

PERSI AWARDS



**KATEGORI :
*QUALITY AND PATIENT SAFETY (K7)***

**OPTIMALISASI VERIFIKASI GEOMETRI DALAM
RADIOTERAPI KONFORMAL PADA PASIEN
DENGAN KASUS KANKER
KEPALA DAN LEHER**

Kategori Lomba : *Quality and Patient Safety*
Judul Makalah : Optimalisasi Verifikasi Geometri dalam Radioterapi Konformal pada Pasien dengan Kasus Kanker Kepala dan Leher
Oleh : Syahara Listyawan, S.ST
Satker : Instalasi Radiologi dan Kedokteran Nuklir
Unit Kerja : RSUP Dr. Sardjito Yogyakarta

A. Ringkasan

Radioterapi konformal mengharuskan tingkat akurasi tinggi untuk mengoptimalkan dosis pada tumor dengan tetap meminimalkan dosis pada organ penting. Verifikasi Geometri memastikan akurasi penyinaran sesuai dengan perencanaan dengan mencocokkan gambar radiograf/DRR dan *portal image*. Dengan mengoptimalkan proses verifikasi geometri dari beberapa sesi (Fraksi/Hari 1, 2, 3, 4/Rerata, 10, dan 20) menjadi hanya dua sesi (Fraksi/Hari 1 dan 15), kita mencapai prosedur tetap akurat, ekonomis, efisien waktu serta nyaman bagi pasien tanpa mengorbankan mutu dan keselamatan. Radiasi tetap tepat pada tumor, dan organ kritis menerima dosis minimal yang aman.

B. Latar Belakang

Pengobatan kanker kepala dan leher melibatkan berbagai metode yaitu radioterapi, pembedahan, dan kemoterapi. Pembedahan sering terbatas oleh lokasi dan ukuran tumor, yang dapat membuat pengangkatan tumor sulit. Oleh karena itu, radioterapi memegang peran yang penting dalam pengobatan. Pada pasien dengan kanker kepala dan leher, penting untuk menghindari dosis berlebihan pada *Organ At Risk* (OAR) seperti batang otak, *medula spinalis*, *chiasma optikum*, mata, lensa mata, *nervus optikus*, dan kelenjar parotis, yang memiliki toleransi dosis yang berbeda.

Teknik radioterapi konformal seperti *3D Conformal Radiotherapy* (3DCRT), *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT), *Stereotactic Radiotherapy* (SRT), *Stereotactic RadioSurgery* (SRS), dan *Stereotactic Body Radioteraphy* (SBRT) digunakan untuk mengurangi dosis pada OAR. Dengan teknik ini, tumor dan OAR dapat diperincikan dengan baik sehingga memungkinkan penyinaran yang akurat pada target dengan minimal dosis pada OAR.

Namun, teknik ini memerlukan tingkat akurasi yang tinggi. Verifikasi Geometri adalah bagian penting dalam pemantauan proses radioterapi untuk memastikan

bahwa volume tumor yang diradiasi sesuai dengan perencanaan. Kami menggunakan *Electronic Portal Imaging Device* (EPID) untuk memvisualisasikan lapangan radiasi sebelum terapi radiasi. EPID memungkinkan evaluasi kesalahan yang lebih baik tanpa risiko efek samping radiasi tambahan pada pasien.

Proses verifikasi dapat memakan waktu yang lama dan mempengaruhi efektivitas dan efisiensi perawatan. Oleh karena itu, penelitian ini bertujuan untuk menyederhanakan proses verifikasi geometri dalam radioterapi konformal dengan mengurangi frekuensi verifikasi dari beberapa sesi (fraksi ke 1, 2, 3, 4/Rerata, 10 dan 20) menjadi hanya dua kali verifikasi pada fraksi ke-1 dan ke-15.

C. Tujuan

1. Tujuan Umum

Tujuan umum penelitian ini secara garis besar terangkum dalam 2 *point*, di antaranya yaitu :

- a. Untuk mengetahui teknik verifikasi geometri dengan menggunakan *Electronic Portal Imaging Device* (EPID) pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher.
- b. Untuk mengetahui perbedaan hasil verifikasi geometri selama radiasi antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher.

2. Tujuan Khusus

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menambah ilmu pengetahuan dan juga untuk terciptanya prosedur standarisasi jumlah verifikasi geometri penyinaran yang lebih akurat, ekonomis, efisien waktu serta nyaman untuk pasien dalam pelaksanaan verifikasi dengan tanpa mengesampingkan mutu dan keselamatan pasien.

Dengan adanya penerapan prosedur baru ini akan dapat menekan waktu terapi radiasi ke pasien dari sisi verifikasi sehingga biaya operasional diharapkan akan berkurang dan margin keuntungan yang di peroleh dapat lebih besar.

D. Langkah Inovasi

Prosedur penelitian ini adalah dengan melakukan verifikasi *set up* penyinaran dari hasil *Digital Reconstruction Radiograph* (DRR) dengan menggunakan *Portal Imaging* pada basis komputer *Electronic Portal Imaging Device* (EPID). Proses verifikasi menggunakan *software Mosaik*. Koreksi diperoleh dengan cara membandingkan citra DRR yang dihasilkan dari *planning* TPS dibandingkan dengan citra *portal image* pada arah sumbu X, Y dan Z. Hasil dari verifikasi *set up* penyinaran kemudian diolah dengan *Tabulasi* dengan membagi 2 kategori yaitu Kelompok A (Fraksi ke 2, 3, 4, 10 dan 20) dan Kelompok B (Fraksi ke 1 dan 15).

Analisa data dengan melakukan uji normalitas data untuk mengetahui distribusi data dengan sampel 30 pasien dan total data pergeseran 210 menggunakan Uji Kolmogorov-Smirnov. Uji statistik yang dipakai karena data tidak berdistribusi normal menggunakan uji alternatif, yakni uji beda Mann Whitney dengan tingkat kepercayaan 95%.

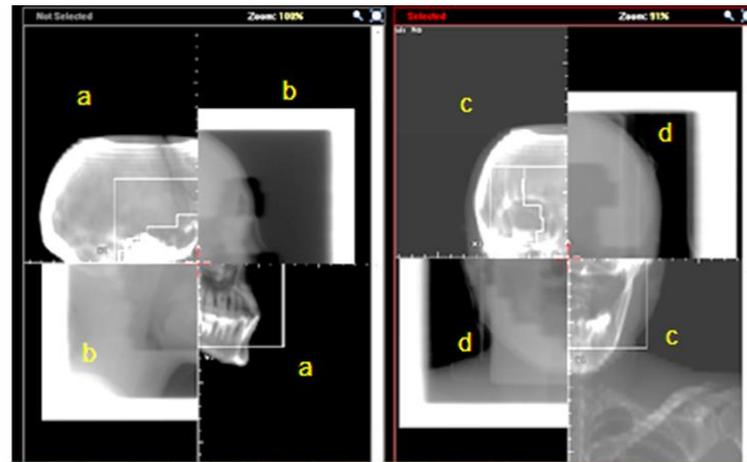
1. Nilai $p > 0,05$: Tidak ada perbedaan verifikasi *set up* penyinaran antara fraksi dua, tiga, empat, sepuluh, duapuluh dengan fraksi ke satu, kelimabelas pada radioterapi 3D Konformal kanker kepala dan leher atau
2. Nilai $p < 0,05$: Ada perbedaan verifikasi *set up* penyinaran antara fraksi dua, tiga, empat, sepuluh, duapuluh dengan fraksi ke satu, kelimabelas pada radioterapi 3D Konformal kanker kepala dan leher.

E. Hasil

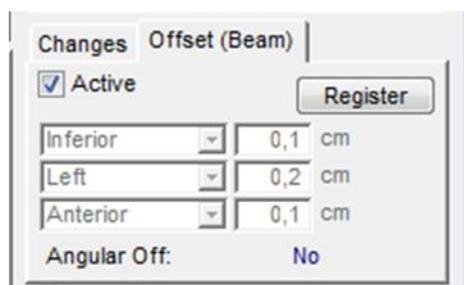
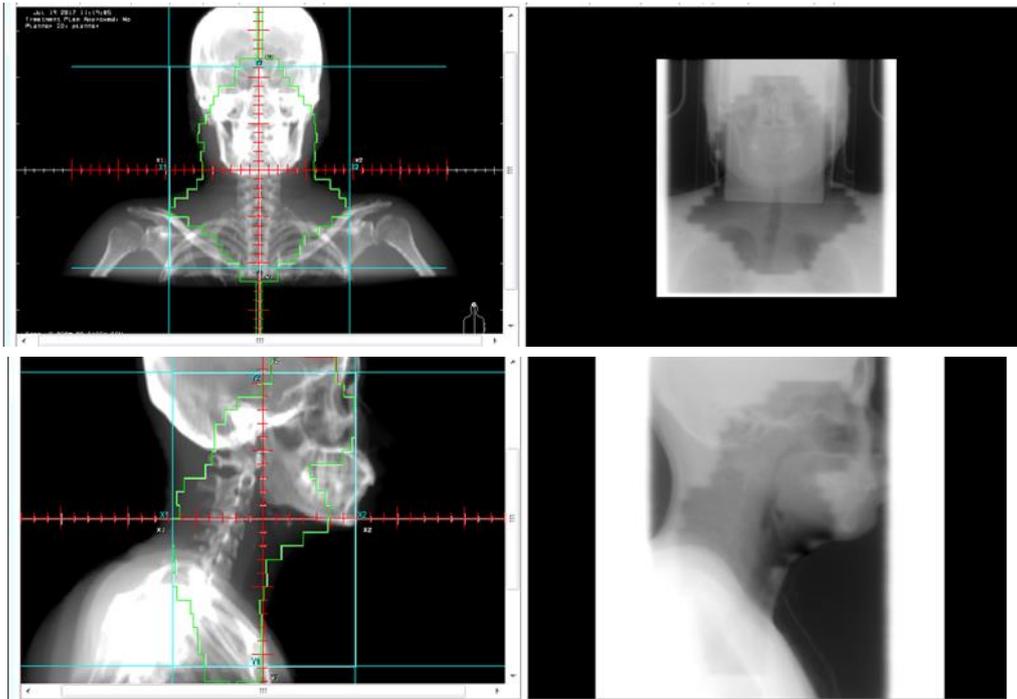
1. Proses verifikasi geometri radioterapi yaitu proses untuk memastikan bahwa volume tumor yang di radiasi sesuai dengan perencanaan. Verifikasi dilakukan dengan cara membandingkan informasi gambar atau data dari treatment planning dengan terapi radiasi yang diberikan. Proses verifikasi dengan membuat garis pada DRR sebagai tanda lapangan yang akan diradiasi dan referensi anatomis kemudian mencocokkan citra radiograf antara DRR dan portal image dengan metode kesesuaian lapangan radiasi dan kesesuaian anatomis pada proyeksi AP dan Lateral sehingga didapatkan nilai pergeseran pada sumbu X, sumbu Y dan sumbu Z. Proses verifikasi dilakukan pada pada fraksi penyinaran kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh, limabelas dan keduapuluh.

2. Nilai Mean pada kelompok verifikasi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh dan pada kelompok verifikasi kesatu dan kelimabelas menunjukkan hasil yang sama yaitu pada sumbu X sebesar 0,0 cm dan Sumbu Z sebesar 0,1 cm sedangkan pada sumbu Y terdapat selisih yaitu sebesar 0,1 cm untuk kelompok fraksi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh dan sebesar 0,0 cm untuk kelompok verifikasi fraksi ke satu dan kelimabelas.
3. Hasil penelitian ini secara statistik menunjukkan tidak terdapat perbedaan antara hasil verifikasi geometri kelompok verifikasi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh dengan kelompok verifikasi kesatu dan kelimabelas pada sumbu X dengan p value 0,424, pada sumbu Y dengan p value 0,112 dan pada sumbu Z dengan p value 0,416.
4. Optimalisasi Verifikasi Geometri dari beberapa kali proses verifikasi menjadi hanya dua kali verifikasi dapat memberikan kenyamanan bagi pasien dan tingkat efisiensi waktu mengingat dalam proses verifikasi membutuhkan waktu yang cukup lama antara 30 menit - 1 jam dengan tetap terjaga keakurasian dalam mendapatkan radiasi yang optimal pada kanker dan daerah organ kritis mendapatkan dosis yang minimal. (*Quality and Patient Safety*)

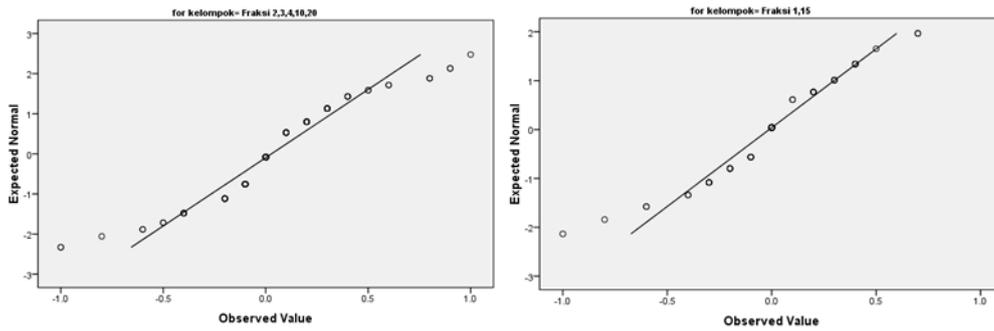
Lampiran



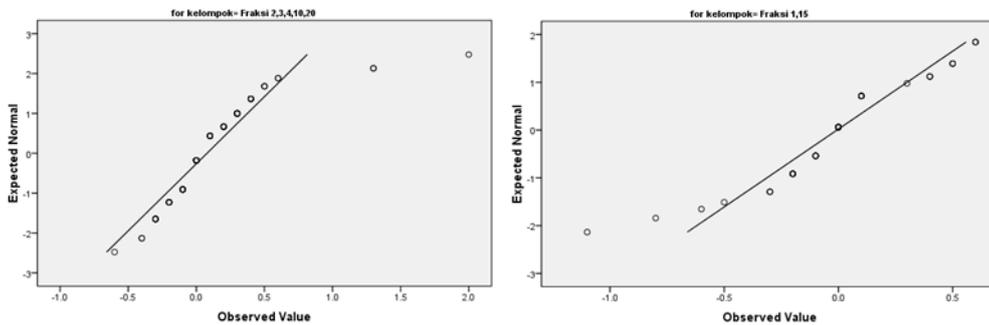
Gambar 1. Verifikasi Set Up Penyinaran dengan Software Mosaiq (a) DRR Lateral, (b) Portal Image Lateral, (c) DRR AP, (d) Portal Image AP



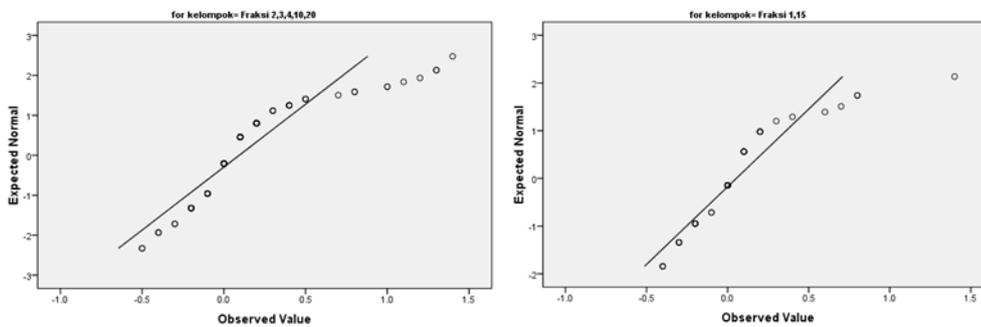
Gambar 2. Hasil Verifikasi Set Up Penyinaran Proyeksi AP, Lateral Kanan dan Saran Pergeseran



Gambar 3. Perbandingan Kurva Sebaran Nilai Pergeseran terhadap Sumbu X pada Fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh, duapuluh dengan fraksi ke satu, limabelas



Gambar 4. Perbandingan Kurva Sebaran Nilai Pergeseran terhadap Sumbu Y pada Fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh, duapuluh dengan fraksi ke satu, limabelas



Gambar 5. Perbandingan Kurva Sebaran Nilai Pergeseran terhadap Sumbu Z pada Fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh, duapuluh dengan fraksi ke satu, limabelas

Tabel 1. Tabulasi Verifikasi Geometri Set Up Penyinaran

Pasien	Hasil Verifikasi <i>Set Up</i> Penyinaran (cm)	
	<i>Kelompok A</i> (Sumbu X, Y dan Z)	<i>Kelompok B</i> (Sumbu X, Y dan Z)
Pasien 1	Fraksi 2 Fraksi 3 Fraksi 4 Fraksi 10 Fraksi 20	Fraksi 1 Fraksi 15
Pasien 2	Fraksi 2 Fraksi 3 Fraksi 4 Fraksi 10 Fraksi 20	Fraksi 1 Fraksi 15

Tabel 2. Frekuensi Nilai Pergeseran pada Sumbu X

Sumbu	Nilai Pergeseran	Fraksi ke 2,3,4,10,20		Fraksi ke 1, 15	
		Frekuensi	Persentase	Frekuensi	Persentase
Sumbu X	-1,0	2	1,3%	1	1,7%
	-0,8	1	0,7%	1	1,7%
	-0,6	2	1,3%	2	3,3%
	-0,5	2	1,3%	0	0,0%
	-0,4	6	4,0%	2	3,3%
	-0,3	0	0,0%	4	6,7%
	-0,2	13	8,7%	5	8,3%
	-0,1	15	10,0%	4	6,7%
	0,0	58	38,7%	24	40,0%
	0,1	13	8,7%	2	3,3%
	0,2	13	8,7%	4	6,7%
	0,3	12	8,0%	4	6,7%
	0,4	4	2,7%	4	6,7%
	0,5	2	1,3%	1	1,7%
	0,6	2	1,3%	0	0,0%
	0,7	0	0,0%	2	3,3%
	0,8	2	1,3%	0	0,0%
0,9	2	1,3%	0	0,0%	
1,0	1	0,7%	0	0,0%	
Jumlah		150	100,0%	60	100,0%

Tabel 3. Frekuensi Nilai Pergeseran pada Sumbu Y

Sumbu	Nilai Pergeseran	Fraksi ke 2,3,4,10,20		Fraksi ke 1, 15	
		Frekuensi	Persentase	Frekuensi	Persentase
Sumbu Y	-1,1	0	0,0%	1	1,7%
	-0,8	0	0,0%	1	1,7%
	-0,6	1	0,7%	1	1,7%
	-0,5	0	0,0%	1	1,7%
	-0,4	2	1,3%	0	0,0%
	-0,3	8	5,3%	3	5,0%
	-0,2	10	6,7%	7	11,7%
	-0,1	12	8,0%	7	11,7%
	0,0	63	42,0%	21	35,0%
	0,1	9	6,0%	8	13,3%
	0,2	15	10,0%	0	0,0%
	0,3	13	8,7%	1	1,7%
	0,4	9	6,0%	3	5,0%
	0,5	3	2,0%	3	5,0%
	0,6	2	1,3%	3	5,0%
	1,3	2	1,3%	0	0,0%
	2,0	1	0,7%	0	0,0%
Jumlah		150	100,0%	60	100,0%

Tabel 4. Frekuensi Nilai Pergeseran pada Sumbu Z

Sumbu	Nilai Pergeseran	Fraksi 2,3,4,10,20		Fraksi 1, 15	
		Frequency	Persentase	Frequency	Persentase
Sumbu Z	-0,5	2	1,3%	0	0,0%
	-0,4	3	2,0%	3	5,0%
	-0,3	2	1,3%	4	6,7%
	-0,2	13	8,7%	6	10,0%
	-0,1	10	6,7%	2	3,3%
	0,0	65	43,3%	23	38,3%
	0,1	13	8,7%	10	16,7%
	0,2	21	14,0%	5	8,3%
	0,3	3	2,0%	1	1,7%
	0,4	5	3,3%	1	1,7%
	0,5	3	2,0%	0	0,0%
	0,6	0	0,0%	1	1,7%
	0,7	1	0,7%	1	1,7%
	0,8	2	1,3%	2	3,3%
	1,0	2	1,3%	0	0,0%
	1,1	1	0,7%	0	0,0%
	1,2	1	0,7%	0	0,0%
1,3	2	1,3%	0	0,0%	
1,4	1	0,7%	1	1,7%	
Jumlah		150	100,0%	60	100,0%

Tabel 5. Uji Beda Hasil Verifikasi pada sumbu X

	<i>p value</i>	Keterangan
Hasil Verifikasi Fraksi ke dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh – Fraksi ke satu dan limabelas pada Sumbu X	0,424	Tidak ada beda

Tabel 6. Uji beda Hasil Verifikasi pada Sumbu Y

	<i>p value</i>	Keterangan
Hasil Verifikasi Fraksi ke dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh – Fraksi ke satu dan limabelas pada Sumbu Y	0,112	Tidak ada beda

Tabel 7. Uji beda Hasil Verifikasi pada Sumbu Z

	<i>p value</i>	Keterangan
Hasil Verifikasi Fraksi ke dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh – Fraksi ke satu dan limabelas pada Sumbu Z	0,416	Tidak ada beda

PERSI AWARDS



LAMPIRAN

SURAT PERNYATAAN

Yang bertandatangan dibawah ini:

Nama : Syahara Listyawan, S.ST
Tempat, tanggal Lahir : Purwodadi, 11 Juni 1982
Jabatan : Radiografer Ahli Madya
Instansi/ RS : RSUP Dr. Sardjito Yogyakarta
Alamat : Jalan Kesehatan No 1, Sekip Yogyakarta
No Tlp/ Fax Kantor : (0274) 631190 / 1500 705
No Hp/Alamat email : 081578080777 / queensamiracle@gmail.com
Alamat Kantor : Jalan Kesehatan No 1, Sekip Yogyakarta
Judul Makalah : Optimalisasi Verifikasi Geometri dalam Radioterapi
Konformal pada Pasien dengan Kasus Kanker Kepala dan
Leher

Dengan ini menyatakan bahwa makalah yang dikirim untuk mengikuti lomba PERSI AWARDS 2023, tidak keberatan bila akan dipublikasikan oleh PERSI Pusat dengan tujuan untuk menyebarluaskan pengetahuan dan pengalaman dalam manajemen Rumah Sakit

Mengetahui

Direktur SDM, Pendidikan dan Penelitian
RSUP Dr. Sardjito



drg. Nusati Ikawahju, M.Kes

Penulis



Syahara Listyawan, S.ST

**Optimalisasi Verifikasi Geometri dalam Radioterapi
Konformal pada Pasien dengan Kasus
Kanker Kepala dan Leher**

MAKALAH



Penulis :

Syahara Listyawan, S.ST

**Instalasi Radioterapi dan Kedokteran Nuklir
RSUP Dr. Sardjito Yogyakarta
Tahun 2023**

DAFTAR ISI

DAFTAR ISI.....	ii
DAFTAR GAMBAR.....	iv
DAFTAR TABEL.....	v
BAB I PENDAHULUAN.....	1
PENDAHULUAN.....	1
A. Latar Belakang Masalah.....	1
B. Rumusan Masalah	4
C. Tujuan Penelitian	4
D. Manfaat Penelitian	5
E. Keaslian Penelitian.....	5
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	7
A. Tinjauan Teori.....	7
1. Kanker Kepala dan Leher	7
2. Verifikasi Geometri	9
3. Definisi Istilah-istilah pada Verifikasi Geometri.....	13
4. Definisi “ <i>Set-up Error</i> ”	17
5. Pengukuran <i>Set-up Error</i>	20
6. Verifikasi pada Lokasi Kepala dan Leher	23
B. Kerangka Konsep.....	25
C. Hipotesa.....	25
BAB III METODE PENELITIAN.....	33
A. Desain Penelitian	33
B. Lokasi dan Waktu Penelitian	33
C. Populasi, Sampel dan Teknik Sampling	33
D. Variable Penelitian	34
E. Jenis data Dan Metode Pengumpulan Data	34
F. Proses Verifikasi Geometri/Set Up Penyinaran	35
G. Pengolahan Dan Analisis Data.....	37
H. Benefit RSUP Dr. Sardjito	39
I. Hasil yang diharapkan.....	39

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN.....	40
A. Hasil Penelitian	40
B. Pembahasan.....	49
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	56
DAFTAR PUSTAKA	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. Alur Protokol Radioterapi	9
Gambar 2. Denah CT Simulator.....	12
Gambar 3. Pencitraan Referensi (DCR & DRR).....	14
Gambar 4. Contoh plot Systematic error dan Random error	21
Gambar 5. Bagan koreksi systematic error dan random error	22
Gambar 6. <i>Digital Reconstruction Radiograph</i> (DRR)	23
Gambar 7. Hasil Verifikasi Set up Penyinaran	37
Gambar 8. Verifikasi Set Up Penyinaran.....	40
Gambar 9. Hasil Verifikasi Set Up Penyinaran.....	41
Gambar 10. Perbandingan Kurva Sebaran terhadap Sumbu X.....	45
Gambar 11. Perbandingan Kurva Sebaran terhadap Sumbu Y.....	46
Gambar 12. Perbandingan Kurva Sebaran terhadap Sumbu Z	46

DAFTAR TABEL

Tabel 1. Tabulasi Fraksinasi Set Up Penyinaran.....	38
Tabel 2. Frekuensi Nilai Pergeseran pada Sumbu X.....	42
Tabel 3. Frekuensi Nilai Pergeseran pada Sumbu Y.....	43
Tabel 4. Frekuensi Nilai Pergeseran pada Sumbu Z.....	44
Tabel 5. Perbandingan hasil verifikasi geometri pada sumbu X	44
Tabel 6. Perbandingan hasil verifikasi geometri pada sumbu Y	45
Tabel 7. Perbandingan hasil verifikasi geometri pada sumbu Z	46
Tabel 8. Uji Beda Hasil Verifikasi pada sumbu X	47
Tabel 9. Uji beda Hasil Verifikasi pada Sumbu Y	48
Tabel 10. Uji beda Hasil Verifikasi pada Sumbu Z	48

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang Masalah

Kanker kepala dan leher merupakan salah satu penyebab kematian yang diakibatkan oleh kanker. Walaupun insidensinya rendah dibandingkan dengan jenis kanker lainnya, tetapi kematian yang disebabkan oleh kanker kepala dan leher mencapai 189.394/thnnya [3]. Di Amerika insidensi tumor intrakranial di dunia antara 4-5 kejadian per 100.000 penduduk dengan primer tumor yang terbanyak adalah glioma (40%) dan meningioma (15-20%)^[14]. Dalam tatalaksana pengobatan kanker kepala dan leher diketahui beberapa metode antara lain radioterapi, pembedahan dan kemoterapi. Pembedahan sering terkendala oleh lokasi dan ukuran tumor, sehingga hanya dapat mengambil sebagian dari massa tumor atau tidak dapat dilakukan sama sekali. Radioterapi memiliki peran yang sangat penting dalam tatalaksana kanker kepala dan leher pada kasus-kasus tersebut, terutama glioma dan meningioma [3]

Pada pasien dengan tumor pada kepala – leher, banyak *Organ at Risk* (OAR) yang dapat membatasi dosis maksimal terhadap tumor ^[14,17]. OAR pada radiasi regio kepala - leher antara lain batang otak, *medula spinalis*, *chiasma optikum*, mata, lensa mata, *nervus optikus*, dan kelenjar parotis. Masing - masing OAR memiliki dosis toleransi terhadap radiasi yang berbeda-beda^[14,17]. Untuk mencapai dosis yang maksimal pada tumor diperlukan dosis serendah mungkin pada OAR ^[8]. Salah satu cara mengurangi dosis OAR yang tinggi adalah dengan menggunakan teknik radiasi canggih yaitu : *3D Conformal Radiotherapy (3DCRT)*, *Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)*,

Stereotactic Radiotherapy (SRT), *Stereotactic RadioSurgery (SRS)* dan *Stereotactic Body Radioteraphy (SBRT)*. Dengan teknik canggih, massa tumor dan OAR dapat dideliniasi dengan baik sehingga arah sinar dapat dibuat sedemikian rupa sehingga dosis pada OAR dapat minimal dan dosis pada target dapat maksimal. ^[17]

Penggunaan teknik 3DCRT/IMRT mengharuskan akurasi yang tinggi dalam pelaksanaannya. Sesuai dengan panduan *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)*, tumor primer atau *Gross Tumor Volume (GTV)* dan daerah yang potensial terdapat ekstensi tumor secara mikroskopis atau *Clinical Target Volume (CTV)* harus mendapatkan dosis yang optimal.

Verifikasi adalah komponen penting dalam radioterapi yang bertujuan memperoleh data mengenai variasi yang terjadi selama pasien menjalani proses radiasi. Pada pesawat Linac (*Linear Accelerator*), verifikasi yang ideal dilakukan dengan menggunakan *Cone Beam Computed Tomography (CBCT)*. Akan tetapi, metode verifikasi yang dilakukan sebaiknya disesuaikan dengan keadaan di masing-masing pusat radioterapi agar tercapai hasil yang baik dengan beban kerja yang minimal. Verifikasi dapat dilakukan dengan *Electronic Portal Imaging Device (EPID)*. EPID merupakan sebuah perangkat tambahan yang diintegrasikan pada perangkat Linac yang dapat menghasilkan citra 2 dimensi berkas sinar-x MV dengan sistem elektronik/digital yang dapat langsung dilihat pada monitor komputer yang dapat digunakan untuk verifikasi terapi. Keuntungan penggunaan EPID adalah lapangan radiasi dan kondisi aktual pasien dapat divisualisasikan dan dikoreksi dengan algoritma sistem komputer sebelum terapi diberikan.

Proses verifikasi penyinaran 3DCRT dilakukan pada Fraksi/Hari 1, 2, dan 3 pada saat awal penyinaran. Kemudian di fraksi/hari ke 4 diambil rata-rata dari jumlah pergeseran pada fraksi/hari ke 1,2 dan 3. Setelah mendapatkan titik yang baru, verifikasi dilakukan seminggu sekali (5x penyinaran). Proses ini akan bertambah lama dan sulit apabila pergeseran banyak dan jumlah pasien untuk verifikasi dalam 1 hari banyak. Namun yang akan menjadi masalah adalah pada efisiensi waktu untuk penyinaran, karena mengingat waktu untuk verifikasi 30 menit – 1 jam sehingga dapat membatasi jumlah pasien yang dapat dilakukan penyinaran. Kemudian beban kerja yang tinggi untuk radioterapi.

Pada penelitian ini, peneliti mencoba untuk mencari alternatif metode verifikasi standar ketelitian yang sama dengan cara yang lebih efisien tetapi tetap akurat dengan melihat toleransi margin CTV-PTV pada tumor. Penelitian ini bertujuan untuk menyederhanakan frekuensi dilakukan verifikasi geometri yang sudah dilakukan selama ini yaitu dari fraksi 1, 2, 3, 4, 10 dan 20 hanya menjadi dua kali verifikasi saja yaitu pada fraksi ke 1 dan ke 15. Penggunaan EPID memungkinkan evaluasi kesalahan yang lebih baik pada radioterapi teknik 3DCRT untuk kasus kanker kepala dan leher serta tidak memberikan efek samping radiasi tambahan yang signifikan pada pasien. Hasil verifikasi dengan EPID dapat mereduksi margin CTV ke PTV di regio kepala dan leher secara signifikan. Kelemahan EPID adalah adanya beban kerja yang tinggi pada unit radioterapi, disebabkan verifikasi idealnya dilakukan setiap hari praradiasi. Oleh karena itu, perlu dilakukan penyesuaian sehingga didapatkan hasil yang optimal dengan beban kerja yang lebih kecil.

B. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang peneliti sebutkan di atas, maka rumusan masalahnya adalah :

1. Bagaimana teknik verifikasi geometri dengan menggunakan Electronic Portal Imaging Device (EPID) pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher ?
2. Adakah perbedaan hasil verifikasi geometri selama radiasi antara fraksi ke satu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher?

C. Tujuan Penelitian

1. Tujuan Umum

Tujuan umum penelitian ini secara garis besar terangkum dalam 2 *point*, di antaranya yaitu :

- a. Untuk mengetahui teknik verifikasi geometri dengan menggunakan Electronic Portal Imaging Device (EPID) pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher.
- b. Untuk mengetahui perbedaan hasil verifikasi geometri selama radiasi antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher.

2. Tujuan Khusus

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menambah ilmu pengetahuan dan juga untuk terciptanya prosedur standarisasi jumlah verifikasi geometri penyinaran yang lebih akurat, ekonomis, efisien waktu serta nyaman untuk

pasien dalam pelaksanaan verifikasi dengan tanpa mengesampingkan mutu dan keselamatan pasien.

D. Manfaat Penelitian

Manfaat yang diharapkan dari penelitian ini, antara lain:

1. Bagi peneliti

Untuk menambah ilmu pengetahuan dan juga untuk mencari alternatif standarisasi jumlah verifikasi penyinaran 3DCRT yang lebih akurat, ekonomis, efisien waktu serta nyaman untuk pasien dalam pelaksanaan verifikasi dengan tanpa mengesampingkan mutu dan keselamatan pasien.

2. Bagi rumah sakit :

- a. Teknik ini diharapkan dapat menjadi standar teknik verifikasi pasien yang dapat meningkatkan mutu pelayanan (akurasi, kenyamanan, kualitas dan waktu kerja).
- b. Teknik baru yang diteliti akan dapat menekan waktu penyinaran pasien dengan verifikasi.
- c. Dengan berkurangnya biaya operasional maka diharapkan margin keuntungan yang diperoleh dapat lebih besar.

E. Keaslian Penelitian

Dalam penulisan penelitian ini penulis menyantumkan keaslian penulisan sebagai berikut:

1. Faisal Adam (2013). Judul "Verifikasi Geometri Radioterapi Teknik 3DCRT/IMRT Pada Kasus Kanker Kepala dan Leher Di Departemen Radioterapi RSCM". Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui kesalahan *set-up* melalui proses verifikasi yang disesuaikan dengan beban kerja setiap unit radioterapi. Dengan demikian dapat

diterapkan *margin* CTV ke PTV yang ideal untuk mendapatkan dosis yang adekuat pada area target radiasi. Hasil penelitian ini sebanyak 135 data verifikasi CBCT dianalisa. Besar kesalahan sistematik dan kesalahan acak yang didapatkan berturut-turut sebesar 1.5 mm dan 2.7 mm pada sumbu laterolateral, 2.2 mm dan 3.1 mm pada sumbu kraniokaudal, serta 2.2 mm dan 1.9 mm untuk sumbu anteroposterior. *Margin* CTV-ke-PTV yang diperoleh sebesar 4.9 mm, 6.6 mm dan 5.8 mm untuk masing-masing sumbu laterolateral, kraniokaudal dan anteroposterior. Yang membedakan pada penelitian ini adalah penggunaan alat verifikasi, cara verifikasi, menyederhanakan protocol verifikasi. Persamaannya adalah sama-sama meneliti tingkat akurasi verifikasi geometri, teknik radioterapi dan jenis kankernya.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

A. Tinjauan Teori

1. Kanker Kepala dan Leher

Kanker merupakan penyakit akibat rusaknya mekanisme pengaturan dasar perilaku sel, khususnya mekanisme pertumbuhan dan diferensiasi sel. Pertumbuhan sel diatur secara ketat oleh sistem regulasi sel untuk memenuhi kebutuhan organisme pada keadaan normal, sebaliknya sel-sel kanker tumbuh *autonom* secara tidak terkendali, menginvasi jaringan / organ sekitarnya yang mengakibatkan gangguan fungsi organ tersebut. Transformasi sel normal menjadi sel kanker yang terjadi akibat gangguan sistem regulasi akan mengakibatkan sel-sel kanker lebih banyak membelah, bahkan hingga berjuta-juta sel dan tidak menghasilkan pertumbuhan sel-sel *progenitor* yang normal.^[21,10] Kanker Kepala dan Leher secara histopatologis, 95 % merupakan jenis *squamous cell carcinoma*, di samping jenis lain yaitu *lymphoma*, *sarcoma*, *adenocarcinoma*, *carcinoma cell basal* dan *melanoma*. Kanker Kepala dan Leher lebih sering tumbuh pada daerah rongga mulut, faring dan laring karena permukaan mukosa *traktus aerodigestivus* atas mudah terpapar karsinogen.^[21,10] Pada stadium awal (*pre malignancy*) terlihat lesi yang bisa berupa bercak putih (*leukoplakia*), merah (*erythroplakia*) atau campuran (*erythroleukoplakia*). Selanjutnya transformasi sel-sel normal menjadi sel-sel kanker akan menjadi lebih nyata, dengan tumbuh dan terdiferensiasinya sel-sel yang lebih jelas. Perkembangan selanjutnya, sel

kanker akan menimbulkan gangguan fungsi organ kepala dan leher yang terkena.^[12] Gejala dan tanda klinik Kanker Kepala dan Leher bervariasi, antara lain tergantung letak, ukuran tumor, jenis histopatologi, vaskularisasi serta infiltrasi ke saraf. Penyebaran kelenjar limfe regional sering didapatkan timbulnya benjolan pada leher. Kanker Kepala dan Leher dapat menyebar ke tempat yang jauh (*metastasis*) sehingga akan memberikan gejala dan tanda sistemik sesuai organ yang terkena seperti metastasis pada paru-paru, hati, otak, tulang atau ginjal pada stadium lanjut.^[21,10] Stadium Kanker Kepala dan Leher berdasarkan klasifikasi TNM dari AJCC (*American Joint Committee of Cancer*) secara umum yaitu:^[21]

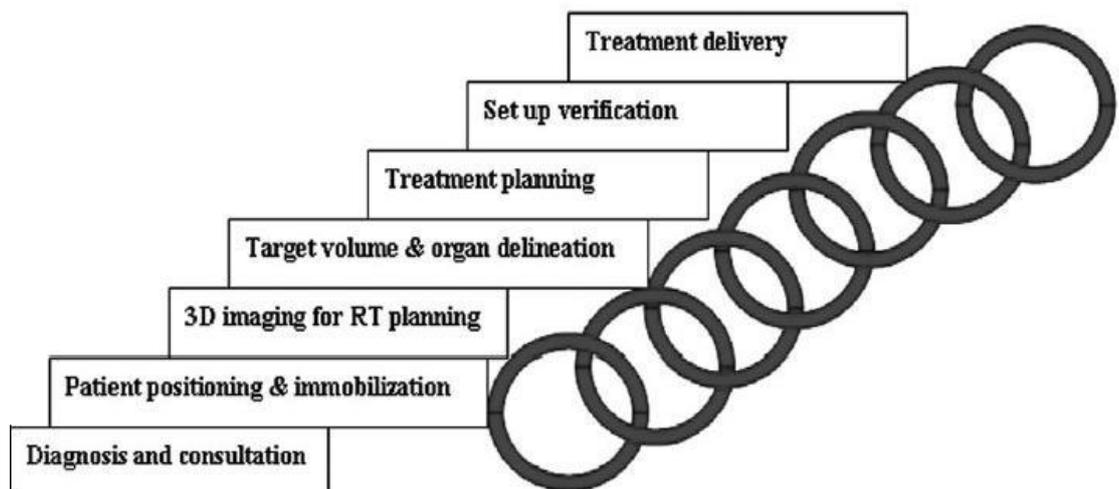
- a. Stadium I : T1N0M0
- b. Stadium II : T2N0M0
- c. Stadium III : T1 atau T2N1M0 T3N0-1M0
- d. Stadium IV : T4 apapun N dan M N2 atau N3 apapun T dan M M1 apapun T dan N

Terapi Kanker Kepala dan Leher adalah pembedahan (*surgery*), radioterapi, kemoterapi, baik secara sendiri maupun kombinasi. Pemilihan jenis terapi tergantung dari lokasi tumor, jenis histopatologik dan stadium tumor. Kanker Kepala dan Leher umumnya tidak dapat dilakukan operasi *wide excisi* karena lokasi tumor sering kali sulit dijangkau dan terdapat jaringan vital di sekitar kanker yang sangat besar risikonya bila dilakukan operasi, sehingga dilakukan kemoterapi dan radioterapi.^[21,10,12]

2. Verifikasi Geometri

Verifikasi radioterapi adalah proses untuk memastikan bahwa volume tumor yang diradiasi adalah sama seperti yang direncanakan. Terdapat dua langkah verifikasi pada radioterapi yaitu verifikasi geometris untuk memastikan radiasi pada lokasi yang tepat dan verifikasi dosimetri untuk memastikan bahwa dosis radiasi yang diberikan tepat.^[6]

Tujuan verifikasi geometris adalah untuk memastikan bahwa akurasi geometris dari radiasi yang diberikan masih didalam batas-batas yang diperbolehkan dalam rencana penyinaran. Verifikasi dilakukan dengan cara membandingkan informasi gambar atau data dari *treatment planning* dengan terapi radiasi yang diberikan. Verifikasi merupakan salah satu komponen dari seluruh proses terapi (gambar 1). Prosedur perencanaan yang akurat, *reproducible* dan *reference* dan *portal image* yang berkualitas baik sangat penting untuk keberhasilan verifikasi.^[6]



Gambar 1. Alur Protokol Radioterapi⁸

a. Proses Radioterapi

Ketika seseorang pasien dirujuk untuk pengobatan pada instalasi Radioterapi, maka akan melalui beberapa proses atau tahapan radioterapi (gambar 1). Proses radioterapi terdiri atas :

- 1) Konsultasi pertama dan diagnosis,
- 2) Simulasi dengan *positioning* dan *imobilisasi*
- 3) Delineasi target volume dan *Treatment Planning*
- 4) Verifikasi *setup*
- 5) Penyinaran

Sebelum terapi radiasi dimulai, pasien akan melewati tahapan simulasi. Pada tahapan ini, dokter onkologi radiasi akan menetapkan lokasi tubuh yang akan menerima radiasi. Kemudian akan dipilih *positioning* yang terbaik berdasarkan teknik dan tujuan penyinaran yang dapat diterapkan selalu sama (*reproducible*) setiap fraksi penyinaran. Marker atau penanda bertujuan sebagai titik referensi untuk membantu *setup* posisi pasien ketika penyinaran. Marker atau penanda ini tidak boleh hilang atau terhapus dan tim radioterapi harus mendiskusikan kepada pasien bagaimana menjaga marker atau penanda tersebut.^[1]

Pada penyinaran radiasi di pesawat radiasi, pasien diposisikan sesuai dengan *positioning* dan penggunaan perangkat immobilisasi seperti yang dilakukan pada simulasi. Radioterapis / Radiografer Radioterapi (RTT) bertanggung jawab atas *positioning* pasien dan pemberian preskripsi dosis kepada pasien. ^[1]

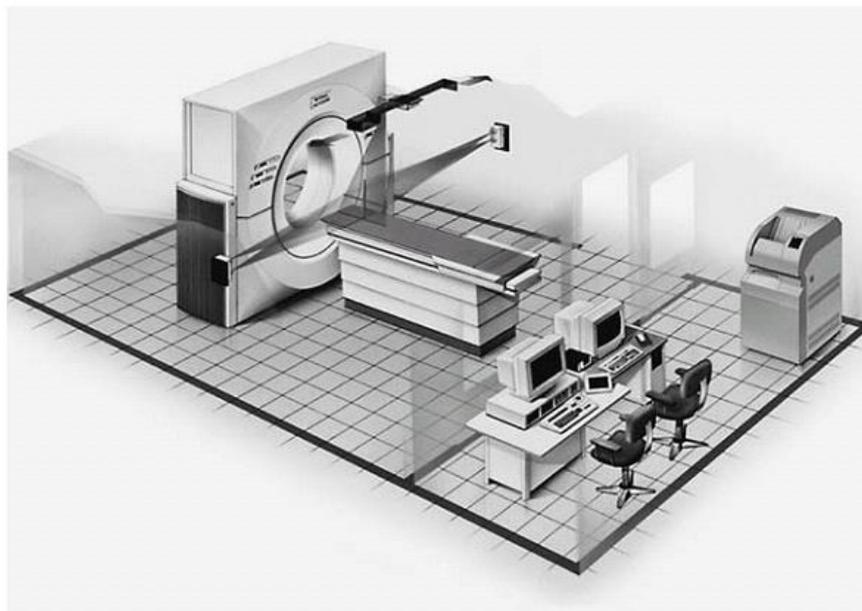
b. Positioning dan Immobilisasi

Tujuan utama dari radioterapi adalah memberikan dosis yang letal kepada target volume tetapi dengan dosis sekecil-kecilnya pada *organ at risk* sekitar. Untuk mencapai ini maka dapat menggunakan teknik konformal. Dengan teknik konformal, dosis akan terdistribusi ke target volume dan meminimalkan dosis jaringan normal. Dosis yang tidak adekuat pada tumor akan menyebabkan peningkatan kekambuhan lokal akan tetapi apabila terdapat dosis yang berlebihan pada organ sekitar maka akan terjadi komplikasi yang *intolerable* seperti kebutaan. Oleh karena itu keakuratan dan ketepatan dibutuhkan pada pemberian radiasi. *Positioning* pasien dan immobilisasi merupakan faktor utama untuk memberikan keakuratan dan ketepatan pada pemberian radiasi.^[9,20,15]

Reproducible positioning merupakan salah satu syarat utama untuk *positioning* pasien ketika simulasi dan penyinaran. *Reproducible positioning* dapat dicapai dengan posisi pasien yang nyaman. Pasien yang tidak dalam posisi nyaman akan memiliki *setup reproducibility* yang buruk, sehingga mungkin terjadi perubahan posisi setiap harinya yang dapat mengakibatkan penyimpangan keakuratan dan ketepatan pemberian radiasi.^[20,15]

Positioning pasien dan penggunaan perangkat immobilisasi merupakan salah satu proses penting pada simulasi di ruang Simulator atau CT-Simulator. *Positioning* dan immobilisasi antara simulator atau CT-Simulator dengan ruang penyinaran haruslah sama. Simulator, CT-Simulator dan ruang penyinaran harus dilengkapi minimal dengan tiga

perangkat laser, yang berfungsi untuk membantu setup posisi pasien yang serupa. Dua diantaranya dipasang pada dinding kanan dan kiri ruang simulator dan harus tumpang tindih lurus horizontal dan tegak lurus dengan aksis isosenter. Laser ke tiga dipasang di atas dan sinar laser jatuh lurus melewati isosenter (Gambar 2). Pada sinar laser yang berpotongan pada tubuh pasien dapat diberi tanda spidol permanen dan titik *origin* diberikan tanda fidusial di kulit. Pergeseran meja pasien dilakukan hingga laser orthogonal secara tepat tumpang tindih dengan tiga marker.^[9,15]



Gambar 2. Denah CT Simulator¹²

Perangkat immobilisasi akan membantu perbaikan *reproducibility* dan kestabilan *setup*. Pada perangkat immobilisasi yang dibuat khusus untuk pasien secara personal akan meningkatkan secara signifikan immobilisasi intra dan inter-fraksi serta *setup reproducibility*. Perangkat immobilisasi hendaknya dapat kompatibel terhadap perangkat

simulator atau CT Simulator dan pesawat radiasi serta tidak memberikan perubahan degradasi imajing seperti memberikan gambaran artefak pada CT-Simulator.^[20]

Ketika menentukan posisi pasien dan teknik immobilisasi ada beberapa faktor yang menjadi pertimbangan yaitu ^[20]

- 1) Kemudahan untuk menjangkau lokasi penyinaran
- 2) Keadaan umum dan mobilitas pasien (kenyamanan pasien)
- 3) Tujuan terapi (kuratif atau paliatif)
- 4) Teknik penyinaran
- 5) Harga dan ketersediaan alat

3. Definisi Istilah-istilah pada Verifikasi Geometri

Berikut ini menjelaskan istilah-istilah yang umum pada verifikasi.

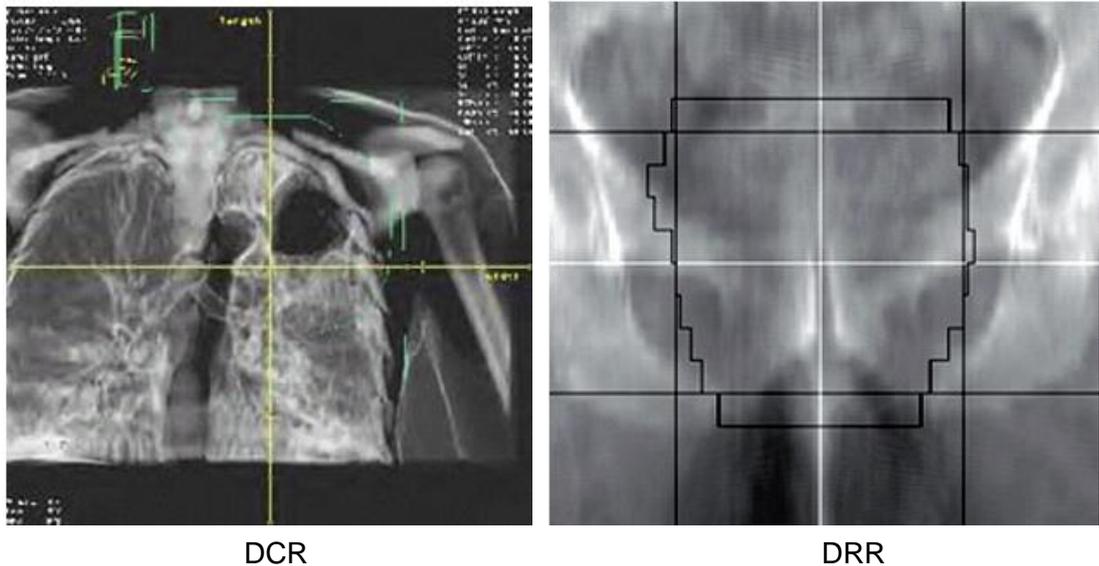
a. Verifikasi

Verifikasi adalah proses untuk memastikan bahwa volume tumor yang diradiasi adalah sama seperti yang direncanakan. Verifikasi dilakukan dengan membandingkan gambar (atau data) dari perencanaan terapi (*treatment planning*) dengan penyinaran yang dikerjakan. Verifikasi dapat menggunakan informasi (gambar atau data) baik dari sistem 2D atau 3D yang nantinya akan dikoreksi secara translasi (x, y, dan z) atau rotasi (derajat) ^[6]

b. Reference Image

Reference image menunjukkan *image* geometri lapangan radiasi yang direncanakan dengan menghubungkan anatomi internal atau pengganti anatomi seperti tulang atau *marker*. Gambar referensi diproduksi dalam berbagai bentuk seperti: *digitally reconstructed radiographs* (DRRs),

digitally composited radiographs (DCRs), gambar simulator, film digital, USG, atau seluruh kumpulan data perencanaan volumetrik.^[6]



Gambar 3. Pencitraan Referensi (DCR & DRR)¹⁴

c. Gambar Portal (*Portal Image*)

Gambar portal adalah suatu *imaging* area radiasi yang didapatkan dari sinar radioterapi. Karena gambar portal menggunakan energy *megavoltage* maka akan terjadi *Compton scattering* yang akan mengurangi kontras gambar dibandingkan dengan X-Rays diagnostic.^[11] Pada LINAC gambar portal dihasilkan oleh perangkat EPID (*Electronic Portal Imaging Device*) yang menyatu berseberangan dengan *gantry* LINAC yang akan menangkap sinar foton. Sinar foton tersebut akan diubah oleh layar fluoresen pada EPID menjadi sinar yang *visible* yang kemudian akan ditangkap oleh *amorphous silicon flat panel detector* dan diolah menjadi gambar portal oleh software tertentu.^[13] Selain EPID, gambar portal juga dapat dihasilkan oleh *Cone Beam CT*

dengan perangkat XVI (*X-ray Volumetri Imaging*) yang sering digunakan pada IGRT.^[6]

d. *Image Guided Radiotherapy* (IGRT)

Dalam definisi yang paling luas, istilah IGRT adalah semua bagian dari proses radioterapi yang menggunakan pencitraan "*imaging*" untuk mendefinisikan dan menggambarkan *target volume* untuk mengevaluasi respon dan akurasi radiasi pada setiap penyinaran. Konsep yang paling banyak digunakan dari istilah IGRT adalah menggunakan pencitraan di ruang penyinaran baik segera sebelum radiasi atau selama radiasi, untuk mengevaluasi dan memperbaiki set-up yang salah. ^[6,4,5]

Untuk verifikasi terapi penyinaran secara online, IGRT menggunakan gambar yang diperoleh segera sebelum pemberian sinar dan intervensi untuk memperbaiki set-up sebelum penyinaran. Gambar portal dapat diperoleh dengan menggunakan Computed Tomography (CT) kilovoltage [kV] dan megavoltage [MV]), gambar Portal (MV), radiografi planar (kV), USG atau metode lainnya. ^[8,16,17]

e. Verifikasi *Pre-treatment*

Proses membandingkan *reference image* dengan rencana terapi yang dilakukan sebelum dimulainya sesi penyinaran dan dilakukan bukan di dalam ruang radiasi.

f. Verifikasi Off-line

Pada verifikasi ini membandingkan *reference image* dengan *portal image* yang diambil di ruang penyinaran dan menganalisa akurasi *set-up error* pada beberapa waktu setelah penyinaran telah diberikan. Koreksi *Set-up error* akan dilakukan pada penyinaran berikutnya. ^[6]

g. Verifikasi Online

Pada verifikasi ini membandingkan *reference image* dengan *portal image* yang diambil di ruang penyinaran segera sebelum radiasi diberikan. Koreksi *set-up error* dilakukan sebelum radiasi tersebut diberikan. Idealnya, waktu yang dibutuhkan antara verifikasi secara online dan pemberian penyinaran harus sesingkat mungkin (beberapa menit), untuk mengurangi variasi yang mungkin terjadi dari gerakan pasien pada waktu tersebut. [6]

h. Verifikasi Interfractional

Pada verifikasi ini membandingkan akurasi set-up antara fraksi yang berbeda. [6]

i. Verifikasi Intrafractional

Verifikasi ini membandingkan akurasi *set-up error* khususnya *random error* selama penyinaran per fraksi atau ketika pemberian penyinaran dengan fraksi tunggal. Pengaruh gerakan intrafractional dapat dikompensasikan dengan merencanakan batas-batas lapangan penyinaran, atau dikurangi dengan metode berikut : [6]

- 1) Men-stop penyinaran apabila terjadi gerakan di luar toleransi yang telah ditetapkan
- 2) *Timing* penyinaran untuk memastikan pengiriman radiasi bertepatan dengan posisi yang dikenal dari anatomi internal pasien
- 3) Membatasi variasi dalam posisi anatomi internal.

j. Verifikasi Real-time

Pada verifikasi ini perbandingan dibuat antara *reference image* dengan *portal image* yang diambil di ruang penyinaran ketika radiasi sedang

disampaikan. Sebagian besar metode verifikasi real-time ini mendeteksi perubahan posisi yang diluar toleransi, sehingga operator atau sistem otomatis dapat berhenti. [6]

Sistem verifikasi real-time menggunakan hubungan antara titik referensi eksternal dengan anatomi internal. Sistem deteksi permukaan optik bekerja dengan menghentikan radiasi jika kontur kulit eksternal pasien atau titik referensi bergerak di luar tingkat toleransi yang ditetapkan. [6]

4. Definisi “*Set-up Error*”

Istilah “*set-up error*” adalah menggambarkan perbedaan atau deviasi antara posisi penyinaran yang direncanakan dengan yang terjadi ketika radiasi. *Set-up error* dihitung sebagai deviasi posisi lapangan penyinaran antara gambar lapangan penyinaran (*Portal image*) dibandingkan dengan *reference image* yang sesuai. *Set-up error* dapat ditentukan dari isocenter dan perbatasan lapangan. [6]

a. Gross Error

Gross Error adalah *set-up error* yang besar, yang tidak dapat diterima karena dapat terjadi underdose pada bagian *Clinical Target Volume* (CTV) atau overdosis pada organ beresiko. Ekstensi margin CTV ke *Planning Target Volume* (PTV) tidak memperhitungkan *gross error* dan *gross error* harus diperbaiki sebelum pengobatan dimulai. [6]

Kemungkinan penyebab dari *Gross Error* adalah: [6]

- 1) Salah Pasien, salah lokasi anatomi atau orientasi pasien
- 2) Salah ukuran lapangan, bentuk atau orientasi
- 3) Posisi isocentre dengan besaran error yang tidak dapat diterima.

Setiap Instalasi Radioterapi harus memutuskan besarnya nilai *gross error* dan mungkin nilainya akan berbeda antara Instalasi Radioterapi. Dalam prakteknya secara umum besarnya nilai *gross error* adalah lebih dari 10 mm untuk berbagai lokasi dan teknik. [6]

b. *Systematic Error*

Systematic Error adalah penyimpangan yang terjadi dalam arah yang sama dan dengan besaran yang serupa pada setiap fraksi di seluruh penyinaran. *Systematic Error* dapat terjadi pada lokasi, perencanaan atau fase penyinaran yang sering disebut sebagai kesalahan persiapan pengobatan (*Treatment Preparation Errors*). Kesalahan persiapan pengobatan mungkin dapat terjadi pada: [6]

- 1) *Target Delineation Error* : Merupakan selisih antara CTV yang didelineasi dan CTV yang “ideal”.
- 2) *Target Posisi dan Bentuk* : Perubahan dalam posisi target dan bentuk antara delineasi dan penyinaran. Kemungkinan penyebabnya termasuk regresi tumor atau pertumbuhan, pengisian kandung kemih dan distensi rektum.
- 3) *Phantom Transfer Error* : Merupakan *error* yang didapatkan ketika mentransfer data *imaging* dari *Planning System* ke pesawat LINAC. Pendeteksian ini diukur dengan menggunakan phantom dan dibagi menjadi kesalahan pencitraan geometris, kesalahan *Planning System* dan kesalahan geometri LINAC. Kemungkinan penyebabnya termasuk perbedaan *laser alignment* antara CT dan LINAC, Meja CT & Linac, resolusi gambar, algoritma pertumbuhan margin, batas lapangan dan *Multileaf Colimator* (MLC), lokasi

isocentre, jarak sumber ke permukaan, gantry dan akurasi sudut kolimator.^[6]

Banyak parameter diperiksa pada pemeriksaan rutin sebagai bagian dari program *Quality Control* Pesawat dan pemeriksaan rutin ini harus memastikan bahwa setiap perbedaan terletak dalam toleransi yang diperbolehkan, seperti ± 2 mm untuk jarak dan $\pm 1^\circ$ untuk indikasi sudut.^[6]

Phantom transfer error diklasifikasikan sebagai *systematic error* karena penyebabnya juga tidak berubah (resolusi gambar, algoritma margin) atau diasumsikan bervariasi perlahan (posisi isocentre, akurasi posisi MLC) dan oleh karena itu dianggap sebagai kesalahan yang konstan.^[6]

- 4) *Patient Set-up Error*: merupakan semua penyebab pengobatan set-up error yang bukan merupakan *phantom transfer error* dan *gross error*. Kemungkinan penyebabnya adalah perubahan posisi pasien, bentuk atau ukuran (misalnya, perubahan berat badan, rambut rontok), perpindahan marker pada kulit dan penyinaran pada meja yang berbeda.^[6]

c. *Random Error*

Random Error adalah penyimpangan yang dapat bervariasi dalam arah dan besaran pada setiap fraksi penyinaran. *Random error* terjadi pada setiap fraksi penyinaran dan sering disebut sebagai *Daily Execution Errors* dan dibagi menjadi :^[6]

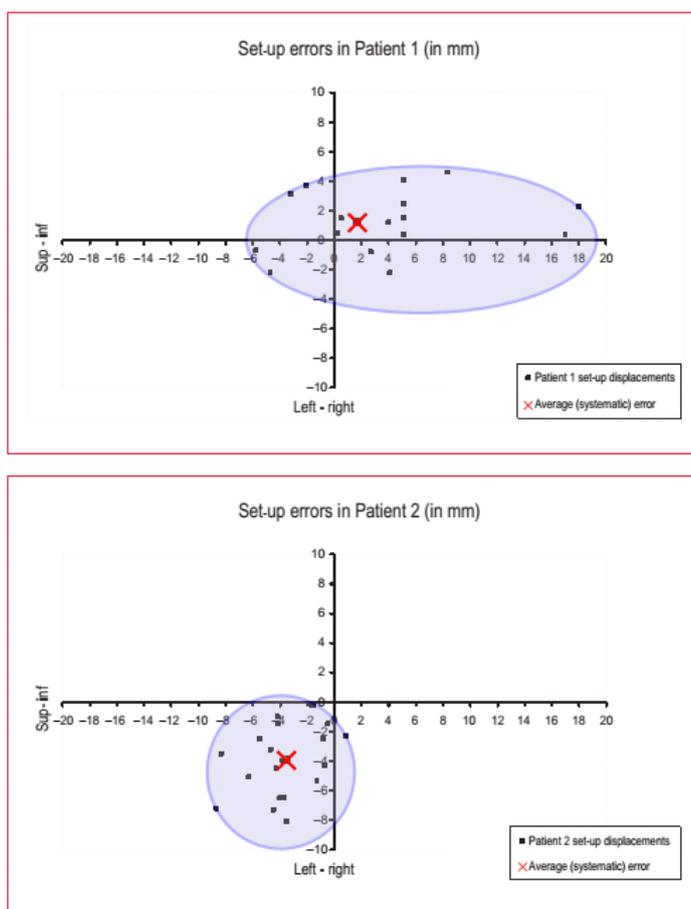
- 1) *Patient Setup Error* : Perubahan tak terduga yang dapat terjadi akibat perubahan posisi pasien, peralatan penyinaran atau metode setting antara penyinaran setiap fraksi.
- 2) Target Posisi dan Bentuk : pada dasarnya sama dengan yang dijelaskan di atas pada kesalahan sistematis tetapi pada *random error* memperhitungkan gerak antara fraksi bukan dari delineasi dengan terapi penyinaran.
- 3) *Intrafraction errors* : menjelaskan perubahan posisi pasien dan anatomi internal yang timbul selama penyinaran, misalnya karena bernapas.

Random error dipengaruhi oleh sistem imobilisasi, kepatuhan pasien dan protokol departemen. Jika menggunakan perangkat imobilisasi yang baru, maka *random error* akan terpengaruh. Strategi koreksi off-line tidak bisa memprediksi komponen *random error* di fraksi berikutnya dan batasan lapangan penyinaran harus dihitung ulang untuk menyertakan variasi ini. Sehingga strategi koreksi online merupakan yang paling tepat untuk mengkoreksi *random error*.^[6]

5. Pengukuran *Set-up Error*

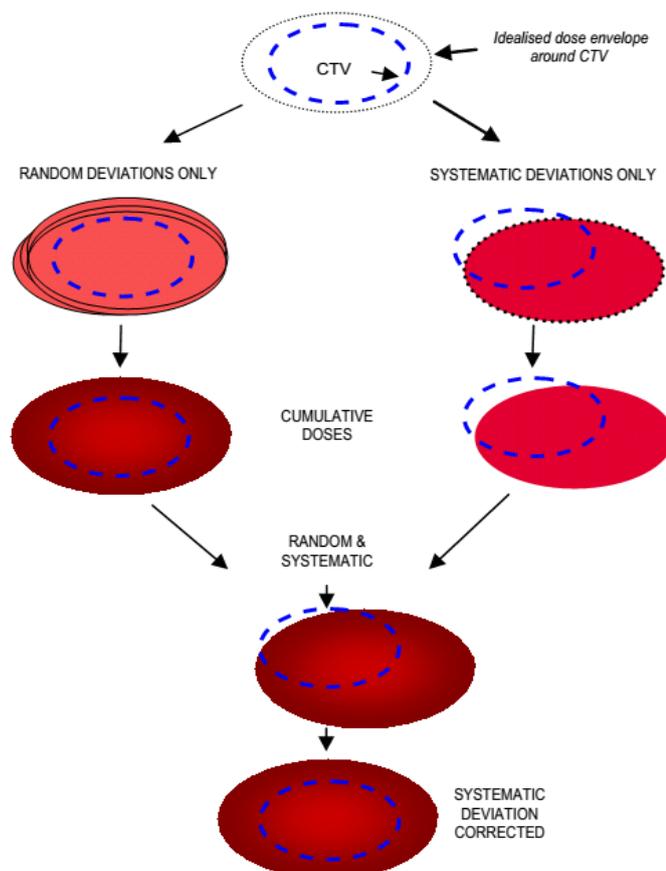
Dari gambar verifikasi (perbandingan antara *reference image* dan *portal image*) yang diukur *set-up error*-nya, mungkin akan terdapat *systematic error* dan *random error*. Seperti diuraikan di atas, pada *systematic error* pengukuran nominal akan konstan dari satu fraksi ke ke fraksi yang lainnya, sedangkan pada *random error* akan bervariasi.

Perbedaan antara *systematic error* dan *random error* ditunjukkan pada Gambar 4, di mana data verifikasi perawatan harian telah diplot untuk dua pasien. Informasi ini menunjukkan bahwa setiap pasien memiliki berbagai *systematic error* dan *random error* yang terjadi selama terapi penyinaran; Pasien 1 memiliki *systematic error* yang kecil tetapi *random error* yang lebih besar, sementara pasien 2 memiliki *systematic error* yang lebih besar tetapi *random error* kecil. *Random error* untuk Pasien 2 ditandai dengan titik-titik individu yang dikelompokkan lebih erat di sekitar posisi mean (*systematic error*).



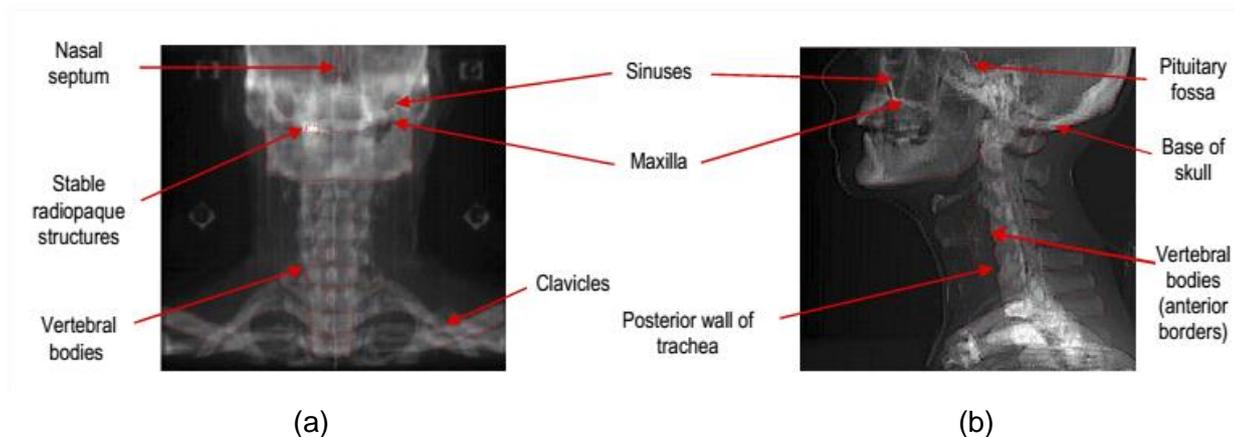
Gambar 4. Contoh plot Systematic error dan Random error¹⁴

Setup error dan ekspansi *margin geometric* CTV-PTV adalah saling terkait. Gambar 4 menunjukkan dampak *systematic error* dan *random error* pada cakupan CTV. Gambar ini menunjukkan bahwa *random error*, yang bervariasi dari hari ke hari, menyebabkan kekaburan dari distribusi dosis kumulatif sekitar CTV, sedangkan *systematic error* dapat menyebabkan *underdose* kumulatif untuk sebagian dari CTV. Karena efek tadi, maka diperlukan ekspansi margin CTV-PTV untuk memastikan cakupan yang memadai dari berbagai sumber kesalahan sistematis. Margin CTV-PTV dapat ditentukan tergantung pada jumlah kontribusi *set-up error* yang dapat dideteksi dan dikoreksi selama terapi radiasi sebelumnya. [6]



Gambar 5. Bagan koreksi systematic error dan random error¹⁴

6. Verifikasi pada Lokasi Kepala dan Leher



Gambar 6. *Digital Reconstruction Radiograph* (DRR) posisi AP (a) dan Lateral (b)¹⁴

Pada gambar diatas telah diidentifikasi lokasi anatomis yang tidak mudah bergerak, sebagai referensi verifikasi geometris daerah kepala dan leher. Disarankan ketika pengambilan pencitraan minimal terlihat 3 referensi anatomis.

Perangkat imobilisasi secara rutin digunakan pada kanker kepala dan leher dan saat ini dianggap wajib untuk jenis tumor lain yang melibatkan wilayah kepala leher seperti limfoma. Terdapat tiga jenis perangkat imobilisasi, yaitu :

- a. Masker termoplastik titik leleh rendah
- b. Masker termoplastik titik leleh tinggi, seperti Perspex atau akrilik
- c. *Bite block* (*mouth fix*) menggunakan cetakan gigi.

Beberapa studi melaporkan *set-up error* bervariasi antara 1,6 dan 4,6 mm. Jenis bahan fiksasi, metode fiksasi dan bantalan kepala yang digunakan juga mempengaruhi setup error. Masker termoplastik tidak boleh digunakan segera setelah dibuat karena ada mungkin penyusutan hingga 2 mm dalam 24 jam pertama. Immobilisasi bite block memberikan

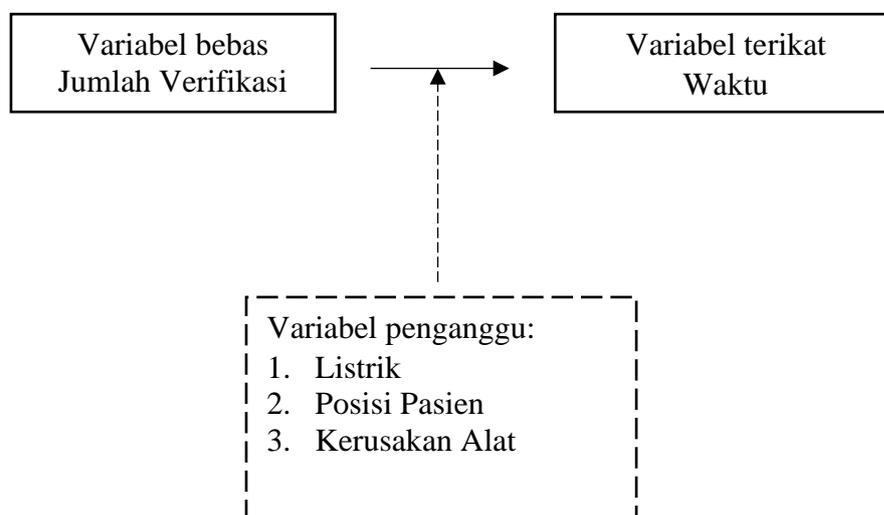
perbaikan pada akurasi posisi tetapi tidak cocok untuk pasien dengan edentulous (tanpa gigi).

Perubahan bentuk anatomi berpotensi penting pada kanker kepala dan leher dan dapat menyebabkan ketidaksesuaian masker. Hal ini dapat disebabkan penyusutan tumor dan penurunan berat badan. Pasien dengan GTV yang terlihat besar pada permukaan kulit harus dipertimbangkan untuk *re-masking* dan perencanaan ulang pada minggu ketiga atau keempat radiasi.

Set-up error paling besar adalah di daerah bahu. Hal ini dapat diminimalkan dengan memastikan adanya titik fiksasi tambahan pada setiap bahu seperti yang di kepala. Hal ini sangat penting di mana lapangan daerah bahu mencakup leher bawah dan fosa supraklavikula.

Pencitraan verifikasi harus dilakukan pada hari 1-3 dari penyinaran, dan juga pada awal penyinaran setiap 5 fraksi. Pada daerah kepala leher memiliki tingkat toleransi 2-3 mm. Disarankan menggunakan pencitraan verifikasi dengan menggunakan lapangan anterior / posterior dan lateral. Ukuran gambaran verifikasi harus cukup optimal untuk memastikan terlihatnya anatomi tulang. Hal ini sangat penting ketika *target volume* sangat kecil atau ketika booster dengan pengecilan lapangan.

B. Kerangka Konsep



Keterangan :

—————▶ : Garis penghubung antara variabel yang diteliti

-----▶ : Garis penunjuk variable pengganggu

□ : Variabel yang diteliti

□ (dashed) : Variabel yang tidak diteliti

C. Hipotesa

H_0 : Tidak ada perbedaan verifikasi *set up* penyinaran antara fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan limabelas pada radioterapi 3D Konformal kanker kepala dan leher.

H_a : Ada perbedaan verifikasi *set up* penyinaran antara fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan limabelas pada radioterapi 3D Konformal kanker kepala dan leher.

BAB III

METODE PENELITIAN

A. Desain Penelitian

Jenis penelitian ini adalah penelitian survei analitik yaitu survei atau penelitian yang mencoba menggali bagaimana dan mengapa fenomena verifikasi itu terjadi.

Rancangan penelitian dengan menggunakan pendekatan *retrospektif*, yaitu rancangan dengan melihat ke belakang dari suatu kejadian yang berhubungan dengan kejadian kesakitan yang diteliti. Penelitian ini bertujuan untuk mempelajari dinamika korelasi antara faktor-faktor risiko dengan efek, dengan cara pendekatan, observasi, dan pengumpulan data sekaligus. ^[16]

B. Lokasi dan Waktu Penelitian

Tempat penelitian dilakukan pada Instalasi Radioterapi dan Kedokteran Nuklir RSUP Dr. Sardjito dengan menggunakan fasilitas EPID, TPS, dan Pesawat Penyinaran Linac Synergy Platform.

Pengambilan data meliputi: pengumpulan data, pengisian data di program SPSS dan analisis data

C. Populasi, Sampel dan Teknik Sampling

1. Populasi

Populasi dalam penelitian ini yaitu pasien yang akan mendapat radiasi / penyinaran pada Instalasi Radioterapi dan Kedokteran Nuklir RSUP Dr. Sardjito

2. Sampel

Sampel dalam penelitian ini yaitu pasien dengan kasus kanker kepala dan leher yang akan mendapatkan penyinaran dengan teknik 3D conformal radioterapi dengan jumlah sampel yang digunakan adalah 30 sampel, dan nilai rata-rata pergeseran digunakan sebagai penentuan tingkat akurasi.

D. Variable Penelitian

Variabel mengandung pengertian ukuran atau ciri yang dimiliki oleh anggota-anggota suatu kelompok yang berbeda dengan yang dimiliki oleh kelompok lain. Variabel adalah sesuatu yang digunakan sebagai ciri, sifat, atau ukuran yang dimiliki atau didapatkan oleh satuan penelitian tentang sesuatu pengertian tertentu, misalnya umur, jenis kelamin, pendidikan, pengetahuan, pendapat, penyakit, dan sebagainya ^[16]

1. Variabel bebas

Variabel bebas merupakan variabel resiko atau sebab. Variabel bebas dalam penelitian ini adalah verifikasi.

2. Variabel Terikat

Variabel yang dipengaruhi. Variabel terikat dalam penelitian ini adalah jumlah pergeseran.

E. Jenis data Dan Metode Pengumpulan Data

1. Jenis data

Jenis data dalam penelitian ini adalah sekunder. Data sekunder merupakan sumber yang tidak langsung memberikan data kepada pengumpul data, misalnya lewat orang lain atau lewat dokumen. ^[22]

2. Metode Pengumpulan Data

Pengumpulan data dilakukan dengan mencari nilai mean dari pergeseran verifikasi. Jumlah sampel yang digunakan sebanyak 30 sampel dengan kasus kanker pada kepala dan leher. Data yang didapatkan mencakup data pergeseran yang diperoleh dari EPID (*Electronic Portal Imaging Devices*) dimana standar yang digunakan saat ini toleransi pergeseran sebesar < 2 mm. Data akan diolah menggunakan program SPSS 11.

3. Instrumen Penelitian

Lembar verifikasi pasien. Lembar verifikasi pasien digunakan untuk mengambil data tentang pergeseran verifikasi pada pasien Kanker Kepala dan Leher di RSUP dr Sardjito Yogyakarta.

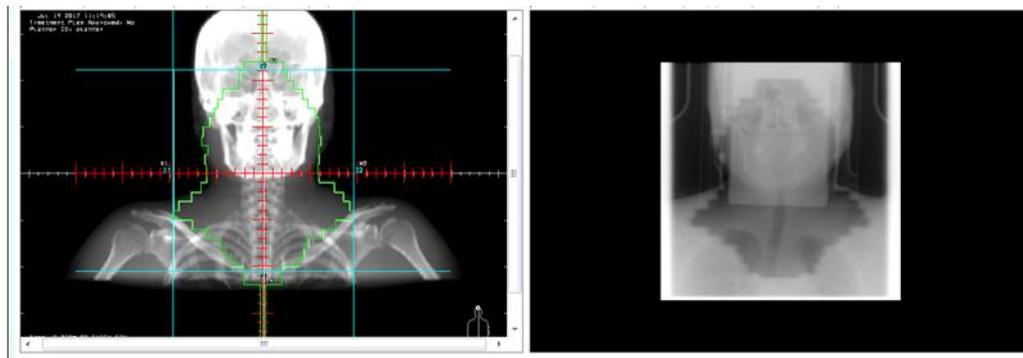
F. Proses Verifikasi Geometri/Set Up Penyinaran

Prosedur penelitian ini adalah dengan melakukan verifikasi *set up* penyinaran secara digital menggunakan software *Mosaiq* yang terinstal pada LINAC. Citra radiograf dari TPS yang berupa *Digital Reconstruction Radiograf* (DRR) dikirim dan disimpan ke komputer ini berupa radiograf posisi gantry 0^0 dan gantry 270^0 . Kemudian saat pengambilan *portal image*, citra yang dihasilkan juga otomatis langsung tersimpan

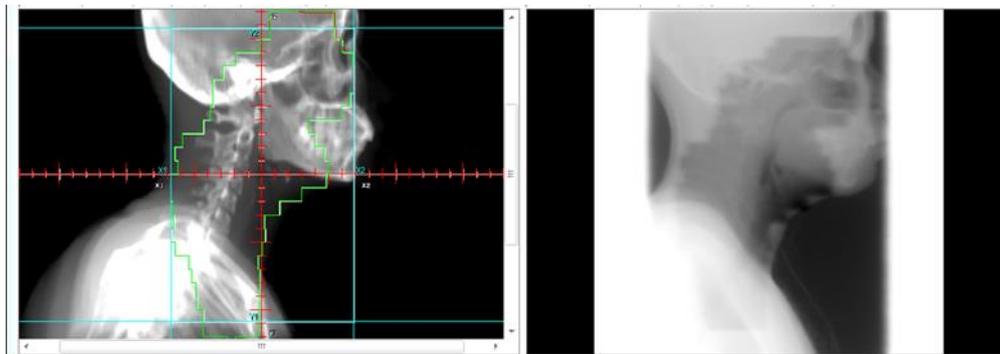
Protokol Verifikasi *Set up* Penyinaran dengan *Mosaiq* :

1. Klik Select *Patient*, Pilih nama pasien yang akan dilakukan verifikasi *set up* penyinaran.
2. Klik Icon Image, Pilih Type Portal, Proyeksi 0 dan 270.
3. Double Klik muncul *Portal image*, Klik Kanan Mouse, Klik *Image Information*, Klik *Association Field* Pilih Proyeksi DRR dan klik OK.

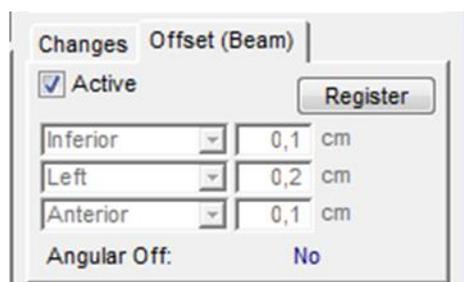
4. Tekan spasi keyboard pada gambar portal Proyeksi 0 dan 270 yang akan dilakukan verifikasi.
5. Klik *Review*, klik masing-masing proyeksi sehingga pada kolom status muncul tanda V.
6. Klik Register pada kanan bawah.
7. Muncul Menu *Reticle Scaling* di *uncheck Locked Scale*, Klik *Yes* dan Klik *Auto Detect* tunggu beberapa saat dan klik *next*.
8. Lakukan kembali *uncheck Locked Scale*, Klik *Yes* dan Klik *Auto Detect* tunggu beberapa saat dan klik OK.
9. Pilih *Image Registration Methods: Manual Registration* dan *Image Viewer: Quad View* dan Klik *Calculate Offset*.
10. Lakukan pencocokan gambar kesesuaian lapangan radiasi dan anatomi sehingga antara DRR dan *Portal image* saling berimpit/superposisi. Untuk mengeksplorasi citra dengan cara menahan tombol kiri mouse dan tombol Ctrl pada keyboard. Bila akan menggeser *portal image* dengan tetap menahan tombol kiri mouse namun tombol Ctrl dilepaskan.
11. Untuk mempermudah proses bisa dilakukan display mode: *Image Fusion* atau *Checkerboard Pattern* dan pilihan Filter: *Sharpen*, *Reduce Noise*, *Peak HO*, *CLAHE*, *AHE* ataupun *Display Equalization*.
12. Setelah selesai klik OK dan dihasilkan rekomendasi pergeseran sentrasi *isocentre* kearah sumbu X, Y dan Z (longitudinal, lateral dan vertikal).



1



2



3

Gambar 7. Hasil Verifikasi Set up Penyinaran (1) Proyeksi AP, (2) Proyeksi Lateral Kanan dan (3) Hasil Koreksi Set Up

G. Pengolahan Dan Analisis Data

1. Pengolahan Data

Hasil dari verifikasi *set up* penyinaran dengan menggunakan *software Mosaic* kemudian diolah dengan *Tabulasi*.

Tabel 1. Tabulasi Verifikasi Set Up Penyinaran antara Fraksi Dua, Tiga, Empat, Sepuluh dan Duapuluh dengan Fraksi Satu, Limabelas

Pasien	Hasil Verifikasi <i>Set Up</i> Penyinaran (cm)	
	<i>Kelompok A</i> (Sumbu X, Y dan Z)	<i>Kelompok B</i> (Sumbu X, Y dan Z)
Pasien 1	Fraksi 2 Fraksi 3 Fraksi 4 Fraksi 10 Fraksi 20	Fraksi 1 Fraksi 15
Pasien 2	Fraksi 2 Fraksi 3 Fraksi 4 Fraksi 10 Fraksi 20	Fraksi 1 Fraksi 15

2. Analisa Data

- a. Lakukan uji normalitas data untuk mengetahui distribusi data dengan sampel 30 pasien dan total data pergeseran 210 menggunakan Uji Kolgomorov-Smirnov.
- b. Uji statistik yang dipakai karena data tidak berdistribusi normal menggunakan uji alternatif, yakni uji beda Mann Whitney dengan tingkat kepercayaan 95%.
 - 1) Nilai $p > 0,05$: Tidak ada perbedaan verifikasi *set up* penyinaran antara fraksi dua, tiga, empat, sepuluh, duapuluh dengan fraksi ke satu, kelimabelas pada radioterapi 3D Konformal kanker kepala dan leher atau
 - 2) Nilai $p < 0,05$: Ada perbedaan verifikasi *set up* penyinaran antara fraksi dua, tiga, empat, sepuluh, duapuluh dengan fraksi ke satu, kelimabelas pada radioterapi 3D Konformal kanker kepala dan leher.

H. Benefit RSUP Dr. Sardjito

Penelitian ini diharapkan dapat menjadi standar jumlah berapa kali verifikasi yang dapat meningkatkan mutu pelayanan baik secara kualitas dan keselamatan pasien (akurasi, kenyamanan, kualitas dan waktu kerja). Proses verifikasi yang diteliti akan dapat menekan waktu verifikasi pasien. Dengan berkurangnya jumlah dan waktu verifikasi maka diharapkan dapat menekan beban pekerja, dan bisa menambah jumlah pasien dengan waktu yang sama dan keuntungan yang diperoleh lebih besar.

I. Hasil yang diharapkan

Metode ini diharapkan dapat memberikan kenyamanan bagi pasien dan tingkat efisiensi waktu mengingat dalam proses verifikasi membutuhkan waktu yang cukup lama antara 30 menit- 1 jam bahkan lebih tapi tetap mendapatkan radiasi yang optimal pada kankernya dan daerah organ kritis mendapatkan dosis yang minimal. (*Quality and Patient Safety*)

BAB IV

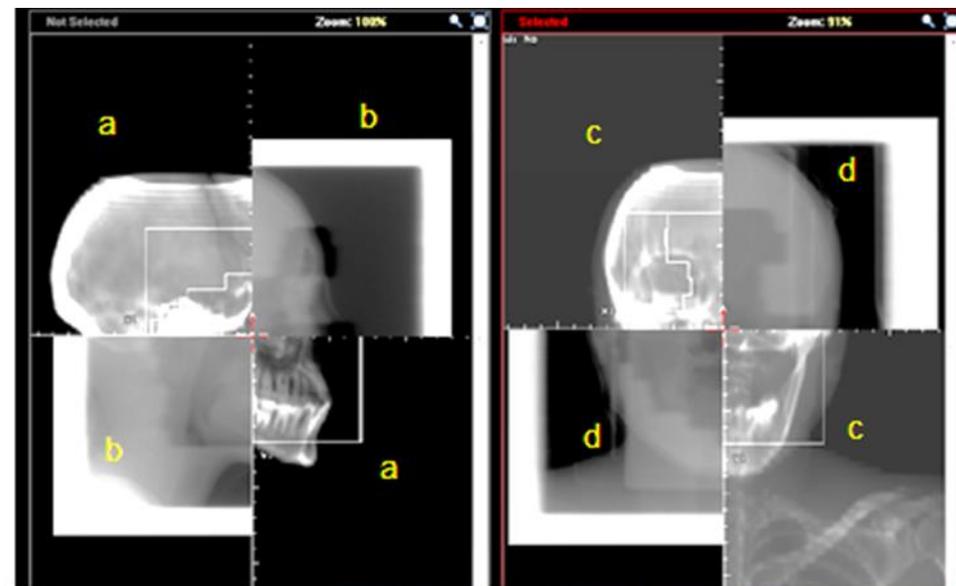
HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Hasil Penelitian

Penelitian dilakukan terhadap 30 sampel pasien kanker regio kepala dan leher yang menjalani radioterapi konformal. Dari 30 pasien pasien kanker kepala dan leher tersebut dilakukan verifikasi *set up* penyinaran dengan menggunakan EPID pada fraksi satu, dua, tiga, empat, sepuluh, limabelas, duapuluh dengan hasil sebagai berikut :

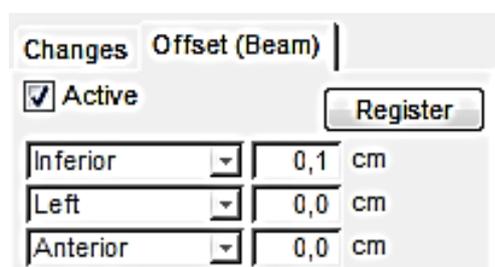
1. Proses Verifikasi Geometri dengan menggunakan EPID (Electronic Portal Imaging Devices)

Proses verifikasi dengan menggunakan EPID adalah proses mencocokkan citra radiograf antara DRR dan *portal image*.



Gambar 8. Verifikasi Set Up Penyinaran dengan software Mosaiq
(a) DRR Lateral, (b) Portal Image Lateral, (c) DRR AP, (d) Portal Image AP

Koreksi diperoleh dengan cara membandingkan citra DRR yang dihasilkan dari planning TPS dibandingkan dengan *portal image*. Untuk memudahkan deteksi lapangan radiasi acuan dan kesesuaian anatomis dapat dilakukan dengan mengatur pencahayaan citra dan variasi filter. Dari citra AP dan Lateral secara otomatis diperoleh nilai pergeseran dari titik isosenter dalam satuan centimeter pada sumbu X (*Right-Left*), sumbu Y (*Superior-Inferior*) dan sumbu Z (*Anterior-Posterior*).



Gambar 9. Hasil Verifikasi Set Up Penyinaran berupa saran pergeseran ke arah sumbu X, Y dan Z

Hasil verifikasi *set up* penyinaran dengan menggunakan *software* Mosaik pada gambar 9 menghasilkan nilai pergeseran sentrasi ke arah sumbu Y/*inferior* pasien sejauh 0,1 cm dan tidak ada pergeseran sentrasi pada sumbu X (*Right-Left*) dan pada sumbu Z (*Anterior-Posterior*).

2. Hasil Verifikasi Geometri antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher

Verifikasi geometri radioterapi Teknik 3D Conformal radioterapi pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher dengan sampel sebanyak 30 pasien didapatkan frekuensi dan *persentase* nilai pergeseran pada sumbu X, sumbu Y dan sumbu Z dimana pada masing-masing kelompok

verifikasi fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh didapatkan 150 nilai pergeseran dan kelompok verifikasi fraksi kesatu dan limabelas didapatkan 60 nilai pergeseran

Tabel 2. Frekuensi Nilai Pergeseran pada Sumbu X

Sumbu	Nilai Pergeseran	Fraksi ke 2,3,4,10,20		Fraksi ke 1, 15	
		Frekuensi	Persentase	Frekuensi	Persentase
Sumbu X	-1,0	2	1,3%	1	1,7%
	-0,8	1	0,7%	1	1,7%
	-0,6	2	1,3%	2	3,3%
	-0,5	2	1,3%	0	0,0%
	-0,4	6	4,0%	2	3,3%
	-0,3	0	0,0%	4	6,7%
	-0,2	13	8,7%	5	8,3%
	-0,1	15	10,0%	4	6,7%
	0,0	58	38,7%	24	40,0%
	0,1	13	8,7%	2	3,3%
	0,2	13	8,7%	4	6,7%
	0,3	12	8,0%	4	6,7%
	0,4	4	2,7%	4	6,7%
	0,5	2	1,3%	1	1,7%
	0,6	2	1,3%	0	0,0%
	0,7	0	0,0%	2	3,3%
	0,8	2	1,3%	0	0,0%
	0,9	2	1,3%	0	0,0%
1,0	1	0,7%	0	0,0%	
Jumlah		150	100,0%	60	100,0%

Pada tabel 2 terlihat bahwa pada kelompok verifikasi fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh memiliki nilai pergeseran dari -1,0 cm sampai dengan 1,0 cm dengan frekuensi terbesar sebesar 38,7 % pada nilai pergeseran 0 cm. Kelompok verifikasi fraksi kesatu dan kelimabelas memiliki nilai pergeseran dari -1,0 cm sampai dengan 0,7 cm dengan frekuensi terbesar sebesar 40,0 % pada nilai pergeseran 0 cm.

Pada tabel 3 terlihat bahwa pada kelompok verifikasi fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh memiliki nilai pergeseran dari -0,6 cm sampai dengan 2,0 cm dengan frekuensi terbesar sebesar 42,0 % pada nilai pergeseran 0 cm. Kelompok verifikasi fraksi kesatu dan kelimabelas

memiliki nilai pergeseran dari -1,1 cm sampai dengan 0,6 cm dengan frekuensi terbesar sebesar 35,0 % pada nilai pergeseran 0 cm.

Tabel 3. Frekuensi Nilai Pergeseran pada Sumbu Y

Sumbu	Nilai Pergeseran	Fraksi ke 2,3,4,10,20		Fraksi ke 1, 15	
		Frekuensi	Persentase	Frekuensi	Persentase
Sumbu Y	-1,1	0	0,0%	1	1,7%
	-0,8	0	0,0%	1	1,7%
	-0,6	1	0,7%	1	1,7%
	-0,5	0	0,0%	1	1,7%
	-0,4	2	1,3%	0	0,0%
	-0,3	8	5,3%	3	5,0%
	-0,2	10	6,7%	7	11,7%
	-0,1	12	8,0%	7	11,7%
	0,0	63	42,0%	21	35,0%
	0,1	9	6,0%	8	13,3%
	0,2	15	10,0%	0	0,0%
	0,3	13	8,7%	1	1,7%
	0,4	9	6,0%	3	5,0%
	0,5	3	2,0%	3	5,0%
	0,6	2	1,3%	3	5,0%
	1,3	2	1,3%	0	0,0%
2,0	1	0,7%	0	0,0%	
Jumlah		150	100,0%	60	100,0%

Pada tabel 4 terlihat bahwa pada kelompok verifikasi fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh memiliki nilai pergeseran dari -0,5 cm sampai dengan 1,4 cm dengan frekuensi terbesar sebesar 43,3 % pada nilai pergeseran 0 cm. Kelompok verifikasi fraksi kesatu dan kelimabelas memiliki nilai pergeseran dari -0,4 cm sampai dengan 1,4 cm dengan frekuensi terbesar sebesar 38,3 % pada nilai pergeseran 0 cm.

Tabel 4. Frekuensi Nilai Pergeseran pada Sumbu Z

Sumbu	Nilai Pergeseran	Fraksi 2,3,4,10,20		Fraksi 1, 15	
		Frequency	Persentase	Frequency	Persentase
Sumbu Z	-0,5	2	1,3%	0	0,0%
	-0,4	3	2,0%	3	5,0%
	-0,3	2	1,3%	4	6,7%
	-0,2	13	8,7%	6	10,0%
	-0,1	10	6,7%	2	3,3%
	0,0	65	43,3%	23	38,3%
	0,1	13	8,7%	10	16,7%
	0,2	21	14,0%	5	8,3%
	0,3	3	2,0%	1	1,7%
	0,4	5	3,3%	1	1,7%
	0,5	3	2,0%	0	0,0%
	0,6	0	0,0%	1	1,7%
	0,7	1	0,7%	1	1,7%
	0,8	2	1,3%	2	3,3%
	1,0	2	1,3%	0	0,0%
	1,1	1	0,7%	0	0,0%
	1,2	1	0,7%	0	0,0%
1,3	2	1,3%	0	0,0%	
1,4	1	0,7%	1	1,7%	
Jumlah		150	100,0%	60	100,0%

a. Hasil Verifikasi Geometri pada sumbu X

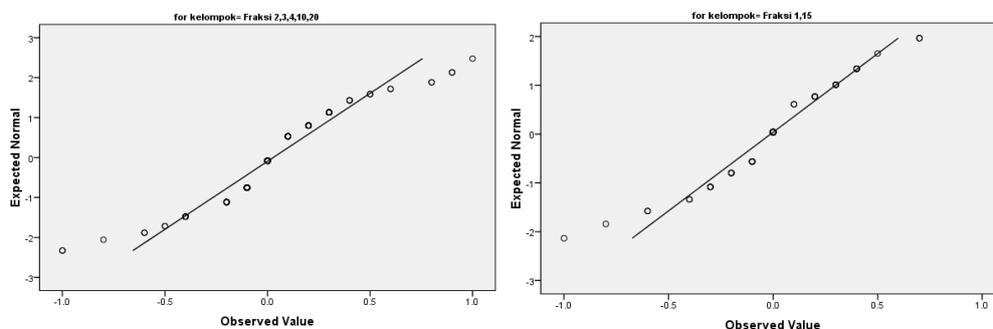
Hasil verifikasi geometri pada sumbu X antara kelompok fraksi ke dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan kelompok fraksi ke satu dan limabelas terlihat pada tabel 5.

Tabel 5. Perbandingan hasil verifikasi geometri pada sumbu X

Kelompok Fraksi Verifikasi Geometri	Jumlah Sampel	Jumlah Data	Mean	Nilai Minimum	Nilai Maksimum
Fraksi ke 2,3,4,10,20	30	150	0,03	-1,00	1,00
Fraksi ke 1, 15	30	60	-0,01	-1,00	0,70

Pada tabel 5 terlihat hasil verifikasi geometri pada sumbu X antara kelompok fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan kelompok fraksi kesatu dan limabelas dimana jumlah sampel sebanyak 30 pasien dengan jumlah data sebanyak 150 dan 60. Pada kelompok verifikasi fraksi ke dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh nilai rata-rata

(mean) 0,03 cm di sisi lain, pada kelompok verifikasi fraksi ke satu dan limabelas, nilai rata-rata (mean) pada sumbu X adalah -0,01 cm.



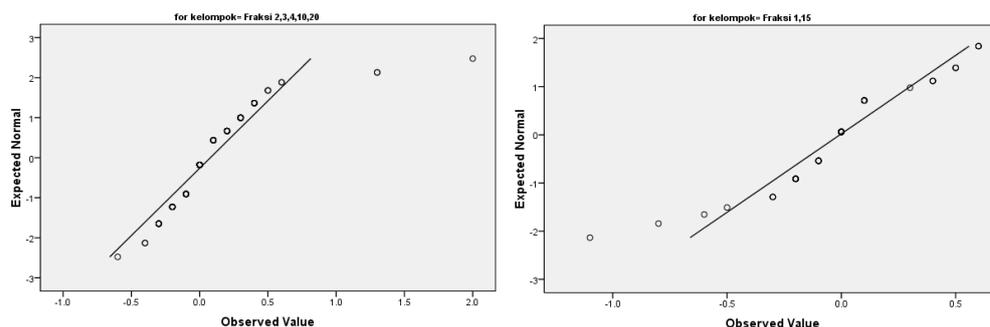
Gambar 10. Perbandingan Kurva Sebaran Nilai Pergeseran terhadap Sumbu X pada Fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh, duapuluh dengan fraksi ke satu, limabelas

b. Hasil Verifikasi Geometri pada sumbu Y

Tabel 6. Perbandingan hasil verifikasi geometri pada sumbu Y

Kelompok Fraksi Verifikasi Geometri	Jumlah Sampel	Jumlah Data	Mean	Nilai Minimum	Nilai Maksimum
Fraksi ke 2,3,4,10,20	30	150	0,08	-0,6	2,0
Fraksi ke 1, 15	30	60	-0,01	-1,1	0,6

Pada tabel 6 terlihat hasil verifikasi geometri pada sumbu Y antara kelompok fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan kelompok fraksi kesatu dan limabelas dimana jumlah sampel sebanyak 30 pasien dengan jumlah data sebanyak 150 dan 60. Pada kelompok verifikasi fraksi ke dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh nilai rata-rata (mean) 0,08 cm di sisi lain, pada kelompok verifikasi fraksi ke satu dan limabelas, nilai rata-rata (mean) pada sumbu X adalah -0,01 cm.



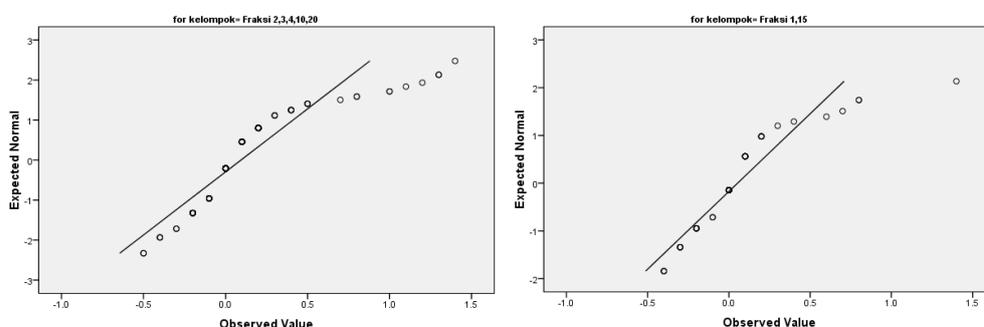
Gambar 11. Perbandingan Kurva Sebaran Nilai Pergeseran terhadap Sumbu Y pada Fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh, duapuluh dengan fraksi ke satu, limabelas

c. Hasil Verifikasi Geometri pada sumbu Z

Tabel 7. Perbandingan hasil verifikasi geometri pada sumbu Z

Kelompok Fraksi Verifikasi Geometri	Jumlah Sampel	Jumlah Data	Mean	Nilai Minimum	Nilai Maksimum
Fraksi ke 2,3,4,10,20	30	150	0,09	-0,5	1,4
Fraksi ke 1, 15	30	60	0,05	-0,4	1,4

Pada tabel 7 terlihat hasil verifikasi geometri pada sumbu Z antara kelompok fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan kelompok fraksi kesatu dan limabelas dimana jumlah sampel sebanyak 30 pasien dengan jumlah data sebanyak 150 dan 60. Pada kelompok verifikasi fraksi ke dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh nilai rata-rata (mean) 0,09 cm di sisi lain, pada kelompok verifikasi fraksi ke satu dan limabelas, nilai rata-rata (mean) pada sumbu X adalah 0,05 cm.



Gambar 12. Perbandingan Kurva Sebaran Nilai Pergeseran terhadap Sumbu Z pada Fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh, duapuluh dengan fraksi ke satu, limabelas

3. Hasil Analisis Statistik Perbedaan Hasil Verifikasi Geometri selama radiasi antara fraksi ke satu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher.

Uji normalitas data pada hasil Verifikasi Geometri selama radiasi antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi ke satu dan ke limabelas pada sumbu X, sumbu Y dan sumbu Z sama-sama menghasilkan data yang tidak berdistribusi normal. Sehingga untuk pengolahan hasil analisa statistik perbedaan Hasil Verifikasi Geometri selama radiasi antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas adalah dengan menggunakan uji Mann Whitney dengan tingkat kepercayaan 95% dengan hasil sebagai berikut:

a. Uji beda hasil verifikasi geometri pada sumbu X.

Hasil uji beda menggunakan Uji Mann Whitney dengan tingkat kepercayaan 95% disimpulkan bahwa tidak ada perbedaan hasil Verifikasi Geometri selama radiasi antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher untuk sumbu X dengan *p value* 0,424.

Tabel 8. Uji Beda Hasil Verifikasi pada sumbu X

	<i>p value</i>	Keterangan
Hasil Verifikasi Fraksi ke dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh – Fraksi ke satu dan limabelas pada Sumbu X	0,424	Tidak ada beda

b. Uji beda hasil verifikasi geometri pada sumbu Y.

Hasil uji beda menggunakan Uji Mann Whitney dengan tingkat kepercayaan 95% disimpulkan bahwa tidak ada perbedaan hasil Verifikasi Geometri selama radiasi antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher untuk sumbu Y dengan *p value* 0,112.

Tabel 9. Uji beda Hasil Verifikasi pada Sumbu Y

	<i>p value</i>	Keterangan
Hasil Verifikasi Fraksi ke dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh – Fraksi ke satu dan limabelas pada Sumbu Y	0,112	Tidak ada beda

c. Uji beda hasil verifikasi geometri pada sumbu Z.

Hasil uji beda menggunakan Uji Mann Whitney dengan tingkat kepercayaan 95% disimpulkan bahwa tidak ada perbedaan hasil Verifikasi Geometri selama radiasi antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher untuk sumbu Z dengan *p value* 0,416.

Tabel 10. Uji beda Hasil Verifikasi pada Sumbu Z

	<i>p value</i>	Keterangan
Hasil Verifikasi Fraksi ke dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh – Fraksi ke satu dan limabelas pada Sumbu Z	0,416	Tidak ada beda

B. Pembahasan

1. Proses Verifikasi Geometri dengan menggunakan EPID (Electronic Portal Imaging Devices)

Proses verifikasi *set up* penyinaran dengan EPID diawali dengan gambar DRR yang dikirim dari TPS ditandai untuk referensi lapangan radiasi dan letak anatomis, kemudian dilakukan proses verifikasi dengan mencocokkan letak referensi tersebut pada gambar portal yang ada. Jika melakukan verifikasi posisi AP maka tampilan DRR dan gambar portal akan muncul secara otomatis dalam posisi AP demikian juga untuk posisi Lateral.

Lamanya waktu verifikasi tergantung pada ketebalan obyek yang akan mendapatkan radiasi dan bagus tidaknya imobilisasi yang digunakan dalam mempertahankan keajegan posisi dari simulasi sampai proses fraksinasi radiasi selesai. Ketebalan obyek sangat mempengaruhi karena energi/faktor eksposi yang digunakan dalam verifikasi geometri adalah MegaVolt sehingga citra/gambar yang dihasilkan akan semakin banyak noise bila obyeknya tebal.

Faktor imobilisasi juga sangat mempengaruhi dalam proses verifikasi dimana dibutuhkan keajegan dalam posisi selama dilakukan proses fraksinasi dalam penyinaran. Bila imobilisasi yang digunakan tidak bagus atau tidak efektif maka akan mengakibatkan proses verifikasi akan mengalami kesulitan dalam menentukan titik isosenternya. Menurut Hoskin, 2007 *Reproducible positioning* merupakan salah satu syarat utama untuk *positioning* pasien ketika simulasi dan penyinaran. *Reproducible positioning* dapat dicapai dengan posisi pasien yang nyaman. Pasien yang

tidak dalam posisi nyaman akan memiliki *setup reproducibility* yang buruk, sehingga mungkin terjadi perubahan posisi setiap harinya yang dapat mengakibatkan penyimpangan keakuratan dan ketepatan pemberian radiasi yang akan berimbas pada lamanya waktu dalam melakukan proses verifikasi.

2. Hasil Verifikasi Geometri selama radiasi antara fraksi kedua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher.

Hasil verifikasi geometri pasien dengan kasus kanker kepala dan leher yang mendapatkan radioterapi dengan teknik 3D Konformal pada kelompok verifikasi fraksi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh frekuensi terbesar pada sumbu X sebesar 38,7%, sumbu Y sebesar 42% dan sumbu Z sebesar 43,3% yaitu pada hasil nilai pergeseran 0 cm. Nilai 0 cm ini mempunyai arti bahwa tidak adanya pergeseran isocenter/sentrasasi penyinaran yang dalam hal ini pada sumbu X, sumbu Y dan sumbu Z. Hal serupa terjadi pada kelompok fraksi ke satu dan ke limabelas frekuensi terbesar pada sumbu X sebesar 40%, sumbu Y sebesar 35% dan sumbu Z sebesar 38,3% yaitu pada hasil nilai pergeseran 0 cm.

Nilai pergeseran 0 cm menduduki frekuensi yang terbesar pada sumbu X, sumbu Y dan sumbu Z pada kelompok verifikasi fraksi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh dan pada kelompok verifikasi kesatu dan kelimabelas menunjukkan bahwa faktor immobilisasi serta fiksasi dalam perencanaan radioterapi dan dalam penyinaran sudah bagus.

Menurut Hoskin, 2007 *positioning* pasien dan penggunaan perangkat immobilisasi merupakan salah satu proses penting pada simulasi di ruang Simulator atau CT-Simulator. *Positioning* dan immobilisasi antara simulator atau CT-Simulator dengan ruang penyinaran haruslah sama. Perangkat immobilisasi akan membantu perbaikan *reproducibility* dan kestabilan *setup*. Pada perangkat immobilisasi yang dibuat khusus untuk pasien secara personal akan meningkatkan secara signifikan immobilisasi intra dan inter-fraksi serta *setup reproducibility*.

Nilai Mean pada kelompok verifikasi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh dan pada kelompok verifikasi kesatu dan kelimabelas bila di bulatkan dalam satu digit di belakang koma menunjukkan hasil yang sama yaitu pada sumbu X sebesar 0,0 dan Sumbu Z sebesar 0,1 sedangkan pada sumbu Y terdapat selisih yaitu sebesar 0,1 untuk kelompok fraksi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh dan sebesar 0,0 untuk kelompok verifikasi fraksi ke satu dan kelimabelas. Hal serupa juga terlihat dalam sebaran kurva nilai pergeseran baik pada sumbu X, sumbu Y dan sumbu Z sama – sama memiliki kemiripan pada kelompok verifikasi fraksi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh dengan kelompok fraksi kesatu dan kelimabelas.

3. Hasil Analisis Statistik Perbedaan Hasil Verifikasi Geometri selama radiasi antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher.

Berdasarkan hasil uji beda verifikasi geometri selama radiasi antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher pada sumbu X memiliki p *value* 0,424, pada sumbu Y memiliki p *value* 0,112 dan pada sumbu Z memiliki p *value* 0,416. Hasil penelitian ini secara statistik menunjukkan tidak terdapat perbedaan antara verifikasi geometri selama radiasi antara fraksi kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh dan duapuluh dengan fraksi kesatu dan kelimabelas pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher, sehingga dapat disimpulkan bahwa verifikasi geometri teknik radioterapi 3D konformal pada kanker kepala dan leher dapat dilakukan hanya pada fraksi kesatu dan kelima belas saja.

Hasil uji analisis statistik dilakukan dengan sampel sebanyak 30 pasien dimana didapatkan data sebanyak 210 data nilai pergeseran dengan rincian 150 nilai pergeseran pada kelompok verifikasi geometri pada fraksi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh serta sebanyak 60 nilai pergeseran pada kelompok fraksi kesatu dan kelimabelas.

Tujuan utama dari radioterapi adalah memberikan dosis yang letal kepada target volume tetapi dengan dosis sekecil-kecilnya pada *organ at risk* sekitar. Untuk mencapai ini maka dapat menggunakan teknik, konformal. Dengan teknik konformal, dosis akan terdistribusi ke target volume dan meminimalkan dosis jaringan normal. Dosis yang tidak adekuat

pada tumor akan menyebabkan peningkatan kekambuhan lokal akan tetapi apabila terdapat dosis yang berlebihan pada organ sekitar maka akan terjadi komplikasi yang *intolerable* seperti kebutaan. Oleh karena itu keakuratan dan ketepatan dibutuhkan pada pemberian radiasi. *Positioning* pasien dan immobilisasi merupakan faktor utama untuk memberikan keakuratan dan ketepatan pada pemberian radiasi.^[9,20,15]

Menurut Hoskin, 2007 verifikasi radioterapi adalah proses untuk memastikan bahwa volume tumor yang diradiasi adalah sama seperti yang direncanakan. Tujuan verifikasi geometris adalah untuk memastikan bahwa akurasi geometris dari radiasi yang diberikan masih didalam batas-batas yang diperbolehkan dalam rencana penyinaran. Verifikasi dilakukan dengan cara membandingkan informasi gambar atau data dari *treatment planning* dengan terapi radiasi yang diberikan. Verifikasi merupakan salah satu komponen dari seluruh proses terapi.

Dengan adanya hasil uji analisis statistik yang membuktikan bahwa verifikasi geometri bisa dilakukan sebanyak dua kali saja yaitu pada fraksi penyinaran ke satu dan kelimabelas pada kasus kanker kepala dan leher dengan teknik radioterapi konformal diharapkan dapat meningkatkan kuantitas dari pelayanan tanpa mengesampingkan sisi kualitas dalam pemberian radiasi terhadap pasien. Hal ini dikarenakan bila dalam sekali melakukan verifikasi geometri membutuhkan waktu sebanyak 15 menit dan jumlah fraksi penyinaran yang harus mendapatkan verifikasi sebanyak 6 kali sesuai dengan SOP yang ada selama ini (fraksi kesatu, kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh) maka total lamanya pasien

mendapatkan verifikasi sebanyak 90 menit dalam satu periode penyinaran.

Penghematan waktu dalam verifikasi akan mengalami penurunan yang signifikan bila hanya dilakukan dua kali saja dalam satu periode penyinaran (tanpa meninggalkan aspek kualitas dari pemberian radiasi) yaitu hanya sebesar 30 menit saja sehingga terlihat bahwa terjadi penghematan waktu sebesar 60 menit dalam satu periode fraksi penyinaran.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

A. KESIMPULAN

Verifikasi geometri radioterapi teknik 3D Conformal radioterapi pada pasien dengan kasus kanker kepala dan leher dengan sampel sebanyak 30 pasien dapat disimpulkan :

1. Proses verifikasi geometri radioterapi yaitu proses untuk memastikan bahwa volume tumor yang di radiasi sesuai dengan perencanaan. Verifikasi dilakukan dengan cara membandingkan informasi gambar atau data dari *treatment planning* dengan terapi radiasi yang diberikan. Proses verifikasi dengan membuat garis pada DRR sebagai tanda lapangan yang akan diradiasi dan referensi anatomis kemudian mencocokkan citra radiograf antara DRR dan *portal image* dengan metode kesesuaian lapangan radiasi dan kesesuaian anatomis pada proyeksi AP dan Lateral sehingga didapatkan nilai pergeseran pada sumbu X, sumbu Y dan sumbu Z. Proses verifikasi dilakukan pada pada fraksi penyinaran kesatu, dua, tiga, empat, sepuluh, limabelas dan keduapuluh.
2. Nilai Mean pada kelompok verifikasi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh dan pada kelompok verifikasi kesatu dan kelimabelas menunjukkan hasil yang sama yaitu pada sumbu X sebesar 0,0 cm dan Sumbu Z sebesar 0,1 cm sedangkan pada sumbu Y terdapat selisih yaitu sebesar 0,1 cm untuk kelompok fraksi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh dan sebesar 0,0 cm untuk kelompok verifikasi fraksi ke satu dan kelimabelas.

3. Hasil penelitian ini secara statistik menunjukkan tidak terdapat perbedaan antara hasil verifikasi geometri kelompok verifikasi kedua, ketiga, keempat, kesepuluh dan keduapuluh dengan kelompok verifikasi kesatu dan kelimabelas pada sumbu X dengan *p value* 0,424, pada sumbu Y dengan *p value* 0,112 dan pada sumbu Z dengan *p value* 0,416.
4. Optimalisasi Verifikasi Geometri dari beberapa kali proses verifikasi menjadi hanya dua kali verifikasi dapat memberikan kenyamanan bagi pasien dan tingkat efisiensi waktu mengingat dalam proses verifikasi membutuhkan waktu yang cukup lama antara 30 menit - 1 jam dengan tetap mendapatkan radiasi yang optimal pada kankernya dan daerah organ kritis mendapatkan dosis yang minimal. (*Quality and Patient Safety*)

B. SARAN

Dengan tingkat efektif dan efisien penyederhanaan jumlah verifikasi untuk teknik radioterapi konformal pada kasus kanker kepala dan leher, perlu dilakukan penelitian lanjutan untuk kemungkinan penyederhanaan jumlah verifikasi pada kasus kanker di daerah yang lain seperti pada rongga dada, pelvis maupun pada ekstremitas.

DAFTAR PUSTAKA

1. Abramson Cancer Center of the University of Pennsylvania. Pictorial Overview of the Radiation Therapy Treatment Process. Dec 2014.
2. Engel-Hills P (Overall Supervisor). 2014. Principles of Patient Positioning and Immobilisation in Radiotherapy, Focussing on the head and neck area. [Training DVD]. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency.
3. Globocan, Estimated Cancer Incidence, mortality and Prevalence Worldwide 2012. http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_population.aspx
4. Goyal S, Kataria T. Image Guidance in Radiation Therapy: Techniques and Applications. 2014. Radiology Research and Practice, vol. 2014, doi:10.1155/2014/705604
5. Gupta T, Narayan CA. Image-guided radiation therapy: Physician's perspectives. J Med Phys. 2012 Oct-Dec;37(4):174-182
6. Hoskin P, Gaze M, Greener T, et al. *On Target Ensuring Geometric Accuracy in Radiotherapy : Principles of Geometric Verification*. Royal College of Radiologists. 2007 : p.9-15
7. Hoskin P, Gaze M, Greener T, et al. *On Target Ensuring Geometric Accuracy in Radiotherapy : How to Verify*. Royal College of Radiologists. 2007 : p.16-28 <http://www.oncolink.org/treatment/article.cfm?c=154&id=34>
8. James D.Cox, K. Kian Ang. Radiation Oncology 9th edition.. Philadelphia: Mosby Elsevier., 2010
9. Khan F, Reinstein LE, Podgorsak MB. *Treatment Planning in Radiation Oncology: Patient Positioning and Immobilization*. Lippincott Williams & Wilkins 2007 2nd.Ed p.39-60
10. Kurniyanti N M A. Bioelektrik Terapi Radiasi Kesehatan. 2007 [cited 2013 January 30]; Available from: <http://www.scribd.com/doc/61109156/BIOELEKTRIK>
11. Langmack KA. Portal Imaging. Br J Radiol 2001;74:789–804
12. Meidyawati R. Pengaruh Radiasi Dosis Terapi terhadap Kekerasan Email yang Dilapisi Varnish Fluor. Jakarta: Indonesia University; 2003. 67-90.
13. Mileusnic D. Verification and correction of geometrical uncertainties in conformal radiotherapy. Arch Oncol 2005;13(3-4):140-4
14. Murat B, et al. Basic Radiation Oncology. New York: Springer., 2010

15. Mutic S, Perez C. *Technical Basis of Radiation therapy : The Simulation Process in the Determination and Definition of the Treatment Volume and Treatment Planning*. Springer Ed. 4th p.107-133
16. Notoatmodjo. 2012. *Metodologi Penelitian Kesehatan*. Jakarta : Rineka Cipta
17. Perez., et al. *Principles and Practice of Radiation Oncology* 5th edition. LWW., 2008
18. Prawirohardjo. 2011. Jakarta : PT Bima Pustaka Sarwono Prawirohardjo
19. Sugiyono. 2013 . *Metodologi Penelitian (Pendekatan kualitatif dan kuantitatif)*. Bandung: alfabeta
20. White H, White N. *Practical Radiotherapy : Immobilisation Equipment*. Wiley-Blackwell 2009 2nd ed. p.113-129
21. White S C, Pharaoh M J. *Oral Radiology: Principles and Interpretation*. St. Louis: Mosby Inc; 2004. 20-120.