

**DISTRIBUSI DOSIS RADIASI FOTON PADA *TREATMENT
PLANNING SYSTEM* MENGGUNAKAN TEKNIK 3DCRT DAN
IMRT UNTUK TERAPI KANKER SERVIKS**

SKRIPSI



**Anggi Effina
1610441001**

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS ANDALAS
PADANG**

2021

**DISTRIBUSI DOSIS RADIASI FOTON PADA *TREATMENT
PLANNING SYSTEM* MENGGUNAKAN TEKNIK 3DCRT DAN
IMRT UNTUK TERAPI KANKER SERVIKS**

SKRIPSI

**Karya tulis sebagai salah satu syarat
untuk memperoleh gelar Sarjana Sains
dari Universitas Andalas**



**Anggi Effina
1610441001**

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS ANDALAS
PADANG**

2021

SKRIPSI

DISTRIBUSI DOSIS RADIASI FOTON PADA *TREATMENT PLANNING SYSTEM* MENGGUNAKAN TEKNIK 3DCRT DAN IMRT UNTUK TERAPI KANKER SERVIKS

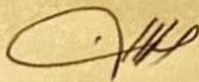
disusun oleh:

Anggi Effina
1610441001

Telah dipertahankan di depan Tim Penguji pada
tanggal 1 November 2021

Tim Penguji

Pembimbing Utama



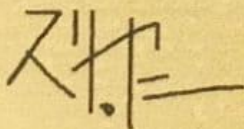
Dian Milvita, M.Si
NIP: 1974010819990320001

Pembimbing Lapangan



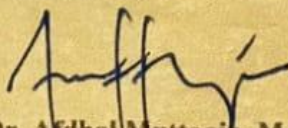
Muhammad Ilyas, S.Si

Penguji I



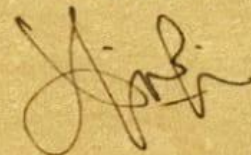
Sri Oktamuliani, M.Si., Ph.D
NIP : 198910032019032016

Penguji II



Dr. Afdhal Muttakin, M.Si
NIP: 197704292005011002

Penguji III



Dra. Dwi Pujiastuti, M.Si
NIP: 196908021994122002

DISTRIBUSI DOSIS RADIASI FOTON PADA *TREATMENT PLANNING SYSTEM* MENGGUNAKAN TEKNIK 3DCRT DAN IMRT UNTUK TERAPI KANKER SERVIKS

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian mengenai distribusi dosis radiasi foton pada *Treatment Planning System* (TPS) menggunakan teknik *Three Dimension Conformal Radiotherapy* (3DCRT) dan *Intensity Modulation Radiotherapy* (IMRT) untuk terapi kanker serviks, penelitian bertujuan untuk mengetahui distribusi dosis yang mencakup *Planning Target Volume* (PTV) *Coverage* melalui *Conformity Index* (CI) dan *Homogeneity Index* (HI) serta *Normal Tissue to Integral Dose* (NTID) jaringan di luar target kanker berdasarkan grafik *Dose Volume Histogram* (DVH) yang tidak melebihi batas *Organ at Risk* (OAR). Analisis data dilakukan pada hasil grafik DVH yang didapatkan dari TPS. Distribusi dosis didapatkan berupa hasil nilai CI dan HI yang tidak melebihi 1, kemudian pada Jaringan normal di luar kanker didapatkan Nilai NTID melingkupi nilai PTV, *Rectum*, *Bledder*, *Bowel*, *Femoral Head*, hasil yang diperoleh tidak melebihi standar yang ditetapkan oleh ICRU Report 62 dan ICRU Report 83.

Kata Kunci: *Conformity Index* (CI), *Homogeneity Index* (HI), *Intensity Modulation Radiotherapy* (IMRT), *Normal Tissue to Integral Dose* (NTID), *Three Dimension Conformal Radiotherapy* (3DCRT).

PHOTON RADIATION DOSE DISTRIBUTION IN TREATMENT PLANNING SYSTEM USING 3DCRT AND IMRT TECHNIQUE FOR CERVIC CANCER THERAPY

ABSTRACT

Research has been carried out on the distribution of photon radiation doses in the Treatment Planning System (TPS) using three Dimension Conformal Radiotherapy (3DCRT) and Intensity Modulation Radiotherapy (IMRT) techniques for cervical cancer therapy, the study aims to determine the dose distribution which includes Planning Target Volume (PTV). Coverage through Conformity Index (CI) and Homogeneity Index (HI) as well as Normal Tissue to Integral Dose (NTID) of non target cancer tissues based on Dose Volume Histogram (DVH) charts that do not exceed the Organ at Risk (OAR) limit. Data analysis was carried out on the results of the DVH graph obtained from the TPS. The dose distribution is obtained from CI and HI values that do not exceed 1, then in normal tissue outside of cancer, the NTID value includes the PTV, Rectum, Bladder, Bowel, Femoral Head values, the result obtained do not exceed the standard set by ICRU Report 62 and ICRU Report 83.

Keywords: *Conformity Index (CI), Homogeneity Index (HI), Intensity Modulation Radiotherapy (IMRT), Normal Tissue to Integral Dose (NTID), Three Dimension Conformal Radiotherapy (3DCRT).*

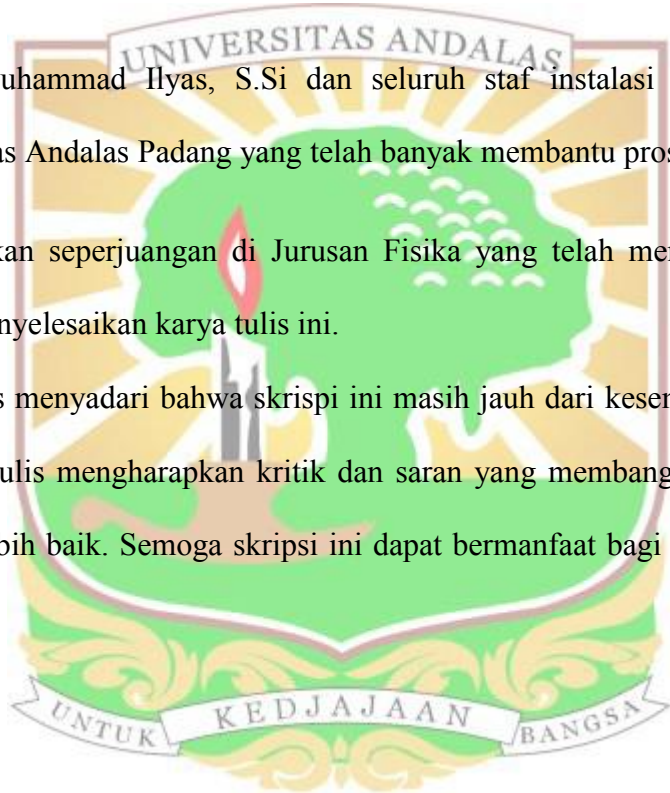
KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadiran Allah Subhanahu Wa Ta'ala yang telah memberikan rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “**DISTRIBUSI DOSIS RADIASI FOTON PADA *TREATMENT PLANNING SYSTEM* MENGGUNAKAN TEKNIK 3DCRT DAN IMRT UNTUK TERAPI KANKER SERVIKS**”. Skripsi ini ditulis sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Sains di Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Andalas. Selesaiannya penulisan skripsi ini tidak terlepas dari bantuan berbagai pihak, oleh karena itu penulis mengucapkan terimakasih kepada:

1. Orang tua yang telah membesarkan dan mendidik dengan kasih sayang serta keluarga besar yang selalu memotivasi dan memberikan dukungan materil maupun moril kepada penulis.
2. Ibu Dian Milvita, M.Si selaku dosen pembimbing yang telah meluangkan waktu dan memberikan bimbingan kepada penulis dalam menyelesaikan skripsi ini.
3. Ibu Sri Oktamuliani, M.Si.,Ph.D, Bapak Dr. Afdhal Muttaqin M.Si, dan ibu Dra.Dwi Pujiastuti, M.Si selaku dosen penguji yang telah memberikan saran, kritikan dan arahan. Karya tulis ini bisa diselesaikan menjadi lebih baik.

4. Bapak Afdal M.Si selaku penasehat akademik yang telah meluangkan waktunya memberikan bimbingan dan arahan kepada penulis selama masa perkuliahan.
5. Ketua Jurusan Fisika dan seluruh dosen serta staf pegawai Jurusan Fisika atas ilmu dan bantuan yang telah diberikan.
6. Rumah Sakit Universitas Andalas atas izin dan fasilitas yang diberikan.
7. Bapak Muhammad Ilyas, S.Si dan seluruh staf instalasi radioterapi RS Universitas Andalas Padang yang telah banyak membantu proses penelitian.
8. Rekan-rekan seperjuangan di Jurusan Fisika yang telah membantu penulis dalam menyelesaikan karya tulis ini.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan. Oleh sebab itu, penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun agar skripsi ini menjadi lebih baik. Semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi penulis maupun bagi pembaca.



Padang, 21 November 2021

Anggi Effina

PERSETUJUAN PEMBIMBING

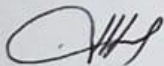
Judul Skripsi : Distribusi Dosis Radiasi Foton Pada *Treatment Planning System* Menggunakan Teknik 3DCRT dan IMRT untuk terapi kanker servik

Nama Mahasiswa : Anggi Effina

Nomor BP : 1610441001

telah disetujui untuk diseminarkan pada tanggal 1 November 2021
oleh,

Pembimbing utama,



Dian Milvita, M.Si
NIP: 197401081999032001

Pembimbing Lapangan,



Muhammad Ilyas, S.Si

DAFTAR ISI

	Halaman
ABSTRAK.....	i
ABSTRACT.....	ii
KATA PENGANTAR.....	iii
DAFTAR ISI.....	iv
DAFTAR GAMBAR.....	ix
DAFTAR TABEL.....	x
DAFTAR LAMPIRAN.....	x
DAFTAR SINGKATAN DAN LAMBANG.....	xi
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Tujuan dan Manfaat Penelitian.....	3
1.3 Ruang Lingkup dan Batasan Masalah.....	4
BAB II LANDASAN TEORI.....	5
2.1 Radiasi.....	5
2.2 Radioterapi.....	8
2.2.1 Terapi Kontak dengan Sinar-X.....	9
2.2.2 Brakiterapi.....	10
2.2.3 Teleterapi.....	10
2.3 <i>Linear Accelerator</i> (Linac).....	15

2.4 Efek Radiasi Pention pada Tubuh.....	16
2.5 Dosimetri.....	14
2.6 <i>Treatment Planning System</i> (TPS).....	18
2.6.1 Teknik Penyinaran.....	22
2.6.2 Faktor yang berperan pada TPS.....	22
2.6.3 Volume Target TPS.....	23
2.6.4 <i>Conformity Index</i> (CI).....	26
2.6.5 <i>Homogeneity Index</i> (HI).....	26
2.6.6 <i>Normal Tissue to Integral Dose</i> (NTID).....	27
2.6.7 <i>Dose Volume Histogram</i> (DVH).....	27
2.7 Karsinoma Serviks.....	28
BAB III METODE PENELITIAN.....	30
3.1 Tempat dan Waktu Penelitian.....	30
3.2 Bahan dan Alat Penelitian.....	30
3.3 Teknik Penelitian.....	31
3.3.1 Persiapan data pasien kanker serviks.....	32
3.3.2 Pengolahan Data.....	32
3.3.3 Analisis Data.....	32
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN.....	33
4.1 Nilai <i>Conformity Index</i>	33
4.2 Nilai <i>Homogeinity Index</i>	33
4.3 Nilai <i>Integral Dose</i>	35
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	41

5.1 Kesimpulan.....	41
5.2 Saran.....	42
DAFTAR PUSTAKA.....	43
LAMPIRAN-LAMPIRAN.....	47



DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1 Pesawat Terapi Kontak Sinar-X.....	9
Gambar 2.2 Pengobatan Brakiterapi.....	10
Gambar 2.3 Pesawat Terapi Cs-137.....	11
Gambar 2.4 Pesawat Terapi Linac.....	12
Gambar 2.5 Pesawat Terapi Co-60.....	12
Gambar 2.6 Skema Pesawat Linac.....	13
Gambar 2.7 Rongga-rongga dari tabung penghantar linac.....	15
Gambar 2.8 Distribusi Dosis menggunakan Treatment Planning System.....	22
Gambar 2.9 CT- Simulator.....	24
Gambar 2.10 Dose Volume Histogram (DVH) Kumulatif.....	28
Gambar 3.1 Langkah-langkah Penelitian.....	31
Gambar 4.1 Deviasi Nilai <i>Conformity Index</i> terhadap Volume pada teknik 3DCRT dan IMRT	33
Gambar 4.2 Deviasi Nilai <i>Homogeneity Index</i> terhadap Volume pada teknik 3DCRT dan IMRT	34
Gambar 4.3 <i>Normal Tissue to Integral Dose</i>	37

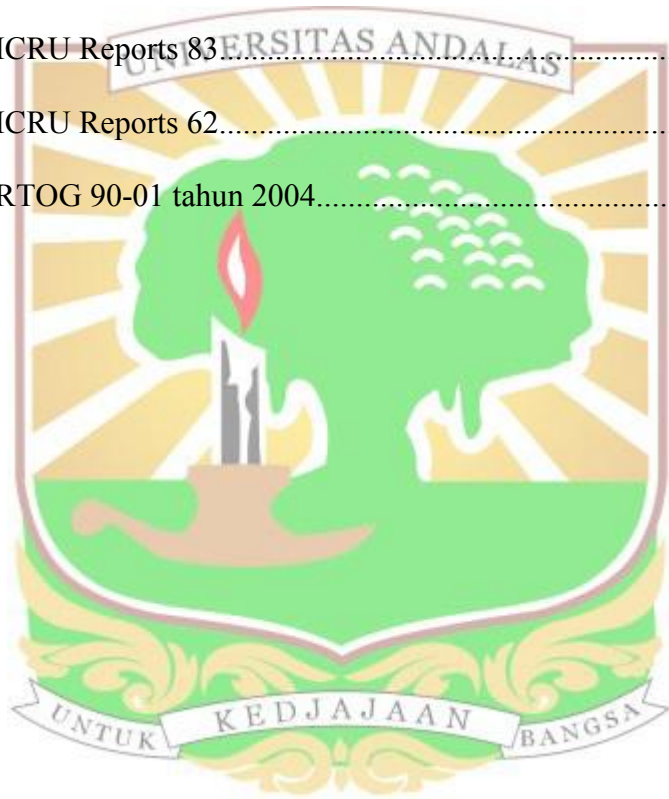
DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1 Faktor bobot radiasi untuk beberapa jenis dan energi radiasi.....	18
Tabel 2.2 Faktor bobot jaringan untuk berbagai organ tubuh.....	19
Tabel 2.3 Dosis Toleransi pada <i>Organ at Risk</i>	25
Tabel 4.1 Nilai <i>Conformity Index</i> pada teknik 3DCRT dan IMRT	33
Tabel 4.2 Nilai <i>Homogeneity Index</i> pada teknik 3DCRT dan IMRT.....	33
Tabel 4.3 <i>Integral Dose</i>	36



LAMPIRAN

	Halaman
Lampiran 1 Tabel <i>Homogeinity Index</i>	47
Lampiran 2 Tabel <i>Conformity Index</i>	48
Lampiran 3 Tabel <i>Integral Dose</i>	49
Lampiran 4 ICRU Reports 83.....	52
Lampiran 5 ICRU Reports 62.....	53
Lampiran 6 RTOG 90-01 tahun 2004.....	53



DAFTAR SINGKATAN DAN LAMBANG

Singkatan	Nama	Pemakaian pertama kali pada hal
DVH	<i>Dose Volume Histogram</i>	3
3DCRT	<i>Three Dimension Conformal Radiotherapy</i>	1
IMRT	<i>Intensity Modulated Radiotherapy</i>	1
NTID	<i>Normal Tissue to Integral Dose</i>	2
ICRU	<i>International Commision On Radiation Units</i>	2
LINAC	<i>Linear Accelerator</i>	2
HPV	<i>Human Popiloma Virus</i>	27
MU	<i>Monitor Unit</i>	2
OAR	<i>Organ At Risk</i>	2
PTV	<i>Planning Target Volume</i>	2
CI	<i>Conformity Index</i>	3
HI	<i>Homogeinity Index</i>	3
RTOG	<i>Radiation Therapy Oncology Group</i>	3
TPS	<i>Treatment Planning System</i>	3
LAMBANG		
D	dosis serap	15



d_E	energi yang diserap medium	15
d_m	massa medium	15
Gy	Gray	15
J	Joule	15
H_E	dosis efektif	17
$H_{T,R}$	dosis ekuivalen	15
Sv	Sievert	15
w_R	faktor bobot radiasi	15
w_T	faktor bobot jaringan	15
TV	<i>Treated Volume</i>	24
V PTV	<i>Volume of Planning Target Volume</i>	24



BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kanker serviks adalah pertumbuhan sel-sel kanker di mulut rahim yaitu leher rahim bagian bawah, kanker ini umumnya berkembang perlahan dan pengobatan kanker servik tergantung ukuran kanker. Pengobatan kanker serviks tahap awal dapat dilakukan menggunakan radioterapi, pada radioterapi menggunakan radiasi eksternal dapat dilakukan menggunakan pesawat *Linear Accerelator* (Linac) dan pesawat Cobalt-60.

Pesawat Linac memiliki beberapa pilihan berkas radiasi yaitu berkas elektron dan foton. Linac juga terdapat teknik penyinaran yaitu teknik *Three Dimension Conformal Radiotherapy* (3DCRT) dan *Intensity Modulated Radiotherapy* (IMRT), dengan teknik 3DCRT ini bisa dicapai untuk dosis yang optimum pada jaringan kanker sementara pada jaringan sehat mendapatkan radiasi sangat kecil, selanjutnya teknik IMRT merupakan pengembangan dari teknik 3DCRT dimana berkas sinar yang dikeluarkan menjadi berkas lebih kecil, sehingga tercapai intensitas sinar yang akurat pada tiap titik di jaringan tumor.

Aoyama dkk. (2006) pada penelitian dosis integral ke jaringan normal dengan radiasi eksternal menggunakan 25 fraksi untuk 5 orang pasien kanker prostat, dengan teknik 3DCRT dan IMRT pada Linac konvensional untuk energi 6 MV dan 20 MV, selanjutnya nilai *Integral Dose* (ID) pada jaringan normal dihitung pada grafik *Dose Volume Histogram* (DVH). Hasil penelitian

menunjukkan 6 MV pada teknik IMRT menghasilkan *Normal Tissue to Integral Dose* (NTID) 5,0% lebih rendah daripada 6MV teknik 3DCRT, pada 20 MV *Beam Planning* menghasilkan 7,7%-11,2% NTID lebih rendah daripada 6MV untuk teknik 3DCRT. Tomo pada teknik IMRT NTID sebanding dengan 6MV untuk teknik 3DCRT, kemudian 6MV teknik IMRT mengurangi ID ke dinding dubur dan bola penis masing-masing 6,1% dan 2,7%. Tomo untuk teknik IMRT mengurangi ID masing-masing sebesar 11,9% dan 16,5%. Perbedaan NTID antara teknik 3DCRT dan IMRT kecil, namun pada energi 20 MV lebih besar mengurangi NTID daripada energi 6MV.

Tyagi (2010) pada penelitian analisis dosimetri pada rencana 6 MV dan 15 MV untuk teknik IMRT pada karsinoma serviks menyimpulkan bahwa untuk mendapatkan nilai *Homogeneity Index* (HI) sebesar 1,04, *Conformity Index* pada tingkat 98% (CI 98%) sebesar $1,3 \pm 0,1$ dan $1,4 \pm 0,1$, dan pada jaringan diluar PTV sehingga didapatkan nilai NTID serta *Monitor Unit* (MU) dilihat pada grafik DVH, kemudian hasil penelitian menunjukkan dari Volume PTV yang menerima dosis 107% adalah $4,4 \pm 7,8\%$ dan $16,1 \pm 22,2\%$. Dosis rata-rata *Bledder* dan *rectum* untuk rencana foton 6 MV dan 15 MV adalah $39,8 \pm 3,0$ Gy dan $40,0 \pm 3,2$ Gy, dan $35,8 \pm 3,1$ Gy dan $36,0 \pm 3,1$ Gy. Nilai (HI) untuk kedua energi adalah 1,04, nilai CI 98% adalah $1,3 \pm 0,1$ dan $1,4 \pm 0,1$ untuk rencana foton 6 MV dan 15 MV.

Menurut Suhartono dkk. (2014) penelitian yang telah dilakukan pada teknik 3DCRT dibandingkan dengan IMRT pada radiasi *Whole Pelvic* karsinoma serviks, dengan mengevaluasi distribusi dosis atau PTV *Coverage* melalui grafik DVH, didapatkan nilai CI untuk teknik 3DCRT dengan nilai 0,812 dan IMRT

0,799. Kemudian nilai HI untuk teknik 3DCRT sebesar 1,075 dan IMRT 1,092, yang didapatkan nilai HI lebih besar diatas 1, disebabkan jangkauan Homogenitas untuk volume 95% *isodose* lebih mudah tercapai pada kurva *isodose* 98%.

Penelitian ini dilakukan pada TPS menggunakan data sekunder pasien kanker serviks di rumah sakit Unand. Perencanaan dilakukan pada teknik 3DCRT dan IMRT untuk kanker serviks berdasarkan grafik DVH, diperoleh hasil nilai CI dan HI serta NTID yang didapatkan dari *Mean Dose* untuk di luar jaringan normal yang mencakup PTV, *Rectum*, *Bledder*, *Bowel* dan *Femoral Head*. Sesuai standar ketetapan pada penelitian ini yaitu: *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) Report no 62 tahun 1999, ICRU Report 83 tahun 2010 dan untuk kanker serviks pada *Radiation Therapy Oncology Group* (RTOG) 90-01 tahun 2014, penelitian ini dilakukan agar hasil tidak melebihi nilai 1, sehingga bisa menghindari jaringan di luar target terkena dosis yang tidak diinginkan.

1.2 Tujuan dan Manfaat Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah:

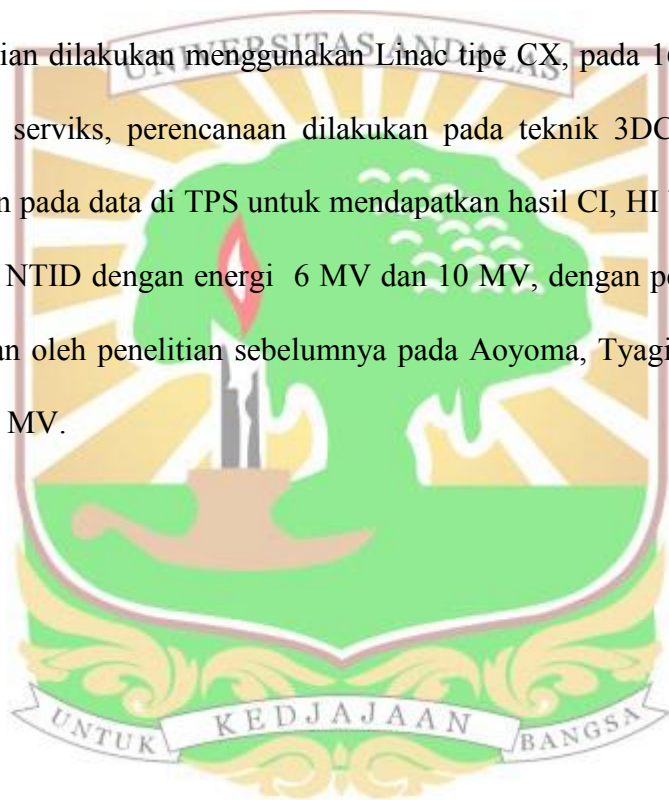
1. Untuk mengetahui distribusi dosis yang mencakup *Planning Target Volume* (PTV) *Coverage* melalui *Conformity Index* (CI) dan *Homogeneity Index* (HI) pada kurva *Dose Volume Histogram* (DVH)
2. Membandingkan *Normal Tissue to Integral Dose* (NTID) pada teknik 3DCRT dan IMRT untuk memperlihatkan dosis yang tidak melebihi OAR.

Manfaat penelitian ini adalah :

Manfaat hasil penelitian ini adalah pada pasien memberikan gambaran dosis yang diberikan sesuai dan tidak melebihi batas dari OAR, serta memperlihatkan grafik dan hasil dari sebaran dosis yang berada di luar target kanker pada penelitian ini.

1.3 Ruang Lingkup dan Batasan Masalah

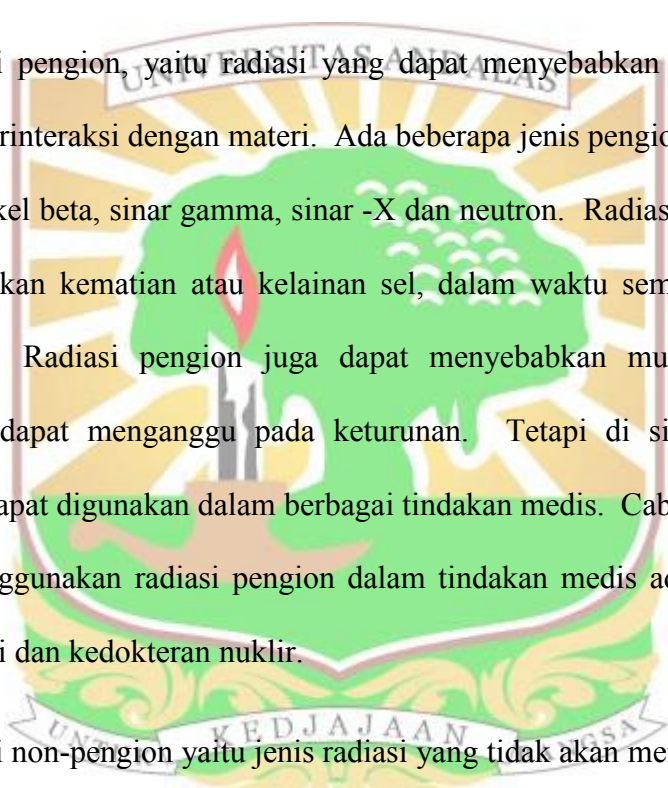
Penelitian dilakukan menggunakan Linac tipe CX, pada 16 data sekunder pasien kanker serviks, perencanaan dilakukan pada teknik 3DCRT dan IMRT yang dilakukan pada data di TPS untuk mendapatkan hasil CI, HI beserta jaringan di luar kanker NTID dengan energi 6 MV dan 10 MV, dengan perbedaan energi yang digunakan oleh penelitian sebelumnya pada Aoyoma, Tyagi dan Suhartono untuk energi 6 MV.



BAB II LANDASAN TEORI

2.1 Radiasi

Radiasi adalah suatu emisi (pancaran) atau perambatan energi melalui suatu materi atau ruang dalam bentuk gelombang elektromagnetik atau partikel (BATAN, 2014). Berdasarkan tingkat energi yang dimiliki, radiasi dibagi menjadi dua:

- 
- a) Radiasi pengion, yaitu radiasi yang dapat menyebabkan proses ionisasi apabila berinteraksi dengan materi. Ada beberapa jenis pengion yaitu partikel alfa, partikel beta, sinar gamma, sinar -X dan neutron. Radiasi pengion dapat menyebabkan kematian atau kelainan sel, dalam waktu sementara maupun permanen. Radiasi pengion juga dapat menyebabkan mutasi pada gen, sehingga dapat mengganggu pada keturunan. Tetapi di sisi lain, radiasi pengion dapat digunakan dalam berbagai tindakan medis. Cabang kedokteran yang menggunakan radiasi pengion dalam tindakan medis adalah radiologi, radioterapi dan kedokteran nuklir.
 - b) Radiasi non-pengion yaitu jenis radiasi yang tidak akan menyebabkan efek ionisasi apabila berinteraksi dengan materi. Beberapa jenis radiasi non-pengion, yaitu gelombang radio, gelombang mikro, sinar inframerah, cahaya tampak, dan sinar ultraviolet.

berbeda radiasi pengion, radiasi non-pengion tidak mampu untuk memindahkan elektron atau mengionisasikan atom atau molekul, sehingga radiasi ini tidak berbahaya seperti radiasi pengion. radiasi ini juga memiliki frekuensi yang jauh lebih rendah dari radiasi pengion, sehingga mungkin tidak terlalu membahayakan kesehatan.

2.2 Radioterapi

Radioterapi adalah tindakan medis menggunakan radiasi pengion untuk mematikan sel-sel kanker. Prinsip radioterapi adalah memberikan dosis radiasi yang mematikan tumor pada daerah yang telah ditentukan (volume target) sedangkan jaringan normal disekitarnya mendapatkan dosis radiasi seminimal mungkin. Hal ini sangat ditunjang dengan kemajuan teknologi dari alat-alat radioterapi (Susworo, 2007).

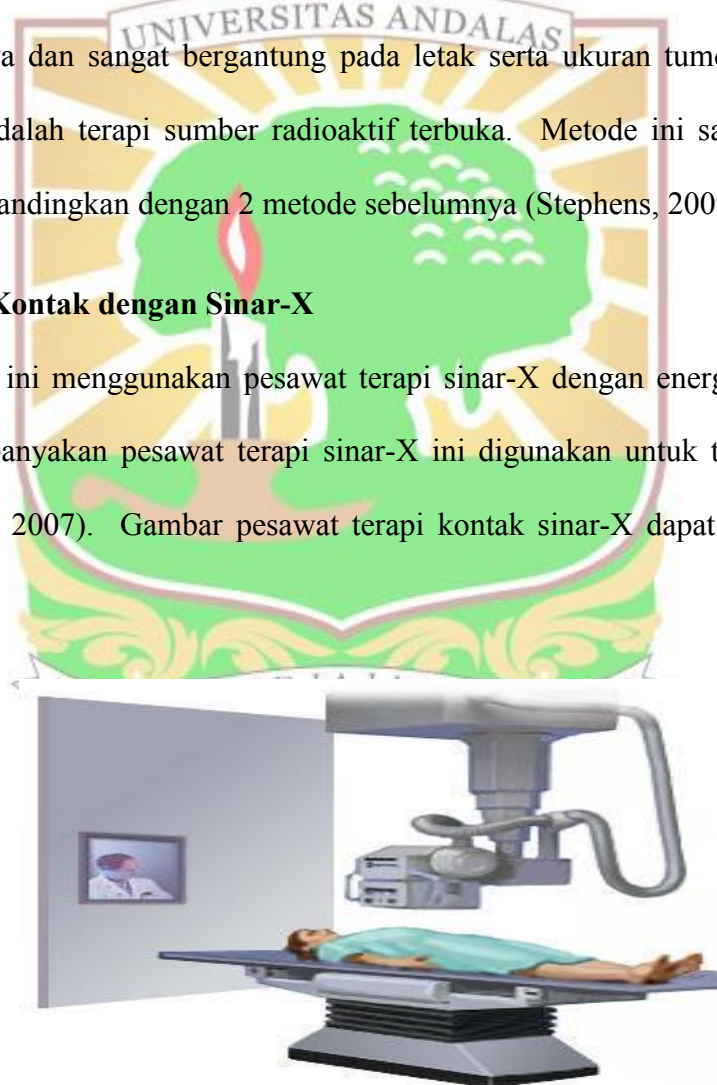
Tujuan utama radioterapi dibedakan menjadi dua, yaitu tujuan kuratif dan tujuan paliatif. Tujuan kuratif adalah memusnahkan semua sel ganas yakni menghilangkan tumor pada daerah lokal dan kalenjer getah bening regional. Tujuan paliatif adalah menghilangkan atau mengurangi gejala sehingga dapat meningkatkan kualitas hidup pasien. Tujuan paliatif diberikan pada kanker dalam stadium lanjut dalam waktu satu sampai dua minggu. Contoh kasus tujuan paliatif adalah kasus keganasan keluhan nyeri karena metastasis tulang (Susworo, 2007).

Radioterapi memiliki tiga teknik dasar dalam pemberian radiasi. Pertama, sumber radiasi berasal dari luar tubuh pasien dengan menggunakan mesin khusus

yang dikenal dengan radioterapi eksternal. Terapi eksternal biasanya menggunakan mesin khusus yang dikenal dengan radioterapi eksternal. Terapi eksternal biasanya menggunakan modalitas berkas foton dan sinar-X energi tinggi yang dihasilkan dari mempercepat partikel *linear* (Linac) dan sinar gamma yang dihasilkan oleh Co-60. Teknik yang kedua adalah brakiterapi yaitu terapi dengan menggunakan sumber radioaktif tertutup yang diletakkan dekat atau pada tumor untuk memberikan dosis radiasi terlokalisasi. Metode brakiterapi sangat terbatas penggunaannya dan sangat bergantung pada letak serta ukuran tumor. Metode yang ketiga adalah terapi sumber radioaktif terbuka. Metode ini sangat jarang digunakan dibandingkan dengan 2 metode sebelumnya (Stephens, 2009).

2.2.1 Terapi Kontak dengan Sinar-X

Terapi ini menggunakan pesawat terapi sinar-X dengan energi maksimal 150 kV. Kebanyakan pesawat terapi sinar-X ini digunakan untuk terapi tumor kulit (Mayles, 2007). Gambar pesawat terapi kontak sinar-X dapat dilihat dari Gambar 2.1.



Gambar 2. 1 Pesawat Terapi Kontak Sinar-X
(Sumber: Mayles, 2007)

2.2.2 Brakiterapi

Brakiterapi merupakan pengobatan kanker dengan sumber radiasi ditempatkan didalam tubuh atau terpasang pada tumor. Pemasangan sumber ini disebut secara umum dengan aplikasi yang dilakukan dengan implantasi (ditanamkan dalam tubuh), intrakaviter (ditempatkan dalam kavitas tubuh) dan kontak. Sumber radiasi yang digunakan dalam brakiterapi adalah sumber tertutup yakni Ra-226, Co-60, Cs-137 dan Ir-192. Contoh kanker yang dapat diobati yaitu kanker payudara, kanker kepala rahim, dan kanker vagina (Susworo,2007). Pengobatan brakiterapi dapat dilihat pada Gambar 2.2.



Gambar 2. 2 Pengobatan Brakiterapi
(Sumber: Susworo, 2007)

2.2.3 Teleterapi

Teleterapi merupakan pengobatan kanker dimana sumber radiasi diletakkan pada jarak tertentu dari target radiasi. Jarak ini bergantung pada peralatan yang dipakai, tujuan pengobatan, metode pengobatan dan modifikasi yang akan dilakukan (Susworo, 2007). Terapi eksternal menggunakan beberapa instrumen radioterapi yang umum digunakan yaitu:

a) Pesawat Terapi Cs-137

Pesawat Terapi Cs-137 menghasilkan sinar gamma dengan energi 0,66 MeV. Aktivitas radiasi yang digunakan sekitar (1250-2500) Ci. Waktu paruhnya 30 tahun dan salah satu kanker yang dapat diobatinya yaitu kanker kulit (Susworo, 2007). Pesawat Terapi Cs-137 dapat dilihat pada Gambar 2.3.



Gambar 2. 3 Pesawat Terapi Cs-137
(Sumber : Susworo, 2007)

b) Pesawat Terapi *Linear Accelerator* (Linac)

Pesawat Linac merupakan alat pemercepat elektron secara linier yang menghasilkan energi berkas elektron dan foton (4-20) MeV. Contoh kanker yang dapat diobati menggunakan Linac yaitu kanker payudara, kanker nasofaring, kanker *tyroid*, kanker prostat, kanker *serviks*, dan lain sebagainya (Susworo, 2007).

Pesawat terapi Linac dapat dilihat pada Gambar 2.4.



Gambar 2. 4 Pesawat Terapi Linac
(Sumber : Mayles, 2007)

c) Pesawat Terapi Co-60

Pesawat terapi Co-60 akan menghasilkan sinar gamma dengan energi (1,17-1,33) MeV. Aktivitas yang digunakan antara (2500-12.500) Ci. Dengan waktu paruhnya 5,27 tahun dan banyak sekali jenis kanker yang dapat diobati dengan menggunakan pesawat terapi Co-60 (Susworo, 2007). Pesawat terapi Co-60 dapat dilihat dari Gambar 2.5.

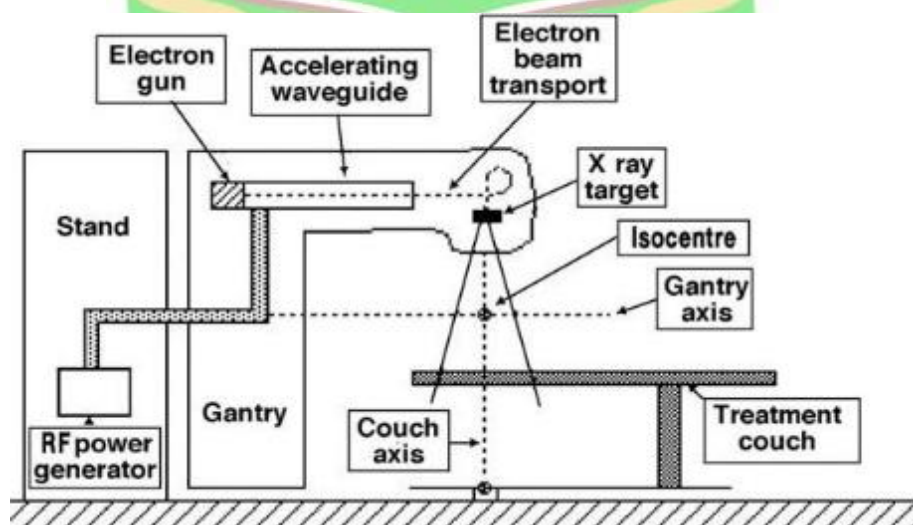


Gambar 2. 5 Pesawat Terapi Co-60
(sumber: Susworo, 2007)

2.3 Linear Accelerator (Linac)

Pesawat Linac adalah alat terapi radiasi eksternal yang paling umum digunakan untuk pasien yang terkena kanker. Linac menggunakan gelombang elektromagnetik dengan frekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan elektron dengan energi tinggi. Elektron berenergi tinggi bisa digunakan untuk mengobati tumor pada kedalaman yang dangkal, atau elektron tersebut ditembakkan pada target sehingga menghasilkan foton untuk mengobati kanker pada kedalaman yang cukup jauh (Podgorsak, 2003).

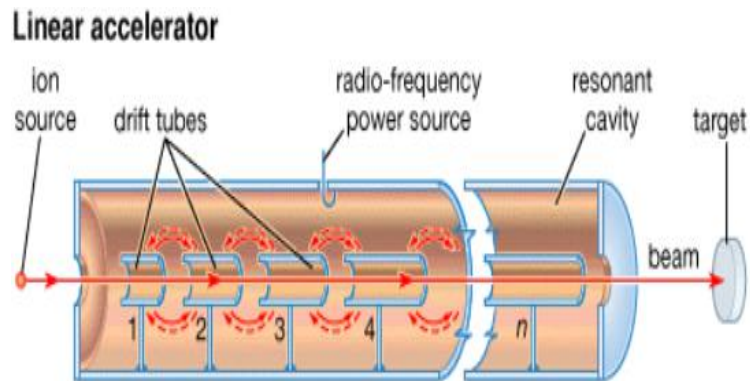
Linac memiliki beberapa komponen yaitu *stand*, *RF power generator*, meja treatment, gantri, kepala linac, *Electron Gun*, *Electron Beam Transport*. Komponen utama Linac adalah bagian kepala Linac yang memiliki fungsi sebagai produksi, pembentukan, lokalisasi dan pemantauan berkas elektron karena terdapat *Electron Gun* di dalamnya (Podgorsak, 2003). Skema pesawat Linac dapat dilihat dari Gambar 2.6.



Gambar 2. 6 Skema Pesawat Linac
(Sumber : Podgorsak, 2003)

Pesawat Linac dapat menghasilkan berkas elektron dan foton berenergi tinggi. Tingkat energi dapat dihasilkan melalui proses percepatan elektron secara linier di dalam tabung pemandu gelombang pemercepat (*accelerating waveguide*) yang hampa. Tabung ini merupakan tabung penghantar yang terdiri dari susunan sel-sel berupa rongga-rongga yang terbuat dari tembaga (Carleson, 1996).

Tabung pemandu gelombang pemercepat menyalurkan gelombang mikro yang dibangkitkan oleh magnetron dan klystron. Magnetron dan klystron adalah komponen osilator yang mampu menghasilkan gelombang mikro dengan panjang gelombang 10 cm, yang berfrekuensi sesuai dengan frekuensi resonansi tabung (3000 MHz). Gelombang mikro disalurkan melalui sirkulator dan tabung pemandu gelombang pemercepat elektron. Ada 2 jenis pemandu gelombang yaitu: *travelling & standing waveguide*. Bila daya frekuensi gelombang mikro melintasi rongga-rongga sel dari pemercepat mengakibatkan terjadinya medan elektromagnetik di dalam tabung pemercepat dan terjadi kuat medan listrik dinamis dan mengakibatkan setiap sel yang berubah-ubah periodenya sesuai perubahan amplitudo gelombang mikro. Hal ini akan mengakibatkan setiap sel berubah-ubah muatannya. Perubahan periode muatan listrik tersebut dimanfaatkan untuk pemercepat lintasan elektron (Khan, 2003). Rongga-rongga dari tabung penghantar linac dapat dilihat pada Gambar 2.7.



Gambar 2. 7 Rongga-rongga dari tabung penghantar Linac
(Sumber : Khan, 2003)

Elektron yang dihasilkan oleh elektron gun yang berupa tabung triode melalui peristiwa efek fotolistrik, awalnya katoda dipanaskan sehingga menghasilkan berkas elektron yang ditembakkan dengan energi awal 15 KeV secara sinkron. Kecepatan elektron tersebut secara berantai dipacu lintasannya dari satu sel ke sel berikutnya sampai energi elektron tersebut sesuai dengan energi yang dikehendaki. Semakin besar energi yang dihasilkan, semakin banyak jumlah rongga dan semakin bertambah panjang tabung pemercepat (Khan, 2003).

2.4 Efek Radiasi Pengion pada Tubuh

Beberapa faktor yang berpengaruh terhadap tingkat keparahan kerusakan genetik akibat paparan radiasi diantaranya jenis radiasi, laju dosis, dosis serap, distribusi paparan radiasi pada tubuh, distribusi waktu paparan radiasi pada tubuh, dan usia. Tubuh beresiko terhadap efek radiasi akibat paparan radiasi baik secara seluruh tubuh maupun sebagian dari tubuh. Keduanya memiliki konsekuensi yang berbeda dengan besaran dosis dan jenis radiasi yang sama. Selain itu, efek radiasi dapat ditinjau dari aspek jenis sel yang terpapar, waktu timbulnya efek radiasi, dan proteksi radiasi yang terkait dengan dosis ambang (BATAN, 2014).

Berdasarkan jenis sel, efek radiasi dibagi menjadi:

- a. Efek genetika adalah efek yang terjadi pada keturunan dari individu yang terkena paparan radiasi. Contohnya adalah penyakit turunan dan kanker pada masa kanak-kanak.
- b. Efek somatik adalah efek yang terjadi pada individu yang terpapar radiasi secara langsung. Efek somatik dibedakan menjadi dua, yaitu:

- Efek stokastik adalah efek dosis tanpa mengenal dosis batas ambang. Serendah apapun dosis radiasi, selalu berpotensi adanya resiko atau probabilitas terjadinya efek stokastik yang berupa kerusakan pada sistem biologis baik pada tingkat molekul maupun seluler. Contohnya karsinoma dan leukemia.
- Efek deterministik, merupakan efek proses kematian sel akibat paparan radiasi yang mengubah fungsi jaringan yang terpapar. Efek deterministik timbul bila dosis yang diterima melewati dosis ambang dan umumnya timbul beberapa saat setelah terpapar. Contohnya pneumonitis, katarak, kemandulan.

2.5 Dosimetri

Pengukuran dosis radiasi berdasarkan pengukuran ionisasi yang disebabkan oleh radiasi, baik berupa gelombang elektromagnetik maupun arus partikel bermuatan yang dipancarkan oleh sumber radiasi, dinamakan dosimetri. Nilai dosis radiasi dipengaruhi oleh beberapa faktor diantaranya kuantitas radiasi,

jenis dan energi radiasi, serta jenis materi yang dilaluinya. Berikut ini adalah besaran-besaran dan satuan-satuan dasar dalam dosimetri.

a. Dosis Serap

Dosis serap adalah jumlah energi yang diserap oleh bahan persatuan massa bahan tersebut. Dosis serap digunakan untuk mengetahui jumlah energi yang diserap oleh medium (Akhadi, 2000). Dosis serap (D) secara matematis dapat dilihat pada Persamaan 2.1.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.1)$$

dengan

D : dosis serap (Gy)

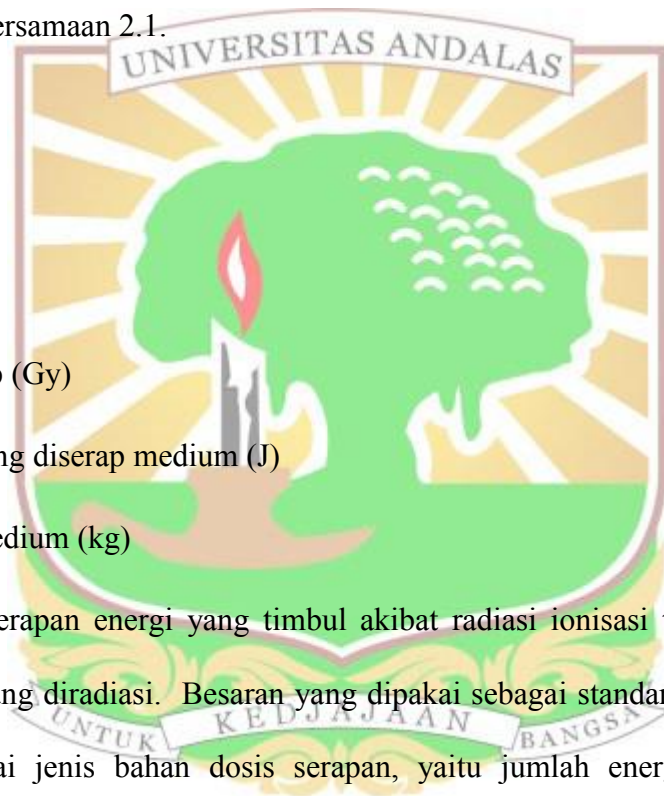
dE : energi yang diserap medium (J)

dm : massa medium (kg)

Laju serapan energi yang timbul akibat radiasi ionisasi tergantung pada jenis bahan yang diradiasi. Besaran yang dipakai sebagai standar serapan radiasi untuk berbagai jenis bahan dosis serapan, yaitu jumlah energi radiasi yang terserap dalam 1 satuan massa bahan.

b. Dosis Ekuivalen

Dosis ekuivalen adalah besaran dosimetri yang berhubungan langsung dengan efek biologi, yang didapatkan dari hasil perkalian dosis serap dengan faktor bobotnya.



Dosis ekuivalen dapat dilihat pada Persamaan 2.2.

$$H_{T,R} = w_R D \quad (2.2)$$

Dengan

$H_{T,R}$: dosis ekuivalen organ atau jaringan dari radiasi (Sv)

w_R : faktor bobot dari radiasi

D : dosis serap organ atau jaringan dari radiasi (Gy)

Faktor bobot radiasi untuk beberapa jenis dan energi radiasi telah diterapkan *International Commission on Radological Protection* (ICRP) dalam publikasi ICRP nomor 60 tahun 1989. Faktor bobot dapat dilihat pada Tabel 2.1.

Tabel 2. 1 Faktor bobot radiasi untuk beberapa jenis dan energi radiasi

No	Jenis dan rentang energi radiasi	w_R
1	Foton semua energi	1
2	Elektron dan muon	2
3	Neutron dengan energi (E):	
	$E \leq 10 \text{ keV}$	5
	$10 \text{ keV} < E \leq 100 \text{ keV}$	10
	$100 \text{ keV} < E \leq 2 \text{ MeV}$	20
	$2 \text{ MeV} < E \leq 20 \text{ MeV}$	10
	$E > 20 \text{ MeV}$	5
4	Proton selain proton terpentan, energi $> 2 \text{ MeV}$	5
5	Partikel- α ,hasil belah, inti berat	20

(Sumber : ICRP Nomor 60 , 1989)

c. Dosis Efektif

Dosis efektif diperlukan untuk menunjukan keefektifan radiasi dalam menimbulkan efek tertentu pada suatu organ. Dosis efektif dapat dilihat pada Persamaan 2.3.

$$H_E = W_T H_{T,R} \quad (2.3)$$

dengan

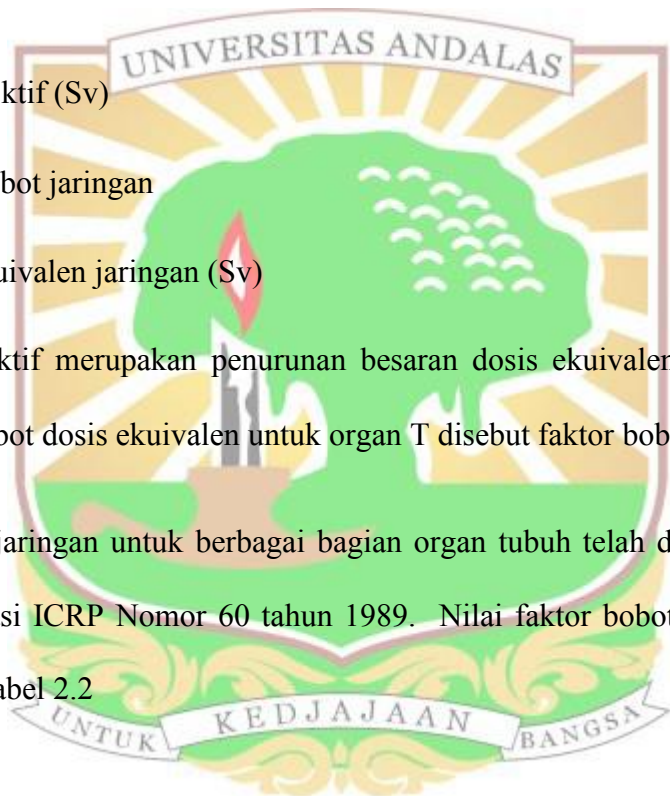
H_E : dosis efektif (Sv)

W_T : faktor bobot jaringan

H_T : dosis ekuivalen jaringan (Sv)

Dosis efektif merupakan penurunan besaran dosis ekuivalen yang dibobot. Faktor pembobot dosis ekuivalen untuk organ T disebut faktor bobot jaringan, W_T .

Faktor bobot jaringan untuk berbagai bagian organ tubuh telah ditetapkan ICRP dalam publikasi ICRP Nomor 60 tahun 1989. Nilai faktor bobot jaringan dapat dilihat pada Tabel 2.2



Tabel 2. 2 Faktor bobot jaringan untuk berbagai organ tubuh

No	Jenis Jaringan / Organ	W_T
1	<i>Gonad</i>	0,08
2	Sumsum tulang merah	0,12
3	Usus besar	0,12
4	Paru-paru	0,12
5	Lambung	0,12
6	Payudara	0,12
7	Jaringan lainnya	0,12
8	Kandung kemih	0,04
9	Hati	0,04
10	<i>Oesophagus</i>	0,04
11	<i>Thyroid</i>	0,04
12	Kulit	0,01
13	Permukaan tulang	0,01

(Sumber: ICRP Nomor 60, 1989)

2.6 Treatment Planning System (TPS)

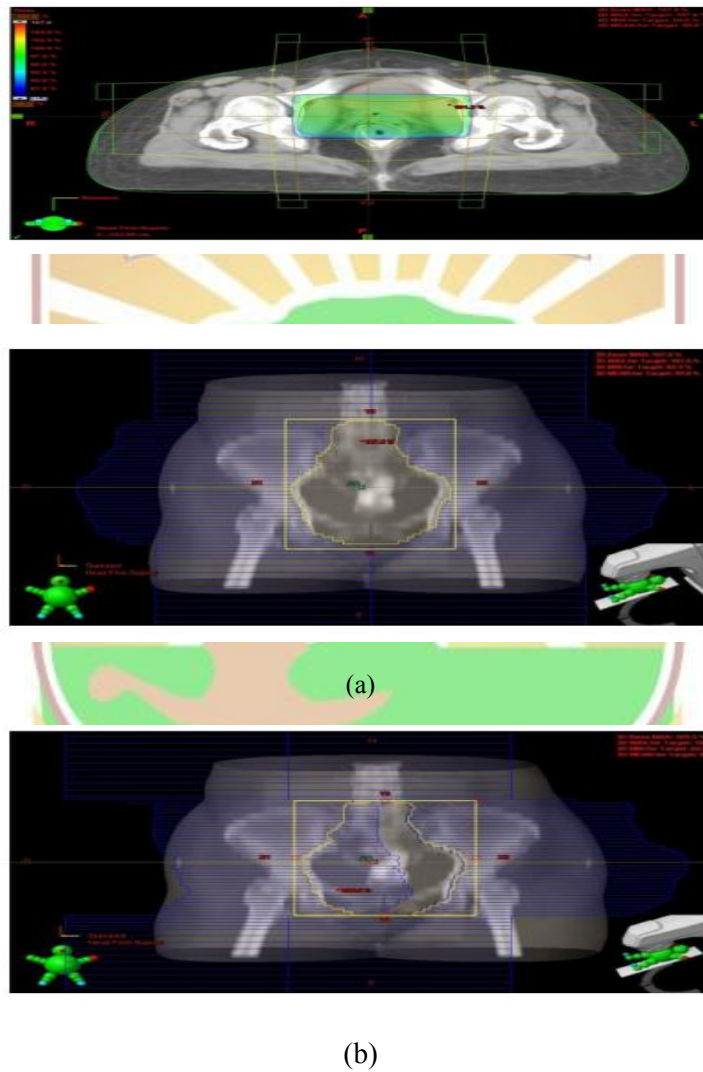
TPS merupakan suatu proses yang sistematis dalam membuat rencana strategi terapi radiasi. Perencanaan meliputi sekumpulan intruksi dari prosedur radioterapi dan mengandung deskripsi fisik, serta distribusi dosis berdasarkan informasi geometrik/topografi yang ada pada pencitraan (*imaging*) agar terapi radiasi dapat diberikan secara tepat.

Tujuan TPS adalah untuk menyesuaikan dosis pada volume target dan mengurangi dosis untuk organ beresiko yang ada disekitarnya. Hal ini meliputi:

- a. Posisi pasien terapi
- b. Imobilisasi
- c. Mengumpulkan data pencitraan pasien
- d. Menetapkan volume target dan organ beresiko
- e. Mendapatkan bentuk lapangan target penyinaran
- f. Distribusi dosis
- g. Kalkulasi distribusi dosis



Dapat dilihat distribusi dosis foton / isodosis foton 6 MV *box field* menggunakan *mode show in color wash* pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8 distribusi dosis Foton menggunakan *Planning Treatment System*
(a) Bentuk perencanaan pada teknik 3DCRT
(b) Bentuk perencanaan pada teknik IMRT
(Sumber: Suhartono, 2014)

2.6.1 Teknik Penyinaran

TPS memiliki dua teknik penyinaran untuk menghitung beberapa lapangan radiasi yang tidak memiliki intensitas seragam, yaitu teknik 3DCRT dan teknik IMRT.

a. *Three Dimensional Conformal Radiation Therapy (3DCRT)*

3DCRT merupakan salah satu teknik pengobatan radiasi yang ada di Indonesia. Teknik 3DCRT pertama kali dikembangkan pada tahun 1980. Tahap-tahap yang dilakukan dalam perencanaan teknik 3DCRT meliputi pra-perencanaan, perencanaan, dan tindakan radioterapi. Teknik ini menggunakan teknologi 3D yang artinya membentuk tiga lapangan penyinaran untuk membentuk pancaran radiasi sesuai bentuk tumor. Lapangan penyinaran meliputi daerah target utama kanker, daerah resiko penyebaran kanker, dan daerah dengan planning memperhitungkan pergeseran pasien. Setelah pancaran radiasi dibentuk dan dijumlahnya dipastikan, dosis dari setiap pancaran akan diatur agar sesuai tujuan. Pancaran radiasi yang digunakan sama untuk setiap sesi. Teknik ini relatif lebih menghemat waktu dalam perencanaanya jika dibandingkan dengan teknik IMRT, dan dari segi ekonomi teknik ini lebih murah karena lapangan dan *monitor units* yang digunakan tidak sebanyak pada teknik IMRT. Teknik ini memiliki kekurangan yaitu tidak dapat memprediksi kontur tumor target secara manual sebelum distribusi dosis didapatkan pada komputer (Meyles, 2007).

b. *Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)*

IMRT merupakan teknik radioterapi yang menggunakan banyak lapangan radiasi dalam penyinaran. Teknik IMRT pertama kali dikembangkan pada tahun

1990. Teknik IMRT terlebih dahulu menghitung dosis target dan intensitas radiasi yang harus diberikan pada masing-masing target radiasi. Teknik ini memiliki distribusi radiasi yang lebih tepat dengan bentuk 3 dimensi (3D) dari tumor dengan volume kecil. Teknik ini menghasilkan kurva isodosis yang baik sehingga mengurangi toksisitas organ berisiko. Selain itu juga dapat memberikan dosis radiasi yang berbeda lokasi yang diinginkan (dalam 1 PTV). Kekurangan teknik IMRT yaitu menggunakan lapangan dan *monitor units* (MU) yang lebih banyak sehingga meningkatkan biaya yang digunakan, dalam perencanaannya teknik IMRT memerlukan perhatian yang lebih pada dosimetri dan memakan waktu yang banyak. Teknik ini memerlukan staf relatif dan berpengalaman. Teknik IMRT biasa digunakan untuk mengobati kanker prostat, kanker kepala, kanker leher rahim, kanker payudara, dan kanker paru-paru (Meyles, 2007).

2.6.2 Faktor yang berperan pada TPS

Faktor yang berperan pada TPS diantaranya adalah simulasi daerah radiasi dan proses *Computed Tomography (CT) Simulator*.

a. Simulasi Daerah Radiasi

Pelaksanaan simulasi ini dilakukan di ruang simulator, serta mengambil citra pasien. Oleh karena itu, jarak sumber radiasi ke kulit dan posisi pasien harus sama, baik itu di ruang simulator maupun di ruang penyinaran .

b. *Computed Tomography (CT) Simulator*

CT Simulator penting untuk perencanaan terapi dan merupakan kebutuhan utama data *imaging* untuk TPS. Perencanaan *CT simulator* adalah melokalisasi kanker dengan jumlah irisan yang sangat banyak dengan ketebalan 2-10 mm.

Semakin tipis irisan yang digunakan maka semakin meningkat kualitas pencitraan. Dengan menggunakan *CT simulator*, maka hasil simulator dan *CT-Scan* didapatkan secara bersamaan. Dapat dilihat CT-Simulator pada Gambar 2.9.



Gambar 2. 9 CT- Simulator
(sumber: Radioterapi RS UNAND)

2.6.3 Volume Target TPS

Volume target yang menjadi target penyinaran pada TPS ada dua, yaitu *Planning Target Volume* (PTV) yang merupakan volume target kanker dan *Organ at Risk* (OAR) yang merupakan organ sehat di sekitar kanker.

a. *Planning Target Volume* (PTV)

PTV adalah volume target penyinaran yang mencakup keseluruhan jaringan yang terkena kanker. Perencanaan dalam penentuan PTV tidak bisa ditambahkan secara *linear* melainkan harus menyeluruh ke segala arah untuk menyeimbangi gerakan ketidakpastian pasien saat pelaksanaan terapi (ICRU *Report* 62, 1999).

b. *Organ at Risk* (OAR)

Perencanaan radioterapi harus selalu mempertimbangkan struktur jaringan normal yang berada di sekitar lokasi kanker, yang dikenal sebagai *Organ at Risk* (OAR). OAR menjadi pertimbangan sebagai organ yang tidak dapat menerima radiasi yang besar melewati batas ketentuan yang telah ditetapkan, karena kerusakan pada sejumlah kecil jaringan normal menyebabkan gejala klinis yang parah. Dosis toleransi pada *Organ at risk* pada daerah *whole pelvic* yang dapat dilihat pada Tabel 2.3:

Tabel 2.3 Dosis Toleransi pada Organ at Risk

No	<i>Organ at Risk</i>	Volume/Dosis
1	<i>Small bowel/large bowel</i>	30% dengan dosis > 40 Gy
2	<i>Rectum/sigmoid</i>	60% dengan dosis ≤ 40 Gy
3	<i>bledder</i>	35% dengan dosis ≤ 45 Gy
4	<i>Femoral head</i>	15% dengan dosis < 35 Gy

(Sumber: ICRU Reports 83)

2.6.4 *Conformity Index*

Conformity index (CI) adalah Rasio antara volume PTV *coverage* yang ditentukan dibagi volume total PTV. Nilai ideal CI yaitu 1 yang artinya dosis preskripsi melingkupi seluruh PTV. Nilai CI dari ketentuan ICRU Report 62 dan 83 dapat dilihat pada Persamaan 2.4 :

$$CI = \frac{TV}{V_{PTV}} \quad (2.4)$$

Keterangan:

TV : *Treated Volume (volume enclosed by the isodose surface)*

V PTV : *volume of planning target volume*

2.7.5 Homogeneity Index (HI)

Rasio volume dosis minimum dengan volume dosis maksimum yang telah ditentukan, dengan penentuan indeks yang diharapkan hasil sama dengan 1 atau tidak melebihi standar dan OAR yang lebih minimal karena dapat menimbulkan keganasan sekunder dan toksisitas akibat dosis yang diterima pada organ *Whole Pelvic*. Nilai HI dari ketentuan ICRU Report 62 dan 83 dapat dilihat pada Persamaan 2.5:

$$HI = \frac{(D2 - D98)}{D50} \quad (2.5)$$

Keterangan:

D 2 : *minimum dose to 2% of the target volume indicating the “near-maximum dose”*

D 98 : *minimum dose to 98% of the target volume indicating the “near-minimum dose”*

D 50 : *prescribe dose*

2.6.6 Normal Tissue to Integral Dose (NTID)

Normal Tissue to Integral Dose (NTID) adalah hubungan antara dosis integral ke jaringan normal di luar *Planning Target Volume*. NTID dapat dijabarkan dengan manual sebagai *Mean Dose* dengan ketentuan ICRU Reports No 83 dan RTOG 90-01. Nilai NTID dapat dilihat pada Persamaan 2.6 :

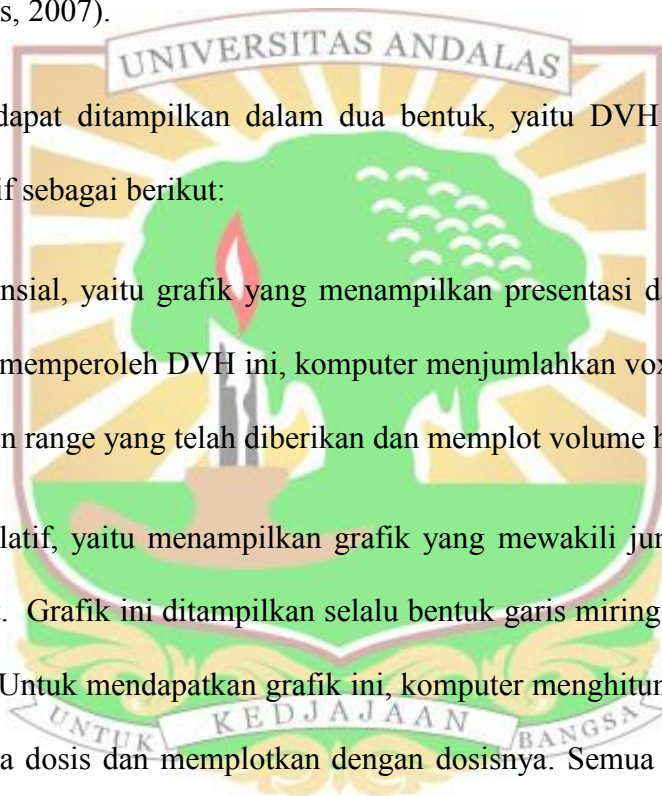
$$NTID = \text{mean dose} \quad (2.6)$$

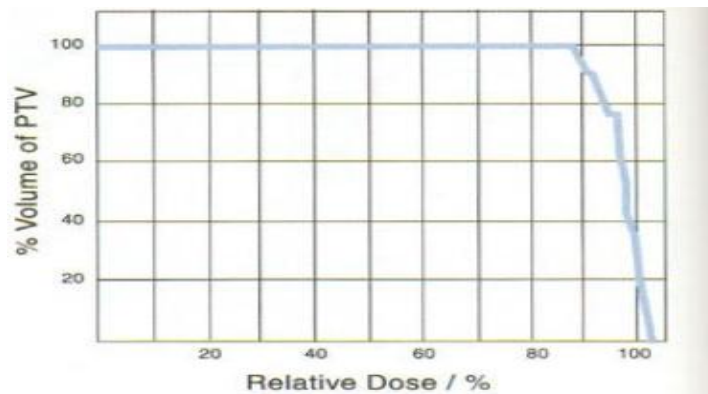
2.6.7 Dose Volume Histogram (DVH)

DVH adalah grafik yang menghubungkan dosis radiasi dengan volume jaringan dalam perencanaan terapi radiasi. DVH paling sering digunakan sebagai alat evaluasi rencana dan untuk membandingkan dosis dari rencana yang berbeda. DVH merangkum distribusi dosis 3D dalam format grafis 2D. Volume yang digambarkan pada analisis DVH adalah target kanker dan organ sehat di sekitar kanker (Meyles, 2007).

DVH dapat ditampilkan dalam dua bentuk, yaitu DVH diferensial dan DVH kumulatif sebagai berikut:

1. DVH diferensial, yaitu grafik yang menampilkan presentasi dari volume total organ. Untuk memperoleh DVH ini, komputer menjumlahkan voxel dengan dosis rata rata dengan range yang telah diberikan dan memplot volume hasil.
2. DVH kumulatif, yaitu menampilkan grafik yang mewakili jumlah dosis yang diterima target. Grafik ini ditampilkan selalu bentuk garis miring dari kiri atas ke kanan bawah. Untuk mendapatkan grafik ini, komputer menghitung volume target yang menerima dosis dan memplotkan dengan dosisnya. Semua DVH kumulatif memulai plotnya dengan 100% volume untuk 0 Gy, karena semua volume setidaknya menerima nol dosis. Grafik DVH Kumulatif dapat dilihat pada Gambar 2.10.





Gambar 2. 10 Grafik *Dose volume histogram* (DVH) Kumulatif
(sumber : ICRU Report 62, 1999)

2.7 Karsinoma Serviks

Kanker leher rahim adalah tumor ganas/karsinoma yang tumbuh di dalam leher rahim, yaitu daerah pada organ reproduksi wanita yang merupakan pintu masuk ke arah rahim yang terletak antara rahim (uterus) dengan liang senggama (vagina). 90% kanker ini berasal dari sel skuamosa (pada jaringan epitel) yang melapisi serviks sedangkan 10% berasal dari sel kelenjar penghasil lendir pada saluran servikal yang menuju ke dalam rahim

Penyebab paling utama kanker serviks adalah anggota famili papovirida yaitu HPV (*human papilloma virus*) yang mempunyai diameter 55 mikrometer dan virus ini ditularkan secara seksual. Terdapat 3 golongan HPV dalam hubungannya dengan kanker serviks yaitu:

1. HPV resiko rendah, yaitu HPV tipe 6 dan tipe 11, 46 yang jarang ditemukan pada karsinoma invasif.
2. HPV resiko sedang , yaitu HPV 33,35,40,43,51,56,dan 58
3. HPV resiko tinggi, yaitu HPV tipe 16,18,31.

ketiga jenis ini menyebabkan pertumbuhan sel yang abnormal, namun hanya tipe 2 dan 3 yang menyebabkan kanker (Yamato dkk., 2006)



BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian dilaksanakan di Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Universitas Andalas dan laboratorium Fisika Nuklir Jurusan Fisika Universitas Andalas selama 8 bulan .

3.2 Bahan dan Alat Penelitian

1. Data sekunder pasien kanker serviks

Data sekunder pasien kanker serviks yang digunakan pada penelitian ini adalah data perencanaan pasien kanker serviks menggunakan teknik 3DCRT dan IMRT.

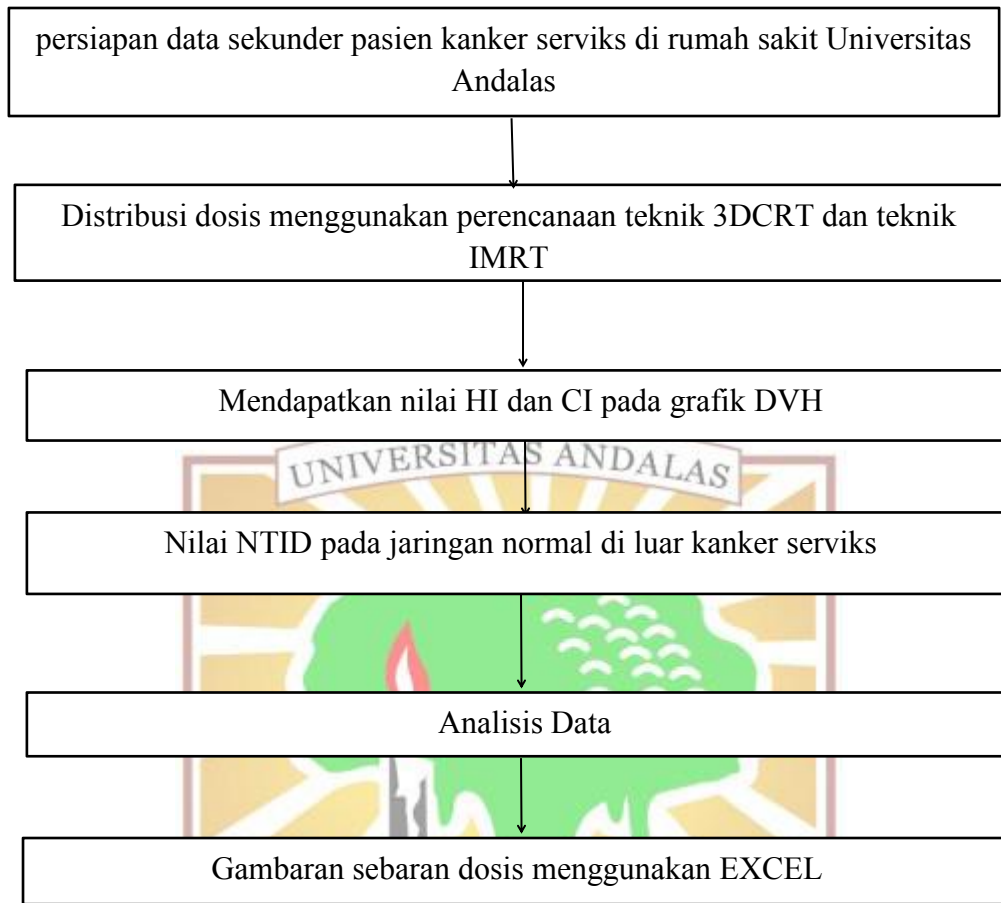
2. Seperangkat komputer yang dilengkapi dengan *software Eclipse*

Komputer digunakan untuk memproses data pasien kanker serviks pada TPS dengan bentuk tampilan yang sederhana dan tidak banyak warna serta mudah dipahami untuk pemula. *Software Eclipse* ini berfungsi untuk melakukan distribusi dosis, pengolahan data, dan akan ditampilkan dalam bentuk grafik DVH.

3.3 Teknik Penelitian

Penelitian dimulai dengan mengumpulkan data sekunder pasien kanker serviks. Data sekunder diolah menggunakan *software Eclipse*. Pada grafik DVH di dapatkan hasil nilai HI, CI dan jaringan normal di luar kanker NTID untuk dosis preskripsi yang melingkupi target dan di luar target.

Tahapan penelitian dapat dilihat pada Gambar 3.1



Gambar 3.1 Langkah-langkah penelitian

3.3.1 Pengambilan data pasien kanker serviks

Pengambilan 16 data sekunder pasien kanker serviks dari rumah sakit UNAND, data sekunder tersebut di proses pada TPS yang dilihat pada grafik DVH, kemudian data diolah menggunakan perencanaan teknik 3DCRT dan teknik IMRT untuk mendapatkan nilai CI dan HI kemudian pada grafik DVH dilihat untuk mendapatkan nilai Integral dosis pada jaringan normal.

3.3.2 Pengolahan Data

Pengolahan data diolah pada hasil TPS yang di perlihatkan pada grafik DVH untuk teknik 3DCRT dan IMRT yang memperlihatkan hubungan antara dosis radiasi pada kanker serviks. Grafik DVH menunjukkan nilai dosis radiasi pada PTV serta dosis radiasi jaringan normal di luar kanker pada bagian seluruh organ.

3.3.3 Analisis Data

Analisis data dilakukan terhadap distribusi dosis foton pada teknik IMRT dan 3DCRT yang mencakup PTV didapatkan nilai CI dan HI, kemudian pada PTV, Rectum, Bowel, Bladder, dan Femoral Head untuk menentukan nilai NTID yang didapatkan dari jaringan di luar target untuk teknik 3DCRT dan IMRT. Berdasarkan ketentuan dari ICRU Reports 62, ICRU Reports 83 dan kanker serviks pada RTOG 90-01.



BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Berdasarkan hasil penelitian distribusi dosis radiasi foton dengan 16 data sekunder pasien kanker serviks diperoleh dari data hasil TPS pada grafik DVH, dengan menggunakan teknik 3DCRT dan IMRT, hasil distribusi dosis yang mencakup nilai HI, CI dan *Mean Dose* di luar target dapat dilihat sebagai berikut:

4.1 Nilai *Conformity Index* (CI)

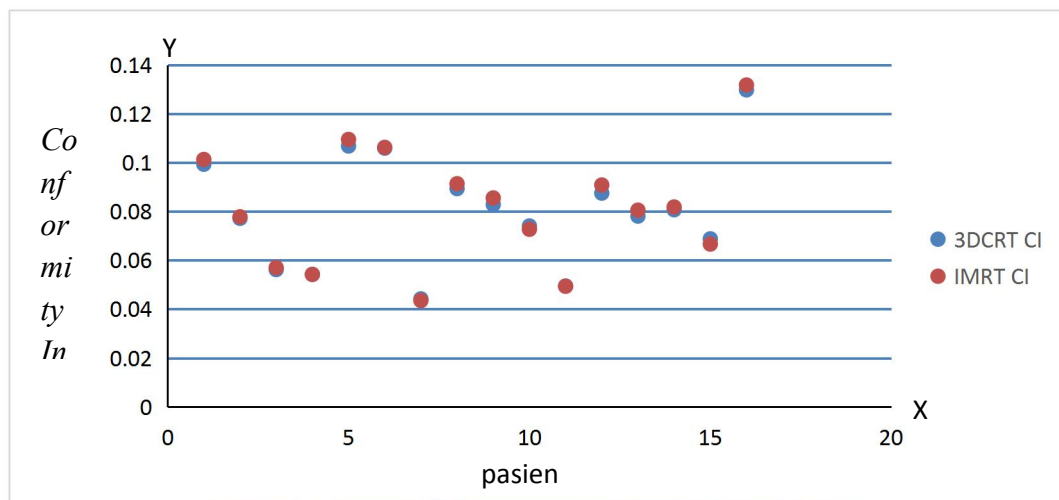
Nilai CI diperoleh berdasarkan persamaan 2.4 yang digunakan pada 16 data sekunder pasien kanker serviks. Hasil perhitungan dapat dilihat pada lampiran 1, dengan nilai rata-rata dan standar nilai deviasi yang dapat dilihat pada Tabel 4.1:

Tabel 4.1 Nilai *Conformity Index* pada teknik 3DCRT dan IMRT

<i>Conformity Index</i> (CI)	3DCRT	IMRT
	(Rata-rata)	(Rata-rata)
	$0,080 \pm 0,023$	$0,081 \pm 0,024$

Berbeda dengan nilai CI untuk teknik 3DCRT didapatkan hasil 0,080 dan untuk teknik IMRT dengan hasil 0,081 diperlihatkan bahwa nilai conformitasnya hampir sama. Hasil CI yang berdekatan dikarenakan pada data pasien didapatkan hasil yang sangat baik untuk kedua teknik dari perencanaan yang dilakukan ke pasien didapatkan standar nilai deviasi teknik 3DCRT dengan 0,023 dan teknik IMRT dengan hasil 0,024, walau perbedaannya tidak terlihat untuk kedua teknik yang masih berada bawah nilai 1 dengan nilai standar deviasi yang didapatkan lebih

kecil dari rata-rata maka menunjukkan data yang diperoleh kurang bervariasi, sesuai dengan standar terdapat pada lampiran 4. Grafik nilai CI dapat dilihat pada Gambar 4.1:



Gambar 4.1. Deviasi Nilai *Conformity Index* terhadap volume pada teknik 3DCRT dan IMRT

Grafik pada penelitian ini menunjukkan bahwa antara teknik 3DCRT dan IMRT didapatkan data yang saling mendekati. Data CI yang ditunjukkan pada grafik yaitu antara 0,04 sampai 0,13 untuk kedua teknik, pada standar yang ditetapkan di bawah 1 sesuai pada lampiran 4, dikarenakan pada data sekunder pasien yang didapatkan untuk nilai CI bagus dan sesuai standar yang ditentukan.

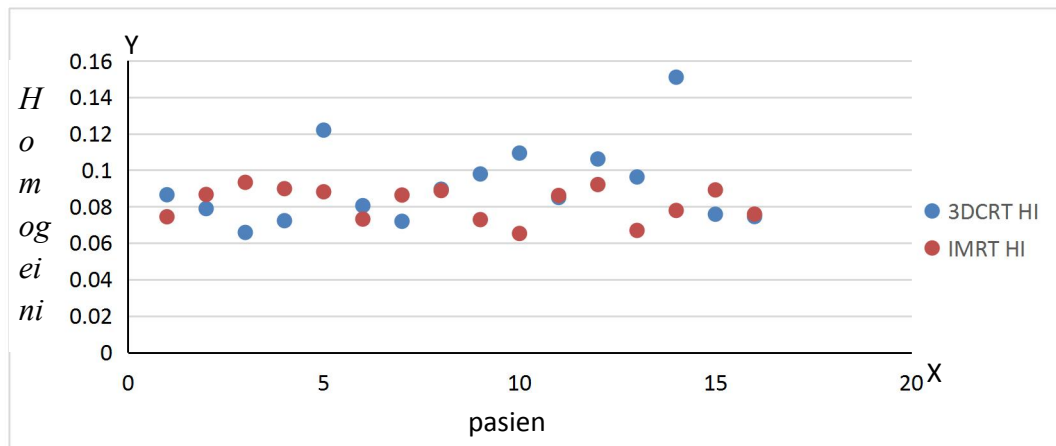
4.2 Nilai *Homogeneity Index* (HI)

Nilai HI dapat diperoleh berdasarkan persamaan 2.5 yang digunakan untuk mendapatkan nilai HI dari 16 data sekunder pasien kanker serviks. Hasil perhitungan dapat dilihat pada lampiran 2, dengan nilai rata-rata dan standar nilai deviasi yang dapat dilihat pada Tabel 4.2:

Tabel 4.2 Nilai *Homogeinity Index* pada teknik 3DCRT dan IMRT

<i>Homogeinity Index</i> (HI)	3DCRT (Rata-rata)	IMRT (Rata-rata)
	0,091 ± 0,022	0,081 ± 0,009

Tabel 4.2 didapatkan nilai HI untuk 3DCRT sebesar 0,091 dan untuk teknik IMRT sebesar 0,081 ditinjau dari nilai homogenitasnya di dapatkan teknik 3DCRT lebih tinggi nilai HI daripada teknik IMRT, Hasil HI yang di dapatkan sangat baik untuk kedua teknik dari perencanaan yang dilakukan ke pasien, didapatkan standar nilai deviasi untuk teknik 3DCRT sebesar 0,022 dan teknik IMRT sebesar 0,009, walau perbedaannya tidak terlalu jauh terlihat untuk kedua teknik yang masih berada bawah nilai 1. Standar nilai deviasi yang didapatkan lebih kecil dari rata-rata maka menunjukkan data yang diperoleh kurang bervariasi. Menurut Suhartono dkk. (2014) perbedaan hasil HI yang melebihi nilai 1, didapatkan karena dosis radiasi bergantung pada jangkauan Homogenitas volume yang relatif besar kurva 95% isodosis lebih mudah tercapai dibandingkan pada kurva 98%. Nilai HI yang didapatkan pada penelitian ini sesuai dengan standar terdapat pada lampiran 4. Grafik nilai HI dapat dilihat pada Gambar 4.2:



Gambar 4.2. Deviasi Nilai *Homogeneity Index* terhadap Volume pada teknik 3DCRT dan IMRT

Grafik yang didapatkan pada penelitian ini menunjukkan bahwa data HI yang ditunjukkan pada grafik yaitu antara 0,06 sampai 0,15 untuk kedua teknik data yang ditunjukkan berdekatan, namun pada data ke- 14 hasil nilai HI sekitar 0,15 dikarenakan D2% pasien yang di dapatkan cukup tinggi yaitu 105,59, pada standar yang ditetapkan nilai HI masih di bawah 1 sesuai pada lampiran 4, dikarenakan pada data sekunder pasien yang didapatkan secara keseluruhan untuk nilai HI cukup baik dan sesuai standar yang ditentukan.

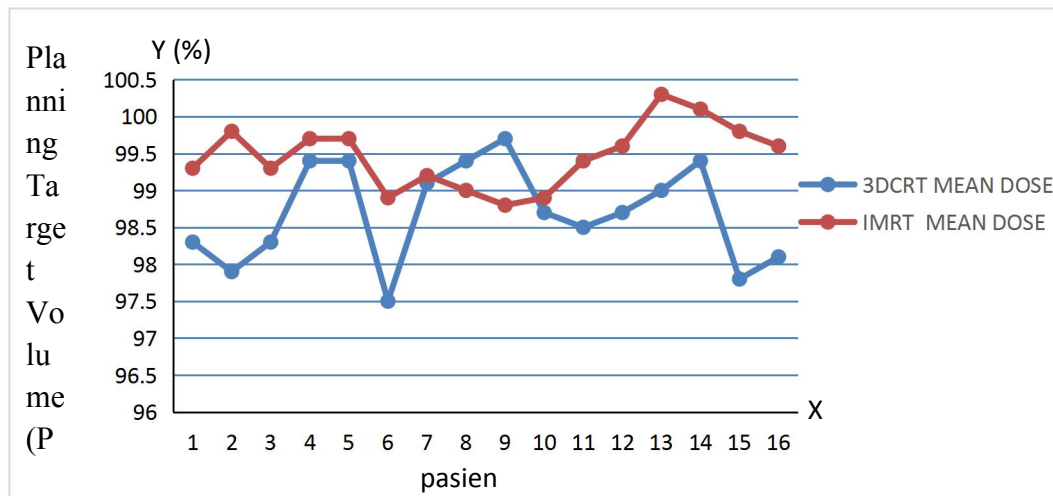
4.3 Nilai *Integral Dose*

Nilai *Integral Dose* dapat diperoleh berdasarkan persamaan 2.6 yang digunakan untuk mendapatkan nilai *Integral Dose* dari 16 data sekunder pasien kanker serviks. Hasil perhitungan dapat dilihat pada lampiran 3, dengan nilai rata-rata yang dapat dilihat pada Tabel 4.3:

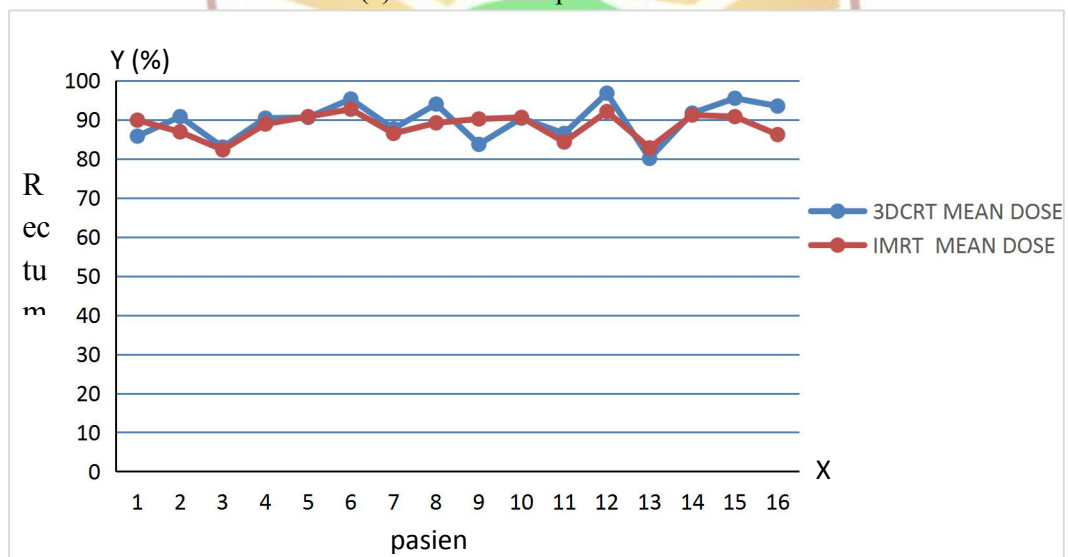
Tabel 4.3 *Integral Dose*

<i>Integral Dose</i>	3DCRT rata-rata(%)	IMRT rata-rata(%)
<i>Planning Target Volume</i> (PTV)	98,7	99,46
<i>Rectum</i> (usus besar)	89,73	88,46
<i>Bladder</i> (kandung kemih)	88,75	86,16
<i>Bowel</i> (usus)	55,97	55,62
<i>Femoral Head_L</i> (kepala femoralis)	65,67	57,53
<i>Femoral Head_R</i> (kepala femoralis)	65,91	56,45

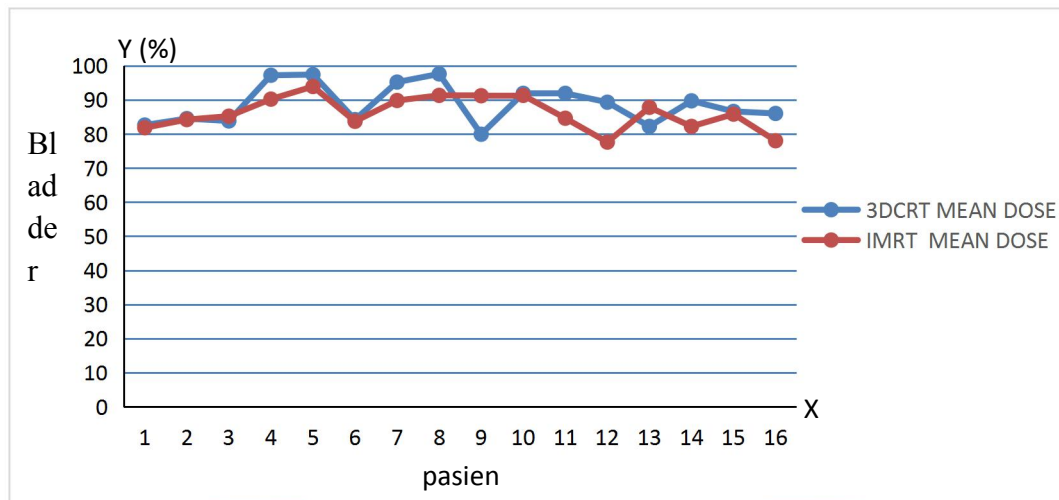
Tabel 4.3 yang didapatkan hasil *Planning Target Volume* (PTV) untuk 3DCRT dengan nilai 98,7% dan untuk IMRT 99,46%, selanjutnya nilai *Rectum* (usus besar) untuk 3DCRT dengan nilai 89,73% dan untuk IMRT 88,46%, nilai *Bladder* (kandung kemih) untuk 3DCRT dengan nilai 88,75% dan untuk teknik IMRT 86,16%, pada *Bowel* untuk 3DCRT dengan nilai 55,97% dan IMRT 55,62%, *Femoral Head_L* untuk 3DCRT di dapatkan nilai 65,67% dan IMRT 57,53% dan nilai *Femoral Head_R* untuk 3DCRT 65,91% dan IMRT 56,45% ditinjau dari nilai hasil *Integral Dose* yang didapatkan untuk di luar target tidak banyak melebihi OAR, dengan nilai *Mean Dose* masih di bawah standar ketentuan yaitu 5000 cGY terdapat pada lampiran 5 dan 6 dapat dilihat pada Gambar 4.3:



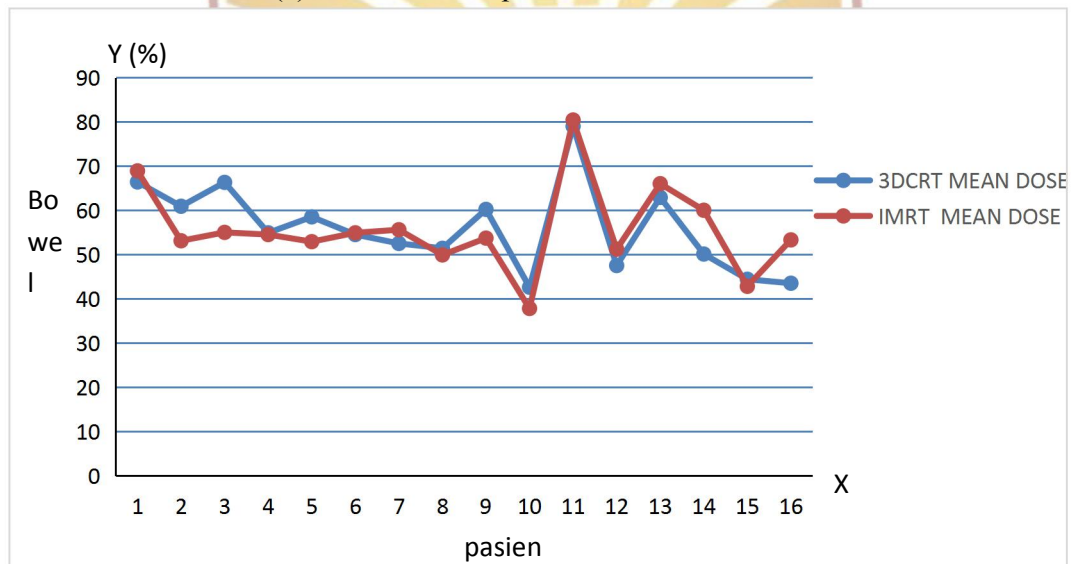
Gambar 4.3 Integral Dose di luar PTV menggunakan Mean Dose
(a) PTV terhadap Mean Dose



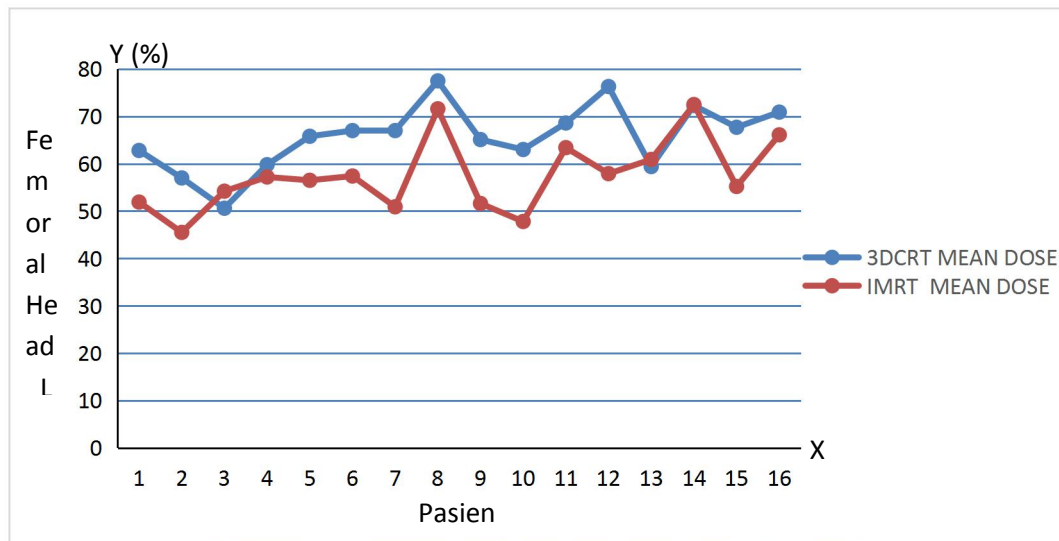
(b) Rectum terhadap Mean Dose



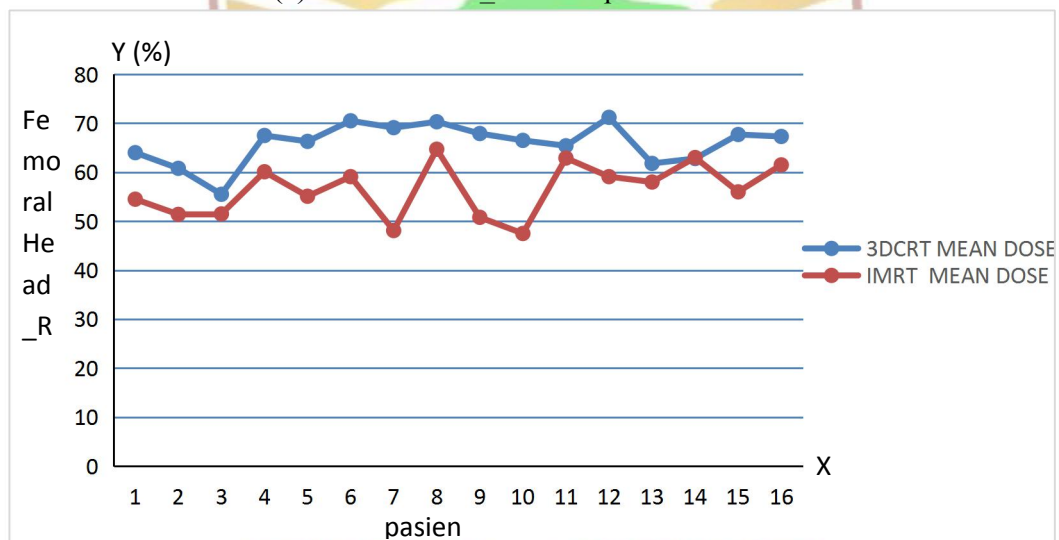
(c) *Bledder terhadap Mean Dose*



(d) *Bowel terhadap Mean Dose*



(e) Femoral Head_L terhadap Mean Dose



(f) Femoral Head_R terhadap Mean Dose

Menurut Aoyama dkk. (2006) pada energi 6MV dan 20 MV untuk 3DCRT dan IMRT konvensional terjadi pengurangan nilai ID ke dinding rektum dan bola penis sebesar 6,1% dan 2,7%, namun kebocoran bisa lebih kecil dengan dosis neutron diperhitungkan. Nilai NTID tomoterapi pada IMRT sangat mirip dengan IMRT konvensional 6 MV, dengan tomoterapi mengurangi ID sebesar 11,9% dan 16,5% ditunjukkan sehubungan dosis dinding rektum dan bola penis tidak ada

peningkatan NTID ke jaringan diluar target. Grafik yang diperoleh pada penelitian ini untuk nilai PTV didapatkan nilai yang baik dikarenakan hasilnya tidak melebihi 105%, kemudian pada *Rectum*, *Bladder* dan *Bowel* didapatkan hasil yang berdekatan untuk kedua teknik, dikarenakan pada PTV, Rectum, Bladder dan Bowel hasil yang di dapatkan *Mean Dose* pada pasien cukup bagus yang masih sesuai standar yang ditentukan pada lampiran 5 dan 6. Menurut penelitian Tyagi (2010) nilai PTV yang didapatkan 110% hingga 115%, pada energi foton 6 MV dan 15 MV didapatkan hasil untuk energi 6 MV menghasilkan nilai yang relatif lebih kecil dibandingkan dengan 15 MV, sehingga pada energi 6 MV mencapai kelayakan distribusi dosis yang ditargetkan untuk teknik IMRT.

Femoral Head_L dan Femoral Head_R nilai yang di dapatkan pada grafik terlihat perbedaannya karena pada teknik 3DCRT di dapatkan nilai cukup tinggi daripada teknik IMRT yang dapat dilihat pada lampiran 3 untuk tabel pengukuran ke- 5 dan ke-6, dikarenakan pada data yang diperoleh pada data sekunder pasien yang cukup tinggi maka dengan menurunkan vol pada 0, kemudian menurunkan dosis dari yang telah didapatkan maka akan menurunkan dosis maksimum di bawah 5000 cGy dengan mempertimbangkan daerah OAR yang menyebabkan perubahan volume dosis yang diberikan sehingga menghindari kerusakan pada bagian diluar kanker bisa di minimalisir.

Teknik 3DCRT lebih efisien dibandingkan dengan teknik IMRT, dikarenakan pada teknik IMRT proses hasil perencanaan data diperoleh cukup lama didapatkan dibandingkan teknik 3DCRT, dan juga pada teknik IMRT terjadi

banyak luas lapangan yang dapat meningkatkan dosis maksimum, serta unit monitor yang dikeluarkan meningkat dan waktu memprosesnya lebih lama.

Berdasarkan peraturan ICRU-62, ICRU-83 dan RTOG 90-01 yang dijadikan pedoman, dalam penelitian ini pada distribusi dosis radiasi yang diperoleh Sesuai dengan pemberian dosis radiasi yang telah ditentukan, beserta diluar target perencanaan agar tidak terjadi toksisitas dan tidak melebihi batas OAR. Hal ini menjadi alasan sehingga pasien mendapatkan dosis radiasi yang sesuai dengan pedoman dari ICRU dan RTOG.



BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari penelitian yang telah dilakukan dengan data pasien terapi kanker servik menggunakan teknik 3DCRT dan IMRT, dapat disimpulkan bahwa:

1. Nilai *Conformity Index* (CI) diperoleh pada penelitian ini hasil di bawah 1 untuk kedua teknik, yang didapatkan sesuai pada kurva *Dose Volume Histogram* (DVH) dengan memenuhi standar yang disarankan pada ICRU-62 dan ICRU-83.
2. Nilai *Homogeneity Index* (HI) pada penelitian ini diperoleh hasil di bawah 1 untuk kedua teknik, yang didapatkan sesuai pada kurva *Dose Volume Histogram* (DVH) dengan memenuhi standar yang ditetapkan pada ICRU-62 dan ICRU-83.
3. Nilai *Normal Tissue to Integral Dose* (NTID), dilakukan melalui teknik 3DCRT dan IMRT pada kurva *Dose Volume Histogram* (DVH) didapatkan nilai cukup baik dan tidak melebihi *Organ at Risk* (OAR) sesuai yang ditentukan oleh ICRU-62, ICRU-83 dan RTOG tahun 2004.

5.2 Saran

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan maka, penelitian selanjutnya disarankan agar:

1. Melakukan penelitian dengan memperhatikan letak jaringan diluar target perencanaan terhadap organ sehat disekitar kanker.

2. Memvariasikan sudut rotasi sehingga mendapatkan hasil yang berbeda pada penelitian ini hanya melakukan 4 sudut rotasi dengan energi 6 MV dan 10 MV.



DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, M., 2000, *Dasar-Dasar Proteksi Radiasi*, Jakarta:Rineka Cipta.
- Aoyoma, H., David, W.C., Thomas, M.R., Gustavo, O.H., Soren, B.M., Rakesh, P.R., Hazim, J., Wolfgang, T.A., Mark, R.A., dan Minesh, M.P., 2006, Integral Radiation Dose to Normal Structures with Conformal External Beam Radiation, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Vol 64, No.3, hal 962-967.
- Carleson, G., 1996, *Radiation Therapy Planning*, Mc GrawHill, New York.
- Eifel, P. J., Winter, K., Morris, M., Levenback, C., Grigsby, P.W., Cooper, J., Rotman, M., Gerhenson, D., dan Mutch, D.G., 2004, Pelvic irradiation with concurrent chemotherapy versus pelvic and para-aortic irradiation for high-risk cervical cancer an update of radiation therapy, *oncology group trial RTOG 90-01 J Clin Oncol* , Vol. 22, No. 5, hal. 872-80.
- ICRU Report 62, 1999, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Reports 50)*, The International Commission on Radiation Units and Measurements, USA.
- ICRU Report 83, 2010, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)*, The International Commission on Radiation Units and Measurements, USA.
- Khan, F.M., 2003, *Physics of Radiation Therapy*, Lippincott Williams & Wilkins, USA.

Mayles, P., 2007, *Handbook of Radiotherapy Physics Teori and Practice*, Taylor and Francis Group, New York.

Podgorsak, E.B., 2003, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teacher and Students*, IAEA, Vienna.

Stephens, O.F., 2009, *Basic of Oncology*, Springer, USA.

Suhartono, BH., Setia, W.B., dan Hidayanto, E., 2014, Distribusi dosis foton menggunakan teknik 3DCRT dan IMRT pada radiasi whole pelvic karsinoma serviks, *Jurnal Berkala Fisika*, Vol. 7, No.4, hal 121-128.

Susworo, R., 2007, *Dasar-Dasar Radioterapi dan Tata Laksana Radioterapi Penyakit Kanker*, UI Press, Jakarta.

Tyagi, A., Sanjay S, Supe, Sandep., dan Man P, Singh., 2010, A Dosimetric analysis of 6 MV versus 15 MV photon energy plans for intensity modulated radiation therapy (IMRT) of carcinoma of cervix, *Journal Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, Vol. 78, No 3, Elsevier, hal 125-131.

Wiryosimin, S., 1995, *Mengenal Asas Proteksi Radiasi*, ITB, Bandung.

Yamato, K., Fen, J., Kobuchi, H., Nasu, Y., Yamada, T., Nishihara, T., Ikeda, Y., Kizaki, M., dan Yoshinouchi, M., 2006, Induction of Cell Death in Human Papillomavirus 18-Positive Cervical Cancer Cell by E6 SIRNA, *Journal Cancer Gene Therapy*, Vol. 13, National Library of Medicine, hal 234-241.

BATAN Homepage, 2014, Buku Pintar Nuklir, Badan Tenaga Nuklir Nasional, Indonesia, http://drive.batan.go.id/kip/documents/12buku_pintar.pdf, diakses januari 2020.

Kemenkes, 2019, Kanker serviks, <https://www.kemenkes.go.id/article/view/hari-kanker-sedunia-2019.html>, diakses 5 april 2021.

RS Universitas Andalas Homepage, 2019, Radioterapi adalah Modalitas Pengobatan dengan Menggunakan Zat Radioaktif Terbungkus dan atau Pembangkit Radiasi Pion, Instalasi Radioterapi RS Universitas Andalas, Indonesia, <http://rsp.unand.ac.id/artikel/instalasi-radioterapi>, diakses Desember 2020.



LAMPIRAN

Lampiran 1: Tabel Conformity Index

NO. URUT PASIEEN	3DCRT			IMRT		
	TV(%)	VPTV(%)	CI	TV(%)	VPTV(%)	CI
1	96,3	969,4	0,099339	98,2	969,4	0,10129
2	95,16	1232,8	0,077190	95,93	1232,8	0,07781
3	94,82	1687,3	0,056196	96,2	1687,9	0,05699
4	96,21	1774,6	0,054215	96,24	1774,6	0,05423
5	95,104	890,4	0,106810	97,49	890,4	0,10949
6	97,62	921,5	0,105935	97,9	921,5	0,10623
7	97,14	2197,8	0,044198	95,63	2197,8	0,04351
8	96,33	1078	0,089359	98,5	1078	0,09137
9	95	1146,5	0,082860	98,06	1146,5	0,08552
10	96,63	1304,8	0,074057	94,86	1304,8	0,07270
11	95,92	1939	0,049468	95,72	1939	0,04936
12	95,43	1090,5	0,087510	99,06	1090,5	0,09083
13	95,15	1218,2	0,078107	98,1	1218,2	0,08052
14	95,01	1177,3	0,080701	96,33	1177,3	0,08182
15	99,3	1443,4	0,068795	96,2	1443,4	0,06664
16	96,05	740,1	0,129779	97,53	740,1	0,13177

Perhitungan nilai CI untuk teknik 3DCRT

$$\begin{aligned}
 CI &= \frac{TV}{VPTV} = \frac{96,3}{969,4} \\
 &= 0,0993397
 \end{aligned}$$

Lampiran 2: Tabel *Homogeinity Index*

NO. Urut Pasien	3DCRT				IMRT			
	D2%	D50%	D98%	HI	D2%	D50%	D98%	HI
1	102,8	98,26	94,3	0,086505	102,5	99,43	95,1	0,074424
2	101,93	97,34	94,25	0,078898	102,47	99,36	93,86	0,086654
3	101,41	98,9	94,9	0,065824	102,89	99,57	93,6	0,093301
4	103,1	99,62	95,9	0,072274	102,8	99,84	93,83	0,08984
5	105,8	99,31	93,69	0,121941	102,8	99,97	93,99	0,088126
6	102,09	97,36	94,25	0,080525	102,03	98,97	94,79	0,073153
7	101,9	99,4	94,75	0,071931	103,56	99,26	94,99	0,086338
8	103,3	99,39	94,4	0,089546	102,7	99,1	93,9	0,088799
9	103,5	99,8	93,73	0,097895	102,5	98,82	95,3	0,072859
10	104,4	98,57	93,62	0,109363	101,5	99	95,04	0,065252
11	103,03	98,48	94,66	0,084991	102,5	99,76	93,91	0,086106
12	104,68	98	94,28	0,106122	102,7	99,9	93,5	0,092092
13	103,4	98,8	93,89	0,096255	102,68	100,4	95,96	0,066932
14	105,59	99,28	90,6	0,150987	102,9	100,4	95,08	0,077888
15	101,03	98,01	93,6	0,075808	103,09	100,5	94,13	0,089154
16	101,4	97,96	94,1	0,074520	102,28	99,92	94,7	0,075860

Perhitungan Nilai HI untuk teknik 3DCRT

$$\begin{aligned}
 HI &= \frac{(D2-D98)}{D50} = \frac{(102,8-94,3)}{98,26} \\
 &= 0,086505
 \end{aligned}$$

Lampiran 3 : Hasil data *Integral Dose* terhadap kurva DVH

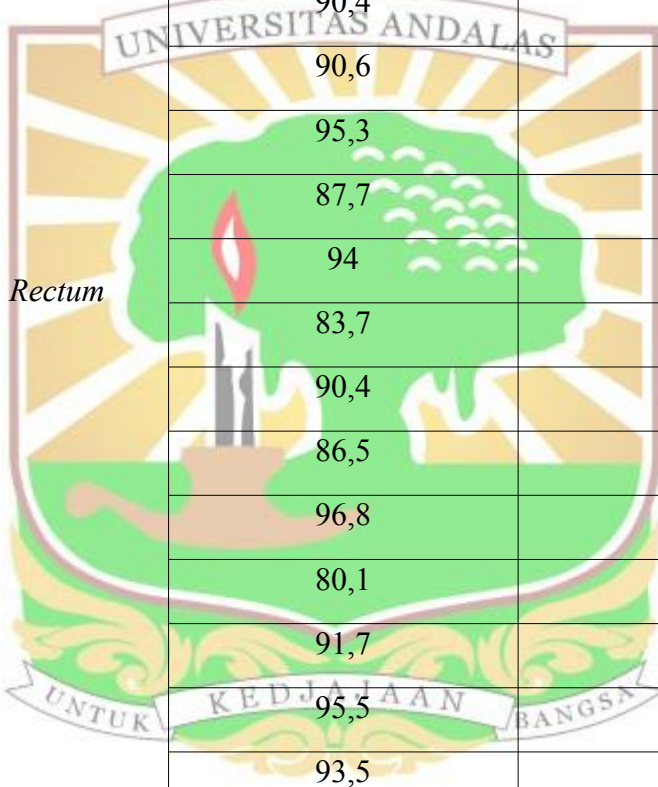
A. *Integral Dose* pada *Planning Target Volume* (PTV)

Tabel Pengukuran ke- 1

No. Urut pasien	<i>Integral Dose</i>	3DCRT	IMRT
		<i>Mean Dose (%)</i>	<i>Mean Dose (%)</i>
1	PTV	98,3	99,3
2		97,9	99,8
3		98,3	99,3
4		99,4	99,7
5		99,4	99,7
6		97,5	98,9
7		99,1	99,2
8		99,4	99
9		99,7	98,8
10		98,7	98,9
11		98,5	99,4
12		98,7	99,6
13		99	100,3
14		99,4	100,1
15		97,8	99,8
16		98,1	99,6

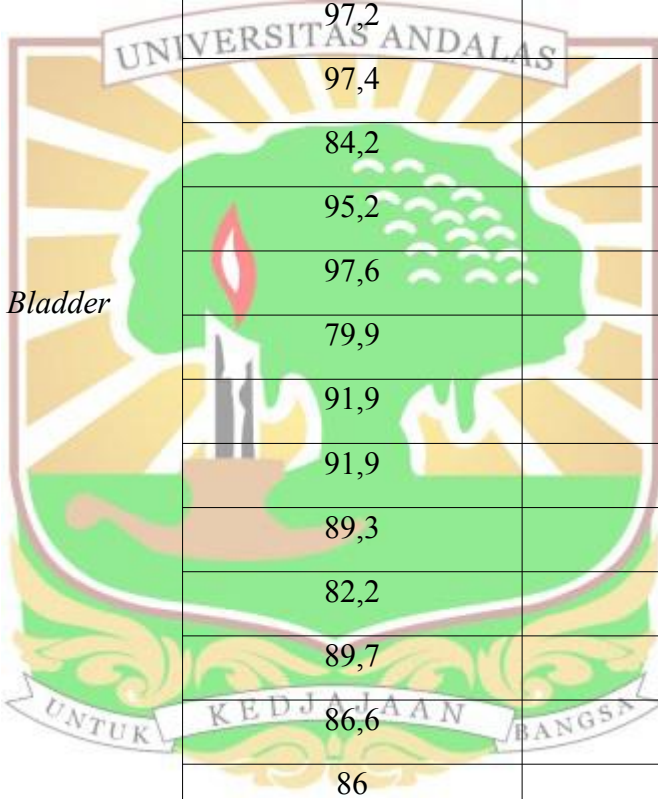
B. *Integral Dose* pada *Rectum*

Tabel Pengukuran ke- 2

No. Urut pasien	<i>Integral Dose</i>	3DCRT	IMRT
		<i>Mean Dose (%)</i>	<i>Mean Dose (%)</i>
1	 <i>Rectum</i>	85,8	89,9
2		90,8	86,9
3		83	82,3
4		90,4	88,9
5		90,6	90,8
6		95,3	92,7
7		87,7	86,5
8		94	89,2
9		83,7	90,2
10		90,4	90,6
11		86,5	84,3
12		96,8	92,1
13		80,1	82,8
14		91,7	91,2
15		95,5	90,8
16		93,5	86,2

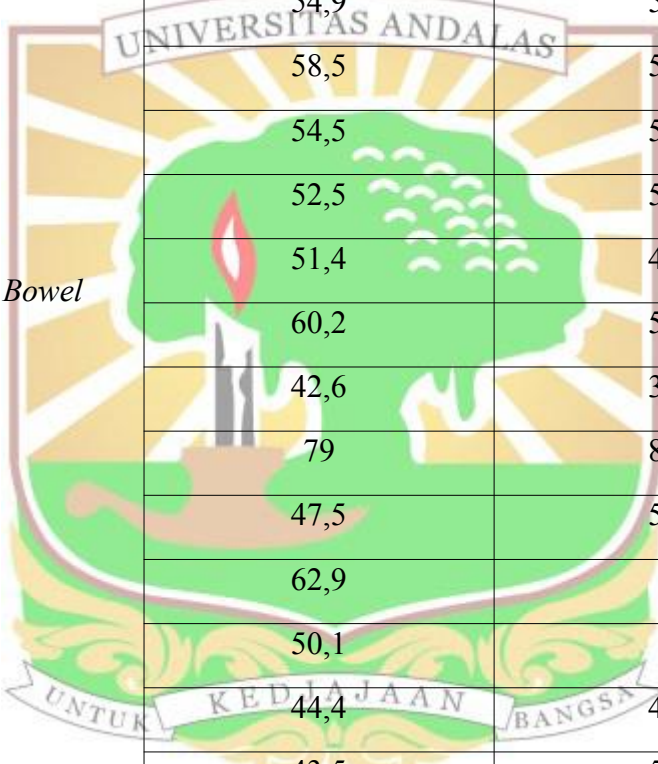
C. *Integral Dose* pada *Bladder*

Tabel Pengukuran ke- 3

No. Urut pasien	<i>Integral Dose</i>	3DCRT	IMRT
		<i>Mean Dose (%)</i>	<i>Mean Dose (%)</i>
1	 <i>Bladder</i>	82,6	81,8
2		84,5	84,2
3		83,8	85,2
4		97,2	90,2
5		97,4	93,9
6		84,2	83,7
7		95,2	89,8
8		97,6	91,3
9		79,9	91,2
10		91,9	91,3
11		91,9	84,6
12		89,3	77,6
13		82,2	87,8
14		89,7	82,2
15		86,6	85,8
16		86	78

D. *Integral Dose* pada *Bowel*

Tabel Pengukuran ke- 4

No. Urut pasien	<i>Integral Dose</i>	3DCRT	IMRT
		Mean Dose(%)	<i>Mean Dose</i> (%)
1	 <i>Bowel</i>	66,4	68,9
2		60,9	53,1
3		66,3	55
4		54,9	54,5
5		58,5	52,9
6		54,5	54,9
7		52,5	55,6
8		51,4	49,9
9		60,2	53,7
10		42,6	37,8
11		79	80,4
12		47,5	51,2
13		62,9	66
14		50,1	60
15		44,4	42,8
16		43,5	53,3

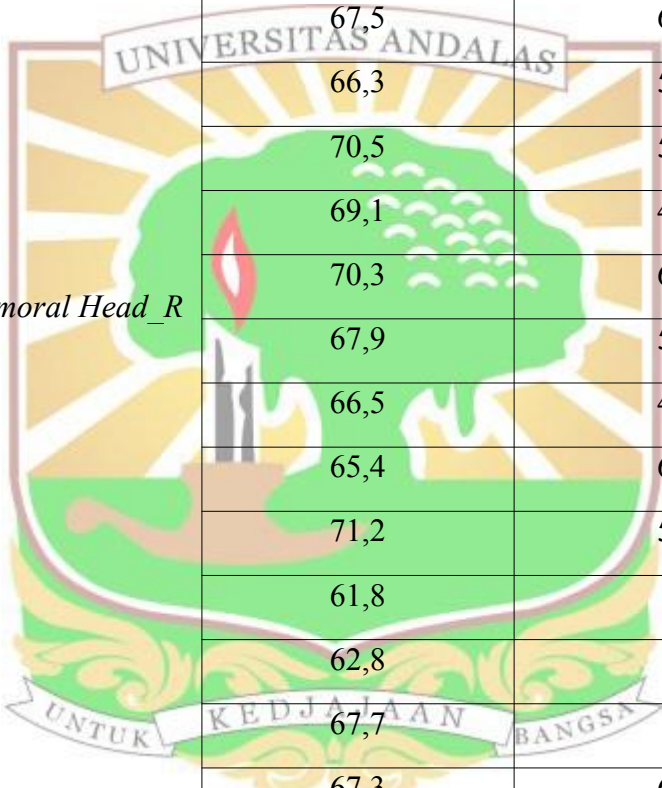
E. *Integral Dose* pada *Femoral Head_L*

Tabel Pengukuran ke- 5

No. Urut pasien	<i>Integral Dose</i>	3DCRT	IMRT
		<i>Mean Dose</i> (%)	<i>Mean Dose</i> (%)
1	<i>Femoral Head_L</i>	62,8	51,9
2		57	45,5
3		50,6	54,2
4		59,8	57,2
5		65,8	56,5
6		67	57,4
7		67	50,9
8		77,5	71,6
9		65,1	51,6
10		63	47,8
11		68,6	63,4
12		76,3	57,9
13		59,4	60,9
14		72,3	72,5
15		67,7	55,2
16		70,9	66,1

F. *Integral Dose* pada *Femoral Head_R*

Tabel Pengukuran ke- 6

No. Urut pasien	Integral Dose	3DCRT	IMRT
		<i>Mean Dose</i> (%)	<i>Mean Dose</i> (%)
1	 <i>Femoral Head_R</i>	64	54,5
2		60,8	51,4
3		55,5	51,5
4		67,5	60,1
5		66,3	55,1
6		70,5	59,1
7		69,1	48,1
8		70,3	64,7
9		67,9	50,8
10		66,5	47,5
11		65,4	62,9
12		71,2	59,1
13		61,8	58
14		62,8	63
15		67,7	56
16		67,3	61,5

Lampiran 4 : ICRU Reports 83

	Iteration cycle	Structure importance	Max. absorbed dose (Gy)	Max. absorbed-dose importance	DVH volume (%)	DVH absorbed dose (Gy)	Min. absorbed dose (Gy)	Min. absorbed-dose importance
PTV	1	100	78	50	98	78	78	50
	2	500	78	50	98	78	78	100

	Iteration cycle	Structure importance	Max. absorbed dose (Gy)	Max. absorbed-dose importance	DVH volume (%)	DVH absorbed dose (Gy)	DVH importance
Rectal wall	1	50	70	10	35	35	10
	2	100	70	100	30	30	50
Bladder	1	5	70	10	25	25	5
	2	5	70	10	25	25	5
Femoral heads	1	5	25	5	50	15	5
	2	5	25	5	50	15	5

	Iteration cycle	$D_{98\%}$ (Gy)	D_{mean} (Gy)	$D_{50\%}$ (Gy)	$D_2\%$ (Gy)	$V_{70\text{Gy}}$ (%)	$V_{20\text{Gy}}$ (%)
PTV	1	78	83	83	85	~100	100
	2	78	83	83	86	~100	100
Rectal wall	1	3	23	36	84	16	82
	2	3	21	28	84	14	75
Bladder	1	2	20	21	83	6	51
	2	2	19	22	84	7	52
Femoral head	1	12	18	18	26	0	35
	2	12	19	19	26	0	42

Planning aims

PTV: median absorbed dose ($D_{50\%}$) of 74 Gy
near-min absorbed dose ($D_{98\%}$) of 70 Gy
near-max absorbed dose ($D_2\%$) of 79 Gy

PRV rectum: $D_{40\%} \leq 65$ Gy
 $D_{30\%} \leq 70$ Gy
 $D_5\% \leq 75$ Gy

PRV bladder: near-max dose ($D_2\%$) of 70 Gy

PRV femoral heads: $D_5\% \leq 50$ Gy

Dose plan indices	Formula	Ideal value	Acceptable deviation
CI	TV	1	>0.95
	PTV		
RCI	PTV	1	0.95-1.07
	TV		
CI PITV	PIV	1.0-2.0	Minor deviation >2.0 or <1.0 Major deviation >2.5
	TV		
Coverage	D_{min}	0.9-1.0	Minor deviation >0.8 or <0.9 All other cases
	PD		

CI=Conformity index; RCI=Radiation conformity index; PITV=Prescription isodose to target volume

$$CI_{(ref)} = \frac{\text{Volume of PTV covered by the reference dose}}{\text{Volume of PTV}}$$

$C.I = 1.0$ (one) is the ideal value.

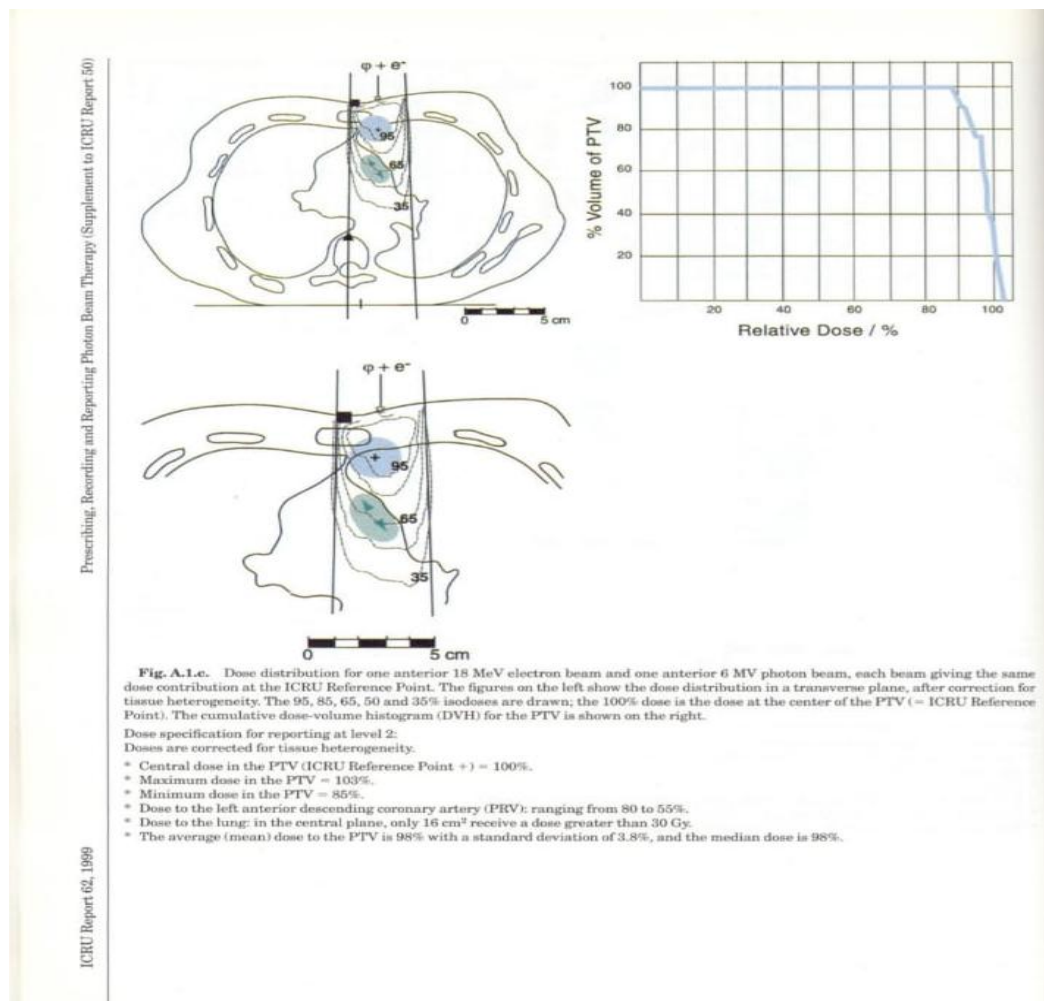
The Homogeneity Index (HI) as defined in ICRU report 83 is

$$HI = \frac{D_{5\%} - D_{95\%}}{D_{50\%}}$$

$H.I = 1$ (one) is the ideal value.



Lampiran 5: ICRU Reports 62



Structure	The initial dose-volume constraints	Relative priority
PTV _P	D _{100%} ≥ 99.5% of the prescription dose	150
	D _{98%} ≥ 100% of the prescription dose	150
	D _{2%} ≤ 101% of the prescription dose	150
	D _{max} ≤ 102% of the prescription dose	150
Rectal wall	V _{50 Gy} ≤ 0%	100
	V _{44 Gy} ≤ 20%	100
	V _{41 Gy} ≤ 25%	100
	V _{30 Gy} ≤ 50%	100
Bladder	V _{50 Gy} ≤ 0%	100
	V _{44 Gy} ≤ 30%	100
	V _{41 Gy} ≤ 40%	100
	V _{30 Gy} ≤ 55%	100
Femoral heads	V _{34 Gy} ≤ 0%	80
	V _{30 Gy} ≤ 10%	80
	V _{23 Gy} ≤ 50%	80
Body	D _{max} ≤ 51.4 Gy	180

ROIs	Endpoints	Initial constraints	Priorities
PTV	D _{min}	41 Gy	0
PTV	D _{max}	50 Gy	0
PTV	D _{97%}	43.8 Gy	0
Body	D _{max}	50 Gy	0
Body-(PTV + 1)	D _{max}	43 Gy	0
Rectum	V ₄₀	80%	1
Bladder	V ₄₀	65%	1
Rectum	V ₃₀	97%	2
Bowel	V ₄₀	30%	2
Femoral heads	V ₃₀	15%	2
Bone	V ₁₀	80%	3
Bone	V ₂₀	66%	3

Lampiran 6: RTOG 90-01

Table 1. Suggested dose limits by RTOG and QUANTEC for assessing normal tissue doses.

Normal Tissue	Dose Limits	Suggested by
Bladder	D35 ≤ 45 Gy	RTOG 0418 / RTOG 1203
Rectum	D60 ≤ 30 Gy	RTOG 0418
Femoral Heads	D15 ≤ 30 Gy	RTOG 0418
Small Intestine	D30 ≤ 40Gy V45 < 195cc	RTOG 0418 / RTOG 1203 QUANTEC

D35, doses received by a 35% volume of bladder; D60, doses received by a 60% volume of rectum; D15, doses received by a 15% volume of femoral heads; D30, doses received by a 30% volume of small intestine; V45, the absolute volume of small intestine that received ≥45 Gy.

CI _{RTOG}	Q _{RTOG}	HI _{RTOG}	Agreement to RTOG guidelines
1.0-2.0	≥0.9	≤2.0	As per guidelines
2.0-2.5 and 0.9-1.0	≥0.8 and <0.9	>2.0 and ≤2.5	Minor deviations
>2.5 or <0.9	<0.8	>2.5	Major deviations

RTOG: Radiation Therapy Oncology Group, CI_{RTOG}: Conformity index RTOG, Q_{RTOG}: Quality of coverage RTOG, HI_{RTOG}: Homogeneity index RTOG