

Optimasi Pencitraan

Verifikasi Geometri Radioterapi

Dengan *Computed Radiography (CR)*



Penulis :

Dwi Sugeng Supriyadi, SST, M.Tr.ID

Dr.dr. Lina Choridah, Sp.Rad (K)

Siti Masrochah, S.Si, M.Kes

Dr.dr. CH. Nawangsih, Sp.Rad (K) Onk.Rad

Dr.dr. Ari Suwondo, MPH



INTI MEDIKA PUSTAKA

PENERBIT INTI MEDIKA PUSTAKA (IMP)

Optimasi Pencitraan Verifikasi Geometri Radioterapi Dengan *Computed Radiography* (CR)

Penyusun :

Dwi Sugeng Supriyadi, SST, M.Tr.ID

Dr.dr. Lina Choridah, Sp.Rad (K)

Siti Masrochah, S.Si, M.Kes

Dr.dr. CH. Nawangsih, Sp.Rad (K) Onk.Rad

Dr.dr. Ari Suwondo, MPH



Optimasi Pencitraan Verifikasi Geometri **Radioterapi Dengan *Computed Radiography* (CR)**

Penyusun :

Dwi Sugeng Supriyadi, SST, M.Tr.ID

Dr.dr. Lina Choridah, Sp.Rad (K)

Siti Masrochah, S.Si, M.Kes

Dr.dr. CH. Nawangsih, Sp.Rad (K) Onk.Rad

Dr.dr. Ari Suwondo, MPH

Penerbit

Inti Medika Pustaka

Jl Beringin VII Tidar Sawe Kota Magelang Jawa Tengah 56125

Email : intimedikapustaka@gmail.com

Telp : 089607540188

Edisi Buku Elektronik I
Magelang, Agustus 2023

ISBN : 978-602-71106-8-7

KATA PENGANTAR

Assalamualaikum Wr.Wb

Alhamdulillah segala puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT yang telah melimpahkan segala rahmat serta karunia-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan buku dengan judul “Optimasi Pencitraan Verifikasi Geometri Radioterapi Dengan *Computed Radiography* (CR).” Terimakasih kepada keluarga tercinta yang telah memberikan banyak dukungan serta doa yang selama ini dipanjatkan demi keberhasilan dan kesuksesan penulis. Besar harapan buku ini dapat memberikan manfaat khususnya dalam pelaksanaan pencitraan verifikasi geometri pada pasien radioterapi.

Dalam penyusunan buku ini penulis menyadari sepenuhnya bahwa penulis banyak mendapatkan arahan, bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak. Untuk itu pada kesempatan ini penulis tidak lupa mengucapkan banyak terimakasih kepada:

1. Bapak Jeffri Ardiyanto, M.App.Sc selaku Direktur Poltekkes Kemenkes Semarang.
2. Ibu Dr. drg. Lanny Sunarjo, MDSC selaku Ketua Program Pascasarjana Magister Terapan Kesehatan Politeknik Kesehatan Kementerian Kesehatan Semarang.
3. Bapak Gatot Murti Wibowo, S.Pd, M.Sc selaku Ketua Program Studi Magister Terapan Imaging Diagnostik.
4. Seluruh pihak yang telah berkontribusi pada penulisan buku ini.

Penulis yakin bahwa buku ini masih jauh dari kesempurnaan, maka kritik dan saran yang bersifat membangun sangat diharapkan. Akhir kata penulis berharap semoga buku ini dapat bermanfaat.

Semarang, Juli 2023

Penulis

DAFTAR ISI

Halaman Judul.....	ii
Kata Pengantar.....	iii
Halaman Judul	iv
Daftar Isi	v
Bab I Pendahuluan.....	1
A. Pengertian Radioterapi	1
B. Tahapan Proses Layanan Pemeriksaan Radioterapi Eksterna.....	2
Bab II Radioterapi Eksterna	5
A. Pengertian Radioterapi Eksterna	5
B. Telecobalt-60	6
C. Linear Acelerator (LINAC).....	10
D. Proses Layanan Radioterapi Eksterna	15
Bab III Verifikasi Geometri Radioterapi.....	18
A. Pengertian Perencanaan Lapangan Radiasi	18
B. Teknik Batas Lapangan Radiasi Radioterapi	18
Bab IV Verifikasi Geometri Radioterapi.....	23
A. Pengertian Verifikasi Geometri Radioterapi	23
B. Metode Verifikasi Posisi Pasien	24
Bab V Computed Radiography	28
A. Pengertian Computed Radiography.....	28
B. Komponen Computed Radiography	29
Bab VII <i>Low Melting Point Alloy</i> MCP-96.....	35
A. Pengertian Metal Chelate Polymers	35
B. Koefisien Atenuasi Linear Metal Chelate Polymers ...	36
Bab VIII Kualitas Citra Radiografi.....	38
A. Pengertian Kualitas Citra Radiografi.....	38
B. Parameter Kualitas Citra Radiografi	38
Bab VII Analisis Kualitas Citra Digital.....	41
A. Pengertian Analisis Kualitas Citra Digital	41
B. Metode Analisis Kualitas Citra Digital.....	41
Bab IX Optimasi Citra Verifikasi Geometri Radioterapi.....	45
A. Pengertian Optimasi Citra Verifikasi Geometri Radioterapi.....	45
B. Parameter Optimasi Citra Verifikasi Geometri Radioterapi.....	47

Bab X Optimalisasi Penggunaan Filter Low Melting Point Alloy MCP-96	55
A. Keuntungan Penggunaan Filter Low Melting Point Alloy MCP-96	55
B. Standar Prosedur Operasional Pencitraan Verifikasi Geometri Radioterapi dengan Computed Radiography	56
Daftar Pustaka	59

Bab I

Pendahuluan

A. Pengertian Radioterapi

Radioterapi merupakan suatu pelayanan medis yang menggunakan atau memanfaatkan radiasi pengion berupa sinar X atau sinar gamma dan partikel lainnya untuk pengobatan pasien kanker atau non kanker. Tujuan dari pelayanan radioterapi adalah meningkatkan ketahanan hidup dan kualitas hidup pasien dengan mendapatkan rasio terapeutik yang optimal yaitu mengoptimalkan kontrol lokal dan regional serta meminimalkan efek samping yang ditimbulkan (1)(2).

Metode radioterapi berdasarkan letak sumber radiasinya dapat dilakukan dengan radioterapi ekterna dan brakiterapi, baik sebagai modalitas tunggal maupun dikombinasikan dengan pengobatan lain seperti pembedahan, kemoterapi, atau bentuk pengobatan lainnya. Pelayanan radioterapi ekterna yaitu metode terapi radiasi dimana sumber radiasi berada diluar atau mempunyai jarak tertentu dari tubuh. Sedangkan brakiterapi adalah metode terapi radiasi dengan sumber radiasi secara temporer atau permanen diletakkan atau didekatkan pada tumor(1)(3).

Ada dua jenis radiasi yang digunakan dalam pelayanan radioterapi ekterna yaitu radiasi elektromagnetik dan partikel. Untuk radiasi elektromagnetik yang digunakan adalah sinar-X

dan sinar gamma, sedangkan radiasi partikel menggunakan elektron dan proton. Modalitas yang digunakan dalam pelayanan radioterapi eksterna yaitu pesawat telecobalt 60, pesawat **Linear Accelerator** (Linac) dan **Proton Beam Therapy** (4)(5)(6).

B. Tahapan Proses Layanan Pemeriksaan Radioterapi Eksterna

Tahapan proses dalam pelayanan radioterapi eksterna yaitu : pengaturan posisi pasien dan immobilisasi agar selama terapi radiasi posisi pasien dapat sama dan akurat; pengambilan citra dengan simulator konvensional atau **Computerized Tomography** (CT) Simulator untuk menetapkan volume target; perencanaan radiasi berdasarkan volume target dan organ kritis yang berada di sekitar target; evaluasi dan persetujuan dari perencanaan dosis; hasil perencanaan dikirimkan ke modalitas terapi radiasi; verifikasi dari posisi pasien dapat menggunakan portal film atau menggunakan **Electronic Portal Image Devices** (EPID); proses pemberian terapi radiasi; dan penjaminan mutu untuk memastikan seluruh tahapan proses sudah berjalan dengan benar dan baik (5)(7).

Verifikasi geometri merupakan tahapan proses pelayanan radioterapi eksterna yang dilakukan saat pertama kali pasien akan di terapi radiasi dan secara berkala selama proses terapi radiasi diberikan. Tahapan ini untuk memastikan kesesuaian posisi pasien, luas lapangan dan kedalaman serta dosis yang diberikan dengan perencanaan yang sudah dirancang di **Treatment Planning System** (TPS) (5)(8).

Beberapa modalitas yang digunakan dalam pelayanan

radioterapi ekterna, belum dilengkapi dengan perangkat EPID untuk proses verifikasi geometri, sehingga diperlukan peralatan alternatif untuk pelaksanaannya. **Computed Radiography** (CR) merupakan salah satu pilihan untuk menggantikan EPID karena dengan perkembangan teknologi pencitraan medis saat ini telah memberikan perubahan dari sebelumnya pencitraan berbasis teknologi analog menjadi teknologi digital (filmless) khususnya di rumah sakit modern (9).

Namun energi dari pesawat radioterapi ini sangat tinggi yaitu dalam **megavoltage** yang tidak dikondisikan untuk CR, karena peralatan ini pemanfaatannya hanya untuk pencitraan radiologi diagnostik bukan radioterapi. Maka dari itu diperlukan optimasi untuk dosis radiasi hasil keluaran pesawat radioterapi untuk mendapatkan hasil citra verifikasi geometri pada pasien radioterapi yang dapat diterima atau informatif. Salah satunya yaitu dengan memanfaatkan **low melting point alloy** MCP-96 sebagai filter untuk mengatenuasi intensitas dosis radiasi dari pesawat radioterapi menjadi dosis radiasi yang digunakan dalam pemeriksaan radiologi diagnostik.

Bab II

Radioterapi Eksterna

A. Pengertian Radioterapi Eksterna

Radioterapi eksterna atau dikenal juga dengan istilah teleterapi merupakan salah satu metode radioterapi dimana posisi dari sumber radiasi berada di luar tubuh pasien dengan kata lain mempunyai jarak tertentu dari target radiasi yang direncanakan. Pada metode radioterapi eksterna terdapat dua modalitas yang biasa digunakan di Indonesia yaitu pesawat teleterapi cobalt-60 yang menghasilkan radiasi gamma dan pesawat Linac yang memproduksi radiasi foton dan partikel elektron (1)(2)(10).

Adapun penggunaan jarak sumber radiasi ke target umumnya pada pesawat teleterapi cobalt-60 adalah 80 cm sedangkan pada pesawat Linac jarak yang digunakan adalah 100 cm. Pertimbangan mendasar penggunaan jarak sumber radiasi ke target pada pesawat teleterapi cobalt-60 maupun pesawat Linac dari sisi efisiensi adalah, berkaitan dengan jarak dimana jika jaraknya jauh maka energi yang dibutuhkan akan menjadi lebih besar dan waktu radiasi lebih lama, selain itu dari pergerakan fokus sumber serta pada jarak sekitar 50 cm dari sumber radiasi dihasilkan elektron kontaminasi (2).

Pesawat radiasi yang digunakan dalam radioterapi eksterna dilengkapi dengan asesoris untuk mengatur berkas radiasi secara dinamis menyesuaikan arah radiasi serta perangkat pencitraan

yang digunakan untuk melakukan verifikasi keakuratan pemberian radiasi

Saat ini teknik yang digunakan dalam radioterapi eksterna telah mengalami transisi mengikuti perkembangan teknologi sebelumnya dengan teknik radioterapi dua dimensi menjadi teknik radioterapi 3D Conformal Radioterapi, **Intensity Modulated Radiotherapy** (IMRT) termasuk **Volumetric Arc Therapy** (VMAT), Image-Guided Radiotherapy (IGRT), **Adaptive Radiotherapy** (ART), dan pencitraan 4D dan manajemen gerakan dalam radioterapi

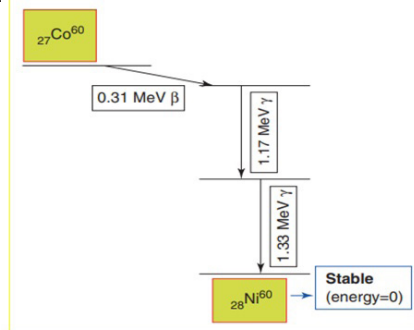
2. Target radiasi ditentukan dengan menggunakan pesawat CT simulator atau simulator konvensional yang dilaksanakan bersama oleh Radiografer Radioterapi dan Dokter Spesialis Onkologi Radiasi. Data citra simulator pasien, informasi terkait positioning dan alat bantu yang digunakan selanjutnya didokumentasikan dengan baik supaya saat dilakukan radiasi di pesawat radiasi dapat akurat sesuai dengan kondisi di simulator.
3. Pemberian radiasi dilakukan oleh Radiografer Radioterapi sesuai dengan perencanaan radiasi yang telah dibuat oleh Fisikawan Medis dan Dokter Spesialis Onkologi Radiasi serta setiap ada perubahan rencana radiasi harus berdasarkan instruksi dokter spesialis onkologi radiasi.
4. Sebelum pemberian radiasi pertama kali atau jika ada perubahan area radiasi dilakukan verifikasi posisi pasien dengan menggunakan gammagrafi, EPID atau **cone beam** menyesuaikan dengan pesawat radiasi dan teknik

radiasi yang disetujui serta diparaf oleh Radiografer Radioterapi dan Dokter Spesialis Onkologi Radiasi.

- Menurut ICRU 62 kriteria keseragaman kurva isodosis untuk 2D/3D-CRT yaitu 95% meliputi PTV dan dosis maksimum 107 persen, sedangkan ICRU 83 digunakan untuk teknik IMRT.

B. Telecobalt 60

Pesawat telecobalt-60 merupakan salah satu modalitas dalam radioterapi eksterna, dimana memanfaatkan sinar gamma yang dihasilkan oleh peluruhan radioisotop cobalt-60. Sebagai sumber radiasi cobalt-60 dapat mengoptimalkan kontrol lokal dan regional pada bagian tubuh yang terkena kanker dan minimal pada sel sehat. Emisi gamma yang dipancarkan oleh sumber cobalt-60 dari proses peluruhan memiliki dua energi yaitu 1,17321 dan 1,33247 MV (5)(14)



Gambar 1. Skema Peluruhan Cobalt-60 (5)

Radioisotop cobalt-60 yang dimanfaatkan dalam radioterapi umumnya memiliki aktivitas antara 5.000 sampai 15.000 Ci dan memiliki bentuk silinder dengan diameter 2 cm. Setelah penggunaan 5 – 7 tahun atau aktivitas sudah dibawah 3.000 Ci sumber cobalt-60 akan dilakukan penggantian (5).

Waktu paruh dari cobalt-60 adalah 5,27 tahun dan dinyatakan aman serta tidak aktif lagi setelah sepuluh kali waktu paruh. Sehingga sumber cobalt-60 harus disimpan dan dilakukan pengawasan selama 53 tahun sebelum dibebaskan (5).

1. Fitur pesawat telecobalt-60

Pesawat telecobalt-60 dalam pemanfaatan pelayanan klinis radioterapi secara umum terdiri atas: kepala sumber dan kolimator, gantry, meja pasien serta konsul operator seperti terlihat pada gambar 2.



Gambar 2. Fitur Pesawat Telecobalt-60

Sumber radioaktif cobalt-60 dilindungi oleh uranium susut kadar (depleted uranium) dan berada didalam kepala

sumber yang terbuat dari lapisan timbal untuk melindungi area sekitar dari bahaya radiasi yang merugikan. Saat digunakan untuk terapi radiasi sumber cobalt-60 didorong dengan sistem pneumatik sehingga sumber berada tepat pada kolimator atau posisi beam on. Kepala sumber ini didesain khusus sehingga dapat menahan aktivitas 10.000 Roentgen per jam meter (RHm) atau 165 Roentgen per menit meter (Rmm) dan kebocoran radiasi tidak melebihi 2 mR/jam pada jarak 1 meter (5)(14).

Gantry merupakan perangkat pada pesawat telecobalt-60 yang digunakan untuk menentukan arah radiasi pada tubuh pasien. Gantry dapat berputar 360° dengan kecepatan putaran yang dapat diatur dan arah putaran dapat searah atau berlawanan jarum jam. Jarak sumber ke isosenter pada pesawat telecobalt 60 adalah 80 – 100 cm (5)(14).

Letak konsul berada diluar ruangan radiasi supaya dapat melindungi petugas dari bahaya radiasi yang ditimbulkan saat operasi. Fungsi konsul digunakan oleh petugas untuk mengatur parameter dan waktu radiasi serta memantau kondisi pasien yang diberikan terapi radiasi (14).

2. Infrastruktur dan spesifikasi teknis pesawat telecobalt-60

Infrastruktur yang dibutuhkan pada pesawat telecobalt-60 yaitu daya fase tunggal, kompresor udara, monitor area serta air conditioner (AC) menyesuaikan kelembaban dan suhu ruangan (15). Untuk spesifikasi teknis pada pesawat telecobalt-60 meliputi:

- a. Sumber cobalt-60 memiliki ukuran diameter 2,5 cm atau kurang, dan laju dosis awal dalam air minimal 2 Gray per menit dengan luas lapangan radiasi 10 x 10 cm. Serta memiliki simetri dan kerataan berkas kurang dari atau sama dengan 3 persen.
- b. Gantry dengan sistem penggerak motor dapat berotasi 180° dan memiliki **source axis distance** (SAD) 100 cm. Pergeseran isosenter maksimum 2 mm dari ketiga sumbu rotasi (kolimator, gantry dan meja pasien).
- c. Kolimator dengan sistem penggerak motor dapat berotasi kurang lebih 90° serta luas lapangan dapat diatur maksimum 40 x 40 cm dan minimum 1 x 1 cm dengan SAD 100 cm. Terdapat kolimator sekunder (**trimmers**) yang digunakan untuk mengurangi penumbra hingga kurang dari 10 mm serta lampu kolimator yang menunjukkan area radiasi dengan ketepatan kurang dari 2 mm.
- d. Memiliki indikator jarak optik dengan rentang kurang lebih 20 cm, satu set laser untuk mengatur posisi pasien dan penanda isosenter, serta **tray** transparan yang mampu menahan blok radiasi seberat lebih dari 20 kilogram.
- e. Meja pasien terbuat dari serat karbon dengan sistem motor yang dapat digerakkan ke arah vertikal sekurang-kurangnya 60 cm dari isosenter, longitudinal lebih dari 70 cm, lateral kurang lebih 20 cm dan rotasi 90 derajat terhadap isosenter serta mampu menahan pasien dengan berat 180 kilogram.

- f. Dalam ruangan terapi radiasi dilengkapi dengan:
 - 1) Monitor untuk menampilkan parameter terapi radiasi.
 - 2) **Hand pendant** untuk mengatur parameter terapi radiasi.
 - 3) Monitor area untuk memonitor radiasi didalam ruangan.
 - 4) Close circuit television (CCTV) untuk memonitor pasien dari ruang konsul.
 - 5) Sistem komunikasi dua arah dengan ruang konsul.
- g. Portal film untuk pencitraan megavoltage dan prosesing citra (film radiografi atau CR).
- h. Uninterruptible power supply (UPS) digunakan untuk menarik kembali sumber ke posisi beam off dan memberikan daya listrik pada komputer konsul saat terjadi pemadaman listrik.
- i. Komputer konsul yang berada di luar ruangan radiasi dilengkapi dengan audio visual monitor radiasi, tampilan interlock, sistem penghitung waktu radiasi dua channel, dan tampilan parameter terapi radiasi.

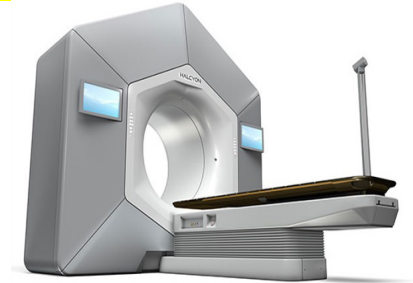
C. Linear Accelerator (LINAC)

Pesawat Linac merupakan salah satu modalitas radioterapi eksternal yang menggunakan listrik untuk membangkitkan sinar-X atau elektron dengan energi tinggi. Untuk energi sinar-X yang biasanya digunakan pada pesawat Linac untuk pelayanan klinis yaitu 6 dan 10 MV. Sedangkan energi dari elektron yang biasanya digunakan

yaitu 6, 9, 12, 16 dan 22 MeV.

Pesawat Linac ini memiliki tiga komponen utama antara lain:

1. Gantry
2. Treatment couch atau meja treatment
3. Control console



Gambar 3. Pesawat Linac

Bagian terpenting pada pesawat Linac adalah accelerator yang terletak di grantry. Accelerator ini memiliki empat komponen utama yaitu : modulator, electron gun, sumber daya radio frekuensi (RF) dan pengarah accelerator. Kegunaan dari modulator adalah menghasilkan pulsa tegangan tinggi dengan kecepatan beberapa ratus pulsa per detik untuk memberikan daya secara bersamaan pada electron gun dan sumber daya RF. Untuk electron gun

sendiri terdiri dari pemanas atau filamen yang menghasilkan pulsa electron dengan durasi beberapa microsecond kedalam pengarah accelerator. Adapun sumber daya RF ini umumnya berupa magnetron atau klystron. Klystron biasanya digunakan pada alat dengan produksi energi tinggi sedangkan magnetron untuk tingkat energi sedang (16).

Gantry pesawat Linac mampu berputar 360° pada target axis distance 100 cm. Selain accelerator gantry juga berisi sistem kolimator untuk mengatur luas berkas sinar-X. Indikator digital juga terpasang pada gantry yang berisi antara lain : sudut gantry, luas bukaan kolimator dan sudut rotasi kolimator.

Komponen Linac selanjutnya adalah treatment couch. Untuk treatment couch ini memiliki pergerakan kearah lateral, longitudinal, vertikal dan rotasi yang digunakan posisioning pasien dalam pelayanan. Pergerakan pada treatment couch ini digerakkan oleh motor dengan hand pendant yang terhubung pada treatment couch atau melalui control console.

Control console merupakan bagian utama dari Linac yang berfungsi untuk mengontrol pengoperasian alat. Pada control console ini parameter treatment diatur, yang meliputi: laju dosis, dosis yang akan diberikan, treatment time, sudut gantry dan dosis per sudut pada teknik arc therapy. Selain itu control console juga akan menampilkan indikator yang menunjukkan status interlock pesawat dan parameter treatment yang akan diberikan (16).

Adapun untuk spesifikasi teknis dari pesawat Linac antara lain:

1. Energi: 6 – 25 MV, energi foton dan electron
2. Depth dose: $67 \pm 2 \%$ pada luas lapangan 10 x 10 cm dengan SAD 100 cm
3. Dose rate: 300 atau lebih monitor unit (MU) per menit di isosenter
4. Luas lapangan radiasi: 0.5 x 0.5 cm hingga 40 x 40 cm pada jarak target ke axis 100 cm
5. Rotasi gantry: 360° dengan toleransi akurasi 0.5°
6. Jarak target ke axis 100 ± 0.2 cm
7. Rotasi kolimator: $\pm 95^\circ$ dengan motor penggerak
8. Treatment couch: batas rotasi angular bagian atas meja harus $\pm 180^\circ$ dan batas rotasi isosentrik harus $\pm 90^\circ$, rentang gerak lateral pasien harus ± 25 cm, gerakan vertikal dengan motor penggerak, ketinggian minimal ≤ 80 cm tetapi tidak kurang dari 40 cm di bawah isosenter, dan setidaknya sampai 3 cm di atas isosenter (kisaran gerak vertikal 60-110 cm). Gerakan longitudinal harus ≥ 100 cm. Isosenter rotasi sudut meja ≤ 2 mm.
9. Control console: berada di luar ruang treatment, terdapat Kunci umum on/off. Panel kontrol berfungsi untuk memasukkan data parameter penyinaran. Memiliki interlock wedge, gantry, collimator, serta lapangan radiasi. Adanya tombol emergency dan tombol beam on/off.
10. Sistem pencitraan: memberikan citra real-time untuk verifikasi geometrik.
11. Memiliki software treatment planning.

Menurut PORI (2018) merekomendasikan alat penunjang radiasi (asesoris) untuk pesawat Linac

antara lain:

- a. Penyeimbang atau beamstopper.
- b. Meja penyinaran dengan bagian tulang belakang di posisi tengah Tiga laser untuk memposisikan pasien (1 sagital, 2 lateral).
- c. Pegangan kaset 35 cm x 43 cm untuk film portal, termasuk empat kaset bila tidak memiliki EPID.
- d. CCTV 2 unit : 1 unit dilengkapi dengan fitur zoom, focus dan putar 180° dan 1 unit lagi stasioner.
- e. Perangkat Imobilisasi untuk lengan, kaki dan kepala.
- f. Backpointer, sebaiknya optik.
- g. Interkom untuk berkomunikasi dengan pasien di ruang penyinaran (2 stasiun).
- h. Konektivitas dengan sistem R & V (Record and Verified) Akselerator harus memiliki perlindungan untuk menghindari tabrakan (anti collision system) dengan pasien di mana hal ini bisa berbahaya bagi pasien, dan tabrakan dengan bagian lain dari akselerator di mana hal ini dapat menyebabkan kerusakan atau gangguan terapi.
- i. Portal imaging (EPID).
- j. Energi elektron (sebaiknya dilengkapi dengan beberapa energi).
- k. Aplikator Elektron harus berkisar 6 cm x 6 cm sampai 25 cm x 25 cm (minimal) dengan kapasitas penggunaan besar aplikator yang dibuat khusus.
- l. Harus ada indikator elektronik dari energi dan aplikator yang dipilih.
- m. Harus ada sistem interlock untuk mencegah penggunaan

berkas elektron bersinggungan dengan jalur berkas sinar foton.

- n. Harus ada sistem interlock HDR untuk menghentikan radiasi jika laju dosis melebihi 10 Gy/menit. Penghentian terapi harus dilakukan sebelum tercapai dosis 5 Gy.
- o. Multileaf collimators (MLC) dengan pergerakan yg otomatis.

D. Proses Layanan Radioterapi Eksterna

Proses pelaksanaan radioterapi eksterna secara umum meliputi beberapa tahap proses setelah keputusan pemberian terapi radiasi ditetapkan yaitu:(13)

1. Simulasi atau pencitraan untuk perencanaan terapi;
2. Proses perencanaan terapi; dan
3. Pemberian terapi radiasi termasuk didalamnya proses pencitraan verifikasi akurasi posisi pasien.

Untuk kebijakan dalam pelayanan radioterapi eksterna menurut Perhimpunan Dokter Spesialis Onkologi Radiasi Indonesia (PORI) adalah sebagai berikut:(1)

1. Pada berbagai jenis keganasan atau kanker radioterapi eksterna dapat dilakukan dengan memanfaatkan radiasi foton, sedangkan tumor yang berada di permukaan tubuh dilakukan radiasi eksterna dengan menggunakan partikel elektron berbagai energi menyesuaikan kedalaman target yang ingin dicapai.

Bab IV

Verifikasi Geometri Radioterapi

A. Pengertian Verifikasi Geometri Radioterapi

Verifikasi radioterapi adalah proses untuk memastikan bahwa volume tumor yang diradiasi adalah sama seperti yang direncanakan. Verifikasi geometri yaitu untuk memastikan radiasi pada lokasi yang tepat (Hoskin, 2007).

Akurasi pemberian radiasi dipengaruhi oleh ukuran dan posisi tubuh pasien, pengaturan dan kalibrasi pesawat radiasi, serta kualitas petugas dalam melakukan positioning pasien. Untuk memastikan akurasi pemberian radiasi serta pengaturan radiasi yang diberikan masih didalam batas-batas yang diperbolehkan diperlukan verifikasi posisi pasien (14)(15).

Verifikasi posisi pasien adalah suatu proses untuk mendeteksi kesalahan dalam pemberian radiasi dengan memastikan bahwa posisi dan volume target yang diradiasi adalah sama seperti yang direncanakan serta menjaga jaringan sehat dari paparan radiasi merugikan yang dapat menyebabkan terganggunya pertumbuhan jaringan tubuh (8)(15)(16).

Verifikasi posisi pasien dilakukan dengan cara membandingkan informasi citra dari hasil perencanaan terapi radiasi dengan hasil citra dari perangkat verifikasi pada pesawat

BAB III

Perencanaan Lapangan Radiasi

A. Pengertian Perencanaan Lapangan Radiasi

Pada proses radioterapi eksterna tahapan setelah ditetapkan kebijakan untuk dilakukan radioterapi oleh dokter spesialis onkologi radiasi adalah simulasi atau pencitraan perencanaan radioterapi. Perencanaan lapangan radiasi adalah kegiatan yang dilakukan oleh tenaga kesehatan melalui metode atau teknik tertentu untuk menentukan batas-batas lapangan radiasi agar organ normal sekitar target radiasi (tumor) dapat terlindungi dari paparan radiasi. Modalitas yang digunakan dalam pencitraan perencanaan radioterapi salah satunya adalah simulator konvensional. Dimana simulator konvensional ini memiliki faktor geometris dan gerakan yang sama dengan pesawat radiasi. Untuk penentuan batas-batas lapangan radiasi pada teknik radioterapi dua dimensi dengan pesawat simulator konvensional menggunakan fluoroskopi berdasarkan anatomi tulang dan keterlibatan kelenjar getah bening KGB (13),(17).

B. Teknik Batas Lapangan Radiasi Radioterapi

Pembatasan lapangan radiasi radioterapi pada beberapa kasus di area pelvis dengan menggunakan teknik radioterapi dua dimensi. Teknik yang umumnya dipergunakan antara lain

1. Batas lapangan radiasi teknik dua dimensi pada kanker leher rahim

Perencanaan lapangan radiasi teknik dua dimensi (2D) pada kanker leher rahim menggunakan struktur dari tulang pelvis dan penilaian klinis. Lapangan radiasi yang digunakan adalah lapangan antero posterior/postero anterior (AP-PA) dan ditambah lapangan lateral kanan-kiri apabila pasien telah dilakukan operasi (24). Untuk batas lapangan radiasi adalah sebagai berikut:(5)

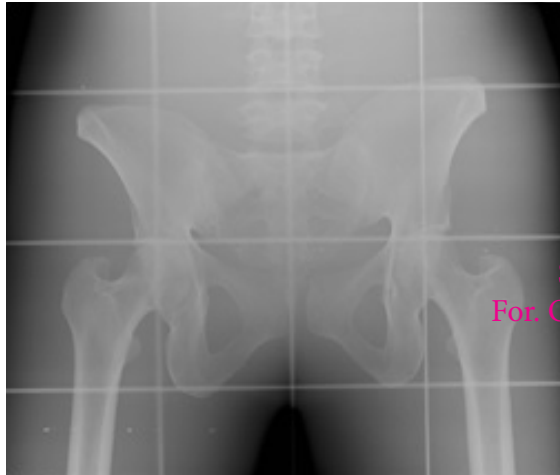
- a. Lapangan AP-PA dengan batas superior pada sela vertebra lumbal 4-5, batas inferior bawah foramen obturator namun jika ada keterlibatan vagina maka batas inferior diturunkan pada ischial tuberosities. Untuk batas lateral pada 1.5-2 cm dari pelvic brim. Perhatikan gambar 4
- b. Lapangan lateral batas superior dan inferior sama dengan lapangan AP-PA. Untuk batas anterior yaitu posterior dari pubis dan batas posterior pada sela vertebra sakrum 2-3 (midsacrum) atau 1-2 cm posterior tumor.

2. Batas lapangan radiasi teknik dua dimensi pada kanker prostat

Pada teknik konvensional lapangan radiasi yang digunakan mencakup prostat, vesikula seminalis dan KGB regional. Untuk teknik yang digunakan adalah teknik empat lapangan yaitu: AP-PA dan lateral kanan-kiri. Posisi pasien dalam posisi supine dengan batas-batas lapangan radiasi sebagai berikut:(26)

- a. Lapangan AP-PA dengan batas *superior* pada *mid-sacroiliac joints*, batas *inferior* lapangan di dasar tuberositas ischii dan batas lateral pada 1.5-2 cm dari *pelvic brim*.

- b. Pada lapangan lateral kanan-kiri batas atas dan bawah lapangan radiasi sama dengan lapangan AP-PA, batas *posterior* lapangan pada sela dari vertebra sacrum 2 dan 3 serta batas *anterior* lapangan yaitu sisi depan simfisis pubis. Perhatikan gambar 5.



Setinggi
VL 4-5

Setinggi
For. Obturatorium

Gambar 4. Lapangan Radiasi Teknik 2D Pada Kanker Leher Rahim



Setinggi
SIJ

Gambar 5. Lapangan Radiasi Teknik 2D Kanker Vluva

3. Batas lapangan radiasi teknik dua dimensi pada kanker vulva

Pada teknik radioterapi dua dimensi lapangan **antero posterior** dilakukan dalam posisi **supine** dengan batas lapangan radiasi sebagai berikut:(20)

- Batas *superior*: pada pertengahan *sacroiliaca joint* atau percabangan arteri *iliaca* eksterna dan interna serta dapat dinaikkan sampai ke vertebra lumbal 4-5 jika melibatkan KGB *iliaca* eksterna atau pada stadium IVA dengan keterlibatan leher rahim.
- Batas *inferior*: 2 cm dibawah dari bagian paling bawah vulva atau tepi bawah tumor.
- Batas lateral: *trochanter mayor* kanan dan kiri agar KGB inguinal bilateral masuk dalam area radiasi.

Untuk lapangan *postero anterior* batas lapangan lebih kecil dari lapangan *antero posterior* yaitu batas lateral lapangan pada 2-3 cm dari *pelvic brim*. Perhatikan gambar 6.



Setinggi
SIJ

Gambar 6. Lapangan Radiasi Teknik 2D Pada Kanker Vulva

radiasi yang dilakukan pada saat awal sebelum dilakukan pemberian radiasi dan secara periodik selama pemberian radiasi dengan toleransi penyimpangan tidak melebihi 4 mm (15)(17).

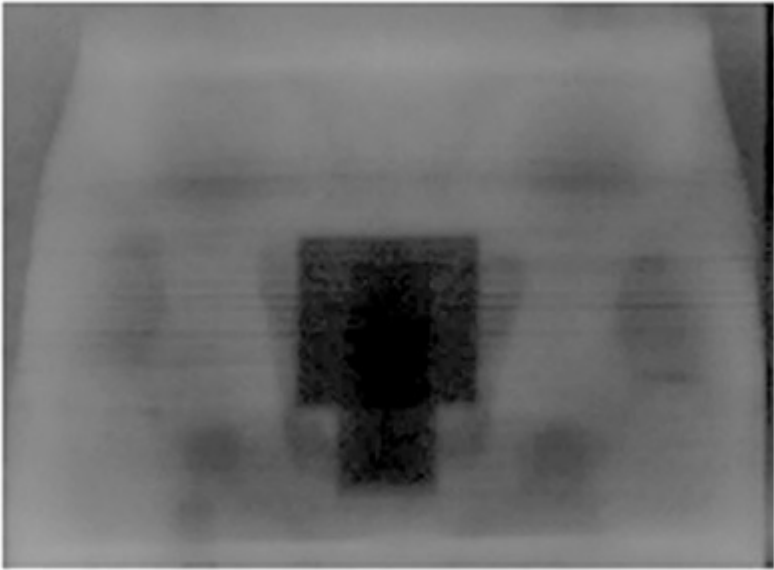
B. Metode Verifikasi Posisi Pasien

Metode yang digunakan dalam proses verifikasi posisi pasien adalah sebagai berikut:(18)

1. Portal film

Pada metode ini dapat dilakukan dua teknik yaitu **pertama** dengan menggunakan film radiografi yang dilakukan pemrosesan secara otomatis atau manual dan yang **kedua** dengan menggunakan perangkat pencitraan digital. Dalam melakukan proses verifikasi posisi pasien perangkat pencitraan ini masih diposisikan secara manual dan citra hasil verifikasi tidak langsung tersedia karena masih perlu prosesing lanjutan.

Pencitraan dengan energi foton yang tinggi dalam metode portal film ini menghasilkan kualitas citra yang relatif rendah. Citra yang dihasilkan juga harus dibandingkan secara visual dengan citra hasil simulasi, jika terjadi kesalahan perlu dilakukan penyesuaian dan pengulangan pencitraan.



Gambar 7. Citra Verifikasi Geometri Menggunakan Portal Film(19)

2. *Electronic Portal Imaging Device (EPID)*

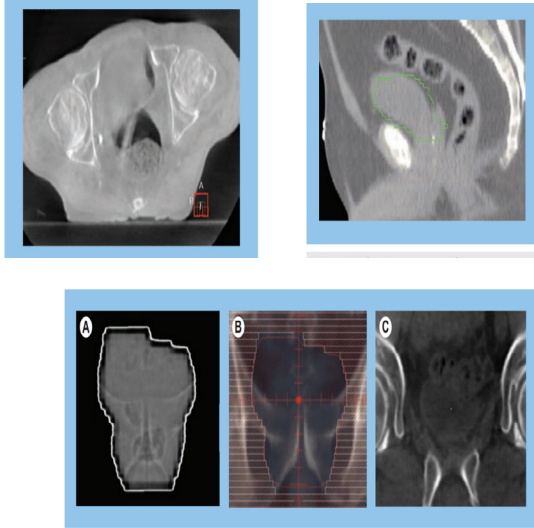
EPID adalah sistem pencitraan digital untuk proses verifikasi posisi pasien yang terintegrasi pada sebagian besar pesawat Linac. Pada proses verifikasi EPID akan memvisualisasikan citra lapangan radiasi dan kondisi pasien secara langsung pada monitor komputer dalam citra dua dimensi. Posisi EPID berhadapan dengan kepala gantri pesawat Linac dalam pengaturan tipe **C-arm**. Citra yang dihasilkan dari EPID dapat diarsipkan dan dikoreksi dengan sistem komputer sebelum pemberian radiasi. Hasil citra yang didapat sudah mampu memberikan informasi yang cukup namun kualitas citra perangkat EPID masih rendah karena menggunakan foton **megavoltage** yang memiliki energi tinggi (18)(20).



Gambar 6. Citra Verifikasi Posisi Pasien Menggunakan EPID

3. *Kilovoltage Cone Beam Computed Tomography (kVCBCT)*

Sistem pencitraan kVCBCT terdiri dari X-ray kilovoltage dan ***flat panel detector*** yang keduanya dipasang secara ortogonal dengan sentrasi berkas radiasi. Citra kVCBCT direkonstruksi dengan akuisisi multiplanar saat gantry berputar mengelilingi pasien dan memvisualisasikan citra verifikasi posisi pasien dalam tiga dimensi berdasarkan anatomis tulang, serta jaringan lunak dengan kualitas yang lebih baik daripada pencitraan ***megavoltage***.



Gambar 9. Citra Verifikasi Posisi Pasien Menggunakan kVCBCT
(22)

mm (23).

B. Komponen **Computer Radiography**

Computed Radiography

Computer radiography (CR) tidak terlepas dari perangkat komputer serta perangkat media penangkap sinar-X. Untuk perangkat komputer lazimnya komputer personal (PC) yang

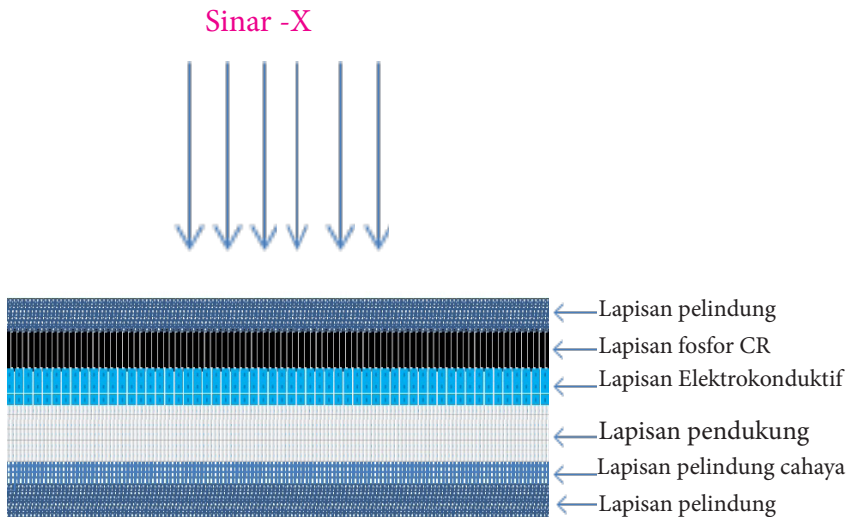
A. **Pengertian Computed Radiography**

telah kita kenal selama ini. Namun dalam komputer ini telah di instal software yang dapat bekerja dalam pengolahan data **Computed radiography** (CR) adalah salah satu citra imaging. Komputer ini juga terhubung dengan perangkat sistem pencitraan radiografi digital dengan memanfaatkan CR reader sebagai pembaca data analog transmisi pada (PSP) **photostimulable phosphor** (PSP) sebagai **imaging plate** (IP) IP) yang selanjutnya akan diolah oleh Analog Digital Converter untuk pengganti kaset dengan **film-screen** dalam mengakuisisi (ADC) dan hasilnya adalah terbentuk gambar serta ditampilkan data sinar-X yang ditransmisikan melewati tubuh pasien. dalam monitor komputer. Sedangkan perangkat lainnya adalah : Terdapat empat tahap proses pencitraan dengan menggunakan

sistem CR yaitu: akuisisi citra, pemindaian dan penghapusan 1. **Photostimulable Phosphor Imaging Plate (PSP IP)** IP, pemrosesan citra, dan penampilan citra. Pemrosesan citra **Imaging plate** (IP) merupakan salah satu komponen CR dalam format **dicom (digital imaging and communication)** utama dalam CR, terbuat dari bahan **photostimulable in medicine**) yang memungkinkan dilakukan pengolahan citra **phosphor (PSP) seperti barium fluorohalide dan** tanpa mengurangi atau merubah resolusinya (23) (CR dan dapat **ditempatkan** pada kaset dengan dimensi standar yang digunakan berulang untuk ratusan eksposi (23)(24)(25).

berfungsi sebagai reseptor sinar-X seperti film pada radiografi konvensional (23)(24)(27).

Penggunaan CR memiliki beberapa kelebihan dibandingkan dengan radiografi konvensional antara lain: mempunyai dynamic range yang lebih luas, radiografer dapat membuat radiograf dasar, dua lapisan pelindung (**protective layer**) lapisan elektrokonduktif (**electroconductive layer**), lapisan pelindung cahaya (**light-shielding layer**) serta lapisan penyangga (**support layer**) yang berfungsi menjaga lapisan lain memberikan kekuatan mekanik pada IP (23). Kelemahan dari sistem CR adalah kemampuannya untuk detail citra (spatial resolution) yaitu 3-5 line pair/mm, sedangkan pada radiografi konvensional memiliki spatial resolution 10-15 line pair/



Gambar 5. Struktur Lapisan PSP IP

Terdapat dua jenis PSP IP yaitu PSP IP resolusi standar yang memiliki lapisan fosfor tebal serta menyerap lebih banyak radiasi, dan PSP IP resolusi tinggi yang memiliki lapisan fosfor yang lebih tipis tetapi mampu memberikan citra yang lebih tajam dibandingkan dengan lapisan fosfor tebal. PSP IP resolusi tinggi sering digunakan untuk pencitraan ekstremitas dan bagian kecil lainnya di mana detail citra sangat diperlukan. PSP IP memiliki berbagai ukuran sesuai dengan pabrikan, misalnya 43 x 43 cm, 43 x 35 cm, 35 x 43 cm dan 35 x 35 cm (23)



Gambar 6 Kaset beserta (PSP IP)

2. Kaset CR

kaset CR memiliki ciri ringan, kuat dan dapat dipergunakan berulang-ulang. Karakter ini akan membantu kaset CR selama proses pemeriksaan maupun saat dilakukan proses pembacaan pada mesin CR Reader. Kaset CR juga berfungsi sebagai pelindung PSP dan tempat menyimpan PSP (IP) serta sebagai alat dalam memudahkan proses transfer PSP (IP) menuju alat CR Reader. Secara umum kaset CR terbungkus dengan plastik hanya pada bagian belakang terbuat dari lembaran tipis aluminium yang berfungsi untuk menyerap sinar-X. Ukuran pada kaset CR sama halnya dengan ukuran IP terdiri dari 18 cm x 24

cm, 24 cm x 30 cm, 35 cm x 35 cm dan kadang dijumpai ukuran 35 x 43 cm.

3. CR Reader

Merupakan peralatan elektronik yang terkoneksi dengan komputer dan dipergunakan untuk membaca image yang terperangkap dalam PSP IP. CR reader selanjutnya mengirimkan data berupa digital ke komputer untuk diproses menjadi tampilan gambar. Selanjutnya proses pengolahan gambar seperti penambahan marker, pengaturan kontras dan densitas, ketajaman serta pengolahan citra lainnya dapat dilakukan dengan bantuan komputer. Pengolahan citra image diakhiri dengan cetak hasil atau penyimpanan citra ke dalam sistem storage digital seperti server PACS atau hardisk komputer/ Sedangkan cetak citra image dilakukan dengan bantuan printer laser berbasis thermal.

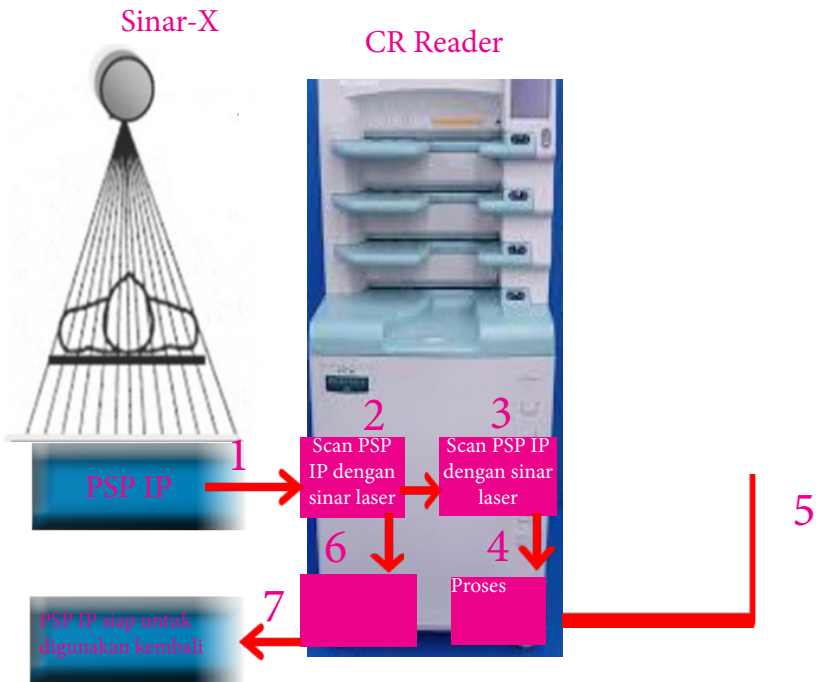


Gambar 7. Perangkat Computed Radiography (CR)

4. Tahapan Pencitraan Dengan CR

Tahapan pencitraan dengan CR dalam memperoleh citra dapat diuraikan sebagai berikut:(23)

- a. Sinar-X menembus obyek diterima oleh PSP IP yang menyebabkan elektron dalam fosfor bergerak dan terperangkap di tingkat energi lain sehingga membentuk citra laten.
- b. PSP IP kemudian dimasukkan ke dalam **image reader** dan dipindai dengan laser sehingga elektron yang terperangkap akan kembali pada orbitnya dengan memancarkan cahaya.
- c. Cahaya yang terpancar akan ditangkap **photomultiplier tube** (PMT) dengan hasil keluaran berupa sinyal listrik kemudian diubah menjadi data digital.
- d. Prosesor digital memproses data digital untuk menghasilkan citra CR.
- e. Citra CR kemudian ditampilkan dalam layar monitor.
- f. PSP IP selanjutnya diberi cahaya yang kuat untuk menghapus sisa dari citra laten.
- g. Setelah citra laten terhapus, IPSP P dapat digunakan kembali, yang secara mekanik akan masuk secara otomatis kedalam kaset.



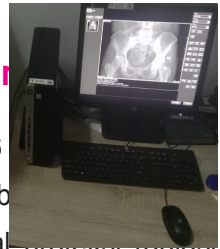
Gambar 8. Tahapan Dalam Pencitraan CR (23)

Bab VI

Low Melting Point Alloy MCP-96

A. Pengertian Metal Chelate Polymer

Metal chelate polymers (MCP)-96 (campuran beberapa logam) dengan titik lebur 96°C yang dirancang khusus sebagai material proteksi radiasi dan kompensator jaringan. **Alloy** MCP-96 memiliki komposisi sebagai berikut: bismut 52,5%, timbal 32% dan timah 15,5% serta memiliki kepadatan 9,8 g/cm³. Dengan titik lebur yang rendah **alloy** MCP-96 memungkinkan untuk digunakan dalam berbagai aplikasi biomedik seperti filter kompensasi karena mudah dibentuk menyesuaikan kebutuhan pengguna (29)(30).



Gambar 9 **Low Melting Point Alloy** MCP-96 (31)

MCP-96 untuk digunakan sebagai perisai radiasi dalam terapi radiasi kanker perlu mempertimbangkan koefisien atenuasi linier dan **buildup factor** dimana memiliki nilai yang berbeda pada tingkat energi berkas radiasi yang digunakan (28).

B. Koefisien Atenuasi Linear Metal Chelate Polymers

Koefisien atenuasi linier didefinisikan sebagai nilai koefisien pelemahan intensitas berkas radiasi gamma dalam suatu bahan perisai bersifat eksponensial per unit ketebalan perisai (32)(33). Penghitungan koefisien atenuasi linier **alloy** MCP-96 pada berkas radiasi gamma dapat menggunakan hukum Lambert dengan persamaan matematika sebagai berikut:(34)

$$I = I_0 e^{-\mu t}$$

Dimana I_0 adalah intensitas awal foton dan I adalah intensitas foton setelah melewati alloy, t menunjukkan tebal alloy serta μ adalah koefisien atenuasi linier (34).

Buildup factor adalah nilai untuk mengukur radiasi sekunder pada perisai yang disebabkan interaksi radiasi dengan materi (35). Faktor ini merupakan salah satu hal penting untuk materi yang akan digunakan untuk kolimasi berkas radiasi, kompensasi jaringan dan proteksi radiasi karena secara langsung akan mempengaruhi dosis radiasi. Buildup factor ini sangat dipengaruhi oleh energi berkas radiasi dan ketebalan perisai (28).

Persamaan untuk menentukan intensitas radiasi yang melewati perisai dengan melibatkan buildup factor adalah sebagai

berikut:(28)

$$N = BN_0 e^{-\mu x}$$

Dimana B adalah **buildup factor** dari perisai, N merupakan intensitas foton awal dan N_0 adalah intensitas foton setelah melewati perisai, x menunjukkan tebal perisai serta μ adalah koefisien atenuasi linier (28).

Pada tabel 1 menunjukkan variasi koefisien atenuasi linier dan massa serta **half value thickness** (HVT) pada MCP-96 dalam berbagai tingkat energi radiasi gamma (28). HVT didefinisikan sebagai ketebalan MCP-96 untuk mengurangi intensitas foton menjadi setengah dari intensitas awalnya. Penghitungan HVT dapat dilakukan dengan menggunakan persamaan sebagai berikut:(34)

$$HVT = 0,693/\mu$$

Tabel 1. Koefisien Atenuasi Dan HVT *Low Melting Point Alloy* MCP-96 Pada Berbagai Tingkat Energi(28)

Energi berkas foton (MeV)	Koefisien atenuasi linier " μ " (cm^{-1})	Koefisien atenuasi massa " μ_m " (cm^2/g)	HVT " $X_{1/2}$ " (cm)
0.662	0.9129 ± 0.0064	0.093919	0.75655
0.835	0.7622 ± 0.0077	0.078415	1.00289
1.17	0.5961 ± 0.0089	0.061327	1.30508
1.33	0.5613 ± 0.0081	0.057747	1.35616

Dari tabel diatas dapat disimpulkan bahwa semakin tinggi tingkat energi berkas radiasi yang digunakan maka koefisien atenuasi liniernya akan turun dan HVT akan naik (28).

Bab VII

Kualitas Citra Radiografi

A. Pengertian Kualitas Citra Radiografi

Kualitas citra radiografi merupakan kemampuan radiograf untuk menampilkan ketepatan atau representasi dari bagian anatomi pasien dalam memberikan informasi. Suatu citra radiografi dengan kualitas yang baik yaitu jika mampu dengan jelas menunjukkan struktur dan jaringan lunak, sedangkan disebut citra radiografi dengan kualitas buruk jika mata sulit membedakan obyek atau organ yang dilakukan pemeriksaan (25)(36).

B. Parameter Kualitas Citra Radiografi

Menilai kualitas citra radiografi yang optimal dapat menggunakan beberapa parameter yaitu: ketajaman, kontras, dan **noise** (derau) (37).

1. Ketajaman

Ketajaman adalah kemampuan dari sistem pencitraan untuk memperlihatkan batas tegas tepi obyek mengacu pada perbedaan kontras pada film dengan jelas (23). Adapun faktor yang mempengaruhi dari ketajaman adalah faktor geometri, faktor pergerakan dari obyek, efek paralak, sistem perekaman bayangan dan karakteristik film (25).

2. Kontras

Kontras merupakan pelemahan intensitas radiasi oleh jaringan dan dapat dinilai dari perbedaan derajat kehitaman (densitas) bagian anatomi yang membentuk radiograf. Pada citra radiografi, kontras secara kuantitatif dapat dinilai dari perbedaan nilai piksel citra digital yang ditunjukkan dengan histogram derajat keabuan (25)(37).

Untuk mengetahui nilai kontras dapat digunakan persamaan sebagai berikut:(24)

$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1}$$

C adalah kontras, I_1 adalah intensitas pada area 1, I_2 adalah intensitas pada area 2. Jika perbandingan intensitas area satu lebih dengan area yang lain besar, maka akan didapatkan nilai kontras yang tinggi (24).

Faktor yang mempengaruhi kontras suatu citra radiografi antara lain: obyek pencitraan, energi berkas radiasi, sumber radiasi, radiasi hambur, **grid** dan karakteristik detektor atau film (23)(24). Faktor utama dalam mengontrol kontras radiografi adalah kVp, dimana kontras yang optimal dapat diperoleh dengan penggunaan teknik kVp rendah. Peran **grid** dalam meningkatkan kontras citra yaitu dengan menyerap radiasi hambur sebelum mengenai film (23).

3. Noise

Noise pada citra dapat muncul pada kedua sistem

pencitraan radiografi baik pada konvensional maupun digital. Pada sistem pencitraan radiografi konvensional penyebab utama noise adalah radiasi sekunder yang ditimbulkan oleh kebocoran radiasi pada tabung sinar-x dan radiasi hambur hasil interaksi radiasi dengan pasien yang diterima oleh film. Untuk radiografi digital penyebab noise adalah elemen-elemen dari sistem pencitraan antara lain: kamera couple-charged device (CCD), sumber radiasi, obyek pencitraan dan sirkuit pengontrol (38).

bit memiliki 256 tingkat dengan nilai intensitas yang berbeda. Hal ini menyebabkan histogram menampilkan grafik terdistribusi dengan 256 tingkat nilai piksel (40).

Bab VIII Analisis Kualitas Citra Digital

Informasi distribusi tingkat intensitas citra histogram dapat memberikan informasi untuk kontras dari suatu gambar serta digunakan sebagai parameter analisis kualitas citra (41) antara lain kemudahan dalam mendapatkan gambar, memperbanyak gambar, pengolahan gambar dan lain-lain.

A. Pengertian Analisis Kualitas Citra Digital

Tetapi tidak semua citra digital memiliki tampilan visual yang memuaskan menurut Ratus Besar Bahasa Indonesia (KBI), dimaksudkan sebagai penyelidikan terhadap suatu peristiwa untuk mengetahui keadaan yang sebenarnya. Pengertian penyidikan ini dimaksudkan sebagai diperlukan metode untuk dapat memperbaiki kualitas citra digital yang terlalu gelap atau terlalu terang. Sehingga menguraikannya kembali serta memilih sesuatu untuk dikelompokkan kembali menurut kriteria tertentu untuk dicari dari kata-kata yang selanjutnya dapat ditafsirkan maknanya. Ratusnya dengan analisis kualitas citra digital terdistribusi, merupakan kegiatan untuk menguraikan suatu citra digital dengan metode atau cara-cara tertentu untuk dapat dimaknai kualitas suatu citra digital.

B. Metode Analisis Kualitas Citra Digital

Dalam menganalisis suatu citra dengan menggunakan informasi dari histogram dapat digunakan penjelasan sebagai berikut. (25)(42) Citra dengan kontras optimum ditunjukkan dengan menggunakan metode yang terstandarisasi. Adapun dengan histogram citra yang terdistribusi merata secara metode dalam analisis kualitas citra digital antara lain :

1. Histogram citra

- Citra dengan kontras terlalu gelap ditunjukkan dengan Histogram adalah grafik yang menampilkan distribusi histogram citra sempit yang hanya terdistribusi intensitas atau frekuensi kemunculan setiap nilai gradasi sebagian pada daerah gelap.
- Citra dengan kontras terlalu terang ditunjukkan warna pada suatu citra (25)(39). Sebuah citra **grayscale** 8

dengan histogram citra sempit yang hanya terdistribusi sebagian pada daerah terang atau terkonsentrasi pada intensitas citra yang tinggi.

2. **Signal to Noise Ratio (SNR)**

SNR merupakan hasil pembagian dari rerata intensitas sinyal linier dengan standar deviasi **noise**. Intensitas sinyal linier adalah nilai sinyal numerik dari **picture element** (piksel) citra dan nilai tersebut berbanding lurus dengan dosis radiasi (27). Satuan nilai SNR yang digunakan yaitu (dB) (43).

Pada radiografi digital semakin besar nilai SNR maka kualitas citra akan semakin baik, sebaliknya semakin kecil nilai SNR maka kualitas citra akan menurun dan berada dibawah standar keberterimaan citra (27)(43).

Kualitas citra berdasarkan nilai SNR dapat dikategorikan sebagai berikut:(44)(45).

- a. 5 dB – 10 db: kualitas citra yang dihasilkan masih dibawah standar minimum.
- b. 10 dB – 15 dB: kualitas citra dengan standar minimum yang dapat diterima.
- c. 15 dB – 25 dB: kualitas citra standar yang direkomendasikan.
- d. 25 dB – 40 dB: kualitas citra baik
- e. Diatas 40 dB: kualitas citra sempurna.

Untuk pengukuran SNR dapat dilakukan dengan persamaan sebagai berikut:(25)

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma}$$

Dimana μ adalah rerata nilai piksel citra dan σ adalah standar deviasi dari nilai piksel yang diberikan disekitarnya (25).

3. *Contrast to Noise Ratio (CNR)*

Analisis kualitas citra secara obyektif salah satunya dapat dilakukan dengan pengukuran nilai CNR. Nilai CNR ini didapatkan dengan melakukan penghitungan selisih SNR dari dua obyek yang berdekatan (46)(47)

Hubungan CNR dengan kualitas citra yaitu semakin besar nilai CNR maka kualitas citra juga semakin baik karena citra mampu untuk membedakan obyek yang berdekatan dengan mudah sehingga informasi citra semakin optimal (46).

Untuk pengukuran CNR dapat digunakan rumus sebagai berikut:

$$CNR = \frac{S_a - S_b}{\sigma}$$

Dimana S_a adalah nilai mean Region of Interest (ROI) obyek, S_b adalah nilai mean ROI background disebelah obyek dan σ adalah standar deviasi background (46).

Bab IX

Optimasi Citra Verifikasi Geometri Radioterapi

A. Pengertian Optimasi Citra Verifikasi Geometri Radioterapi

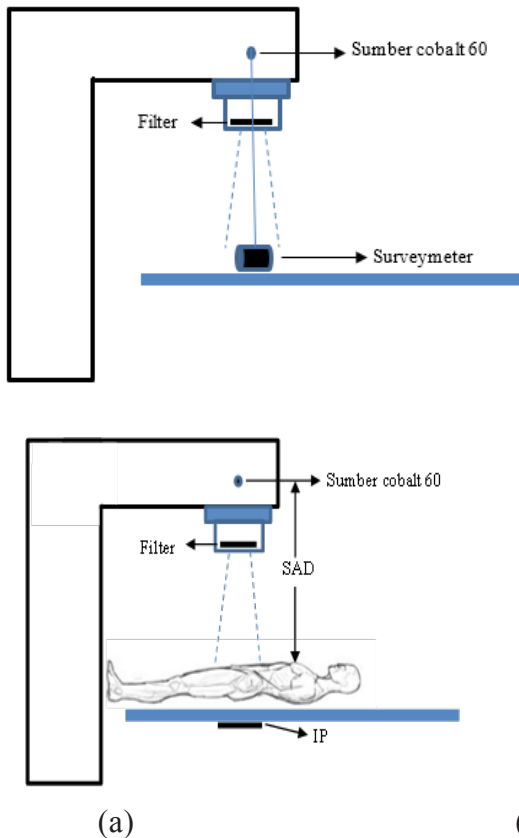
Definisi dari optimasi menurut kamus besar bahasa indonesia berasal dari kata dasar optimal yang berarti terbaik, tertinggi, paling menguntungkan, menjadikan paling baik, menjadikan paling tinggi. Optimasi dapat pula diartikan sebagai suatu bentuk proses terhadap sesuatu hal yang sudah ada, ataupun merancang dan membuat sesuatu menjadi lebih baik atau lebih menguntungkan.

Untuk mengetahui serta menentukan optimasi citra verifikasi geometri radioterapi dilakukan dengan menganalisis dosis radiasi, kualitas citra dan kejelasan informasi anatomi citra. Analisis dosis radiasi dengan melihat kesesuaian dosis yang direkomendasikan dalam pencitraan radiologi diagnostik. Untuk kualitas citra menggunakan nilai SNR dan CNR dari citra hasil pencitraan verifikasi geometri menggunakan CR serta kejelasan informasi anatomi spesifik citra untuk batas-batas lapangan radiasi.

Optimasi citra verifikasi geometri dapat dilakukan dengan pesawat teleterapi cobalt 60 dengan *Source to Axis Distance*

(SAD) sebesar 80 cm dan waktu radiasi 1 detik. Untuk variasi luas lapangan radiasi yang digunakan adalah pada area pelvis yaitu: luas lapangan untuk kanker leher rahim, kanker prostat dan kanker vulva. Obyek penelitian menggunakan *phantom* pelvis dengan separasi tubuh 18 cm, 20 cm dan 24 cm.

Adapun *low melting poin alloy* MCP-96 yang digunakan sebagai filter ditentukan dengan ketebalan 1 cm, 2 cm dan 4 cm yang diletakkan pada kolimator gantri menggunakan tray.



Gambar 10. (a) Skema pengukuran dosis radiasi
(b) Skema pencitraan gammagrafi

B. Parameter Optimasi Citra Verifikasi Geometri Radioterapi

1. Analisis Dosis Radiasi

Pengukuran dosis radiasi keluaran pesawat teleterapi cobalt 60 dilakukan menggunakan surveymeter yang diletakkan tepat pada titik isocenter. Hasil pengukuran dapat dilihat pada tabel 2 dibawah ini.

Tabel 2. Hasil Pengukuran Dosis Radiasi

Tebal Filter	Luas Lapangan Radiasi	Dosis Radiasi (mGy)			Rerata
		1	2	3	
1 cm	Kanker leher rahim	9.9	10.89	10.89	10.56
	Kanker prostat	7.92	9.9	9.9	9.24
	Kanker vulva	9.9	9.9	9.9	9.9
2 cm	Kanker leher rahim	8.16	8.16	8.16	8.16
	Kanker prostat	6.12	7.96	8.16	7.4
	Kanker vulva	6.12	7.96	7.96	7.35
4 cm	Kanker leher rahim	3.47	4.08	3.88	3.81
	Kanker prostat	4.08	3.67	3.88	3.88
	Kanker vulva	3.67	3.67	3.67	3.67

Dari tabel diatas dapat diketahui bahwa dosis radiasi keluaran pesawat teleterapi cobalt-60 memiliki tren menurun dimana dengan bertambahnya ketebalan filter *low melting point alloy* MCP-96 yang digunakan pada pencitraan verifikasi geometri radioterapi maka dosis radiasi keluaran pesawat teleterapi cobalt 60 akan semakin kecil.

Berdasarkan hasil uji statistik dari pengukuran dosis radiasi keluaran pesawat teleterapi cobalt 60 menggunakan surveymeter pada pencitraan verifikasi geometri radioterapi menggunakan filter *low melting point alloy* MCP-96 dengan tiga variasi luas

lapangan radiasi terdapat perbedaan yang bermakna dengan *p-value* sebesar 0.024 (< 0.05). Oleh karena itu terdapat pengaruh penggunaan filter *low melting point alloy* MCP-96 yang digunakan dalam pencitraan verifikasi geometri radioterapi dengan perangkat CR pada pesawat teleterapi cobalt 60 terhadap dosis radiasi dan hubungan diantara variasi ketebalan filter dengan dosis radiasi sangat kuat dimana nilai koefisien korelasi sebesar 0.974 (0.800–1.000).

Menurut Rasuli, nilai dosis radiasi yang direkomendasikan pada pencitraan rutin radiologi pelvis untuk menghasilkan citra dengan kualitas optimal dan dosis radiasi pasien yang rendah adalah tidak lebih dari 10 mGy (70). Penelitian lain yang dilakukan Rochmayanti, disampaikan bahwa kesesuaian penggunaan dosis radiasi pada teknik pencitraan akan menghasilkan kualitas citra yang optimal (71). Merujuk dari penelitian sebelumnya tersebut maka dengan penggunaan filter *low melting point alloy* MCP-96 untuk ketebalan 1 cm, 2 cm dan 4 cm pada pencitraan gammagrafi verifikasi geometri radioterapi dengan perangkat CR pada pesawat teleterapi cobalt-60 dapat menurunkan dosis radiasi tinggi dari pencitraan *megavoltage* menjadi sama dengan dosis radiasi dalam pencitraan *kilovoltage* guna memberikan kualitas citra yang optimal.

1. Analisis SNR dan CNR

Analisis kualitas citra gammagrafi secara obyektif digunakan nilai SNR dan CNR citra hasil pencitraan verifikasi geometri radioterapi dengan menggunakan filter *low melting point alloy* MCP-96 ketebalan 1 cm, 2 cm dan 4 cm. Pengukuran nilai SNR dan CNR diukur menggunakan menu ROI dengan aplikasi

imageJ.

a. *Signal to Noise Ratio (SNR)*

Hasil pengukuran SNR dapat dilihat pada tabel di bawah ini.

Tabel 3. Hasil Pengukuran SNR Citra Verifikasi Geometri Radioterapi

Tebal filter	Luas Lapangan	SNR			Rerata
		Separasi 18 cm	Separasi 20 cm	Separasi 24 cm	
1 cm	Kanker leher rahim	23.09	17.12	17.48	19.23
	Kanker prostat	13.39	15.65	13.27	14.10
	Kanker vulva	16.31	17.78	15.43	16.51
2 cm	Kanker leher rahim	23.19	17.02	17.55	19.25
	Kanker prostat	13.39	15.52	13.27	14.06
	Kanker vulva	16.35	17.78	15.34	16.49
4 cm	Kanker leher rahim	23.14	17.10	17.50	19.25
	Kanker prostat	13.41	15.51	13.25	14.06
	Kanker vulva	16.36	17.79	15.44	16.53

Dari tabel 3 diatas dapat diketahui bahwa perbedaan nilai SNR citra hasil dari pencitraan gammagrafi verifikasi posisi pasien memanfaatkan peralatan CR pada pesawat teleterapi cobalt 60 menggunakan filter *low melting point alloy* MCP-96 ketebalan 1 cm, 2 cm dan 4 cm tidak signifikan. Hal ini didukung uji statistik dihasilkan bahwa tidak ada perbedaan bermakna pada nilai SNR dari pencitraan gammagrafi verifikasi posisi pasien dengan *p-value* lebih 0.05 untuk semua variasi lapangan radiasi. Dengan demikian tidak terdapat pengaruh yang signifikan penggunaan filter *low melting point alloy* MCP-

96 dalam pencitraan verifikasi geometri radioterapi dengan perangkat CR pada teleterapi cobalt-60 terhadap nilai SNR.

Untuk kualitas citra yang dihasilkan dari penilaian SNR citra hasil pencitraan verifikasi geometri menggunakan filter *low melting point alloy* MCP-96 dengan peralatan CR pada pesawat teleterapi cobalt 60 dikategorikan ke dalam kualitas citra dengan standar minimum yang dapat diterima (57)(58) dan dapat dilakukan proses perbaikan kualitas citra. Disampaikan oleh Sajati dalam penelitiannya bahwa nilai SNR minimum obyek masih dapat dilihat yaitu 12.34 dan nilai minimum SNR citra yang layak untuk dilakukan proses perbaikan citra adalah 19.05 (74).

a. *Contrast to Noise Ratio (CNR)*

Hasil pengukuran SNR dapat dilihat pada tabel 4. Berdasarkan tabel tersebut dapat diketahui bahwa terdapat kenaikan nilai CNR citra hasil dari pencitraan verifikasi geometri memanfaatkan peralatan CR pada pesawat teleterapi cobalt-60 dengan menggunakan filter *low melting point alloy* MCP-96 ketebalan 1 cm, 2 cm dan 4 cm. Menurut Muttaqin kualitas citra akan semakin baik dengan semakin besarnya nilai CNR karena citra mampu membedakan obyek yang berdekatan dengan mudah sehingga informasi citra semakin optimal (59).

Tabel 4. Hasil Pengukuran CNR Citra Verifikasi Geometri Radioterap

Tebal filter	Luas Lapangan	CNR			Rerata
		Separasi 18 cm	Separasi 20 cm	Separasi 24 cm	
1 cm	Kanker leher rahim	1.25	1.35	2.84	1.81
	Kanker prostat	3.64	2.91	3.46	3.34
	Kanker vulva	3.64	2.64	2.47	2.92
2 cm	Kanker leher rahim	1.27	1.45	2.86	1.86
	Kanker prostat	3.75	4.51	3.72	3.99
	Kanker vulva	3.43	2.71	2.41	2.85
4 cm	Kanker leher rahim	1.27	3.20	2.67	2.38
	Kanker prostat	3.76	4.27	3.68	3.90
	Kanker vulva	2.82	2.73	2.44	2.66

Hal yang sama disampaikan oleh penelitian Ningtias yang menyatakan bahwa dengan semakin tinggi nilai CNR maka didapatkan kualitas citra semakin baik (75). Namun demikian dari uji statistik pada hasil CNR citra didapatkan hasil bahwa tidak ada perbedaan bermakna pada nilai CNR dari citra verifikasi geometri karena *p-value* lebih dari 0.05 untuk semua variasi lapangan radiasi. Sehingga dapat diartikan tidak terdapat pengaruh yang signifikan pada penggunaan filter *low melting point alloy* MCP-96 terhadap nilai CNR.

Dari keseluruhan perhitungan terhadap parameter kualitas citra secara obyektif yaitu nilai SNR dan CNR didapatkan hasil bahwa pencitraan verifikasi geometri dengan perangkat CR pada teleterapi cobalt 60 menggunakan variasi ketebalan filter *low melting point alloy* MCP-96 tidak terdapat perbedaan kualitas citra yang bermakna *p-value* lebih dari 0.05 dengan tingkat

kepercayaan 95%. Hal ini disebabkan karena pencitraan dengan energi orde *megavoltage* memiliki koefisien atenuasi massa antar jaringan yang tidak berbeda jauh sehingga menghasilkan kontras antar jaringan yang tidak berbeda jauh juga. Selain itu hamburan radiasi dengan tingkat energi yang tinggi akan menyebabkan penurunan kualitas citra akibat *noise* yang tinggi (11).

1. Analisis informasi anatomi citra

Verifikasi geometri radioterapi menurut Izza (76) dilakukan dengan melihat kesesuaian organ atau struktur acuan seperti tulang atau marker pada citra lapangan radiasi dengan citra perencanaan radiasi. Merujuk pendapat tersebut diatas maka penulis dalam menganalisis informasi anatomi citra verifikasi geometri radioterapi melakukan perhitungan prosentase kejelasan anatomi batas lapangan radiasi yang jelas tampak pada citra berdasarkan batas lapangan radiasi yang telah direncanakan sebelumnya. Untuk penilaian informasi anatomi citra dilakukan oleh tiga observer dengan karakteristik observer sebagai berikut:

Observer	Jabatan	Masa Kerja	Jenis Kelamin
Observer 1	Dokter Spesialis Onkologi Radiasi	Lebih dari 5 tahun	Laki-laki
Observer 2	Radiografer Ra- dioterapi	Lebih dari 5 tahun	Laki-laki
Observer 3	Fisikawan Medis		Laki-laki

Hasil penilaian visual informasi anatomi spesifik dari citra verifikasi geometri dengan variasi luas lapangan untuk kasus kanker leher rahim, kanker prostat dan kanker vulva oleh

observer dapat dilihat pada tabel dibawah ini.

Tabel 5

Penilaian Informasi Anatomi Citra Pada Kasus Kanker Leher Rahim

Pencitraan Gam- magrafi	Prosentase Informasi Anatomi (%)			
	Observer 1	Observer 2	Observer 3	Rerata
Filter 1 cm	80	80	60	73.33
Filter 2 cm	60	40	20	40
Filter 4 cm	40	60	40	46.67

Penilaian Informasi Anatomi Citra Pada Kasus Kanker Prostat

Pencitraan Gam- magrafi	Prosentase Informasi Anatomi (%)			
	Observer 1	Observer 2	Observer 3	Rerata
Filter 1 cm	80	80	60	73.33
Filter 2 cm	60	60	40	53.33
Filter 4 cm	60	80	40	60

Penilaian Informasi Anatomi Citra Pada Kasus Kanker Vulva

Pencitraan Gam- magrafi	Prosentase Informasi Anatomi (%)			
	Observer 1	Observer 2	Observer 3	Rerata
Tanpa filter	80	60	100	80
Filter 1 cm	80	60	100	80
Filter 2 cm	80	60	40	60
Filter 4 cm	40	20	20	26.67

Dengan memperhatikan hasil penilaian visual informasi anatomi citra verifikasi geometri diatas dapat diketahui bahwa kualitas citra paling baik adalah pada hasil citra verifikasi dengan menggunakan filter *low melting point alloy* MCP-96 ketebalan 1 cm yang mempunyai rerata prosentase informasi anatomi spesifik citra tertinggi. Dan dari ketiga observer memiliki persamaan persepsi penilaian, hal ini didukung dengan uji statistik yang dilakukan dengan Uji Kappa dimana didapatkan nilai Kappa diatas 0.60 ini artinya ketiga observer memiliki

tingkat kesepakatan yang baik.

Dengan demikian penggunaan filter *low melting point alloy* MCP-96 ini berpengaruh terhadap kualitas citra subyektif secara penilaian visual kejelasan informasi anatomi citra hasil pencitraan gammagrafi posisi pasien menggunakan perangkat CR pada pesawat teleterapi cobalt-60.

Bab X

Optimalisasi Penggunaan Filter Low Melting Point Alloy MCP-96

A. Keuntungan Penggunaan Filter Low Melting Point Alloy MCP-96

Hasil analisis dosis radiasi, nilai SNR dan CNR serta prosentase kejelasan informasi anatomi spesifik batas lapangan radiasi dapat penulis simpulkan bahwa dengan perbedaan ketebalan filter dan dosis radiasi tidak berpengaruh terhadap nilai SNR dan CNR citra gammagrafi. Hal tersebut ditunjukkan dengan selisih nilai SNR dan CNR dari hasil citra yang tidak signifikan. Didukung dari hasil uji statistik yang didapatkan hasil tidak terdapat perbedaan bermakna pada variasi penggunaan filter *low melting poin alloy* MCP-96 terhadap nilai SNR dan CNR dengan p-value diatas 0.05 pada tingkat kepercayaan 95%. Menurut penelitian sebelumnya disampaikan bahwa pencitraan dengan energi yang tinggi akan menghasilkan *noise* yang tinggi pula, termasuk pada penggunaan pesawat teleterapi cobalt 60. Hal ini juga didukung dari penelitian yang dilakukan oleh Sparzinanda (78) yang menyampaikan bahwa dengan penggunaan energi semakin tinggi, maka energi yang diberikan dapat mengurangi nilai kontras, kuantitas dan kecerahan citra.

Adapun pada penilaian visual informasi anatomi citra batas lapangan radiasi ketebalan filter dan dosis radiasi memiliki pengaruh bermakna, hal tersebut dapat dilihat dengan selisih rerata yang signifikan. Didukung pula dengan pengujian statistik yang memiliki nilai *p-value* kurang dari 0.05 dengan tingkat kepercayaan 95%, ini artinya bahwa terdapat perbedaan yang bermakna penggunaan filter ketebalan 1 cm, 2 cm dan 4 cm untuk pencitraan verifikasi geometri radioterapi dengan peralatan CR pada pesawat teleterapi cobalt 60. Hasil informasi anatomi spesifik citra tertinggi didapatkan dari penggunaan filter *low melting poin alloy* MCP-96 dengan ketebalan 1 cm. Oleh karena itu dengan pencitraan verifikasi geometri radioterapi dengan peralatan CR pada pesawat teleterapi cobalt-60 dan ditambahkan filter dari *low melting poin alloy* MCP-96 ketebalan 1 cm dapat menghasilkan dosis serta informasi anatomi citra batas lapangan radiasi yang paling optimal.

B. Standar Prosedur Operasional Pencitraan Verifikasi Geometri Radioterapi Dengan Menggunakan Computed Radiography

STANDAR PROSEDUR OPERASIONAL PENCITRAAN VERIFIKASI GEOMETRI RADIOTERAPI DENGAN MENGGUNAKAN *COMPUTED RADIOGRAPHY* (CR) DAN FILTER ALLOY MCP-96

Penger- tian	Verifikasi geometri radioterapi adalah suatu tahapan dalam pelayanan radioterapi eksterna untuk memastikan posisi pasien dan parameter geometri di pesawat radiasi berdasarkan hasil perencanaan radioterapi berbasis hasil simulator.
-------------------------	--

Tujuan	Untuk mendeteksi kesalahan sebelum dilakukan pemberian radiasi kepada pasien.
Pelaksana	Radiografer Radioterapi
Peralatan	1. Pesawat teleterapi. 2. Perangkat <i>Computed Radiography</i> (CR). 3. Tray dan filter alloy MCP-96 tebal 1cm.

1. Melakukan persiapan verifikasi.
 - a. Data perencanaan radiasi pasien hasil simulator
 - b. Alat bantu penunjang teknis yang diperlukan disiapkan sesuai data perencanaan.
 - c. Identifikasi pasien dilakukan sesuai prosedur.
 - d. Perangkat dan asesoris verifikasi geometri (pesawat radiasi, perangkat CR dan filter *alloy* MCP-96) disiapkan sesuai kebutuhan teknis.
2. Melakukan *set up* penyinaran sesuai data perencanaan radiasi.
 - a. Pengaturan posisi pasien di meja pesawat radiasi dilakukan sesuai data perencanaan.
 - b. Indikator set up pesawat diatur sesuai nilai parameter geometri pada data. .
 - c. Asesoris verifikasi dipasang sesuai kebutuhan teknis.
 - d. Perangkat CR diatur sesuai prosedur.
 - e. Penjelasan tentang langkah proses verifikasi kepada pasien dilakukan secara persuasif.
3. Melakukan proses pengambilan citra verifikasi geometri.
 - a. Data radiografi hasil simulator disiapkan sesuai sistem verifikasi.
 - b. Tahapan eksposi dilakukan sesuai prosedur.
 - c. Hasil citra verifikasi diolah dan dianalisa bersama dokter spesialis onkologi radiasi penanggung jawab pasien (DPJP).

- | | |
|--|--|
| | <ul style="list-style-type: none">d. Koreksi posisi setup dilakukan sesuai hasil analisa verifikasi yang ditetapkan DPJP jika terjadi ketidaksesuaian.e. Pengambilan eksposi ulang pasca koreksi dilakukan sesuai prosedur. <p>4. Melakukan dokumentasi data hasil verifikasi geometri.</p> <ul style="list-style-type: none">a. Data hasil verifikasi didokumentasikan.b. Rekaman data dokumentasi disimpan sesuai media penyimpanan yang tersedia. |
|--|--|

Daftar Pustaka

1. Perhimpunan Dokter Spesialis Onkologi Radiasi (PORI). Pedoman Pelayanan Radioterapi di Rumah Sakit. 2018. 1–152 p.
2. Iramanda DS. Quality Assurance (Qa) Dan Quality Control (Qc) Cobalt. *J Biosains Pascasarj*. 2021;23(2):61.
3. Fitriatuzzakiyyah N, Sinuraya RK, Puspitasari IM. Cancer Therapy with Radiation: The Basic Concept of Radiotherapy and Its Development in Indonesia. *Indones J Clin Pharm*. 2017;6(4):311–20.
4. Gianfaldoni S, Gianfaldoni R, Wollina U, Lotti J, Tchernev G, Lotti T. An overview on radiotherapy: From its history to its current applications in dermatology. *Open Access Maced J Med Sci*. 2017;5(4 Special Issue GlobalDermatology):521–5.
5. Beyzadeoglu M, Ozyigit G, Ebruli C. Basic radiation oncology. *Basic Radiation Oncology*. 2010. 1–575 p.
6. Salminen EK, Kiel K, Ibbott GS, Joiner MC, Rosenblatt E, Zubizarreta E, et al. International Conference on Advances in Radiation Oncology (ICARO): Outcomes of an IAEA Meeting. *Radiat Oncol*. 2011;6(1).
7. Kodrat H, Susworo R, Amalia T, Sabariani RR. Radioterapi Konformal Tiga Dimensi Dengan Pesawat Cobalt - 60. 2016;7(1):37–42.
8. Warjono S. Verifikasi Lapangan Radiasi Linac Menggunakan Kaset Non Screen yang Dimodifikasi Lapisan Pb dan Zn pada Film Sinar X. *JTET (Jurnal Tek Elektro Ter [Internet]*. 2012;1(2):26–32. Available from: <https://jurnal.polines.ac.id/index.php/jtet/article/view/11>
9. Susilo., Budi WS, G.B. Suparta., Kusminarto. Kajian Radiografi Digital Tulang Tangan. *Berk Fis*. 2013;16(1):15–20.
10. Suharmono BH, Anggraini IY, Hilmaniyya H, Astuti SD. Quality Assurance (QA) Dan Quality Control (QC) Pada Instrumen Radioterapi Pesawat LINAC. *J Biosains Pascasarj*. 2020;22(2):73.
11. Jaffray DA, Gospodarowicz MK. Chapter 14. Radiation Therapy for Cancer. *Cancer Dis Control Priorities*. 2015;4.
12. Van der Merwe D, Van Dyk J, Healy B, Zubizarreta E, Izewska

- J, Mijnheer B, et al. Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy: a report of the International Atomic Energy Agency. *Acta Oncol (Madr)*. 2017;56(1):1–6.
13. World Health Organization (WHO). Technical specifications of radiotherapy equipment for cancer treatment. International Atomic Energy Agency. 2021. 143 p.
14. Hendrik, Kamalrudin M, Razali M, Purnamawati S, Widikusumo A. Control Factors For Site Errors Management of Radiotherapy Delivery. *Wiadomości Lek*. 2022;LXXV(9 p1):2060–4.
15. Listyawan S, Masrochah S, Indrati R. Perbandingan Verifikasi Set Up Penyinaran Antara EPID Software Mosaiq dengan IviewGT Pada Radioterapi Konformal Kanker Nasofaring (Unit Radioterapi Instalasi Radiologi RSUP Dr . Sardjito Yogyakarta). *J Imejng Diagnostik*. 2008;4(1):29–34.
16. Wibowo AS, Wiratno W, Abimanyu B, Nurcahyo PW. Verifikasi Geometri Kanker Nasofaring dengan Epid pada Pesawat Linac di Unit Radioterapi Instalasi Radiologi RSUP Dr. Kariadi Semarang. *J Imejng Diagnostik*. 2021;7(1):28–34.
17. Petkovska S, Pejkovikj S, Apostolovski N. Portal Verification for Breast Cancer Radiotherapy. 2013;47–9. Available from: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/45/026/45026286.pdf
18. Hussain A, Muhammad W. Treatment Planning in Radiation Therapy [Internet]. An introduction to medical physics. 2017. 63–129 p. Available from: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-61540-0_4
19. Anjam SM, Banaee N, Rahmani H, Nedaie HA. Determination of geometric accuracy of radiotherapy fields by port film and DRR using Matlab graphical user interface. *Med Biol Eng Comput*. 2019;57(1):259–69.
20. Budiyo A. Registrasi Citra Digitally Reconstructed Radiographs (DRR) Terhadap Citra Electronic Portal Imaging Devices (EPID) Untuk Verifikasi Posisi Pasien Secara Otomatis Dalam Pengobatan Radioterapi. 2013;d:8–10.
21. Brown G. Encyclopedia of Radiation Oncology. Encyclopedia of Radiation Oncology. 2013.
22. Harris VA, McDonald FMA, Huddart R. Latest advances in cone-beam CT for bladder radiotherapy. *Imaging Med*. 2011;3(3):321–32.
23. Seeram E. Digital radiography. *Feline Diagnostic Imaging*.

2020. 3–11 p.
24. Winarno G. Optimasi Citra Radiografi Dan Entrance Surface Dose (ESD) Menggunakan Sistem Fuji Computed Radiography (FCR). Universitas Indonesia; 2012.
25. Zelviani S. Kualitas Citra pada Direct Digital Radiography dan Computed Radiography. J Teknosains [Internet]. 2017;49–62. Available from: <https://journal.uin-alauddin.ac.id/index.php/teknosains/article/view/7583>
26. Gibson DJ, Davidson RA. Exposure Creep in Computed Radiography. A Longitudinal Study. Acad Radiol [Internet]. 2012;19(4):458–62. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.acra.2011.12.003>
27. Salvara ALN, Kordolaimi SD, Lyra ME. Digital radiographic systems quality control procedures. Recent Patents Med Imaging. 2012;2(1):51–64.
28. Hopkins DN, Maqbool M, Islam MS. Linear attenuation coefficient and buildup factor of MCPS-96 alloy for dose accuracy, beam collimation, and radiation protection. Radiol Phys Technol. 2012;5(2):229–36.
29. Perrigin MW, Williams KA, Wright BK, Maqbool M, Caffrey E, George R, et al. Low melting point MCP-69, MCP-96, MCP-137, and MCP-200 alloys for radiation protection in radiological and therapeutic processes. Radiat Med Prot [Internet]. 2022;(May). Available from: <https://doi.org/10.1016/j.radmp.2022.08.003>
30. Paz L, City I, Oducado RMF, Visayas AW, Paz L, City I. Radiation shielding studies of low melting point MCP alloys in the photon energy range of 10 keV–10 MeV. 2021;14(2):1170–7.
31. No Title [Internet]. [cited 2022 Nov 21]. Available from: [https://i.ebayimg.com/00/s/MTYwMFgxMjAw/z/DowAAOSw4pJeTGPe/\\$_32.JPG?set_id=880000500F](https://i.ebayimg.com/00/s/MTYwMFgxMjAw/z/DowAAOSw4pJeTGPe/$_32.JPG?set_id=880000500F)
32. Sharifi S, Bagheri R, Shirmardi SP. Comparison of shielding properties for ordinary, barite, serpentine and steel-magnetite concretes using MCNP-4C code and available experimental results. Ann Nucl Energy [Internet]. 2013;53:529–34. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.anucene.2012.09.015>
33. Haryati E, Dahlan K. Analisis Karakterisasi Beton Berat Menggunakan Pasir Besi Sebagai Perisai Radiasi Nuklir. In 2015. p. 1–4. Available from: <http://snf-unj.ac.id/kumpulan-prosiding/snf2015/>

34. Bagheri R, Khorrami Moghaddam A, Yousefnia H. Gamma Ray Shielding Study of Barium–Bismuth–Borosilicate Glasses as Transparent Shielding Materials using MCNP-4C Code, XCOM Program, and Available Experimental Data. *Nucl Eng Technol* [Internet]. 2017;49(1):216–23. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.net.2016.08.013>
35. Basu P, Sarangapani R, Venkatraman B. Gamma ray buildup factors for conventional shielding materials and buildup factors computed for tungsten with a thickness beyond 40 mean free paths. *Appl Radiat Isot* [Internet]. 2019;154(August):108864. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2019.108864>
36. Rosidah S, Soewondo A, Adi MS. Optimasi Kualitas Citra Radiografi Abdomen Berdasarkan Body Mass Index dan Tegangan Tabung pada Computed Radiography. *J Epidemiol Kesehat Komunitas*. 2020;5(1):23–31.
37. Aichinger H, Joite-Barfuß S, Dierker J, Sabel M. Radiation exposure and image quality in X-ray diagnostic radiology: Physical principles and clinical applications. *Radiat Expo Image Qual X-Ray Diagnostic Radiol Phys Princ Clin Appl*. 2012;9783642112:1–307.
38. Manson EN, Ampoh A, Fiagbedzi E, Amuasi JH, Flether JJ, Schandorf C. *Curr Trends Clin Med Imaging Image Noise in Radiography and Tomography: Causes, Effects and Reduction Techniques*. *Curr Trends Clin Med Imaging* [Internet]. 2019;3(4):86–91. Available from: <http://juniperpublishers.com/ctcmi/CTCMI.MS.ID.555620.php>
39. Ratna S. Pengolahan Citra Digital Dan Histogram Dengan Phyton Dan Text Editor Phycharm. *Technol J Ilm*. 2020;11(3):181.
40. Saifullah S, - S, Yudhana A. Analisis Perbandingan Pengolahan Citra Asli Dan Hasil Cropping Untuk Identifikasi Telur. *J Tek Inform dan Sist Inf*. 2016;2(3):341–50.
41. Ahmaed N, Hadinegore A. Metode Histogram Equalization untuk Perbaikan Citra Digital. *Seminar Nasional Teknol Informasii Komuniikasi Teraapan* [Internet]. 2012;2012(Semantik):439–45. Available from: <http://publikasi.dinus.ac.id/index.php/semantik/article/view/185>
42. Nurhayati OD. Analisis Citra Digital CT Scan dengan Metode Ekualisasi Histogram dan Statistik Orde Pertama. *J Sist Komput*. 2015;5(1):1–4.

43. Arifin T. Analisa Perbandingan Metode Segmentasi Citra Pada Citra Mammogram. *Informatika*. 2016;3(September):156–63.
44. PCB C. What is Signal to Noise Ratio and How to calculate it? [Internet]. Cadence.com. 2020 [cited 2022 Nov 23]. p. 1. Available from: <https://resources.pcb.cadence.com/blog/2020-what-is-signal-to-noise-ratio-and-how-to-calculate-it>
45. Wikipedia. Signal-to-noise ratio (imaging) [Internet]. 2022 [cited 2022 Nov 23]. Available from: [https://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise_ratio_\(imaging\)#cite_note-1](https://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise_ratio_(imaging)#cite_note-1)
46. Muttaqin R. Uji banding kualitas citra radiograf sistem radiografi digital modifikasi terhadap computed radiography system dengan metode Contrass to Noise Ratio. *J Phys Commun*. 2017;1(1):68–73.
47. Bagus YB M, Darmini D, Mulyati S. Analisis Perbedaan Kualitas Citra Dan Informasi Anatomi Pada Pemeriksaan Mri Lumbal Sekuen T2Wi Fast Spin Echo (Fse) Potongan Sagital Dengan Variasi Nilai Time Repetition. *JRI (Jurnal Radiogr Indones*. 2020;3(1):5–12.

PROFIL PENULIS



Penulis bernama lengkap Dwi Sugeng Supriyadi, lahir di Surakarta, 30 Juli 1981. Penulis menempuh

Pendidikan dimulai dari SDN Cengklik I, kemudian melanjutkan ke SMPN 7 Surakarta, SMUN 5 Surakarta, dan akhirnya bisa menyelesaikan kuliah di Program Pasca Sarjana Magister Terapan Kesehatan Program Studi Imaging Diagnostik Poltekkes Kemenkes Semarang pada tahun 2023. Hingga saat ini Penulis bekerja sebagai Radiografer Radioterapi di RSUD Dr. Moewardi Pemerintah Provinsi Jawa Tengah. Untuk pengalaman organisasi penulis dapatkan dari Perhimpunan Radiografer Indonesia (PARI).

Email Penulis: dwi.ss.radioterapis@gmail.com



INTI MEDIKA PUSTAKA

Jl. Beringin VII Tidar Sawe Kota
Magelang Jawa Tengah 56125
Email : intimedikapustaka@gmail.com
com Telp 089607540188

