan yang digunakan terhadap dosis yang diterima janin.

1.3. PEMBATAAN MASALAH

Mengingat sangat banyak data yang harus diamati maka penelitian ini dibatasi hanya pada hal-hal yang sangat mungkin dilakukan di lapangan. Penulis membatasi masalah dalam penelitian ini pada penggunaan energi 2 MV keluaran *linear accelerator*, luas lapangan tangensial $6 \times 16 \text{ cm}^2$, $9 \times 15 \text{ cm}^2$, dan $8.5 \times 19 \text{ cm}^2$, lapangan kategori kecil (tangensial $6 \times 16 \text{ cm}^2$ dan *supraclave* $14 \times 5.8 \text{ cm}^2$), kategori sedang (tangensial $9 \times 15 \text{ cm}^2$, dan *supraclave* $17.7 \times 8.6 \text{ cm}^2$), dan kategori besar (tangensial $8.5 \times 19 \text{ cm}^2$ dan *supraclave* $20.4 \times 11.4 \text{ cm}^2$).

1.4. TUJUAN

Memperoleh informasi dosis janin pada pasien radioterapi yang sedang hamil.

BAB 2 TEORI DASAR

2.1. Interaksi Radiasi Dengan Materi

Radiasi dapat menyebabkan ionisasi disebut radiasi pengion. Pada saat menembus materi, radiasi pengion menumbuk elektron orbit sehingga terlepas dari atom, proses ini disebut dengan proses ionisasi. Berbeda dengan proses ionisasi yang dapat menyebabkan elektron orbital terlepas dari atom, proses eksitasi hanya menyebabkan elektron berpindah ke tingkat energi yang lebih tinggi karena energi radiasi yang menumbuk materi tidak cukup besar untuk menyebabkan elektron terlepas dari ikatan atom. Elektron yang berpindah ke tingkat energi yang lebih tinggi tersebut kemudian akan kembali ke tingkat energi awal dengan melepaskan energi.

Intensitas sinar-x dan intensitas sinar gamma ketika melewati materi akan berkurang energinya karena mengalami berbagai proses yaitu efek fotolistrik, efek Compton, produksi pasangan, dan hamburan Rayleigh. Efek fotolistrik dan efek Compton timbul akibat interaksi sinar-x atau gamma dengan elektron pada atom, sedangkan produksi pasangan timbul karena interaksi dengan medan inti atom.

Efek fotolistrik terjadi apabila foton yang berinteraksi dengan elektron yang terikat pada orbit atom medium. Pada proses ini energi foton digunakan untuk membebaskan elektron dari orbit atom dan juga digunakan untuk energi kinetik elektron yang keluar dari atom tersebut. Interaksi ini dominan untuk energi foton yang rendah. Pada efek fotolistrik, energi foton yang datang diserap seluruhnya oleh elektron orbit untuk melepaskan diri dari fungsi kerja atom dan juga digunakan sebagai energi kinetik elektron^{12, 14}.

$$h\nu = E_{K,elektron} + W \quad \text{dimana :} \quad h\nu = \text{energi foton}$$

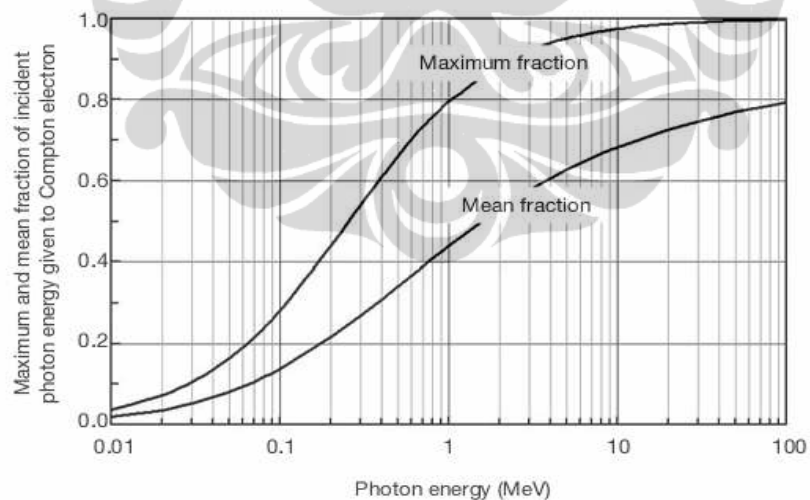
$$E_{k,elektron} = \text{energi kinetik elektron}$$

$$W = \text{fungsi kerja}$$

Produksi pasangan terjadi pada radiasi dengan energi tinggi. Apabila energi foton lebih besar dari $2m_0c^2 = 1.02 \text{ meV}$, foton dapat berinteraksi dengan medium melalui proses produksi pasangan. Dalam proses ini foton berinteraksi

kuat dengan medan inti, dan berubah menjadi pasangan partikel elektron dan positron. Atau dapat jadi foton (energinya lebih besar dari $4m_e c^2 = 4.08 \text{ meV}$) berinteraksi dengan elektron atom, dan sebagai hasil interaksinya dihasilkan 2 elektron dan 1 positron^{9,11}. Mengingat positron memiliki waktu hidup pendek, maka setelah positron kehilangan energi, secepatnya akan bergabung dengan elektron dan membentuk 2 foton (proses annihilasi)^{9,11}. Proses produksi pasangan memenuhi hukum kekekalan energi : $h\nu = 2m_e c^2 + K_+ + K_-$

Pada hamburan Compton, foton berinteraksi dengan elektron yang berada dalam keadaan bebas. Energi ikat elektron tersebut lebih kecil dari energi foton datang. Energi yang ditransfer pada elektron dalam proses hamburan Compton ditunjukkan oleh Gambar 2.1. Bila proses Compton terjadi pada foton energi rendah, energi yang ditransfer pada elektron sangat rendah, sehingga sebagian energinya dihamburkan. Di lain pihak, bila energi foton datang tinggi, 10 – 100 MeV, sebagian besar energinya ditransfer kepada elektron, dan hanya sedikit yang dihamburkan. Interaksi lain yang juga terjadi adalah hamburan Rayleigh, hanya saja hamburan ini elastik, sehingga tidak ada energi yang ditransfer ke medium dengan interaksi ini.



Gambar 2.1. Fraksi energi maksimum dan rata-rata yang ditransfer oleh foton pada elektron dalam interaksi Compton

2.2. Kanker Payudara

Menurut WHO 8-9% wanita akan mengalami kanker payudara. Ini menjadikan kanker payudara sebagai jenis kanker yang paling banyak ditemui pada wanita. Setiap tahun lebih dari 250,000 kasus baru kanker payudara terdiagnosa di Eropa dan kurang lebih 175,000 di Amerika Serikat. Masih menurut WHO, tahun 2000 diperkirakan 1,2 juta wanita terdiagnosis kanker payudara dan lebih dari 700,000 meninggal karenanya. Belum ada data statistik yang akurat di Indonesia, namun data yang terkumpul dari rumah sakit menunjukkan bahwa kanker payudara menduduki ranking pertama diantara kanker lainnya pada wanita.

2.2.1. Penyebab dan Faktor Resiko

Penyebab pasti kanker payudara tidak diketahui. Meskipun demikian, riset mengidentifikasi sejumlah faktor yang dapat meningkatkan risiko pada individu tertentu, yang meliputi keluarga yang memiliki riwayat penyakit serupa, usia yang makin bertambah, tidak memiliki anak, kehamilan pertama pada usia di atas 30 tahun, periode menstruasi yang lebih lama (menstruasi pertama lebih awal atau menopause lebih lambat), dan faktor hormonal (baik estrogen maupun androgen).

Dari faktor risiko tersebut di atas, riwayat keluarga serta usia menjadi faktor terpenting. Riwayat keluarga yang pernah mengalami kanker payudara meningkatkan risiko berkembangnya penyakit ini. Para peneliti juga menemukan bahwa kerusakan dua gen yaitu BRCA1 dan BRCA2 dapat meningkatkan risiko wanita terkena kanker sampai 85%. Hal yang menarik, faktor genetik hanya berdampak 5-10% dari terjadinya kanker payudara dan ini menunjukkan bahwa faktor risiko lainnya memainkan peranan penting.

Pentingnya faktor usia sebagai faktor risiko diperkuat oleh data bahwa 78% kanker payudara terjadi pada pasien yang berusia lebih dari 50 tahun dan hanya 6% pada pasien yang kurang dari 40 tahun. Rata-rata usia pada saat ditemukannya kanker adalah 64 tahun. Studi juga mengevaluasi peranan faktor gaya hidup dalam perkembangan kanker payudara yang meliputi pengaruh pestisida, konsumsi alkohol, kegemukan, asupan lemak serta kurangnya olah fisik.

2.2.2. Penatalaksanaan Kanker Payudara

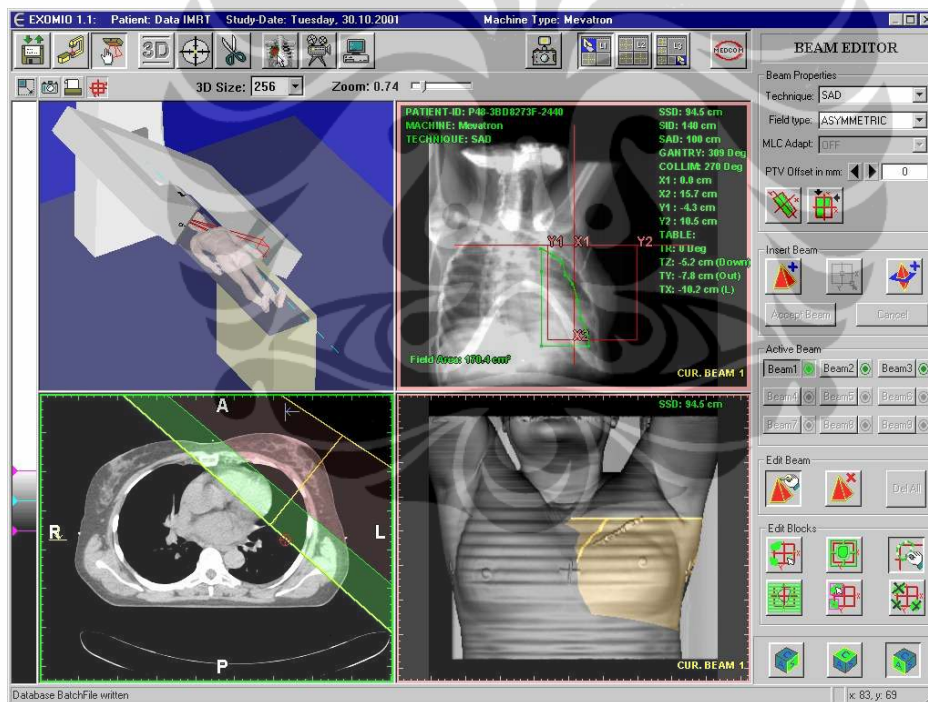
Penatalaksanaan kanker payudara dilakukan dengan berbagai cara pengobatan meliputi pembedahan, kemoterapi, terapi hormon, terapi radiasi dan yang terbaru adalah terapi imunologi (antibodi). Kesemuanya ditujukan untuk memusnahkan kanker atau membatasi perkembangan penyakit serta menghilangkan gejala gejalanya.

Untuk menentukan suatu stadium, harus dilakukan pemeriksaan klinis yang dibantu dengan pemeriksaan penunjang lainnya yaitu histopatologi atau PA, penyinaran radioterapi, USG, dan bila memungkinkan dengan CT Scan, dll. Berbagai cara untuk menentukan stadium, namun yang paling banyak dianut saat ini adalah stadium kanker berdasarkan klasifikasi sistim TNM yang direkomendasikan oleh UICC(*International Union Against Cancer* dari WHO) / AJCC(*American Joint Committee On cancer* yang disponsori oleh *American Cancer Society* dan *American College of Surgeons*). Pada sistem TNM dinilai tiga faktor utama yaitu "T" yaitu *Tumor size* atau ukuran tumor, "N" yaitu *Node* atau kelenjar getah bening regional dan "M" yaitu metastasis atau penyebaran jauh. Tumor primer biasanya dihilangkan dengan pembedahan. Prosedur pembedahan yang dilakukan pada pasien kanker payudara tergantung pada tahapan penyakit, jenis tumor, umur dan kondisi kesehatan pasien secara umum. Ahli bedah dapat mengangkat tumor (*lumpectomy*), mengangkat sebagian payudara yang mengandung sel kanker atau pengangkatan seluruh payudara (*mastectomy*). Untuk meningkatkan harapan hidup, pembedahan biasanya diikuti dengan terapi tambahan seperti dengan radiasi, hormon atau kemoterapi.²⁰

Terapi Radiasi

Terapi radiasi dilakukan dengan radiasi gamma atau sinar-X dengan intensitas tinggi untuk membunuh sel kanker yang tidak terangkat saat pembedahan. Terapi radiasi bertujuan untuk membersihkan lapangan operasi dari sel sel tumor ganas dan mencegah metastasis kelenjar getah bening. Teknik

penyinaran pada kanker payudara meliputi tangensial, *supraclave*, dan *axilla*. Teknik tangensial bertujuan agar payudara memperoleh dosis homogen dan tidak merusak jaringan paru. Selain teknik tangensial, biasanya ditambah dengan teknik *supraclave* dan *axilla* apabila sel kanker sudah menyebar ke kelenjar limfa di daerah *supraclave* dan *axilla*. Bila pasien telah mengalami operasi radikal, penyinaran pada daerah payudara umumnya dilakukan dengan teknik penyinaran menggunakan berkas elektron ditambah dengan penyinaran *supraclave* dan *axilla*. Pasien dengan payudara utuh dan stadium dini, penyinaran dilakukan pada payudara hanya dengan 2 lapangan tangensial. Sedangkan untuk pasien tanpa mengalami operasi dan diperkirakan dengan stadium tidak dini, penyinaran dilakukan pada payudara dengan 2 lapangan tangensial ditambah dengan lapangan *supraclave* dan *axilla*.



Gambar 2.2.2. Teknik penyinaran kanker payudara

2.3. Dosis Janin

Radioterapi pada wanita yang sedang hamil akan berisiko tinggi pada janin yang dikandungnya. Untuk radioterapi di luar daerah rahim, seperti pada daerah payudara, janin akan menerima dosis hambur yang dapat berasal dari tubuh pasien, bagian kepala pesawat radioterapi, serta kolimator. Mengingat kehamilan bersifat dinamis maka semakin bertambahnya usia kehamilan maka dosis yang diterima oleh janin akan bervariasi. Dalam radioterapi, dosis yang diterima janin dipengaruhi oleh beberapa faktor, antara lain jenis radiasi, laju dosis keluaran pesawat, luas lapangan radiasi, dan jarak antara janin dengan lapangan radiasi, serta umur kehamilan.

Efek biologis radiasi pengion terhadap janin dalam kandungan sangat bergantung pada umur kehamilan pada saat terkena radiasi^{1,17} (Tabel 2.3.1). Efek yang diterima oleh janin dapat berupa efek deterministik seperti mikrocephali, kemandulan, retardasi mental, retardasi pertumbuhan, kanker, dan leukemia dengan batas ambang yang bervariasi sesuai umur kehamilan (Tabel 2.3.2). Selain efek deterministik, janin yang mendapat dosis hambur juga kemungkinan akan menerima efek stokastik. Efek ini terjadi sebagai akibat paparan radiasi dengan dosis yang menyebabkan terjadinya perubahan pada sel. Radiasi serendah apapun selalu terdapat kemungkinan untuk menimbulkan perubahan pada sistem biologik, baik pada tingkat molekul maupun sel. Dengan demikian radiasi dapat pula tidak membunuh sel tetapi mengubah sifat sel yang selanjutnya mempunyai peluang untuk lolos dari sistem pertahanan tubuh yang berusaha untuk menghilangkannya. Semua akibat proses modifikasi atau transformasi sel ini disebut efek stokastik yang terjadi secara acak. Efek stokastik terjadi tanpa ada dosis ambang dan baru akan muncul setelah masa laten yang lama. Semakin besar dosis paparan, semakin besar peluang terjadinya efek stokastik, sedangkan tingkat keparahannya tidak ditentukan oleh jumlah dosis yang diterima. Bila sel yang mengalami perubahan adalah sel genetik, maka sifat-sifat sel yang baru tersebut akan diwariskan kepada turunannya sehingga timbul efek genetik atau pewarisan. Apabila sel ini adalah sel somatik maka sel-sel tersebut dalam jangka waktu yang relatif lama, ditambah dengan pengaruh dari bahan-bahan yang

bersifat toksik lainnya, akan tumbuh dan berkembang menjadi jaringan ganas atau kanker.²¹

Tabel 2.3.1. Risiko berhubungan dengan irradiasi selama perkembangan janin ¹⁷

	Preimplan tation	Organogenesis	Early fetal	Mid- Fetal	Late Fetal
Postconception time, days	0 to 8	9 to 50	51 to 105	106 to 175	> 175
Postconception time, weeks	1	2 to 7	8 to 15	16 to 25	> 25
Effects :					
Lethality	+++	+	+	-	-
Gross malformations	-	+++	+	+	-
Growth retardation	-	+++	++	+	+
Mental retardation	-	-	+++	+	-
Sterility	-	+	++	+	+
Cataracts	-	+	+	+	+
Other neuropathology	-	+++	+	+	+
Malignat disease	-	+	+	+	+

- *No observed effect* ++ *Readily apparent effect*

+ *Demonstrated effect* +++ *Occurs in high incidence*

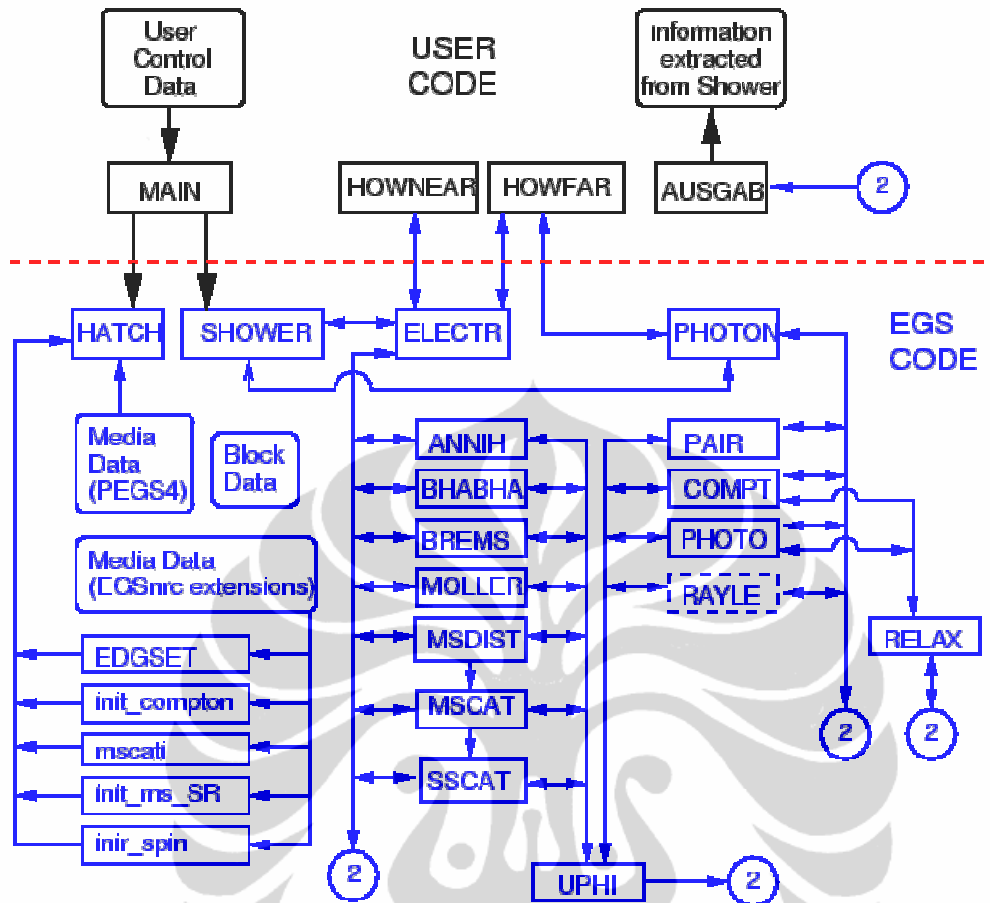
Tabel 2.3.2. Tingkat risiko pada janin berkaitan dengan dosis radiasi ¹⁷

Trimester	Tahap kehamilan	Umur kehamilan	Efek radiasi	Dosis ambang
1	Preimplantasi	1 minggu	Kematian prenatal	10 cGy
	Organogenesis	2 – 7 minggu	Malformasi Retardasi mental	5 -25 cGy
2	Early fetal	8 – 15 minggu	<i>Small Head Size</i> Retardasi mental	12 -100 cGy
			Kemandulan Kanker	> 100 cGy
3	Mid fetal	16 – 25 minggu	<i>Severe Mental Retardation (SMR)</i>	65 cGy
			<i>Small Head Size</i> Retardasi mental (kerdil)	>50 cGy
	Late fetal	> 25 minggu	Kanker	>50 cGy

2.4. Metode *Monte Carlo*

Metode *Monte Carlo* merupakan metode yang menggunakan random sampling dari distribusi probabilitas yang diketahui untuk menyelesaikan permasalahan dalam fisika atau matematika. Pada metode *Monte Carlo* random sampling dari distribusi probabilitas yang diketahui digunakan untuk mengetahui bagaimana keluaran dari suatu permasalahan. Metode *Monte Carlo* tidak menyelesaikan persamaan eksplisit melainkan dengan cara mensimulasikan atom/foton secara individu dan merekam beberapa aspek (perhitungan) dari sifat rata-rata atom/foton tersebut^{6, 13}. Terdapat beberapa aplikasi untuk pemodelan perhitungan menggunakan *Monte Carlo* yaitu *Berger 1963/ETRAN/CYLTRAN/ITS/MCNP*, *EGS3 1978/EGS4/PRESTA/EGSnrc*, *MCPT* (hanya *photon-brachytherapy*), *MCNP* (Reaktor dan Neutron), *PENELOPE 1995*, *GEANT3/GEANT4* dan *EGS/BEAMnrc* untuk pemodelan akselerator.

EGSnrc merupakan program untuk mensimulasikan transportasi elektron dan foton. Struktur EGSnrc dapat dilihat pada Gambar 2.2. Dapat dilihat pada Gambar bahwa kode program EGSnrc terdiri dari *user code* dan *egs code*. Pada *user code* terdapat program utama (MAIN) yaitu tempat untuk menginisialisasi simulasi dengan menentukan karakteristik foton berupa posisi awal foton (sumber), jenis materi, jenis medium, transport radiasi (elektron atau foton) hingga energi awal. Selain MAIN terdapat *subroutine* HOWFAR dan AUSGAB pada *user code* masing-masing memiliki fungsi untuk menentukan geometri, dan untuk mengeluarkan hasil program. Setelah memasukan data simulasi pada *user code* maka data akan diproses pada *egs code*, baik untuk elektron atau foton. Pada elektron dalam *egs code* terjadi peristiwa annihilasi, interaksi Moller, interaksi Babha, interaksi bremsstrahlung, *single scattering* dan *multiple scattering*. Sedangkan untuk foton terjadi peristiwa efek Compton, efek foto listrik, produksi pasangan dan hamburan Rayleigh.

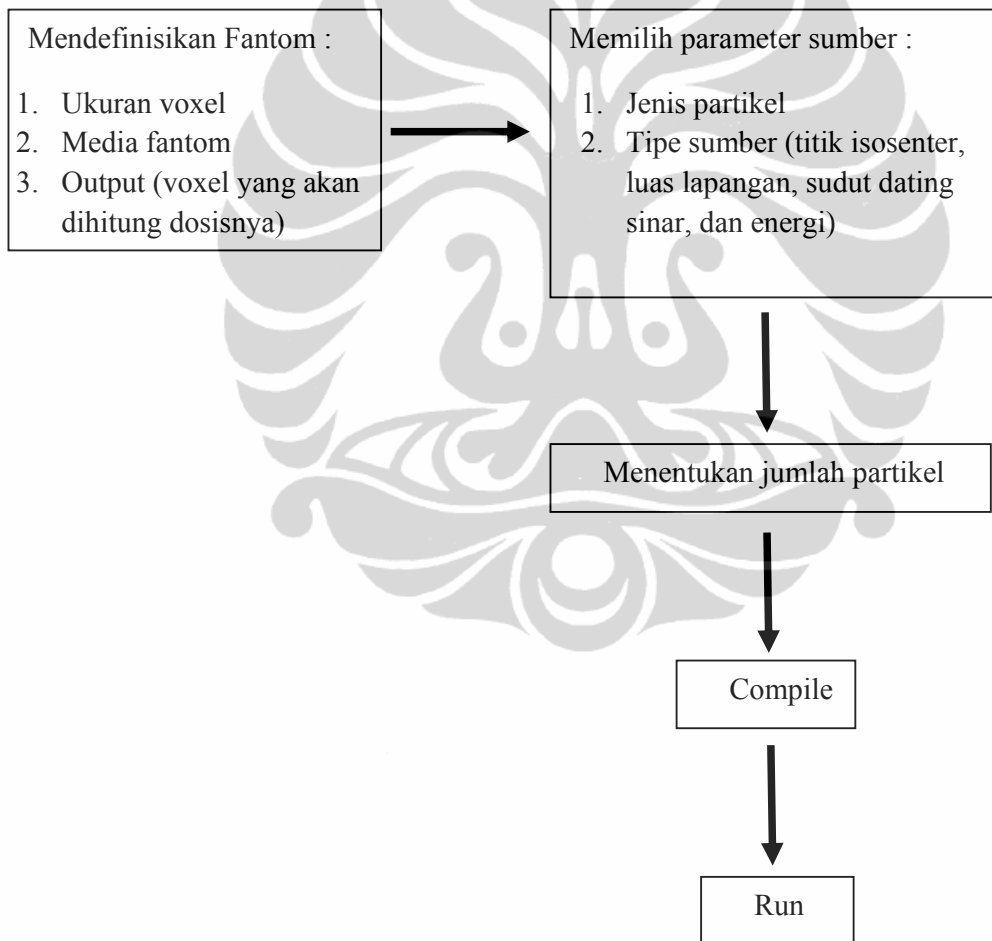


Gambar 2.4.1. Diagram alir *EGSnrc*

Terdapat beberapa program Monte Carlo yang dibuat menggunakan EGSnrc, salah satunya adalah *DOSXYZnrc*. *DOSXYZnrc* dapat mensimulasikan transport foton maupun elektron dan menghitung distribusi dosis pada fantom di kedalaman tertentu dengan menggunakan *voxel* yaitu titik terkecil dalam bentuk 3 dimensi. Jumlah maksimum *voxel* yang diperbolehkan untuk sumbu x dan y masing-masing 128 *voxel* dan *voxel* untuk sumbu z adalah 56 *voxel*. Dalam proses transport foton atau elektron terjadi berbagai interaksi antara partikel atau medium yang dilewati oleh foton atau elektron. Selain menggunakan metode Monte Carlo dengan program *DOSXYZnrc*, distribusi dosis pada fantom dapat juga di analisis dengan metode Pencil Beam, Analitik, Konvolusi. Tapi hasil dengan menggunakan metode Monte Carlo lebih akurat dibandingkan dengan metode

yang lainnya namun kendalanya adalah diperlukan waktu yang lama untuk mensimulasikan hasilnya.

Untuk input data pada program *DOSXYZnrc* perlu didefinisikan beberapa parameter yaitu fantom yang akan dipergunakan untuk simulasi, arah berkas elektron atau foton, spektrum berkas elektron atau foton, media yang akan dilewati berkas elektron atau foton dan banyaknya partikel yang akan disimulasikan (Gambar 2.3). Sesuai dengan karakteristik interaksi antara berkas radiasi dengan materi maka untuk mensimulasikan berkas foton diperlukan kira-kira 300 juta partikel dan untuk berkas elektron cukup 10-20 juta partikel.



Gambar 2.4.2. Diagram alir *DOSXYZnrc*

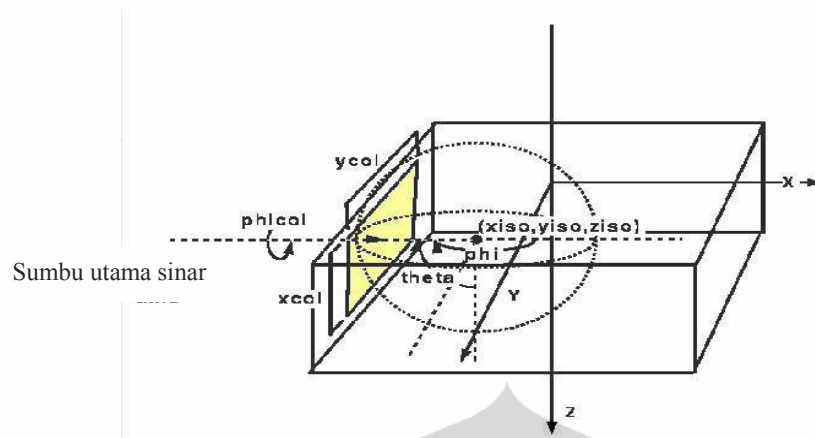
BAB 3

METODE PENELITIAN

Penelitian ini merupakan simulasi metode *Monte Carlo* untuk memperoleh informasi dosis janin pada pasien kanker payudara yang menerima radioterapi. Penelitian dilakukan dengan menggunakan Program *DOSXYZnrc* dengan sistem operasi *Microsoft Windows Xp 2007*. Model tubuh pasien berupa fantom air (densitas 1 gr/cm^3). Fantom merupakan alat pendukung yang digunakan sebagai simulasi atau pengganti tubuh manusia yang menjadi objek uji. Ketebalan fantom simulasi wanita hamil dibuat bervariasi. Tebal fantom 24 cm untuk kehamilan trimester pertama, 26 cm untuk kehamilan trimester kedua dan 27 cm untuk kehamilan trimester ketiga dengan tambahan paru (densitas $0,26 \text{ gr/cm}^3$) $20 \times 20 \times 10 \text{ cm}^3$ serta payudara (densitas 1 gr/cm^3) $15 \times 15 \times 6 \text{ cm}^3$. Dalam program kode *H2O700ICRU* menggambarkan air dan payudara, sedangkan kode *LUNG700ICRU* untuk paru.

Simulasi ukuran voxel, dipilih pada daerah pengamatan dengan ukuran $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ cm}^3$. Pengamatan ini dikategorikan menjadi 3 keadaan sesuai dengan trimester kehamilan. Trimester pertama tinggi janin sama dengan pusar, trimester kedua 2 cm di atas pusar, dan trimester ketiga 3 cm di atas pusar. Titik pengamatan dipilih pada kedalaman 2 cm, 5 cm, dan 10 cm dengan jarak dari tepi lapangan yang bervariasi dari 8 cm sampai 36 cm, dengan interval 2 cm sampai 4 cm. Dosis pada titik pengamatan diandaikan sebagai dosis janin dengan posisi janin dari tepi lapangan sesuai masa kehamilan⁷. Energi foton disesuaikan dengan sinar x 6 MV yang dianggap mempunyai rata-rata 2 MV. Dalam penelitian ini berkas berisi foton dengan energi homogen. Simulasi dilakukan dengan jumlah foton 300 juta partikel.

Foton dalam berkas empat persegi panjang dianggap *uniform* dan datang secara paralel pada permukaan fantom. Arah penyudutan gantri pada simulasi didefinisikan menurut koordinat polar seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.1



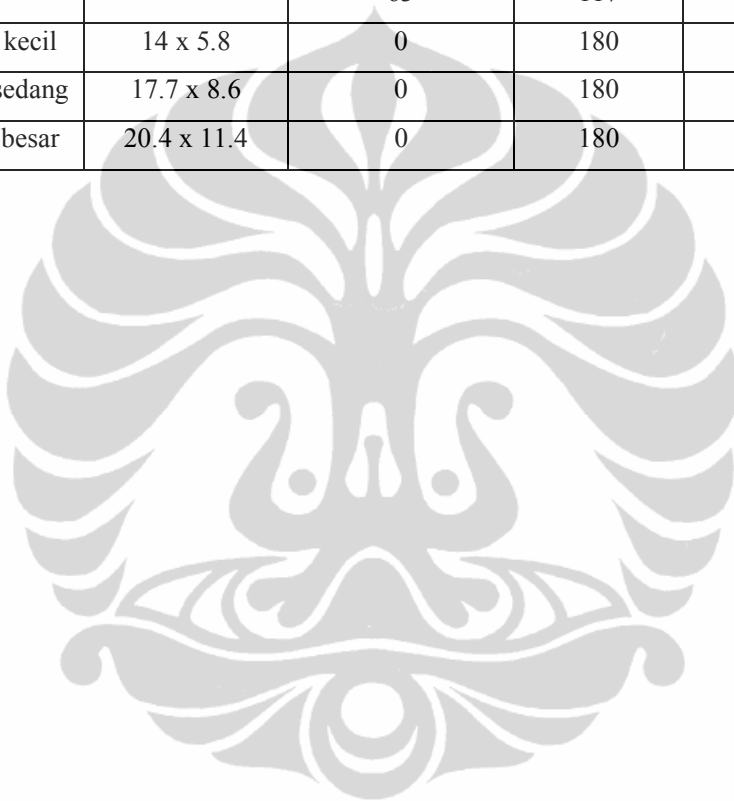
Gambar 3.1. Sistem koordinat polar dengan titik isosenter pada x_{iso} , y_{iso} , dan z_{iso} ¹⁹

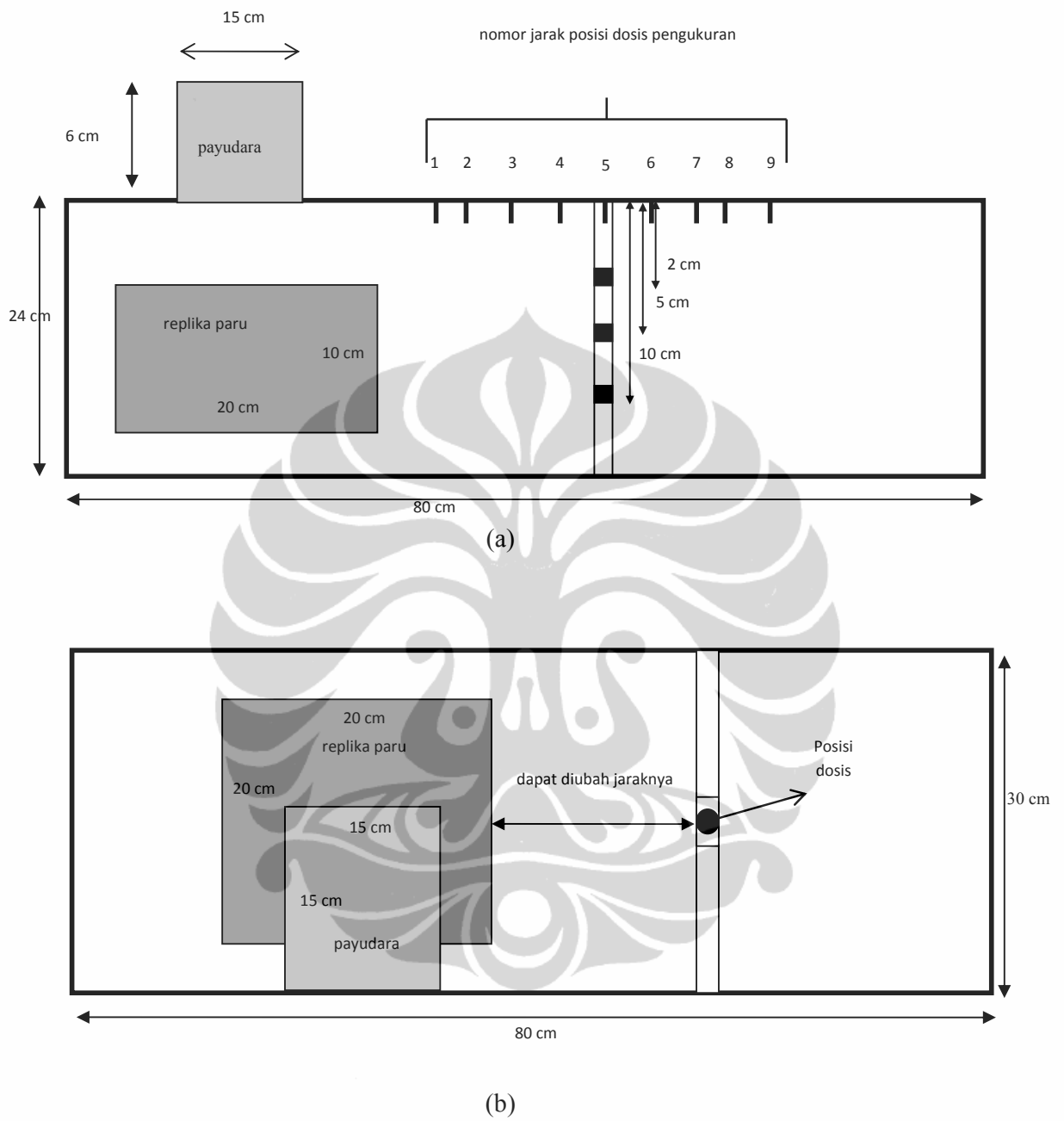
Sumbu x ke arah kanan adalah sumbu $x+$, sumbu y yang menuju pengamat adalah sumbu $y+$, dan sumbu z ke arah bawah adalah sumbu $z+$. *Theta* adalah sudut antara arah sumbu $+z$ dengan sumbu utama berkas yang datang pada permukaan fantom menuju isosenter (pada gambar isosenter ditunjukkan dengan kode x_{iso} , y_{iso} , z_{iso}). Sudut *theta* memiliki rentang dari $0^\circ - 180^\circ$. Sedangkan *Phi* adalah sudut antara arah sumbu $+x$ dengan proyeksi sumbu utama berkas pada bidang x-y dan memiliki rentang $0^\circ - 360^\circ$.

Dalam penelitian ini, ukuran lapangan radiasi yang digunakan berdasarkan hasil survey pasien kanker payudara di RS Pusat Pertamina dan RS Persahabatan. Metode penyinaran disesuaikan dengan kondisi klinis dan dipilih ukuran lapangan dengan kategori kecil (tangensial $6 \times 16 \text{ cm}^2$ dengan sudut gantri 235° dan 55° dan *supraclave* $14 \times 5.8 \text{ cm}^2$), kategori sedang(tangensial $9 \times 15 \text{ cm}^2$ dengan sudut gantri 231° dan 51° dan *supraclave* $17.7 \times 8.6 \text{ cm}^2$), dan kategori besar (tangensial $8.5 \times 19 \text{ cm}^2$ dengan sudut gantri 243° dan 63° dan *supraclave* $20.4 \times 11.4 \text{ cm}^2$). Selain itu dilakukan pula simulasi untuk pasien yang hanya disinari dengan 2 lapangan tangensial saja. Ukuran lapangan yang demikian merepresentasikan penyinaran kanker payudara yang tidak mengalami perlakuan bedah. Skema fantom dan posisi titik pengamatan pada simulasi *Monte Carlo* ini dapat dilihat pada Gambar 3.2. Adapun simulasi dengan lapangan radiasi pada fantom digambarkan seperti pada Gambar 3.3.

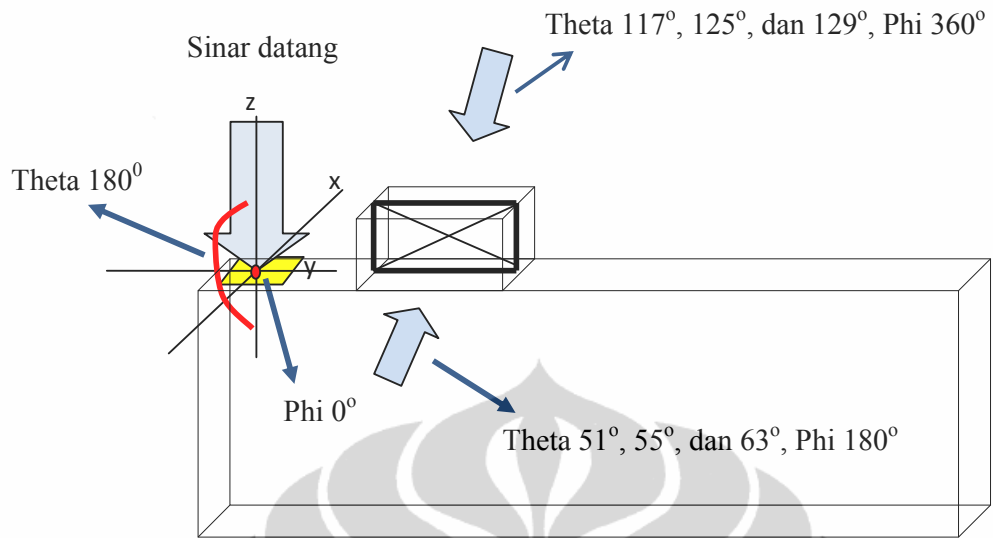
Tabel 3.1. Sudut simulasi yang disesuaikan dengan sudut gantri pada kondisi klinis

Penyinaran	Lapangan (cm ²)	Sudut gantri (°)	theta (°)	phi (°)
Tangensial kecil	6 x 16	235	55	180
		55	125	360
Tangensial sedang	9 x 15	231	51	180
		51	129	360
Tangensial besar	8.5 x 19	243	63	180
		63	117	360
Supraclave kecil	14 x 5.8	0	180	0
Supraclave sedang	17.7 x 8.6	0	180	0
Supraclave besar	20.4 x 11.4	0	180	0





Gambar 3.2. Skema fantom pada simulasi *Monte Carlo* (a) tampak samping, (b) tampak dari atas



Gambar 3.3. Skema simulasi lapangan tangensial dan *supraclave*

Adapun input untuk DOSXYZnrc dari salah satu sampel data meliputi :

- Media : AIR700ICRU, H2O700ICRU, LUNG700ICRU
- Energi cut off elektron : 0.521
- Energi cut off foton : 0.01
- Ukuran fantom :

Sumbu x terdiri dari 7 voxel : -15, -10, -7.75, -7.25, -0.5, 0, 10, 15

Sumbu y terdiri dari 9 voxel : -30, -10, -7.5, -0.25, 0.25, 7.5, 10, 15.5, 16, 50

Sumbu z terdiri dari 11 voxel : 0, 1.25, 1.75, 6, 8, 8.5, 11, 11.5, 16, 16.5, 18, 30

- Media voxel :

H2O700ICRU : 1, 7, 1, 9, 1, 11, 2, 0

AIR700ICRU : 6, 7, 1, 9, 1, 3, 1, 0

1, 5, 1, 2, 1, 3, 1, 0

1, 5, 6, 9, 1, 3, 1, 0

LUNG700ICRU : 2, 6, 2, 6, 5, 10, 3, 0

- Voxel yang dihitung dosisnya : 3, 3, 4, 4, 2, 2, 1, 0
5, 5, 8, 8, 1, 11, 1, 0
- Pemilihan tipe sumber: Parallel beam from any direction with rectangular collimation
- Titik isosenter : sumbu x -7.5, sumbu y 0, sumbu z 0
- Sudut theta : 55
- Sudut phi : 180
- Lebar lapangan sumbu x : 6 cm
- Lebar lapangan sumbu y : 16 cm
- Energi : 2 MeV
- Banyaknya histories : 300.000.000

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

Dalam praktek, perlakuan radioterapi pada pasien kanker payudara tergantung pada kondisi pasien. Apakah sudah mengalami operasi radioterapi atau belum dan tergantung pada stadium penyakitnya. Bila pasien telah mengalami operasi radikal, penyinaran pada daerah payudara umumnya dilakukan dengan berkas elektron ditambah dengan penyinaran *supraclave* dan *axilla*. Pasien dengan payudara utuh dan stadium dini, penyinaran dilakukan pada payudara dengan 2 lapangan tangensial. Sedangkan untuk pasien tanpa mengalami operasi dan diperkirakan dengan stadium tidak dini, penyinaran dilakukan pada payudara dengan 2 lapangan tangensial ditambah dengan lapangan *supraclave* dan *axilla*.

Dalam penelitian ini, telah dilakukan simulasi penyinaran payudara dengan 2 lapangan tangensial ditambah dengan lapangan *supraclave*. Lapangan *axilla* tidak digunakan karena ukuran tebal pasien disimulasikan memiliki tebal 24 cm dan ini melebihi ukuran standar pasien yang mengalami perlakuan radioterapi menggunakan lapangan *axilla*. Tiga ukuran payudara pasien dipilih yakni kecil, sedang, dan besar. Dosis janin dihitung untuk kedalaman 2 cm, 5 cm, dan 10 cm dengan jarak dari tepi payudara yang selanjutnya disebut jarak pengukuran yang bervariasi disesuaikan dengan yang tercantum pada literatur⁷. Jarak dari lapangan radiasi disesuaikan dengan umur kehamilan. Diharapkan untuk orang Indonesia, jarak ini tidak banyak berbeda. Janin diamati pada 3 trimester kehamilan. Pada trimester 1, janin berada pada jarak pengukuran 36 cm dengan ketebalan abdomen 24 cm, pada trimester 2 berada pada jarak pengukuran 14-36 cm dengan ketebalan abdomen 26 cm, dan trimester 3 berada pada jarak pengukuran 8-36 cm dan sudah memenuhi volume abdomen dengan tebal 27 cm. Awal kehamilan diambil ketika umur janin 12 minggu karena diperkirakan janin sudah mulai tumbuh dengan volume yang sudah terdeteksi sedangkan akhir kehamilan diambil ketika umur janin 40 minggu.

Payudara dianggap sebagai pusat penghambur, janin akan menerima dosis yang dipengaruhi oleh kedalaman mengikuti *inverse square law* ($\sim \frac{1}{r^2}$) dan atenuasi jaringan ($\sim e^{-\mu x}$). Untuk semua simulasi ukuran pasien, dosis pada

payudara dari penyinaran 2 lapangan tangensial adalah 200 cGy/fraksi, dan diberikan pada pertengahan payudara. Dan begitu juga dengan lapangan penyinaran *supraclave*, diberikan dosis yang sama per fraksi pada kedalaman 3 cm sebesar 200 cGy. Pada umumnya radioterapi kanker payudara dilakukan dalam 30 fraksi dengan dosis target 6000 cGy.

4.1. Penyinaran dengan ukuran lapangan kecil

Pada penyinaran pasien dengan ukuran payudara kecil, diandaikan pasien menerima radioterapi 2 lapangan tangensial dengan luas lapangan $6 \times 16 \text{ cm}^2$ dan lapangan *supraclave* $14 \times 5.8 \text{ cm}^2$. Hasil kalkulasi persentase dosis janin pada trimester 1, 2, dan 3 ditunjukkan dalam Tabel 4.1.1. Persentase dosis janin merupakan nilai perbandingan dosis pada titik pengamatan terhadap dosis target. Dari data Tabel 4.1.1 dibuat grafik hubungan antara persentase dosis janin dengan jarak pengukuran untuk ketiga trimester (Gambar 4.1.1). Tampak untuk penyinaran dengan 2 lapangan tangensial, persentase dosis janin cenderung menurun secara eksponensial dengan bertambahnya kedalaman. Hal ini dikarenakan jarak dari payudara ke kedalaman 2 cm adalah paling dekat, diikuti kedalaman 5 cm dan 10 cm untuk semua titik pengamatan. Jika dilihat dari trimester kehamilan, persentase dosis janin cenderung meningkat dengan bertambahnya trimester, terutama untuk jarak pengukuran sampai dengan 14 cm. Bertambahnya trimester berarti jarak antara posisi janin terhadap lapangan radiasi akan semakin dekat, sehingga meningkatkan dosis janin.

Untuk lapangan tangensial dengan tambahan *supraclave*, tampak ketiga kurva untuk kedalaman 2 cm, 5 cm, dan 10 cm juga menurun secara eksponensial, namun ketiganya cenderung lebih rapat, yang berarti pengaruh kedalaman lebih tidak signifikan dibandingkan dengan persentase dosis janin yang diperoleh dari lapangan tangensial saja. Ditinjau dari trimester kehamilan, nilai persentase dosis janin juga cenderung mengalami peningkatan dan kurva menjadi lebih rapat (hampir menyatu) dengan pertambahan trimester.

Secara umum persentase dosis janin pada kedalaman 2 cm adalah selalu relatif paling tinggi, yang kemudian diikuti oleh persentase dosis pada kedalaman 5 cm, dan 10 cm. Pengaruh kedalaman tidak signifikan pada lapangan tangensial

dimulai pada jarak pengukuran 22 cm dengan sedangkan untuk lapangan tangensial dengan tambahan lapangan *supraclave* pengaruh kedalaman menjadi relatif tidak signifikan dimulai pada jarak pengukuran 18 cm. Untuk keperluan evaluasi, dibuat grafik rentang persentase dosis tiap trimester kehamilan seperti pada Gambar 4.1.2.



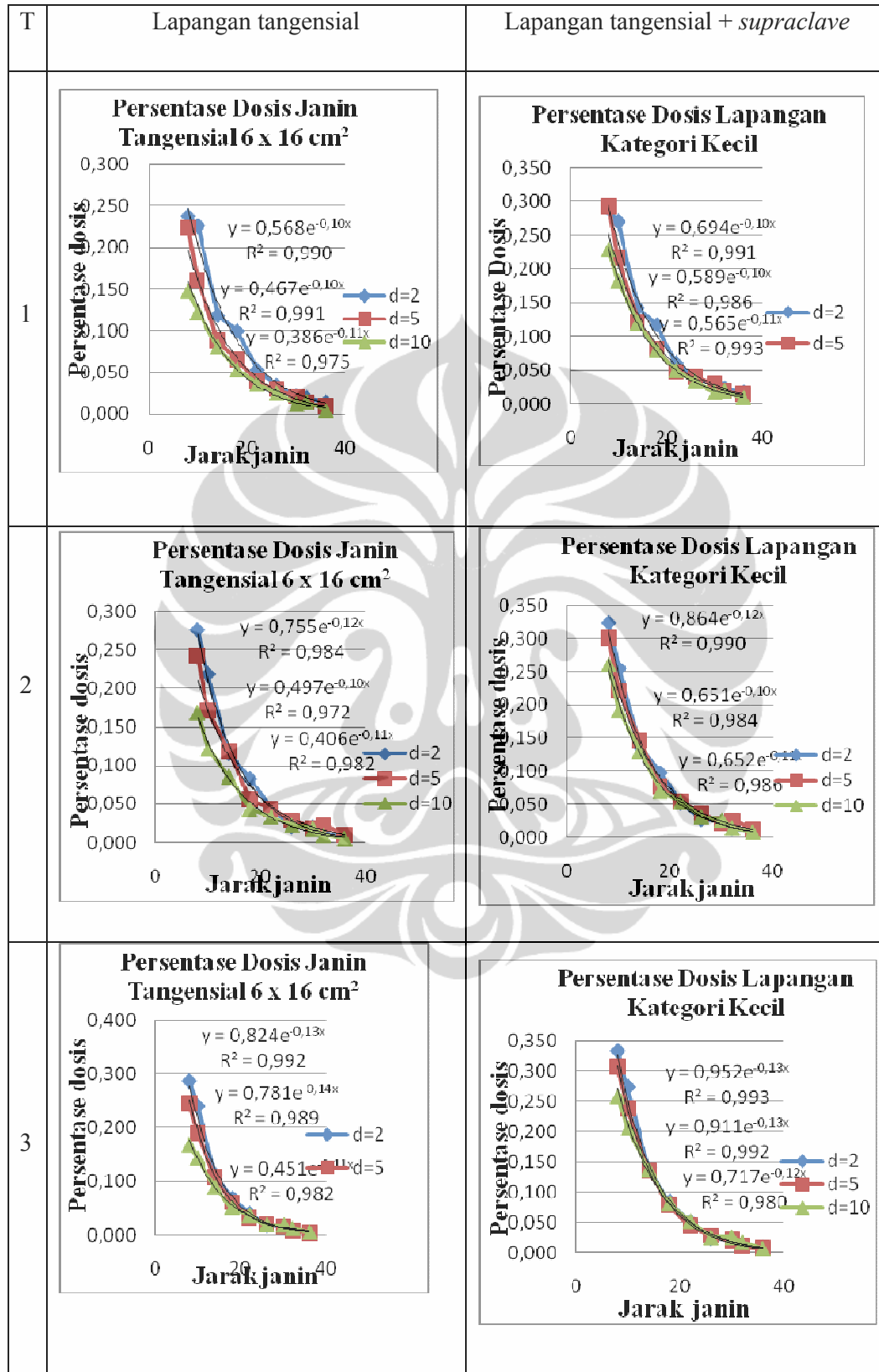
Tabel 4.1.1 Hasil simulasi kalkulasi persentase dosis janin untuk lapangan kecil

Trimester	Jarak pengukuran	d=2 cm		d=5 cm		d=10 cm	
		T	T+S	T	T+S	T	T+S
1	8	0.24	0.29	0.22	0.29	0.15	0.23
	10	0.23	0.27	0.16	0.22	0.12	0.18
	14	0.12	0.14	0.09	0.12	0.08	0.12
	18	0.10	0.12	0.07	0.08	0.05	0.08
	22	0.05	0.06	0.04	0.05	0.04	0.05
	26	0.04	0.04	0.03	0.04	0.03	0.03
	30	0.02	0.03	0.02	0.03	0.01	0.02
	32	0.02	0.02	0.01	0.02	0.02	0.02
	36*	0.02	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01
2	8	0.28	0.32	0.24	0.30	0.17	0.26
	10	0.22	0.26	0.17	0.22	0.12	0.19
	14*	0.12	0.14	0.12	0.15	0.09	0.13
	18*	0.08	0.10	0.06	0.08	0.04	0.07
	22*	0.05	0.05	0.04	0.06	0.03	0.05
	26*	0.02	0.03	0.03	0.04	0.02	0.03
	30*	0.02	0.03	0.02	0.02	0.02	0.03
	32*	0.01	0.01	0.02	0.03	0.01	0.02
	36	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
3	8*	0.29	0.33	0.25	0.31	0.17	0.26
	10*	0.24	0.27	0.19	0.24	0.14	0.21
	14*	0.11	0.14	0.11	0.14	0.09	0.14
	18*	0.07	0.09	0.06	0.08	0.05	0.08
	22*	0.04	0.05	0.03	0.04	0.04	0.05
	26*	0.02	0.02	0.02	0.03	0.02	0.03
	30*	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02	0.03
	32*	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.02
	36*	0.01	0.01	0.00	0.01	0.01	0.01

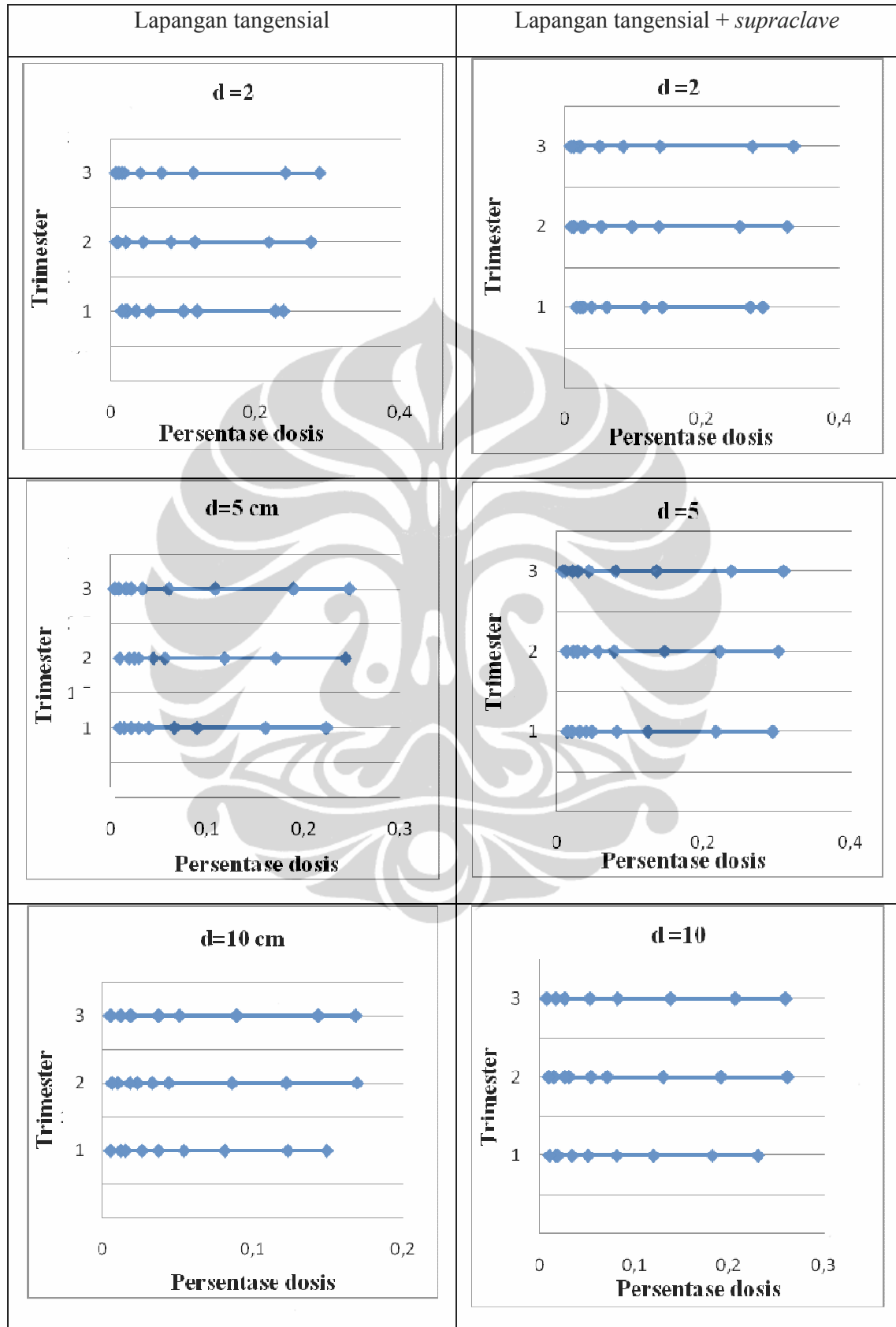
T = tangensial

T + S = tangensial + *supraclave*

Tanda* menunjukkan posisi janin sesuai dengan trimester bersangkutan



Gambar 4.1.1 Kurva persentase dosis janin ukuran pasien kecil

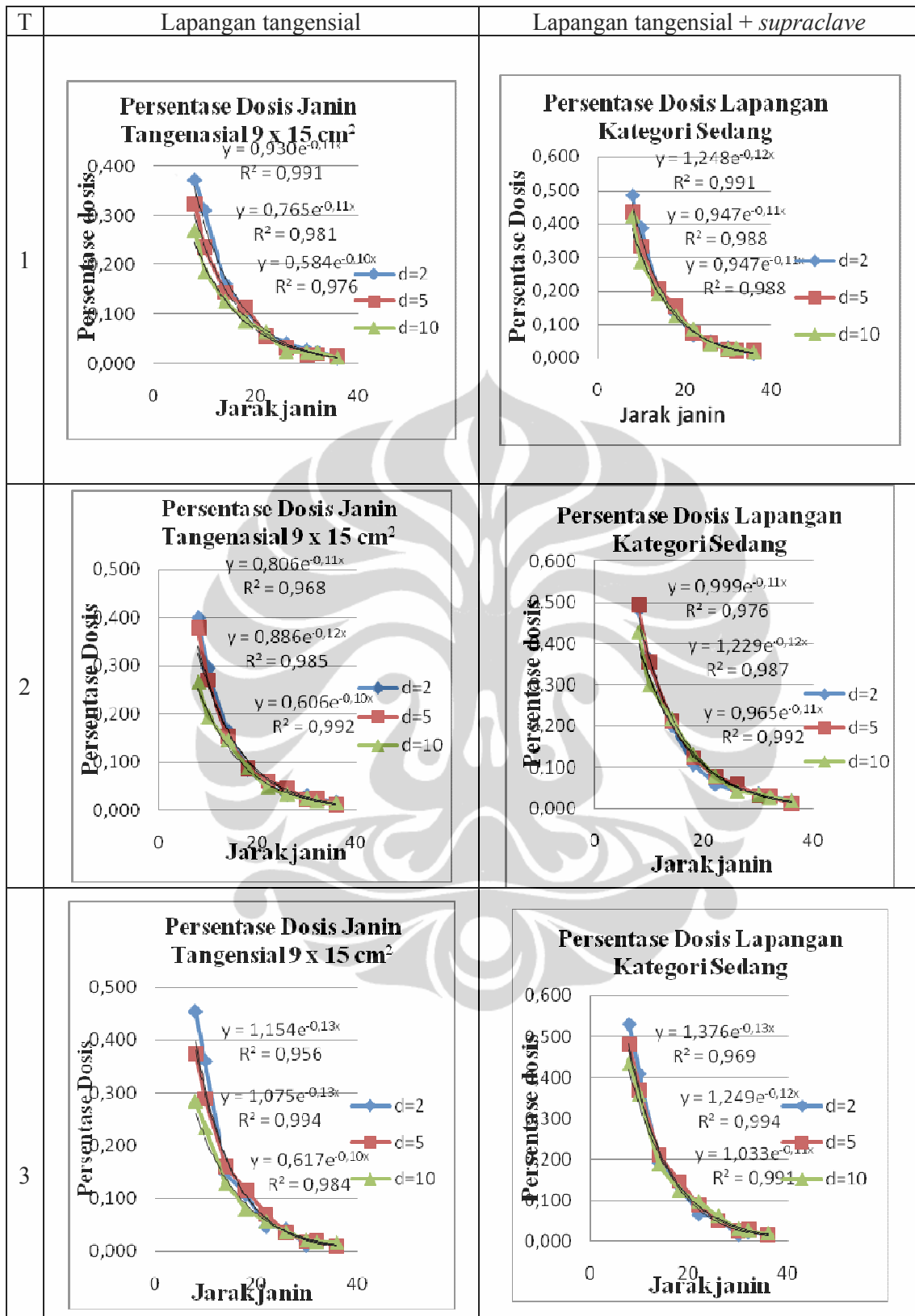


Gambar 4.1.2 Kurva rentang persentase dosis janin ukuran kecil

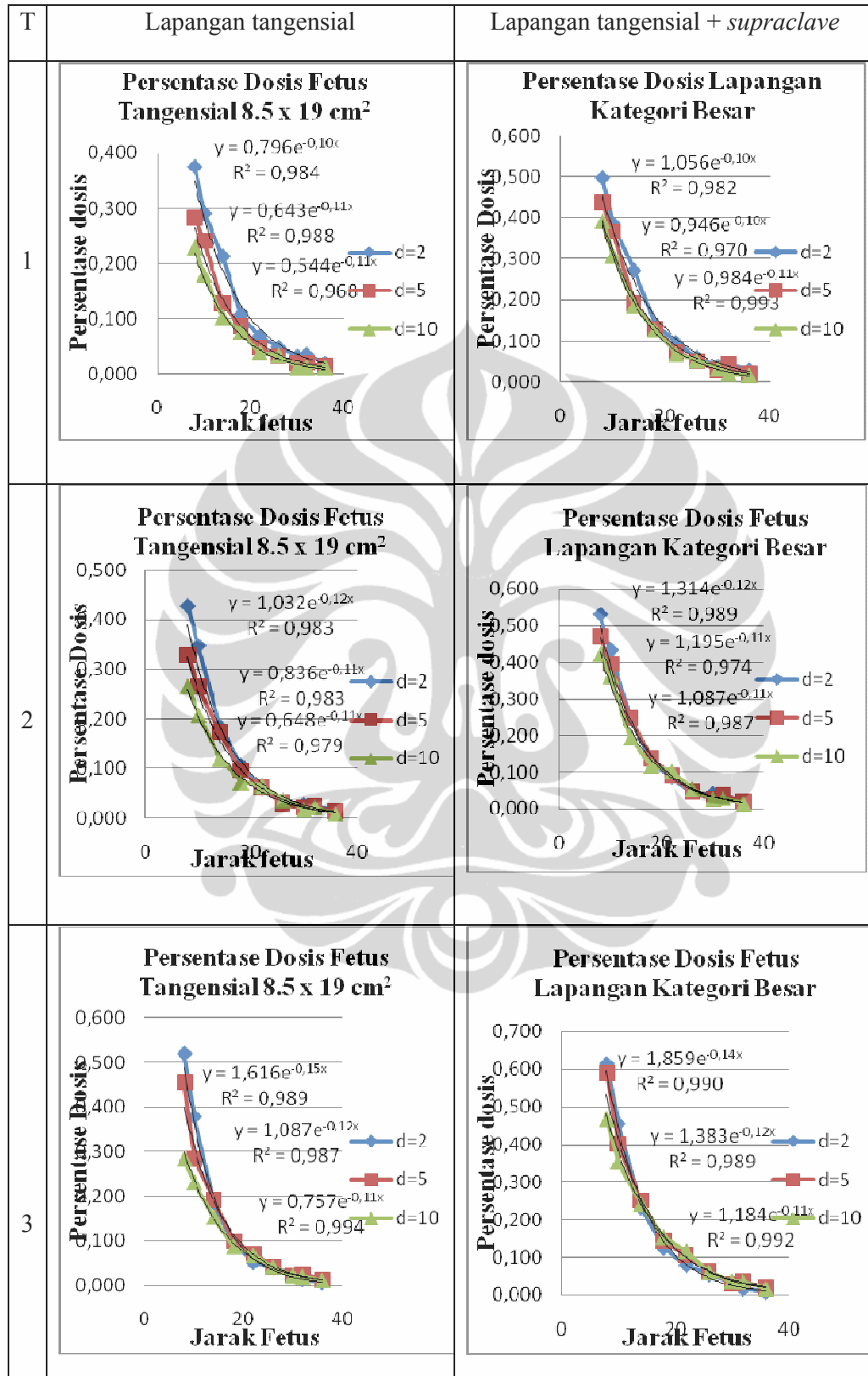
Janin sebetulnya mempunyai volume terkecil pada trimester pertama yang dapat diandaikan sebagai titik dan berada pada jarak pengukuran 36 cm dan kedalaman 2 cm. Pada trimester 2, volume janin telah meningkat, diandaikan berada pada jarak pengukuran 14-32 cm. Pada trimester 3 janin sudah memenuhi volume abdomen dengan jarak pengukuran dalam rentang 8-36 cm. Gambar 4.1.2. dapat lebih menjelaskan bahwa dengan bertambahnya trimester kehamilan, persentase dosis janin cenderung meningkat. Untuk perlakuan lapangan tangensial, peningkatan dari trimester 2 ke trimester 3 ternyata tidak signifikan. Ini berarti pada trimester 2 dan trimester 3, kedalaman cenderung tidak berpengaruh terhadap persentase dosis janin. Sesuai dengan pernyataan sebelumnya, untuk perlakuan lapangan tangensial dengan tambahan *supraclave*, juga terlihat pengaruh kedalaman tidak berpengaruh pada persentase dosis janin.

Adapun untuk penyinaran dengan ukuran lapangan sedang (tangensial $9 \times 15 \text{ cm}^2$ dan *supraclave* $17.7 \times 8.6 \text{ cm}^2$) dan ukuran lapangan besar (tangensial $8.5 \times 19 \text{ cm}^2$ dan *supraclave* $20.4 \times 11.4 \text{ cm}^2$), hasil kalkulasi persentase dosis janin dapat dilihat pada lampiran 1 dan lampiran 2. Hubungan antara persentase dosis janin terhadap jarak pengukuran dapat dilihat pada Gambar 4.1.3 dan Gambar 4.1.4 sedangkan grafik rentang persentase dosis tiap trimester kehamilan ditunjukkan dalam lampiran 3 dan lampiran 4. Seperti pada lapangan kecil, dosis janin hampir tidak dipengaruhi oleh kedalaman untuk ketiga trimester, terutama pada penyinaran kombinasi tangensial dan *supraclave*. Nilai dosis janin pada umumnya meningkat dengan kenaikan lapangan, disebabkan oleh kenaikan volume medium penghambur.

Dalam simulasi ini, lapangan tangensial diambil mulai dari pangkal payudara, padahal dalam praktek klinis lapangan tangensial diambil mulai pada dinding dada. Perbedaan ini menyebabkan untuk lapangan tangensial kategori besar $8.5 \times 19 \text{ cm}^2$ ada sebagian berkas radiasi primer sekitar 29% tidak berinteraksi dengan medium sehingga terjadi pengecualian nilai persentase dosis janin cenderung menurun.



Gambar 4.1.3. Kurva rentang persentase dosis janin ukuran pasien sedang



Gambar 4.1.4. Kurva rentang persentase dosis janin ukuran pasien besar

Untuk perbandingan, telah dilakukan simulasi dosis janin dengan medium konstan dengan ketebalan 24 cm dan hasilnya dapat dilihat dalam Tabel 4.1.2.

Tabel 4.1.2. Perkiraan dosis janin per fraksi dengan ketebalan medium konstan 24 cm, dan ketebalan sesuai dengan umur kehamilan dengan dosis target 200 cGy

Lapangan	Ketebalan	Trimester 1		Trimester 2		Trimester 3	
		T	T + S	T	T + S	T	T + S
Kecil	24 cm	0.03	0.03	0.01-0.24	0.02-0.28	0.01-0.48	0.02-0.58
	26 cm	-	-	0.01-0.23	0.02-0.27	0.01-0.55	0.02-0.65
	27 cm	-	-	-	-	0.01-0.58	0.01-0.67
Sedang	24 cm	0.02	0.02	0.02-0.32	0.03-0.40	0.02-0.74	0.03-0.97
	26 cm	-	-	0.03-0.33	0.04-0.40	0.03-0.80	0.04-0.96
	27 cm	-	-	-	-	0.03-0.91	0.04-1.06
Besar	24 cm	0.04	0.06	0.02-0.43	0.03-0.55	0.02-0.75	0.03-1.00
	26 cm	-	-	0.02-0.37	0.03-0.50	0.02-0.86	0.03-1.06
	27 cm	-	-	-	-	0.02-1.04	0.04-1.23

T = tangensial

T + S = tangensial + *supraclave*

Dari Tabel 4.1.2, tampak nilai dosis janin pada trimester 1 cenderung kecil untuk semua kategori lapangan yaitu sekitar 0.02-0.06 cGy. Adapun dosis janin pada trimester 2 umumnya pada ketebalan 26 cm cenderung tidak berbeda signifikan dengan dosis pada ketebalan 24 cm. Pertambahan luas lapangan meningkatkan dosis janin yang nilainya berturut-turut 0.02-0.27 cGy untuk lapangan kecil, 0.03-0.40 cGy untuk lapangan sedang, dan 0.04-0.50 cGy untuk lapangan besar. Sedangkan pada trimester 3, janin telah mengisi seluruh volume abdomen, dosis janin cenderung meningkat dengan luas lapangan dengan rentang dosis berturut-turut 0.01-0.67 cGy untuk lapangan kecil, 0.03-1.06 cGy untuk lapangan sedang, dan 0.02-1.23 cGy untuk lapangan besar.

Penderita kanker payudara pada umumnya menerima perlakuan radioterapi sebanyak 30 fraksi dengan dosis target sebesar 6000 cGy. Dosis yang diterima janin dari semua kategori lapangan pada trimester 1 menjadi sekitar 0.6-1.8 cGy. Dalam masa trimester 1, janin terbagi menjadi 2 tahap yaitu preimplantasi dan implantasi serta organogenesis. Paparan pada tahap preimplantasi dan implantasi (dari proses pembuahan sampai berumur 2 minggu) diketahui mempunyai

kemungkinan besar menyebabkan kematian prenatal. Pada periode ini embrio tersusun dari sejumlah kecil sel, kehilangan satu sel pun berpotensi menyebabkan kematian^{1,17}. Malformasi bawaan jarang terjadi akibat irradiasi pada tahap ini. Selanjutnya, irradiasi selama tahap organogenesis (masa kehamilan 2 – 7 minggu), efek dominan yang mungkin terjadi adalah malformasi bawaan, mikrocephali, dan retardasi mental yang mempunyai dosis ambang 5-25 cGy^{1,17}. Dalam penelitian ini, penyinaran pada trimester 1, dosis janin ≤ 1.8 cGy. Berarti kemungkinan janin menerima resiko tersebut sangat kecil. Sedangkan pada tahap janin (8 – 40 minggu) yaitu trimester 2 ke trimester 3, dosis ambang untuk terjadinya mikrocephali dan *mental retardation* (12-100 cGy pada trimester 2 dan >50 cGy pada trimester 3), kemandulan (>100 cGy pada trimester 2), kanker (>100 cGy pada trimester 2 dan >50 cGy pada trimester 3)^{1,17}. Pada penelitian ini, diperoleh dosis pada penyinaran tangensial dan *supraclave* untuk trimester 2 dan 3 dengan dosis janin berturut-turut dalam rentang 0.9-15 cGy dan 0.3-36.9 cGy dengan efek dominan yang terjadi pada trimester 2 adalah mikrocephali dan retardasi mental sedangkan pada trimester 3, kemungkinan untuk mendapatkan resiko tersebut sangat kecil. Walaupun kemungkinan resiko yang diperoleh kecil untuk trimester 1 dan 3, efek stokastik yang mungkin akan terjadi tetap saja harus dipertimbangkan.

Perhitungan menggunakan metode *Monte Carlo* memiliki ketidakpastian statistik di dalamnya sehingga kurva persentase dosis hasil simulasi tidak *smooth*. Ketidakpastian statistik pada perhitungan *Monte Carlo* dapat dikurangi dengan menambah jumlah voxel dan memperbanyak history. Hasil perhitungan *Monte Carlo* dalam penelitian ini kemungkinan belum dapat dimanfaatkan dalam klinis energi yang digunakan homogen 2 MeV, yang diperkirakan ekuivalen dengan sinar-x 6 MV. Hasil dosis yang diperoleh cenderung lebih kecil dari hasil pengukuran (Nenden). Namun, hasil perhitungan dengan menggunakan metode *Monte Carlo* ini mendukung hasil pengukuran yang menunjukkan dosis janin bervariasi dengan ukuran lapangan dan jarak pengukuran, serta cenderung meningkat dengan bertambahnya trimester kehamilan.

BAB 5

KESIMPULAN

Dari penelitian simulasi Monte Carlo untuk dosis janin dari radioterapi kanker payudara diperoleh kesimpulan sbb :

1. Untuk penyinaran payudara dengan 2 lapangan tangensial kategori kecil $6 \times 16 \text{ cm}^2$, janin menerima dosis berturut-turut 0.03 cGy (0.02 % dari dosis target) pada trimester 1, 0.01-0.23 cGy (0.01%-0.12% dari dosis target) pada trimester 2, dan 0.01-0.58 cGy (0.01%-0.29% dari dosis target) pada trimester 3.
2. Untuk lapangan tangensial ditambah *supraclave* kategori kecil, janin menerima dosis berturut-turut 0.03 cGy (0.02 % dari dosis target) pada trimester 1, 0.02-0.27 cGy (0.01%-0.14% dari dosis target) pada trimester 2, dan 0.01-0.67 cGy (0.01%-0.33% dari dosis target) pada trimester 3. Selain itu telah dilakukan juga simulasi untuk lapangan sedang dan besar dan besar dosis meningkat terhadap penambahan lapangan.
3. Ternyata penyinaran dosis janin tidak dipengaruhi oleh kedalaman, hanya di pengaruhi oleh jarak pengukuran dari payudara.
4. Pada penyinaran kanker payudara, dosis pada janin yang masih dapat ditoleransi adalah pada trimester 1 dan 3 sedangkan pada trimester 2 dosis yang diterima janin sudah mencapai dosis ambang terjadinya mikrocephali dan retardasi mental.
5. Hasil simulasi Monte Carlo mendukung hasil pengukuran yang menunjukkan dosis janin bervariasi dengan ukuran lapangan dan jarak pengukuran, serta cenderung meningkat dengan bertambahnya trimester kehamilan, namun hasilnya tidak dapat dijadikan sebagai patokan karena dosis yang diperoleh adalah 1/3 dari hasil pengukuran (Nenden).

Saran

Untuk pengukuran dosis janin disarankan untuk menggunakan titik acuan pada kedalaman 5 cm, karena dosis pada kedalaman 2 cm maupun 10 cm perbedaannya tidak besar dibandingkan dengan kedalaman 5 cm dan cenderung berhimpitan pada jarak > 2

DAFTAR PUSTAKA

1. Alatas, Z. (2005). Efek Tetragonik Radiasi Pengion. Puslitbang Keselamatan Radiasi dan Biomedika Nuklir – BATAN. Iptek Ilmiah Populer.
2. Alatas, Z. (2006). Efek Pewarisan Akibat Radiasi Pengion. PTKMR – BATAN. Buletin ALARA Vol 8. No. 2.
3. Bartlett, R.M., Nickles, R.J., Barnhart, T.E., Christian, B.T., Holden, J.E., DeJesus, O.T., *Fetal Dose Estimates for ^{18}F -Fluoro-L-Thymidine Using a Pregnant Monkey Model*. Journal of Nuclear Medicine Vol. 51 No. 2 288-292
4. Bentel, G.C., Nelson, C.E., Noell, K.T.,(1989). *Treatment Planning & Dose Calculation in Radiation Oncology*, Edisi 4. McGRAW-HILL, INC
5. Bentel, G.C, *Radiation Therapy Planning, second edition, Mc Graw Hill. Department of Radiation Oncology. North Carolina*
6. Bielajew, A.F., *BEAM RADIOTHERAPY-WHY LEAVE IT TO CHANCE. National Research Council, Ottawa, CANADA*
7. Bradley, B., Fleck, A., Osei, E.K., *Normalized data for the estimation of fetal radiation dose from radiotherapy of the breast*. The British Journal of Radiology, 79 (2006), 818–827
8. Coia, L.R, Muylan, D.J, *Introduction to Clinical Radiation Oncology*, third edition, Medical Physics Publishing
9. Djarwani. S., Prayitno. *Studi Dosis Janin Dalam Radioterapi Eksternal Dengan Radiasi Gamma Cobalt-60 Menggunakan Fantom dan TLD*. Universitas Indonesia
10. Dyk, J.V, *The Modern Technology of Radiation Oncology Vol 2*, Medical Physics Publishing
11. Erven, K., Weltens, C., Van Limbergen, E., Van den Bogaert, W., *Modern radiotherapy techniques for breast cancer*. (BJMO 2008;Vol 2;6:308-14)
12. IAEA (2005), *Radiation Oncology Physics : A Handbook For Teachers and Student*, Vienna, Austria

13. Jenkin, Walter, Rindi. (1998), *Monte Carlo Transport of Electron and Photon*, Plenum Press, New York
14. Johns, H.E., Cunningham, J.R., (1983), *The Physics of Radiology*, Edisi 4, Charles C Thomas Publisher, Springfield
15. Rabe, T., (2003), *Buku Saku Ilmu Kebidanan*, Cetakan I, Penerbit Hipokrates, Jakarta
16. Steel, G.G., (1997). *Basic Clinical Radiobiology*. Edisi 2. Oxford University Press, Inc., New York
17. Stovall, Marilyn.(1994). *Fetal Dose from Radiotherapy with Photon beams. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group. No. 36*. Department of Radiation Physics, The University of Texas
18. Wales,J.*MonteCarloMethod*.
http://en.wikipedia.org/wiki/Monte_Carlo_method
19. Walter, B. , Kawrakow, I. , Rogers, D.W.O. (2007), *DOSXYZnrc Users Manual Ionizing Radiation Standards National Research Council of Canada*, Ottawa K1A 0R6
20. *Kanker Payudara*. Pharmaceuticals Roche
<http://www.hompedin.org/download/kankerpayudara.pdf>
21. *Radiasi serta efek yang ditimbulkan pada manusia*
<http://www.hompedin.org/download/kankerpayudara.pdf>

Lampiran 1. Hasil kalkulasi persentase dosis janin untuk lapangan kategori sedang

Trimester	Jarak janin	d=2 cm		d=5 cm		d=10 cm	
		T	T+S	T	T+S	T	T+S
1	8	0.37	0.49	0.32	0.44	0.27	0.42
	10	0.31	0.39	0.24	0.33	0.19	0.29
	14	0.16	0.20	0.14	0.21	0.13	0.19
	18	0.11	0.13	0.11	0.15	0.09	0.13
	22	0.06	0.07	0.06	0.08	0.07	0.09
	26	0.04	0.05	0.03	0.04	0.02	0.04
	30	0.03	0.03	0.02	0.03	0.02	0.03
	32	0.03	0.03	0.02	0.02	0.02	0.03
	36*	0.01	0.01	0.02	0.02	0.01	0.02
2	8	0.40	0.48	0.38	0.49	0.27	0.43
	10	0.30	0.36	0.27	0.36	0.19	0.30
	14*	0.17	0.20	0.15	0.21	0.15	0.22
	18*	0.08	0.11	0.09	0.13	0.09	0.13
	22*	0.05	0.06	0.06	0.08	0.05	0.08
	26*	0.03	0.04	0.05	0.06	0.03	0.04
	30*	0.03	0.04	0.02	0.03	0.02	0.04
	32*	0.02	0.03	0.02	0.03	0.02	0.03
	36	0.02	0.02	0.01	0.01	0.01	0.02
3	8*	0.45	0.53	0.38	0.48	0.28	0.44
	10*	0.36	0.41	0.29	0.37	0.23	0.36
	14*	0.15	0.19	0.16	0.21	0.13	0.19
	18*	0.11	0.14	0.12	0.15	0.08	0.13
	22*	0.05	0.07	0.07	0.09	0.06	0.10
	26*	0.04	0.06	0.04	0.05	0.04	0.06
	30*	0.01	0.02	0.02	0.03	0.02	0.03
	32*	0.02	0.02	0.02	0.03	0.02	0.03
	36*	0.01	0.02	0.01	0.02	0.02	0.02

T = tangensial

T + S = tangensial + *supraclave*

Tanda* menunjukkan posisi janin sesuai dengan trimester bersangkutan

Lampiran 2. Hasil kalkulasi persentase dosis janin untuk lapangan kategori besar

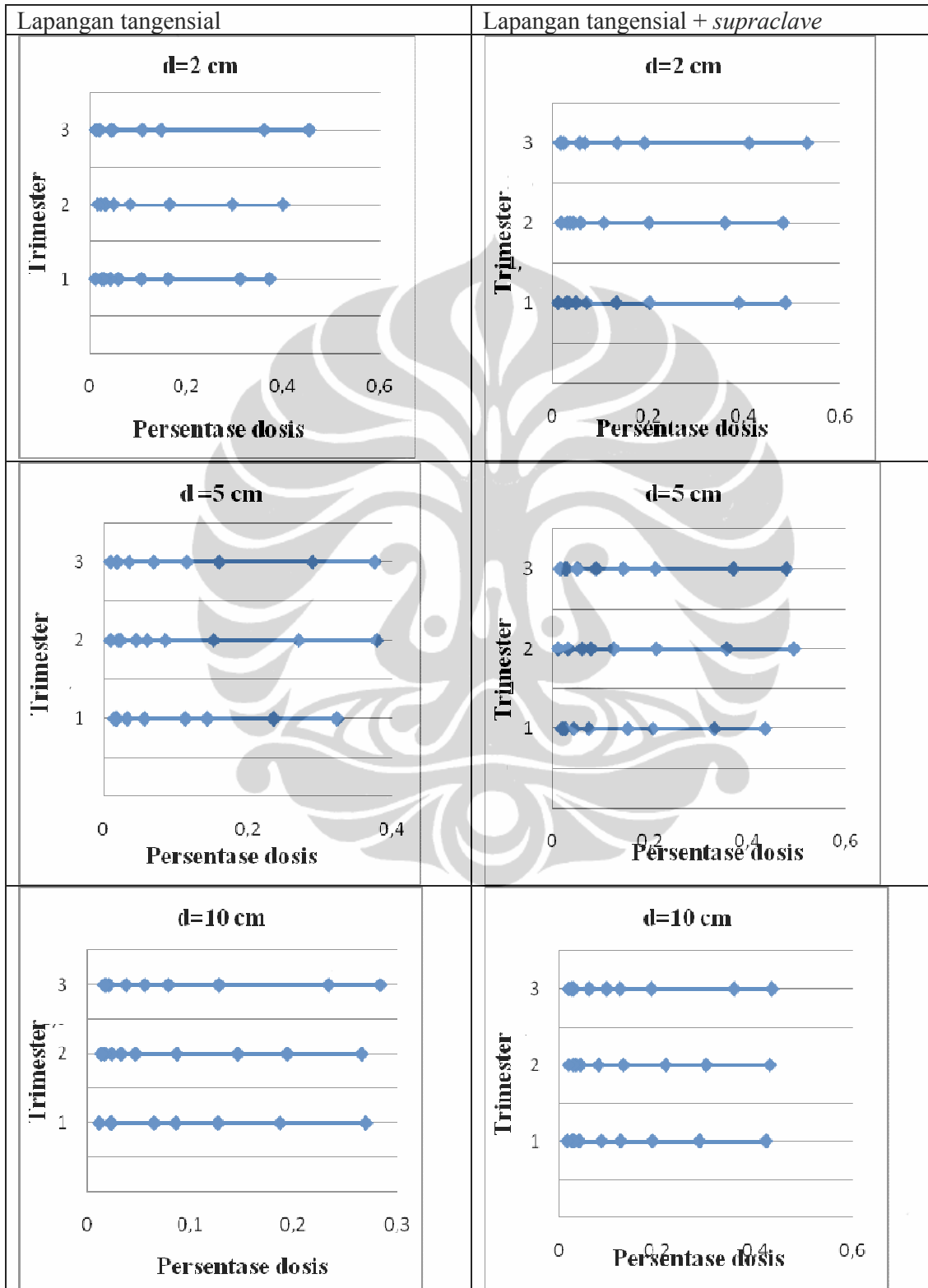
Trimester	Jarak janin	d=2 cm		d=5 cm		d=10 cm	
		T	T+S	T	T+S	T	T+S
1	8	0.38	0.50	0.28	0.44	0.23	0.39
	10	0.29	0.39	0.24	0.37	0.18	0.31
	14	0.21	0.27	0.13	0.19	0.10	0.19
	18	0.11	0.14	0.09	0.13	0.08	0.13
	22	0.07	0.10	0.05	0.07	0.04	0.07
	26	0.05	0.06	0.03	0.05	0.03	0.05
	30	0.03	0.04	0.02	0.03	0.01	0.03
	32	0.04	0.04	0.02	0.05	0.01	0.02
	36*	0.02	0.03	0.01	0.02	0.01	0.02
2	8	0.43	0.53	0.33	0.47	0.27	0.42
	10	0.35	0.43	0.27	0.40	0.21	0.36
	14*	0.19	0.25	0.17	0.25	0.12	0.19
	18*	0.11	0.13	0.10	0.14	0.07	0.12
	22*	0.06	0.08	0.06	0.09	0.07	0.10
	26*	0.03	0.05	0.03	0.05	0.04	0.06
	30*	0.03	0.04	0.02	0.03	0.02	0.03
	32*	0.03	0.03	0.03	0.04	0.02	0.03
	36	0.01	0.02	0.01	0.02	0.01	0.02
3	8*	0.52	0.61	0.46	0.59	0.28	0.47
	10*	0.38	0.46	0.28	0.40	0.23	0.35
	14*	0.18	0.23	0.19	0.25	0.15	0.24
	18*	0.09	0.13	0.10	0.14	0.09	0.15
	22*	0.05	0.08	0.07	0.11	0.07	0.12
	26*	0.04	0.06	0.04	0.06	0.04	0.06
	30*	0.02	0.03	0.02	0.03	0.02	0.04
	32*	0.01	0.02	0.03	0.04	0.02	0.04
	36*	0.01	0.01	0.01	0.02	0.01	0.02

T = tangensial

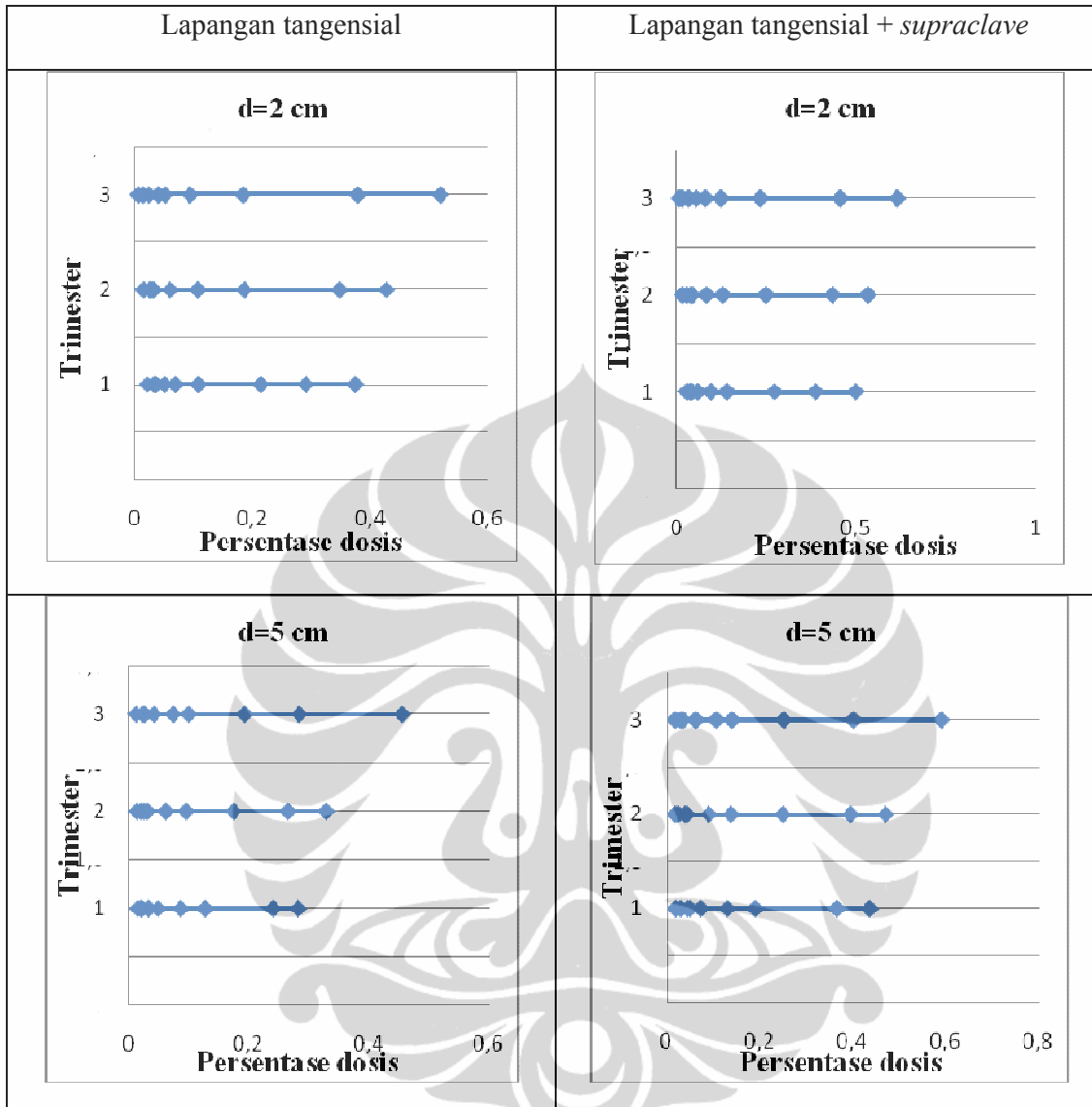
T + S = tangensial + *supraclave*

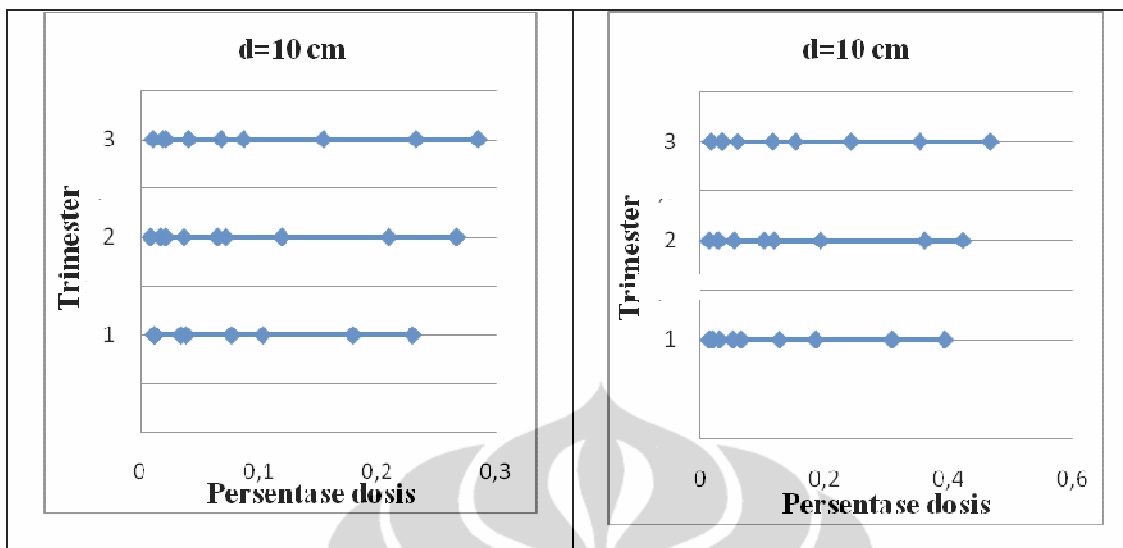
Tanda* menunjukkan posisi janin sesuai dengan trimester bersangkutan

Lampiran 3. Kurva persentase dosis janin ukuran sedang



Lampiran 4. Kurva persentase dosis janin ukuran besar





```
Lampiran 5 Contoh hasil Runing Monte Carlo
*****
NRCC/UW EGSnrc user-code DOSXYZnrc ($Revision: 1.36 $ last
edited $Date: 2007/01/09 16:34:54 $)
ON i686_pc_Windows_NT (gnu_win32)
15:15:44 May 07 2010

*****
**
**
**          DOSXYZnrc
**
**          Z pronounced zed
**
**
**          Code developed at theNational Research Council of
Canada and
**          University of Wisconsin as part of the OMEGA
project
**
**          This is $Revision: 1.36 $ last edited $Date:
2007/01/09 16:34:54**
**
**
*****
*****
```

The following parameters may be adjusted in dosxyz_user_macros.mortran

```
$MXMED:   Max number of media:   7
$MXSTACK: Max stack size:        15
$IMAX,etc: Max dose scoring regions in x,y,z directions: 128
128 56
$MAXDOSE: Max dose scoring regions consistent with above:
917505
```

\$DOSEZERO(=1) 1=> all doses with uncert > 50% are zeroed in
.3ddose file

The following parameters may be adjusted in srcxyz.macros
\$INVDIM: number of elements in inverse CPD for input energy
spectra = 1000
\$NENSRC: number of bins in input energy spectrum = 200

```
=====
=====
-----
-----
-----
Title: Bismillah
-----
-----
=====
=====
```

Number of media (min = 1, max = 7, 0 => CT data):
3
Medium 1: AIR700ICRU
Medium 2: H2O700ICRU
Medium 3: LUNG700ICRU

ECUTIN, PCUTIN, (ESTEPE, SMAX--DUMMY INPUTS):
0.521 0.010 0.000 0.000 0.000
0.000

regions in x (max= 128), y (max= 128), z (max= 56) directions
(if<0, implies # groups of reg), IPHANT (1 to output a
.egsphant
file for dosxyz_show, 0[default] to not output this file)
: 7 25 12 1

Input boundaries in the x-direction

Small boundary for region(1)	-15.000
Small boundary for region(2)	-10.000
Small boundary for region(3)	-7.750
Small boundary for region(4)	-7.250
Small boundary for region(5)	-0.500
Small boundary for region(6)	0.000
Small boundary for region(7)	10.000
Outer boundary for region(7)	15.000

Input boundaries in the y-direction

Small boundary for region(1)	-30.000
Small boundary for region(2)	-10.000
Small boundary for region(3)	-7.500
Small boundary for region(4)	-0.250

Small boundary for region(5)	0.250
Small boundary for region(6)	7.500
Small boundary for region(7)	10.000
Small boundary for region(8)	15.500
Small boundary for region(9)	16.000
Small boundary for region(10)	17.500
Small boundary for region(11)	18.000
Small boundary for region(12)	21.500
Small boundary for region(13)	22.000
Small boundary for region(14)	25.500
Small boundary for region(15)	26.000
Small boundary for region(16)	29.500
Small boundary for region(17)	30.000
Small boundary for region(18)	33.500
Small boundary for region(19)	34.000
Small boundary for region(20)	37.500
Small boundary for region(21)	38.000
Small boundary for region(22)	39.500
Small boundary for region(23)	40.000
Small boundary for region(24)	43.500
Small boundary for region(25)	44.000
Outer boundary for region(25)	50.000

Input boundaries in the z-direction

Small boundary for region(1)	0.000
Small boundary for region(2)	1.250
Small boundary for region(3)	1.750
Small boundary for region(4)	4.000
Small boundary for region(5)	6.000
Small boundary for region(6)	6.500
Small boundary for region(7)	8.000
Small boundary for region(8)	9.000
Small boundary for region(9)	9.500
Small boundary for region(10)	14.000
Small boundary for region(11)	14.500
Small boundary for region(12)	18.000
Outer boundary for region(12)	30.000

Total # regions including exterior = 2101

Input groups of regions for which density and medium are not defaults

```

Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY ( 1 7)( 1 25)( 1
12) 2 0.000
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY ( 6 7)( 1 25)( 1
3) 1 0.000
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY ( 1 5)( 1 2)( 1
3) 1 0.000
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY ( 1 5)( 6 25)( 1
3) 1 0.000
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY ( 2 6)( 2 6)( 7
11) 3 0.000
Lower,upper i, j, k, MEDIUM, DENSITY
Found blank line => end of this input

```

Input groups of regions for which ECUT and PCUT are not defaults

NB This option is disabled, just input 8 zeros.

Dummy values of lower, upper i, j, k, ECUT, PCUT

Found blank line => end of this input

Enter 8 numbers on one line

3 pairs defining lower, upper x, y, z indicies of dose regions for which results are to be output

IZSCAN: non-zero for z-scan/page

MAX20: if any one = 1, output summary of max 20 doses.

end signaled by first pair both zero

for no dose printed, MAX20 is still read from first line

3	3	4	4	2	2	1	0
5	5	8	8	1	12	1	0
5	5	10	10	1	12	1	0
5	5	12	12	1	12	1	0
5	5	14	14	1	12	1	0
5	5	16	16	1	12	1	0
5	5	18	18	1	12	1	0
5	5	20	20	1	12	1	0
5	5	22	22	1	12	1	0
5	5	24	24	1	12	1	0

Found blank line => end of this input

NCASE, IWATCH, TIMMAX, INSEED1, INSEED2, BEAM_SIZE, ISMOOTH, IRESTART, IDAT,

IREJECT, ESAVE_GLOBAL, NRCYCL, IPARALLEL, PARNUM, n_split, ihowfarles s

:
300000000 0 9.00 33 97 100.00 0 0
0 1 0.00 0 0 0 1 0

Summary of source parameters (srcxyznrc Rev 1.6)

Parallel beam incident from an arbitrary direction

Electric charge of the source:

0

-7.5000 cm x-coordinate of the isocenter,
 0.0000 cm y-coordinate of the isocenter,
 0.0000 cm z-coordinate of the isocenter,
 129.0000 degrees Polar angle of collimator center:
 360.0000 degrees Azimuthal angle of collimator center:
 9.0000 cm Total x-width of collimator,
 15.0000 cm Total y-width of collimator,
 0.0000 degrees Collimator rotation angle,

=====
 =====
 Electron/Photon transport parameter
 =====
 =====

Photon cross sections
 PEGS4
 Photon transport cutoff(MeV)
 0.1000E-01
 Pair angular sampling
 SIM
 Pair cross sections
 Triplet production
 Off
 Bound Compton scattering
 OFF
 Radiative Compton corrections
 Off
 Rayleigh scattering
 OFF
 Atomic relaxations
 OFF
 Photoelectron angular sampling
 OFF

 Electron transport cutoff(MeV)
 0.7000
 Bremsstrahlung cross sections
 Bremsstrahlung angular sampling
 SIM
 Spin effects
 Electron Impact Ionization
 OFF
 Maxium electron step in cm (SMAX)
 5.000

BH

BH

On

```

Maximum fractional energy loss/step (ESTEPE)
0.2500
Maximum 1st elastic moment/step (XIMAX)
0.5000
Boundary crossing algorithm
PRESTA-I
Skin-depth for boundary crossing (MFP)
324.3
Electron-step algorithm
PRESTA-II

```

```

=====
=====

```

Medium	AE	AP
AIR700ICRU	0.700	0.010
H2O700ICRU	0.700	0.010
LUNG700ICRU	0.700	0.010

```

Will perform charged-particle range rejection against voxel
boundaries
if particle energy is below      0.00000 MeV.

```

```

***** NB ESAVE_GLOBAL <= ECUT so NO Range Rejection ***

```

```

*****

```

```

Histories to be simulated for this run      300000000
Histories to be analyzed after this run     300000000

```

```

*****

```

```

Elapsed wall clock time to this point=      2.766 s

```

```

CPU time so far for this run =      2.057 s

```

BATCH #	TIME-ELAPSED	TOTAL CPUTIME	RATIO	TIME OF DAY	RNG
1	0.0	0.0	0.00	15:15:46	ixx
jxx = 97	33				
2	2154.2	2106.2	1.02	15:51:41	ixx
jxx = 53	86				
3	3302.8	3231.9	1.02	16:10:49	ixx
jxx = 36	69				

	4	4414.2	4326.6	1.02	16:29:21	ixx
jxx =	1	34				
	5	5516.0	5414.2	1.02	16:47:42	ixx
jxx =	80	16				
	6	6597.7	6485.8	1.02	17:05:44	ixx
jxx =	21	54				
	7	7719.8	7594.7	1.02	17:24:26	ixx
jxx =	96	32				
	8	8873.8	8726.9	1.02	17:43:40	ixx
jxx =	47	80				
	9	10479.1	10315.3	1.02	18:10:25	ixx
jxx =	63	96				
	10	13114.2	12789.5	1.03	18:54:21	ixx
jxx =	97	33				

Total CPU time for run = 13977.6 s = 3.883 hr => 77266376.
hist/hr

On i686_pc_Windows_NT (gnu_win32)

of particles which missed the phantom with source 1 =
0

Fraction of incident energy deposited in the phantom =
0.2237

Number of charged particle steps simulated, N_step =
892955601

Number of charged particle steps/incident fluence =
4.01830E+02

No. of PRESTA-II steps/total no. of charged particle steps =
0.83809

1Bismillah

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2
circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planarenergy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
3.710E+05 (1/cm**2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planar fluence scored in a 1cm^2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
 $1.855\text{E}+05$ ($1/\text{cm}^2$)

Average planar fluence (number/beam area), $F =$
 $2.222\text{E}+06$ ($1/\text{cm}^2$)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs (dose/F,
Gy. cm^2)
1Bismillah

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm^2
circle
centered at z-axis on the phantom surface =
 $0.000\text{E}+00$ ($1/\text{cm}^2$)

Photon planar energy fluence scored in a 1cm^2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
 $3.710\text{E}+05$ ($1/\text{cm}^2$)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm^2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
 $0.000\text{E}+00$ ($1/\text{cm}^2$)

Photon planar fluence scored in a 1cm^2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
 $1.855\text{E}+05$ ($1/\text{cm}^2$)

Average planar fluence (number/beam area), $F =$
 $2.222\text{E}+06$ ($1/\text{cm}^2$)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs (dose/F,
Gy. cm^2)
1Bismillah

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm^2
circle
centered at z-axis on the phantom surface =
 $0.000\text{E}+00$ ($1/\text{cm}^2$)

Photon planar energy fluence scored in a 1cm^2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
 $3.710\text{E}+05$ ($1/\text{cm}^2$)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm^2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
 $0.000\text{E}+00$ ($1/\text{cm}^2$)

Photon planar fluence scored in a 1cm^2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
 $1.855\text{E}+05$ ($1/\text{cm}^2$)

Average planar fluence (number/beam area), $F =$
 $2.222\text{E}+06$ ($1/\text{cm}^2$)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs (dose/F,
Gy.cm**2)

```
for x=      0.000 to   -15.000      i=  0

ybounds:  0.000      -30.000
          j=          0
zbounds (  0.000)
          0.000  0  0.000E+00- 0.0%
```

1Bismillah

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2
circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
3.710E+05 (1/cm**2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
1.855E+05 (1/cm**2)

Average planar fluence (number/beam area), F =
2.222E+06 (1/cm**2)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs (dose/F,
Gy.cm**2)

```
for x=      -0.500 to    0.000      i=  5

ybounds: 21.500      22.000
          j=          12
zbounds (  0.000)
          1.250  1  5.464E-14-66.1%
          1.750  2  1.970E-14-16.2%
          4.000  3  2.232E-14-16.7%
          6.000  4  4.321E-15- 6.1%
          6.500  5  4.568E-15-12.5%

          8.000  6  4.525E-15- 6.9%
          9.000  7  4.825E-15- 8.9%
          9.500  8  4.714E-15-11.3%
         14.000  9  4.435E-15- 3.9%
         14.500 10  4.530E-15-12.8%

         18.000 11  4.257E-15- 4.7%
         30.000 12  3.323E-15- 3.2%
```

1Bismillah

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2
circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planarenergy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
3.710E+05 (1/cm**2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
1.855E+05 (1/cm**2)

Average planar fluence (number/beam area), F =
2.222E+06 (1/cm**2)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs (dose/F,
Gy.cm**2)

for x= -0.500 to 0.000 i= 5
ybounds: 25.500 26.000
j= 14
zbounds (0.000)
1.250 1 5.850E-14-64.6%
1.750 2 1.484E-14-18.6%
4.000 3 1.590E-14-10.2%
6.000 4 3.476E-15- 8.2%
6.500 5 2.800E-15-15.9%
8.000 6 2.841E-15- 8.8%
9.000 7 2.952E-15-10.7%
9.500 8 2.788E-15-15.0%
14.000 9 2.756E-15- 5.2%
14.500 10 3.113E-15-14.7%
18.000 11 2.812E-15- 6.2%
30.000 12 2.214E-15- 3.9%

1Bismillah

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2
circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planarenergy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
3.710E+05 (1/cm**2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
1.855E+05 (1/cm**2)

Average planar fluence (number/beam area), F =
2.222E+06 (1/cm**2)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs (dose/F,
Gy.cm**2)

for x= -0.500 to 0.000 i= 5
ybounds: 29.500 30.000
j= 16
zbounds (0.000)
1.250 1 9.102E-15-15.3%
1.750 2 9.666E-15-23.4%
4.000 3 9.954E-15-10.8%
6.000 4 2.460E-15- 8.6%
6.500 5 1.385E-15-21.6%

8.000 6 1.594E-15-10.7%
9.000 7 1.990E-15-12.6%
9.500 8 2.060E-15-20.4%
14.000 9 1.799E-15- 6.2%
14.500 10 1.546E-15-19.6%

18.000 11 1.802E-15- 7.2%
30.000 12 1.360E-15- 5.1%
1Bismillah

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2
circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
3.710E+05 (1/cm**2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
1.855E+05 (1/cm**2)

Average planar fluence (number/beam area), F =
2.222E+06 (1/cm**2)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs (dose/F,
Gy.cm**2)

for x= -0.500 to 0.000 i= 5

ybounds: 33.500 34.000

j= 18

zbounds (0.000)

1.250	1	4.018E-14	-88.6%
1.750	2	7.822E-15	-26.1%
4.000	3	6.721E-15	-12.9%
6.000	4	1.408E-15	-11.1%
6.500	5	1.125E-15	-26.2%

8.000	6	1.270E-15	-13.0%
9.000	7	9.456E-16	-17.4%
9.500	8	1.612E-15	-22.7%
14.000	9	1.107E-15	- 7.8%
14.500	10	1.003E-15	-28.1%

18.000	11	1.112E-15	- 8.9%
30.000	12	8.571E-16	- 5.9%

1Bismillah

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2
circle

centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00(1/cm**2)

Photon planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
3.710E+05(1/cm**2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00(1/cm**2)

Photon planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
1.855E+05(1/cm**2)

Average planar fluence (number/beam area), F =
2.222E+06(1/cm**2)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs (dose/F,
Gy.cm**2)

for x= -0.500 to 0.000 i= 5

ybounds: 37.500 38.000

j= 20

zbounds (0.000)

1.250	1	2.843E-15	-27.7%
1.750	2	5.730E-15	-29.5%

4.000	3	6.278E-15-15.9%
6.000	4	1.037E-15-13.9%
6.500	5	8.375E-16-28.7%
8.000	6	8.237E-16-17.7%
9.000	7	6.289E-16-21.5%
9.500	8	6.099E-16-32.3%
14.000	9	8.468E-16- 9.3%
14.500	10	9.564E-16-26.7%
18.000	11	6.455E-16-11.8%
30.000	12	5.934E-16- 7.1%

1Bismillah

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle centered at z-axis on the phantom surface = 0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planarenergy fluence scored in a 1cm**2 circle centered at z-axis on the phantom surface = 3.710E+05 (1/cm**2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle centered at z-axis on the phantom surface = 0.000E+00 (1/cm**2)

Photon planar fluence scored in a 1cm**2 circle centered at z-axis on the phantom surface = 1.855E+05 (1/cm**2)

Average planar fluence (number/beam area), F = 2.222E+06 (1/cm**2)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs (dose/F, Gy.cm**2)

for x= -0.500 to 0.000 i= 5

ybounds: 39.500 40.000
j= 22
zbounds (0.000)

1.250	1	8.152E-15-72.2%
1.750	2	5.499E-15-30.0%
4.000	3	2.331E-14-84.2%
6.000	4	9.134E-16-16.1%
6.500	5	9.775E-16-23.4%
8.000	6	5.142E-16-17.5%
9.000	7	4.448E-16-25.1%
9.500	8	6.773E-16-33.2%
14.000	9	5.480E-16-11.2%
14.500	10	5.647E-16-27.3%
18.000	11	5.511E-16-12.3%

30.000 12 4.168E-16- 8.4%
1Bismillah

Elec/positron planar energy fluence scored in a 1cm**2
circle

centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00(1/cm**2)

Photon planar energy fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
3.710E+05(1/cm**2)

Elec/positron planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
0.000E+00(1/cm**2)

Photon planar fluence scored in a 1cm**2 circle
centered at z-axis on the phantom surface =
1.855E+05(1/cm**2)

Average planar fluence (number/beam area), F =
2.222E+06(1/cm**2)

DOSXYZnrc (\$Revision: 1.36 \$) Dose outputs (dose/F,
Gy.cm**2)

for x= -0.500 to 0.000 i= 5
ybounds: 43.500 44.000
j= 24
zbounds (0.000)
1.250 1 1.267E-15-39.0%
1.750 2 3.458E-15-38.0%
4.000 3 4.520E-15-37.5%
6.000 4 7.288E-16-17.4%
6.500 5 3.348E-16-44.9%

8.000 6 3.676E-16-24.4%
9.000 7 5.728E-16-24.7%
9.500 8 4.527E-16-41.2%
14.000 9 4.541E-16-13.1%
14.500 10 5.830E-16-37.9%

18.000 11 4.990E-16-14.2%
30.000 12 3.395E-16- 9.8%

1

The dose values in 21 voxels had error > 50% and have
been zeroed in the .3ddose file.

Total CPU time for this run = 13979.8 s = 3.883 hr

END OF RUN May 07 2010 19:14:19

