



**OPTIMASI PENCITRAAN LOKALISASI DENGAN
COMPUTED RADIOGRAFI (CR) PADA PASIEN RADIOTERAPI
DENGAN BERKAS SINAR-X 6 MV**

TESIS

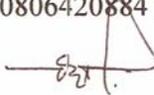
**NAMA : DEA RYANGGA
NPM : 0806420884**



**UNIVERSITAS INDONESIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM PASCASARJANA
PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA
PROGRAM KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA
DEPOK
JULI 2011**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Dea Ryangga
NPM : 0806420884
Tanda Tangan : 
Tanggal : Juli 2011



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

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertandatangan dibawah ini :

Nama : Dea Ryangga
NPM : 0806420884
Program Studi : Magister Fisika Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis Karya : Tesis

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

Optimasi pencitraan lokalisasi dengan *computed* radiografi (CR)
pada pasien radioterapi dengan berkas sinar-x 6MV

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih-media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tugas akhir saya tanpa meminta izin dari saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : Juli 2011

Yang menyatakan

(Dea Ryangga)

HALAMAN PENGESAHAN

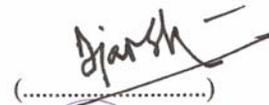
Tesis ini diajukan oleh:

Nama : Dea Ryangga
NPM : 0806420884
Program Studi : Magister Fisika Medis
Judul Tesis : Optimasi pencitraan lokalisasi dengan
computed radiografi (CR) pada pasien radioterapi
dengan berkas sinar-x 6MV

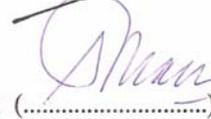
Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Sains pada Program Studi Magister Fisika, Program Pasca Sarjana, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.

DEWAN PENGUJI

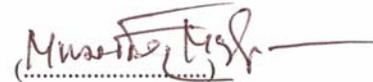
Pembimbing : Prof. DR. Djarwani S. Soejoko


(.....)

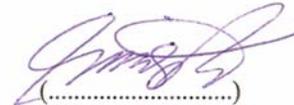
Penguji : Prof DR. dr. H. M. Djakaria, Sp.Rad.Onk


(.....)

Penguji : DR. Musadiq Musbach


(.....)

Penguji : DR. Warsito


(.....)

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : Juli 2011

KATA PENGANTAR

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

- (1) Prof. DR. Djarwani S. Soejoko, selaku dosen pembimbing yang telah menyediakan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam penyusunan tesis ini;
- (2) RSPP yang telah memberikan bantuan dan support kepada saya dalam menyelesaikan thesis ini
- (3) Rekan-rekan Radiologi / Radioterapi RSPP (dr. Bambang Sp.Rad.Onk, dr. Joke Sp.Rad.Onk, Ramli S.St, Rendra S.Si, Sofia S.KM, Zr. Marlin dan seluruh personil radiodiagnostik) yang selalu mendukung serta membantu dalam penyelesaian thesis ini
- (4) Orang tua saya yang selalu mendoakan dan mendukung saya
- (5) Meuthya Fahrana atas support, bantuan dan doanya selama ini
- (6) Serta teman-teman yang tidak bisa saya sebutkan satu persatu

Akhir kata, saya hanya bisa berdoa semoga Allah SWT, Tuhan Yang Maha Pemurah berkenan membalas kebaikan semua pihak yang membantu. Semoga tesis ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu.

Depok, Juli 2011

Penulis

ABSTRAK

Nama : Dea Ryangga
Program Studi : Fisika Medis
Judul : Optimasi pencitraan lokalisasi dengan *computed* radiografi (CR) pada pasien radioterapi dengan berkas sinar-x 6MV

Verifikasi lapangan penyinaran radioterapi merupakan suatu keharusan dalam penjaminan kualitas dari ketidakpastian geometri lapangan pada penyinaran pasien radioterapi. Verifikasi ini umumnya dilakukan menggunakan suatu film khusus. Penelitian ini akan mencoba mengkombinasikan teknologi diagnostic untuk verifikasi perencanaan penyinaran pasien radioterapi menggunakan Kodak *CR system*. Phantom CIRS sebagai objek dengan luas lapangan 15 x15 cm² dengan berkas sinar-x 6MV. melalui metode ini akan didapatkan kombinasi material dan ketebalan untuk mendapatkan gambaran terbaik. Kombinasi tersebut akan digunakan langsung pada pasien dengan variasi kasus penyinaran, antara lain kasus daerah kepala dan leher, payudara dan daerah abdomen bawah yang akan dibandingkan dengan citra DRR's dari TPS Pinnacle. Hasil penelitian didapatkan kualitas citra yang baik untuk verifikasi dapat membedakan organ spesial serta verifikasi geometri lapangan.

Dapat disimpulkan bahwa *CR system* yang digunakan pada diagnostik dapat dimanfaatkan dalam verifikasi penyinaran radiasi pasien radioterapi dengan berbagai macam keuntungan termasuk keuntungan ekonomi pada pasien. Untuk penyempurnaan penelitian maka diperlukan suatu variasi pada berbagai ketebalan objek lokalisasi serta pemanfaatan variasi berkas sinar (10 MV atau Co-60) yang digunakan pada pelaksanaan lokalisasi.

Kata kunci : Computed radiography, verifikasi

ABSTRACT

Name : Dea Ryangga
Study Program: Medical Physics
Title : Localization optimization using computed radiography (CR) system
treatment plans of radiotherapy patients with photon 6 MV

Radiation treatment planning field verification are conclusion to manage the problem of geometrical matching field in radiotherapy. Verification imaging in radiotherapy usually used a special film therapy as an image media. We try to combine diagnostic technology to verification treatment plan of radiotherapy patients using Kodak CR (Computed Radiography) system, a system that use in radiology diagnostic.

CIRS phantom was used to simulate a lung cancer patient that will be treated with the field size $15 \times 15 \text{ cm}^2$ using photon 6 MV. With this phantom, materials and thickness filters were selected in order to get an appropriate image. Between these two selected filters CR imaging plate was used for verifying treatment plans of patients with carcinoma of head-neck, breast, and case lower abdomen area. For evaluation, these verification images were compared with DRR's from Pinnacle TPS.

From examination with CIRS it was determined a combination of filters, quality verification images were found acceptable for recognizing several specific organs. Furthermore the images was also able to verify geometry field matching.

Conclusion, CR system can be used for verification of treatment plans of radiotherapy patients. With these system that is common for diagnostic imaging, radiotherapy verification procedures will be economically beneficial for the patients. Future observation variation object thickness needed, and also variation beam (ex, photon 10 MV and Co-60) for localization treatment.

Keyword : Computed radiography, verification

DAFTAR ISI

KATA PENGANTARiv
ABSTRAKvi
DAFTAR ISIviii
DAFTAR GAMBARx
DAFTAR TABELxii
BAB I PENDAHULUAN1
1.1 Latar Belakang1
1.2 Perumusan Masalah2
1.3 Tujuan Penelitian3
1.4 Manfaat Penelitian3
1.5 Batasan Penelitian3
1.6 Metode Penelitian4
1.7 Sistematika Penelitian4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA5
2.1 Radioterapi5
2.2 Reseptor Citra8
2.3 Kontras9
2.3.1 Objek Kontras10
2.3.2 Subjek Kontras11
2.3.3 Image Kontras12
2.3.4 Area Kontras12
2.4 Letak Objek dan Perbesaran13
2.5 Computed Radiography14
BAB III METODOLOGI PENELITIAN17
3.1 Alat dan Bahan17

3.1	Persiapan Penelitian	19
3.2	Metode Penelitian	19
BAB VI	HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN	22
4.1	Hasil.....	22
4.1.1	Optimasi filter <i>computed radiografi</i>	23
4.1.2	Citra lokalisasi pasien radioterapi.....	28
	a. Kanker kepala dan leher.....	28
	a. Kanker payudara.....	30
	a. Kanker bagian andomen bawah.....	32
4.2	Pembahasan.....	34
BAB V	KESIMPULAN DAN SARAN	38
5.1	Kesimpulan	38
5.2	Saran	38
DAFTAR PUSTAKA		
LAMPIRAN A		
LAMPIRAN B		
LAMPIRAN C		
LAMPIRAN D		

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Diagram schematic alur pasien radioterapi	5
Gambar 2.2 Diagram schematic alur radiation treatment planning RTP	7
Gambar 2.3 a). Menggambarkan perangkat elektron dan lubang pada pita energi terlarang dalam zat padat b). Perubahan tingkat energi yang menghasilkan emisi cahaya dalam fluoresensi c). perubahan tingkat energi dalam emisi cahaya dalam fosforisensi.	9
Gambar 2.4 Faktor yang mempengaruhi Kontras Radiografi.....	10
Gambar 2.5 Tingkatan dari pengembangan kontras dalam radiografi	11
Gambar 2.6 Hubungan Jarak dalam Pencitraan Radiografi	14
Gambar 2.7 Computed Radiography System	15
Gambar 2.8 Imaging Plate	16
Gambar 3.1 Linac Siemens Primus 2D Plus milik Rumah Sakit Pusat Pertamina	17
Gambar 3.2 Pengambilan citra dengan fantom CIRS.....	20
Gambar 3.3 a. Skema pengambilan citra langsung di pasien radioterapi b. Skema perbandingan citra CR dengan DRRs TPS Pinnacle.....	21
Gambar 4.1 Persentase keluaran linac sinar-x foton 6 MV, SSD 100 cm, lapangan 15x 15 cm ² kedalaman perspex 2.5 cm dalam periode ; a. Februari..... b. Maret.....	22
Gambar 4.2 Citra fantom CIRS pada Treatment Planning System Pinnacle a. Tampilan Digital Reconstruction Radiografi.....	23

Gambar 4.11 Titik Pengamatan citra lokalisasi cervix antara citra DRR dan CR menggunakan kombinasi filter 1 mm Brs-2 mm Cu	33
---	----

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Karakteristik fisik dari kontras suatu bahan.....	11
Tabel 3.1 kombinasi filter metal tembaga, kuningan dan stainless steel.....	18
Tabel 4.1 Nilai piksel setiap variasi kombinasi ketebalan filter metal kuningan, baja dan tembaga.....	26
Tabel 4.2 Beberapa titik pengamatan pada kasus kanker nasofaring citra CR (x,y) dan DRR (x',y') menggunakan kombinasi filter 1 mm Ss- 2 mm Cu.....	29
Tabel 4.3 Beberapa titik pengamatan pada kasus kanker payudara lapangan supraclavícula citra CR (x,y) dan DRR (x',y') menggunakan kombinasi filter 1 mm Ss- 2 mm Cu.....	31
Tabel 4.4 Beberapa titik pengamatan pada kasus kanker cervix citra CR (x,y) dan DRR (x',y') menggunakan kombinasi filter 1 mm Ss- 2 mm Cu.....	33
Tabel 4.5 evaluasi citra lokalisasi CR untuk berbagai kasus kanker.....	35

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Radioterapi merupakan salah satu aplikasi pemanfaatan radiasi dalam bidang kesehatan yang digunakan dalam pengobatan kanker dengan tujuan memberikan dosis radiasi seoptimal mungkin pada jaringan kanker dan seminimal mungkin pada jaringan sehat sekitarnya.

Keberhasilan pengobatan kanker salah satunya tergantung pada keakurasian dan keakuratan dari perencanaan yang dilakukan. Perencanaan penyinaran yang baik harus juga disertai dengan pelaksanaan penyinaran yang baik pula. Untuk menjaga kesesuaian antara perencanaan yang dilakukan dengan pelaksanaan penyinaran radioterapi maka verifikasi lokalisasi geometri penyinaran pasien radioterapi mutlak diperlukan.

Energi Megavolt merupakan modalitas yang digunakan dalam verifikasi radioterapi sehingga interaksi foton dengan medium akan didominasi oleh hamburan Compton, maka dari itu kontras gambaran yang dihasilkan portal imaging tidak akan sebaik gambaran x-ray untuk diagnostik (Boyer AL, et al). Hamburan radiasi akan menyebabkan penurunan kualitas gambar, pemanfaatan *anti-scatter* grid seperti yang digunakan pada diagnostik tidak akan memiliki pengaruh yang banyak, hal ini disebabkan oleh tingginya energi dari hamburan radiasi.

Berbagai terobosan telah dilakukan untuk menggunakan x-ray diagnostik dalam menghasilkan gambaran pada penyinaran terapi demi mencapai kualitas gambaran yang tinggi atau baik. Seperti penambahan tabung x-ray didalam gantry atau kepala *linear accelerator* (Linac), atau dengan memodifikasi Linac sehingga mampu memproduksi x-ray diagnostik. Namun pemanfaatan portal imaging dengan x-ray Megavolt justru lebih berkembang sehingga diperlukan peningkatan akuisisi serta kualitas gambar yang dihasilkan (K A Langmack).

Verifikasi geometri lapangan penyinaran radioterapi dilakukan karena adanya faktor ketidakpastian geometri yang diakibatkan baik dari set-up error oleh

radiationtherapist maupun pergerakan pasien atau organ (Booth JT, Zavgorodni SF). Verifikasi umumnya menggunakan media film dan kaset khusus radioterapi. *Elektronic Portal Imaging Device* atau lebih dikenal dengan EPID, merupakan salah satu bentuk teknologi *advance* yang digunakan dalam radioterapi, namun tidak semua *center* radioterapi di Indonesia memilikinya.

Pemanfaatan film radiografi diagnostik dengan kaset menggunakan filter seng telah dilaksanakan di beberapa *center* radioterapi. Hasil gambaran dengan media tersebut telah dijadikan acuan verifikasi walaupun memiliki kontras gambaran yang rendah. Maka dari itu dalam penelitian ini akan dilakukan investigasi material Tembaga (Cu), Kuningan (Brs) dan Stainless steel (Ss) dengan media film radiografi diagnostik dan *imaging plate* pada *computer radiografi*, untuk mendapatkan kontras gambaran verifikasi yang optimal.

1.2. Perumusan Masalah

Localization merupakan hal yang sangat berpengaruh menentukan kesesuaian keberhasilan penyinaran radioterapi pada saat radiasi. Salah satunya yaitu *localization* geometri penyinaran, verifikasi dilakukan dengan membandingkan kesesuaian hasil gambaran pada portal imaging (film ataupun EPID) dengan gambaran referensi seperti gambaran x-ray simulator ataupun *digitally reconstructed radiograph* (K. A. Langmack).

Localization ini perlu dilakukan secara periodik disetiap awal, sebelum penyinaran dilakukan dalam radioterapi. Pelaksanaan tersebut akan memberikan suatu informasi gambaran tentang area radiasi dalam penyinaran yang akan disesuaikan dengan perencanaan yang dilakukan.

Film radiografi diagnostik dan *imaging plate* umum digunakan pada dosis rendah dalam pengambilan citra, sedangkan untuk radioterapi akan digunakan dosis tinggi. Berdasarkan hal tersebut maka untuk mendapatkan dosis rendah akan diberikan suatu penambahan material sebagai filter, sehingga film radiografi diagnostik dan *imaging plate* dapat digunakan sebagai media *localization* geometri.

1.3. Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian yang akan dilakukan yaitu dapat menentukan ketebalan material Tembaga (Cu), Kuningan (Brs) dan Stainless steel (Ss), untuk digunakan sebagai atenuator atau filter pada media film radiografi diagnostik dan *computed radiografi* sehingga dapat digunakan dalam optimasi verifikasi lokalisasi geometri lapangan penyinaran radioterapi, serta dapat menentukan material terbaik diantara ketiganya sebagai filter *localization*.

1.4. Manfaat Penelitian

Diharapkan dari penelitian ini dapat memberikan informasi mengenai :

1. Jenis kombinasi dari material yang dapat digunakan sebagai filter dalam pemanfaatan CR system untuk verifikasi lapangan penyinaran radioterapi penggunaan berkas foton 6 MV
2. Ketebalan terbaik dari material filter yang digunakan sebagai filter dalam pemanfaatan CR system untuk verifikasi lapangan penyinaran radioterapi dengan menggunakan berkas foton 6 MV
3. Pemanfaatan CR system dalam verifikasi lapangan radioterapi dapat menggantikan fungsi film verifikasi radioterapi
4. Ketepatan pelaksanaan verifikasi lokalisasi geometri pada penyinaran pasien radioterapi dengan kasus kepala dan leher, payudara dan abdomen bagian bawah

1.5. Batasan Penelitian

Penelitian dilakukan menggunakan pesawat Linac dengan modalitas foton energi 6 MV. Material Tembaga (Cu), Kuningan (Brs) dan Stainless steel (Ss) digunakan sebagai filter dengan media reseptor film radiografi diagnostik dan *imaging plate*, sedangkan medium yang digunakan yaitu phantom CIRS sesuai ukuran orang dewasa, yang kemudian data dari penggunaan phantom CIRS akan diaplikasikan secara langsung pada pasien radioterapi dengan berbagai kasus kepala dan leher, payudara dan abdomen bagian bawah

1.6. Metode Penelitian

Metode penelitian yang akan dilakukan terdiri dari 2 (dua) tahap yaitu studi kepustakaan dan eksperimen atau pengambilan data di lapangan.

1.7. Sistematika Penulisan

Tesis ini dibagi menjadi 5 bab, yang terdiri dari beberapa sub-bab untuk mempermudah penjelasan. Penulisan bab-bab dilakukan sebagai berikut :

BAB I PENDAHULUAN

Bab ini berisikan latar belakang permasalahan, perumusan masalah, tujuan yang hendak dicapai, manfaat dari terselenggaranya penelitian ini, batasan permasalahan, metode penelitian yang digunakan serta urutan atau sistematika penulisan.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Pada bab ini penulis menguraikan secara lebih lengkap perkembangan diagnostik dengan sinar-X berikut efek yang mungkin ditimbulkan, dosis radiasi pada pasien dan panduannya, dosimetri dan dosimeter diagnostik, serta metode pengukuran ESD.

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini menjelaskan alat atau bahan yang digunakan serta metode pengambilan dan pengolahan data.

BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Berisikan data-data dan analisis pembahasan hasil penelitian serta perbandingannya dengan referensi yang ada.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

Pada bab ini penulis merangkum hasil yang didapatkan dan ditambah dengan saran-saran untuk meningkatkan kemanfaatan penelitian ini.

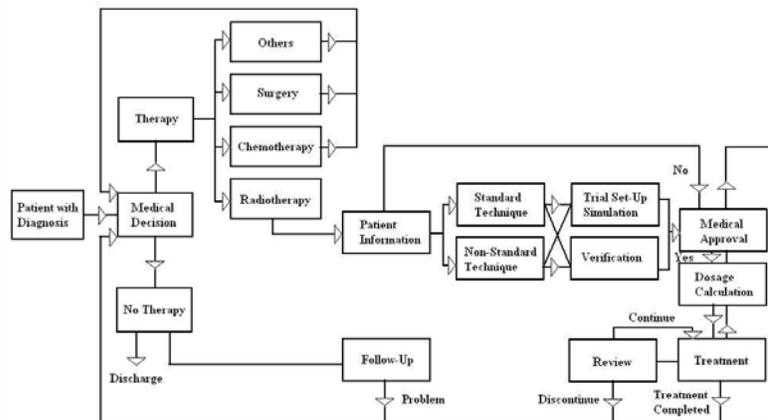
BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Radioterapi

Radioterapi secara harfiah adalah melakukan sebuah terapi kanker atau tumor dengan sebuah radiasi. Radiasi yang dimanfaatkan pada terapi ini adalah radiasi pengion, yang mempunyai sifat daya rusak terhadap sel makhluk hidup. Dengan daya rusak sel inilah, radiasi pengion dimanfaatkan untuk membunuh sel kanker. Tentunya ada sebuah pertanyaan bagaimana dengan sel jaringan normal ? Ya tentu saja sel di jaringan normal mati juga, namun dari sebuah konsep radiobiologi, respon sel kanker dan normal mempunyai respon yang berbeda terhadap radiasi pengion ini yang dikenal dengan *therapeutic ratio*. Dengan hasil penelitian inilah, logika pemanfaatan radioterapi menjadi berkembang menjadi teknologi canggih dengan aksesoris yang rumit.

Alur pasien radioterapi, suatu keputusan medis akan menentukan pasien untuk perlu dilakukan therapy ataupun tidak, adapun kemungkinan pasien akan mendapatkan suatu kombinasi dengan bedah, kemoterapi, radioterapi ataupun modalitas lainnya seperti hyperthermia dan phototherapy. Jika pada akhirnya radioterapi menjadi suatu pilihan, maka terdapat tahapan-tahapan, sebelum pada akhirnya penyinaran dilakukan. Seperti terlihat pada gambar alur pemeriksaan radioterapi



Gambar 2.1 Diagram schematic alur pasien radioterapi

Pasien yang menerima suatu paket terapi radiasi harus memiliki suatu informasi penyakit pasien selengkap-lengkapnyanya sehingga dapat ditentukan target volume yang akan diradiasi, dan juga dapat menentukan jaringan sekitar untuk diberikan pembatasan dosis pada organ yang beresiko. Informasi dapat diberikan dalam bentuk diagnostik x-ray, CT Scan, ataupun MRI yang memberikan suatu informasi anatomi dari pasien, hal ini disebut dengan tumor lokalisasi.

Teknik Penyinaran, tujuan dari pemilihan teknik penyinaran yaitu untuk mendesign sinar radiasi atau pun perencanaan sinar sehingga distribusi dosis yang di absorpsi sesuai dengan yang dibutuhkan pasien sehingga tujuan untuk mendapatkan dosis maksimum pada target volume dan dosis seminimal mungkin pada jaringan sehat dapat tercapai.

Pada radiasi terapi eksternal selalu meradiasi setiap jaringan searah berkas sinar diatas ataupun dibawah dari volume target. Faktor lain yang perlu diperhatikan dalam penentuan teknik penyinaran yaitu set-up serta pelaksanaan penyinaran dan juga kenyamanan pasien.

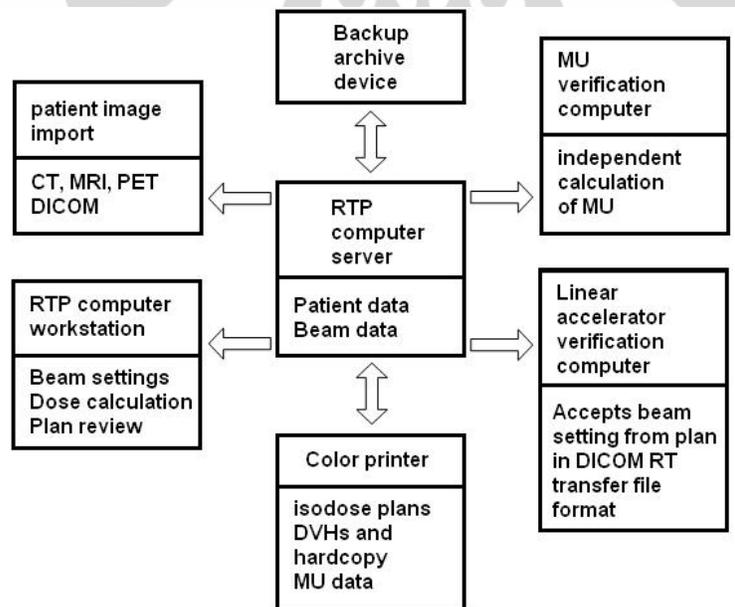
Trial set-up, simulasi serta verifikasi, alasan dari trial set-up yaitu untuk memastikan kemungkinan-kemungkinan untuk dapat dilakukan pada perencanaan penyinaran. Verifikasi tertuju pada prosedur verifikasi setiap penyinaran dari setiap perencanaan. Hal ini biasa dilakukan dengan pengambilan film pada kondisi penyinaran sesungguhnya pada unit terapi maupun simulator. Portal film dilakukan pada sisi luar dari sinar pada mesin terapi, dan ini berguna dalam memastikan bahwa arah serta lapangan sinar sesuai dengan letak volume. Simulator merupakan perlengkapan dari perencanaan penyinaran radioterapi yang digunakan dalam trial set-up dan prosedur verifikasi. Tumor lokalisasi, simulasi dan verifikasi data dilakukan bersamaan pada simulator, khususnya pada simulator yang dilengkapi dengan image intensification. Keuntungan dari kombinasi peralatan tersebut yaitu semua perencanaan sinar terverifikasi pada keadaan yang sama sehingga dapat meminimalkan kesalahan.

Ketika semua tahap telah dilalui, persetujuan medis harus tetap dilakukan sebelum pelaksanaan penyinaran. Suatu perencanaan penyinaran dapat dibatalkan jika

tidak sesuai untuk dapat dilakukan perencanaan ulang kembali, hal ini disebabkan karena ketidaksesuaian. Jika semua langkah telah dilakukan maka penyinaran dapat dilakukan dan pasien akan selalu dikaji ulang setiap periodiknya agar dapat diketahui apakah diperlukan adanya perubahan perencanaan penyinaran, sehingga dapat diputuskan untuk tetap menjalani pemeriksaan ataupun tidak. Semua kemungkinan ini bergantung pada batas toleransi dari penyinaran.

Adapun salah satu bentuk toleransi pembatasan yang dilakukan yaitu kemungkinan ketidakpastian geometri dari lapangan penyinaran pasien radioterapi. Salah satu bentuk penyelesaian masalah ketidakpastian geometri lapangan penyinaran radioterapi sampai saat ini yaitu dengan pemanfaatan citra dengan film verifikasi radioterapi

Radiotherapy Treatment Planning Hardware, memiliki processor yang cepat, dan mampu melakukan perhitungan dosis yang tepat. Adapun diagram schematic dari Radiotherapy Treatment Planning sebagai berikut



Gambar 2.2 Diagram schematic alur radiation treatment planning RTP

Data dari RTP computer menuju ke berbagai system lainnya. Data pasien terhubung secara network dan secara umum berbentuk format Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) standard. RTP computer system secara umum memiliki beberapa workstation yang dapat melakukan manipulasi serta perhitungan.

2.2. Reseptor citra

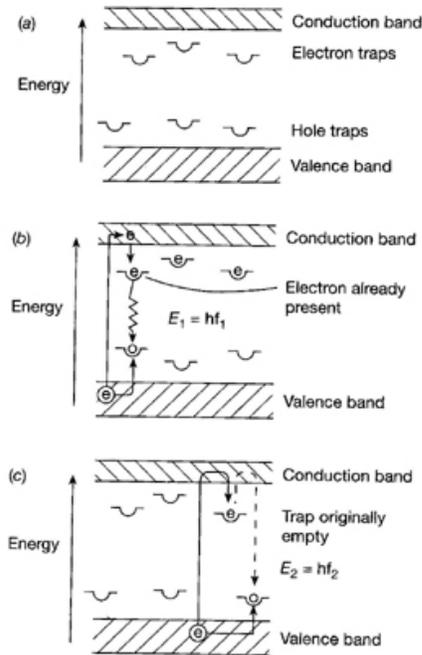
Receptor citra pertama kali ditemukan oleh Roentgen dalam bentuk lapisan barium platinocyanide pada suatu layar, yang berfluorosensi pada saat menerima berkas sinar x. Meskipun barium platinocyanide saat ini sudah tidak dipakai lagi, namun perlu diketahui bahwa 95% reseptor citra sinar x adalah layar fluorosensi atau kristal sintilasi. Receptor citra tersebut dalam bentuk zat padat yang memiliki karakteristik tingkat energi elektron tertentu. Fluoresensi, perangkat elektron dalam keadaan normal terisi, setelah diberi radiasi sinar-x akan mengakibatkan elektron dalam pita valensi meloncat ke pita konduksi, sehingga perangkat lobang terbentuk dalam pita valensi, perangkat lobang berpindah ke perangkat lobang dalam pita larangan. Elektron dalam perangkat turun bergabung dengan lobang dalam pita larangan dan memancarkan foton karakteristik, kekosongan perangkat elektron diisi oleh elektron dari pita konduksi yang tereksitasi

Fosfor dalam pencitraan mempunyai nomer atom tinggi, daya serap sinar X tinggi, mempunyai efisiensi tinggi dalam konversi sinar X menjadi cahaya, ukuran kristal yang menentukan sensitivitas uniform diketahui. Penggunaan fluorescent screen (layar intensifikasi) yaitu digabung dengan film dalam radiografi, fluoroskopi yang dilihat langsung, dalam image intensifier yang digabung dengan fotokatoda, penyimpan citra dalam sistem pencitraan tanpa film, seperti aplikasi *Computed Radiography (CR)* dan *Digital Radiography (DR)*

Fosforesensi, perangkat elektron dalam keadaan normal kosong, pemberian sinar-x mengakibatkan elektron meloncat dari pita valensi ke pita konduksi, selanjutnya jatuh ke dalam perangkat elektron., elektron keluar dari perangkat bila menerima energi cukup untuk meloncat ke pita konduksi, dan seterusnya meloncat ke

pita valensi disertai dengan pancaran radiasi karakteristik yang sesuai dengan cahaya tampak.

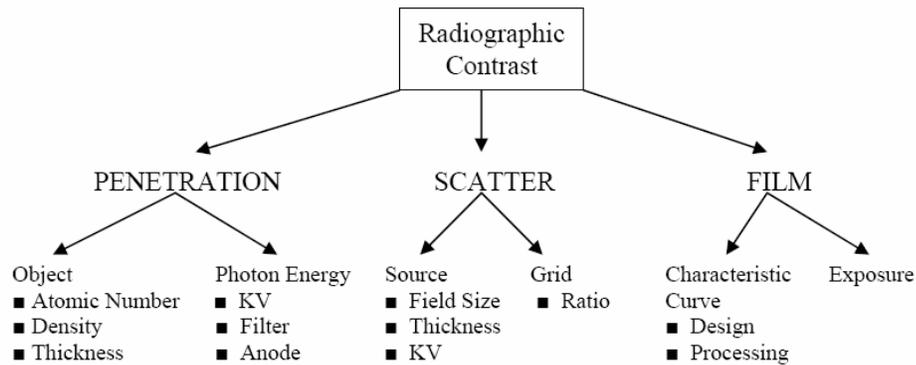
Proses thermoluminiscence terjadi bila elektron dalam perangkap dapat pindah ke pita konduksi sesudah menerima energi dengan pemanasan. Aplikasi, TLD (thermoluminiscence dosimeter)



Gambar 2.3 a) Menggambarkan perangkap elektron dan lubang pada pita energi terlarang dalam zat padat, b) Perubahan tingkat energi yang menghasilkan emisi cahaya dalam fluoresensi, c) perubahan tingkat energi dalam emisi cahaya dalam fosforisensi.

2.3 Kontras

Kontras yang pada akhirnya muncul di gambar dipengaruhi oleh berbagai macam faktor seperti terlihat pada Gambar 2.4¹, untuk kontras gambar salah satunya dipengaruhi oleh hamburan radiasi. Kontras dari objek kecil dalam tubuh dan bagian kecil dari anatomi tubuh dapat berkurang dengan adanya pengkaburan gambar. Beberapa macam kontras terbentuk pada saat pembentukan gambar sinar-x.



Gambar 2.4. Faktor yang mempengaruhi Kontras Radiografi

2.3.1 Objek Kontras

Untuk sebuah objek agar dapat tampak pada gambar sinar-x maka harus memiliki bentuk kontras fisik yang berhubungan dengan jaringan atau bahan lainnya yang menjadi satu. Kontras ini dapat dibedakan dari densitas fisik atau komposisi kimiawinya (nomer atom). Pada suatu objek yang bentuk fisiknya berbeda akan menyerap lebih banyak atau sedikit sinar-x dibandingkan dengan ketebalan yang sama yang mengelilingi jaringan dan melepaskan suatu bayangan kepada sinar radiasi. Apabila suatu objek menyerap lebih sedikit radiasi dibandingkan jaringan disekelilingnya (gas yang dikelilingi oleh jaringan). Hal ini akan memancarkan bayangan negatif yang muncul sebagai bayangan yang gelap pada film radiografi. Faktor ketiga yang mempengaruhi kontras suatu objek adalah ketebalannya Radiographic Contrast terhadap arah sinar-x. Kontras suatu objek sebanding dengan densitas suatu objek dan ketebalannya.

Komposisi kimia dari sebuah objek akan memiliki kontribusi pada kontras jika nomer atom efektif (Z) berbeda dari jaringan yang mengelilinginya. Biasanya kontras yang kecil dihasilkan oleh perbedaan komposisi kimiawi yang terdapat pada jaringan lunak dan cairan tubuh karena adanya harga nomor atom yang saling berdekatan. Kontras dihasilkan oleh adanya perbedaan pada komposisi kimiawi (nomer atom) yang cukup sensitive terhadap energi foton (KVp) ¹.

Sebagian besar material yang menghasilkan kontras yang tinggi terhadap jaringan lunak, dapat dibedakan atas jaringan lunak pada densitas fisik keduanya dan

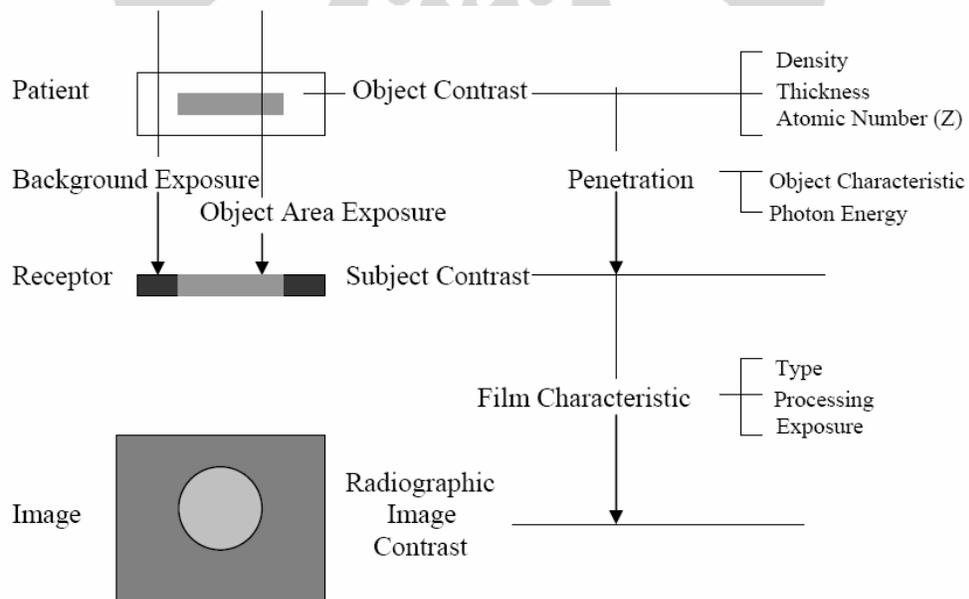
nomer atomnya ³. Karakteristik fisik dari sebagian besar material yang disinari sinar-x dapat dibedakan pada table berikut ini:

Tabel 2.1. Karakteristik Fisik dari Kontras suatu Bahan

Material	Effective Atomic Number (Z)	Density (g/cm ³)
Water	7.42	1
Muscle	7.46	1
Fat	5.92	0.91
Air	7.64	0.00129
Calcium	20	1.55
Iodine	53	4.94
Barium	56	3.5

2.3.2 Subjek Kontras

Kontras dari gambar yang tampak yang dipancarkan oleh tubuh pasien dapat disebut sebagai subjek kontras. Subjek kontras dibedakan atas penyinaran diantara berbagai titik terhadap area gambar.



Gambar 2.5. Tingkatan dari Pengembangan Kontras dalam Radiografi

Untuk suatu individual objek harga kontras yang mencolok (signifikan) dibedakan atas penyinaran antara objek area dan latar belakang yang mengelilinginya¹. Perbedaan penyinaran ini biasanya dinyatakan dalam presentase harga relative terhadap level penyinaran latar belakangnya. Kontras akan muncul bila penyinaran pada objek area yang lebih atau kurang dari latar belakang yang mengelilinginya.

Subjek kontras dihasilkan karena adanya penetrasi sinar-x (daya tembus sinar-x) terhadap objeknya, dapat dibedakan dari daya tembusnya terhadap latar belakang jaringan yang berdekatan. Kontras maksimum (100%) dihasilkan pada saat tidak ada radiasi yang menembus objek, sebagai contohnya objek-objek dari bahan besi¹. Kontras akan berkurang apabila daya tembus sinar-x terhadap objek meningkat. Pada saat daya tembus objek mendekati daya tembusnya terhadap ketebalan jaringan sekelilingnya maka kontras akan menghilang. Jumlah subjek kontras yang dihasilkan ditentukan oleh karakteristik kontras fisik (nomer atom, densitas dan ketebalan) dari objek dan karakteristik daya tembus (spektrum energi foton) sinar-x.

2.3.3 Image Kontras

Tipe yang ketiga adalah kontras yang muncul pada gambar yang tampak. Kontras pada film merupakan bentuk dari perbedaan densitas optis diantara beberapa titik pada gambar, sebagai contoh diantara objek area dan sekeliling latar belakangnya¹. Jumlah gambar kontras pada film yang dapat tampak dihasilkan dalam prosedur tertentu tergantung pada jumlah sinar-x yang menyinari subjek dan diteruskan pada reseptor.

2.3.4 Area Kontras

Kita sudah mempertimbangkan suatu obyek tunggal yang menempelkan di dalam jaringan. Pada kasus yang sederhana ini suatu peningkatan pada kontras secara umum meningkatkan ketampakan dari obyek itu. Bagaimanapun, di sebagian besar aplikasinya pada klinis, satu gambaran berisi banyak objek atau struktur anatomis. Permasalahan akan muncul ketika objek yang berbeda terletak di dalam area yang berbeda pada tubuh dan ketebalan atau densitasnya sangat berbeda¹. Suatu gambaran

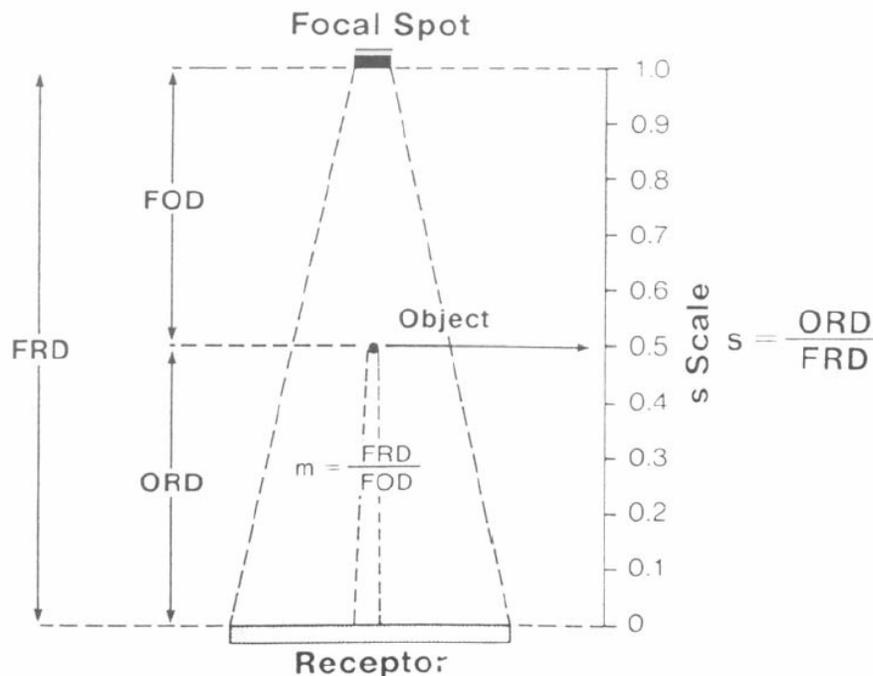
dada yang berisi paru-paru dan area mediastinal merupakan suatu contoh yang baik. Karena perbedaan yang besar pada densitas jaringan antara paru-paru dan mediastinum maka kontras dapat terlihat jelas antara dua area tersebut pada gambar. Pada gambar hasil sinar x, area mediastinum sangat terang (densitas filmnya rendah), dan area paru-paru lebih gelap. Objek apapun di dalam mediastinum akan tergambar dengan latar belakang yang terang, dan objek di dalam area paru-paru akan tergambar dengan latar belakang yang gelap.

Karakteristik dari film radiografi adalah kemampuannya untuk menampilkan objek kontras berkurang pada area yang sangat terang (mediastinum) atau secara relatif gelap (paru-paru). Jika ada kontras yang tingkatnya secara relatif tingkat tinggi antara area di dalam suatu gambaran, maka kontras dari objek di dalam area ini dapat dikurangi karena batasan film. Tiga hal dapat dilakukan untuk mengurangi masalah itu. Pertama yaitu dengan menggunakan latitude film mengurangi kontras area dan meningkatkan ketampakan di dalam masing-masing area di dalam berbagai situasi. Kedua yaitu menempatkan filter penyeimbangan antara tabung sinar x dan badan pasien. Filter ini mempunyai area dengan ketebalan yang berbeda dan diposisikan sedemikian rupa sehingga bagian paling tebal melebihi bagian tertipis, atau paling sedikit densitasnya, bagian dari badan. Keseluruhan efek yaitu pengurangan pada kontras area di dalam gambar. Ketiga yaitu dengan menggunakan suatu berkas cahaya tembus sinar x yang diproduksi dengan KV yang tinggi¹.

2.4 LETAK OBJEK DAN PERBESARAN

Sebelum kita membahas lebih jauh, ada baiknya kita mengetahui istilah yang biasanya digunakan yaitu:

1. FRD : *Focal spot to Receptor Distance*
2. FOD : *Sum of the Focal spot to Objek Distance*
3. ORD : *Objek to Receptor Distance*



Gambar 2.6. Hubungan Jarak dalam Pencitraan Radiografi

Harga-harga ini bukanlah harga sebenarnya, namun merupakan hanya rasio jarak terhadap pembentukan citra dan kualitas dari citra. Pada pembentukan citra menggunakan sinar x, citra yang dihasilkan akan selalu lebih besar dari objek sebenarnya apabila objek dipisahkan dari *receptor*. Jumlah perbesaran adalah sesuai dengan FRD : FOD rasio. Perbesaran, *m*, merupakan peningkatan dari FRD atau membuat objek lebih dekat ke tabung sinar x yang mana mengurangi FOD. *S* digunakan untuk menyatakan jarak antara objek dan *receptor* ORD, dan merupakan jumlah total dari FRD¹, seperti terlihat jelas pada Gambar 2.6.

2.5. *Computed radiography (CR)*

Teknologi CR menggunakan *photostimulating storage phosphor (PSP)* sebagai film pada *imaging plate*. *Imaging plate* terdiri dari barium-based phosphor yang berfungsi sebagai penyimpan energi radiasi dan dapat langsung di olah menjadi citra menggunakan optical stimulation oleh focused laser (Olch 2005). Keuntungan

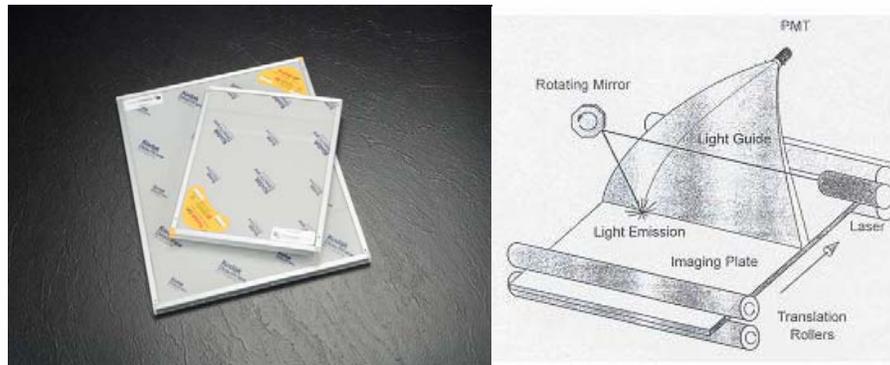
dari teknologi ini memiliki pembacaan hasil citra yang lebih cepat dan dapat diatur tingkat kontras, densitas serta sensitifitas. Spatial resolusinya masih kurang dibandingkan dengan film radiografi.



Gambar 2.7 Computed Radiography System merk Kodak

Beberapa pihak telah melakukan penelitian dari kegunaan CR untuk berbagai aplikasi pada radioterapi termasuk portal imaging (Whittington et al. 2002, Yamada and Murase 2005, Wu et al. 2005) untuk *quality assurance* dan *dosimetry*. (Olch 2005, Li 2007)

CR merupakan suatu *system photostimulable phosphor detector* (PSP). Phosphors digunakan pada screen-film radiografi, seperti Gd_2O_2S yang menghasilkan cahaya ketika berinteraksi dengan x-ray. Ketika x-ray diabsorpsi oleh photostimulable phosphors, beberapa cahaya tampak diemisikan, namun sebagian besar energi x-ray yang diabsorpsi akan terperangkap (trap) pada screen PSP dan akan diolah menjadi citra pada lain waktu. Karena hal tersebut maka screen PSP disebut juga *storage phosphors* atau *imaging plate*. CR pertama kali diperkenalkan pada tahun 1970 dan meningkat penggunaannya pada awal tahun 1980an.



Gambar 2.8. Imaging Plate

CR *imaging plate* terbuat dari BaFBr dan BaFI (85% BaFBr dan 15% BaFI) atau biasa disebut dengan barium fluorohalide. Setiap *imaging plate* hanya dapat digunakan untuk satu kali eksposi.

Tahapan dari pengolahan data menjadi citra terdiri dari beberapa langkah yaitu, *imaging plate* secara mekanik akan dipisahkan dari kaset menggunakan mesin unit pembaca, kemudian *imaging plate* akan di scan menggunakan sinar laser, laser akan menstimulasikan emisi dari energi yang terperangkap (*trap*) pada *imaging plate*, sehingga cahaya tampak akan dilepaskan dari plate, kemudian cahaya tampak yang diemisikan akan ditangkap oleh fiber optic light guide dan menumbuk *photomultiplier tube* (PMT) dan akan diubah menjadi sinyal elektronik. Sinyal tersebut akan tersimpan untuk dapat dicetak sebagai citra film. Plate yang telah digunakan akan diberikan eksposi cahaya putih untuk menghilangkan energi yang masih terperangkap sehingga *imaging plate* akan siap digunakan kembali.

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Alat dan Bahan

Dalam penelitian ini digunakan pesawat Linac merk Siemens Primus 2D Plus milik Rumah Sakit Pusat Pertamina Jakarta yang memproduksi berkas sinar-x 6 dan 10 MV serta berkas elektron dengan energi 6, 9, 12, 15,18 dan 21 MeV. Gambar 3.1 memperlihatkan foto Linac tersebut.



Gambar 3.1 Linac Siemens Primus 2D Plus milik Rumah Sakit Pusat Pertamina

Reseptor untuk lokalisasi adalah *computed radiography* (CR) merk Kodak yang terdiri dari *imaging plat* dan sistem *reader*. Untuk menentukan optimasi kombinasi filter metal, dilakukan pencitraan dengan menggunakan objek fantom *computerized imaging reference systems* (CIRS) yang merupakan simulasi dari tubuh manusia bagian dada. Dari hasil pencitraan ini dipilih optimasi kombinasi filter metal yang selanjutnya akan digunakan pada pelaksanaan lokalisasi penyinaran pasien

radioterapi. Kombinasi filter metal bervariasi seperti ditunjukkan dalam Tabel 3.1. Jumlah pasien yang diteliti 18 orang terdiri dari 6 pasien kanker nasofaring, 6 pasien kanker payudara dan 6 pasien kanker cervix.

Tabel 3.1 Kombinasi Filter metal Tembaga (Cu), Kuningan (Brs) dan Stainless steel (Ss)

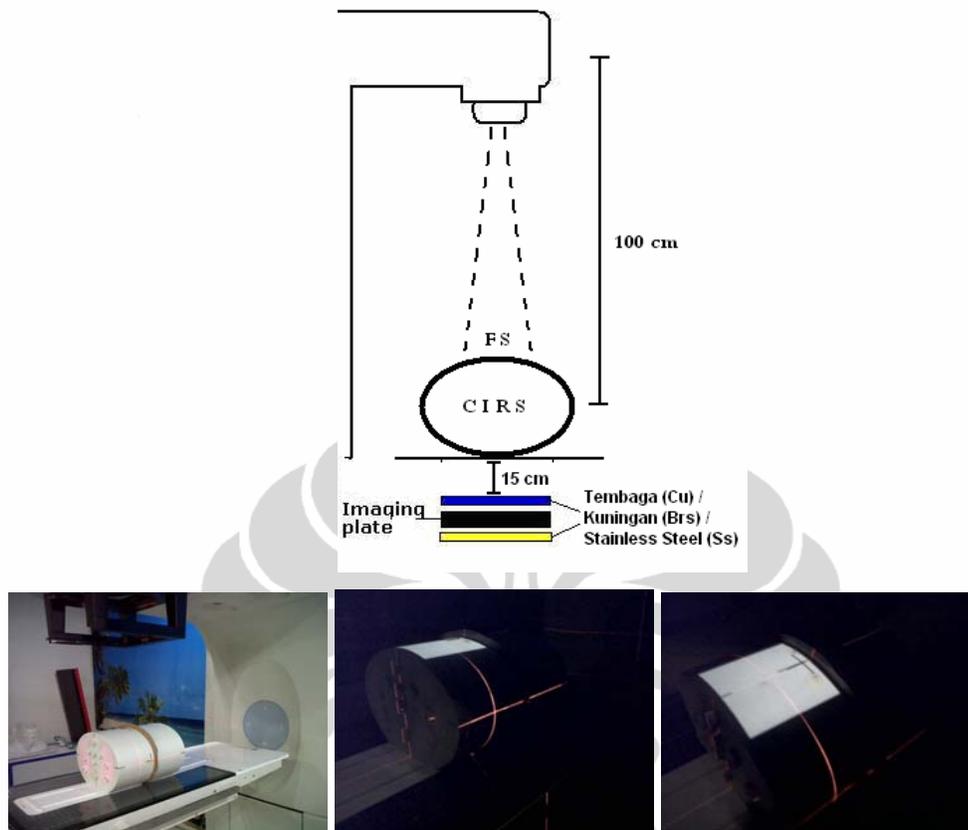
Kombinasi		Kode
Anterior	Posterior	
1 mm Brs	-	Brs 1
	1 mm Ss	Brs 2
	1 mm Cu	Brs 3
	2 mm Cu	Brs 4
	3 mm Cu	Brs 5
1 mm Ss	-	Ss 1
	1 mm Brs	Ss 2
	1 mm Cu	Ss 3
	2 mm Cu	Ss 4
	3 mm Cu	Ss 5
1 mm Cu	-	Cu 1.1
	1 mm Brs	Cu 1.2
	1 mm Ss	Cu 1.3
	1 mm Cu	Cu 1.4
	2 mm Cu	Cu 1.5
2 mm Cu	-	Cu 2.1
	1 mm Brs	Cu 2.2
	1 mm Ss	Cu 2.3
	1 mm Cu	Cu 2.4
3 mm Cu	-	Cu.3.1
	1 mm Brs	Cu 3.2
	1 mm Ss	Cu 3.3

3.2 Persiapan Penelitian

Untuk memastikan keluaran Linac dalam keadaan konstan selama penelitian berlangsung dilakukan cek harian selama satu tahun. Pelaksanaan cek keluaran dilakukan setiap hari sebelum alat dipergunakan. Hasil cek harian dibandingkan dengan hasil pengukuran *commissioning*, menurut rekomendasi AAPM¹⁵ deviasi hasil cek harian tidak boleh mempunyai deviasi lebih dari 3% dibanding dengan hasil *commissioning*. Selain cek harian juga dilakukan verifikasi kesesuaian dari titik sentrasi, kesesuaian lapangan, kesesuaian gantry serta kesesuaian laser yang dilakukan setiap pagi harinya .

3.3 Metode Penelitian

Pengambilan data dilakukan dengan teknik *anterior-posterior* menggunakan berkas sinar-x energi 6 MV dan diberikan total 4 MU dengan 2 MU pada lapangan terbuka (tanpa block) dan kemudian 2 MU sesudah menggunakan block. Kombinasi filter metal berada mengapit reseptor *imaging plate*, dengan dilakukan variasi kombinasi antara ketiga material tembaga (Cu), kuningan (Brs) dan stainless steel (Ss), sebagai contoh pada anterior diberikan material tembaga dan pada posterior material kuningan dengan *imaging plate* berada diantaranya. Untuk pemilihan kombinasi filter metal, pencitraan dengan fantom CIRS dipilih pada daerah tengah dada. Berkas sinar-x melewati jaringan lunak, tulang dan paru. Untuk setiap kombinasi filter dilakukan pengambilan citra sebanyak 3 kali. Pengambilan data dilakukan dengan teknik *source axis distance* (SAD), luas lapangan 15 x 15 cm², jarak fantom CIRS dengan sistem reseptor 15 cm. Hasil citra akan didapat dalam bentuk digital, nilai piksel dibaca menggunakan perangkat lunak *image J*. Kemudian profile citra berdasarkan nilai piksel akan digunakan untuk evaluasi penentuan kombinasi filter metal terbaik. Optimasi dilakukan dengan membandingkan nilai piksel pada *region of interest* (ROI) tulang dan paru serta tulang dan jaringan lunak. Dari 18 kombinasi filter dipilih 3 kombinasi yang selanjutnya digunakan untuk pencitraan lokalisasi pasien.

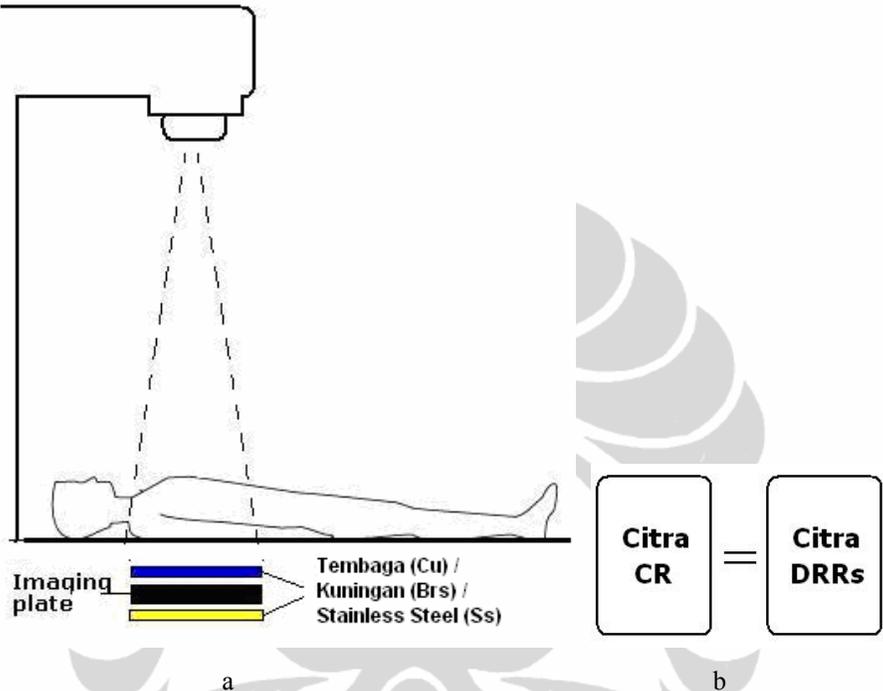


Gambar 3.2 Pengambilan citra dengan phantom CIRS

Citra lokalisasi pasien dilakukan sesuai dengan perencanaan pasien dengan teknik SAD 100 cm. Reseptor diletakkan pada jarak sekitar 27 cm dari titik isocenter pada pengambilan citra pasien kanker nasofaring. Untuk pasien kanker payudara citra lokalisasi dilakukan hanya pada lapangan supraclavícula, posisi reseptor diletakkan sekitar 27 cm sama seperti pada pasien kanker nasofaring. Berbeda dengan pasien kanker nasofaring dan payudara, pada pasien kanker cervix lateral reseptor diletakkan sekitar 35 cm terhadap titik isocenter, sedangkan untuk kanker cervix *anterior-posterior* posisi reseptor diletakkan sekitar 27 cm sama seperti pada pasien kanker nasofaring.

Pencitraan lokalisasi dilakukan untuk menjamin kesesuaian pelaksanaan penyinaran dengan perencanaan. Sebagai acuan, citra *Digitally Reconstructed Radiografi* (DRR) yang dibentuk oleh *Treatment Planning System* (TPS) digunakan untuk evaluasi hasil citra lokalisasi. Dalam setiap citra ditentukan titik awal sistem

koordinat O (0,0) yang dipilih sesuai dengan citra organ tulang tidak bergerak. Kemudian dipilih beberapa titik pada tepi lapangan minimum 5 titik, beserta koordinatnya (x,y). Selanjutnya koordinat setiap titik dibandingkan dengan koordinat titik yang sesuai pada DRR.



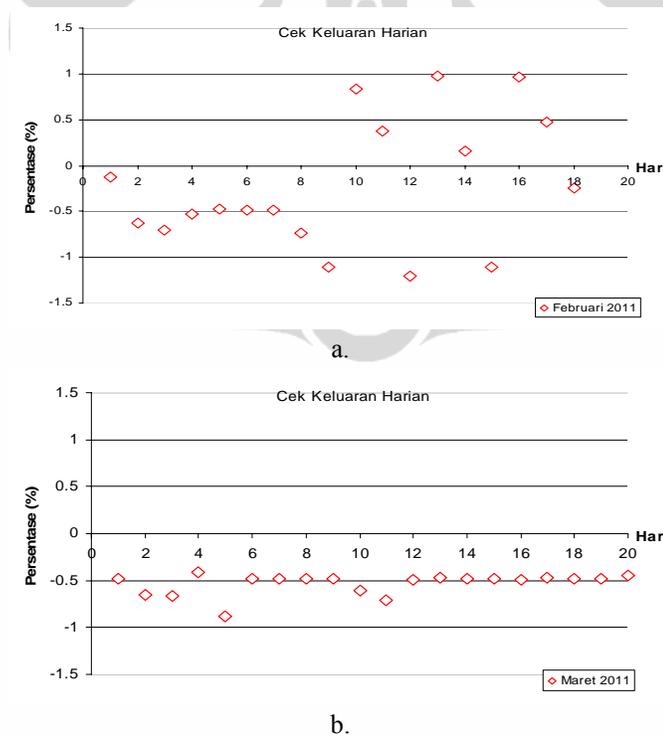
Gambar 3.3 a. Skema pengambilan citra langsung di pasien radioterapi
b. Skema perbandingan citra CR dengan DRRs TPS Pinnacle

BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil

Parameter yang harus diperhatikan sebagai parameter kesuksesan verifikasi lokalisasi geometri lapangan penyinaran yaitu kesesuaian titik sentral penyinaran, kesesuaian lapangan geometri, kesesuaian laser, kesesuaian lapangan serta cek konsistensi keluaran Linac harus dilakukan setiap hari untuk menjamin keselamatan pasien.

Berkaitan dengan penelitian ini, cek harian juga penting untuk mengetahui konsistensi keluaran Linac selama penelitian berlangsung. Sebagai contoh dalam Gambar 4.1 ditunjukkan hasil cek harian Linac selama dua bulan terakhir pada periode pelaksanaan penelitian untuk bulan Februari dan Maret 2011 yang dibandingkan dengan hasil cek setelah *commissioning*.



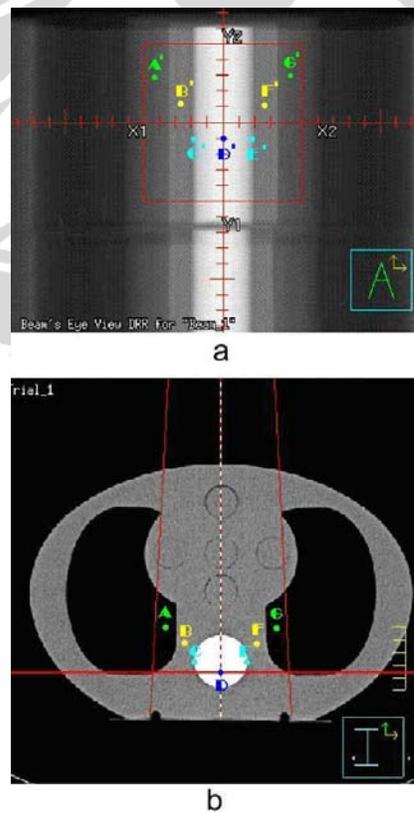
Gambar 4.1 Persentase keluaran Linac sinar-x foton (6 MV, SSD 100 cm, lapangan 15 x 15 cm², kedalaman perspex 2.5 cm) dalam periode ; a. Februari b. Maret 2011

Hasil dua bulan terakhir menunjukkan tidak berbeda signifikan dengan hasil cek harian sebelumnya. Dari Gambar 4.1 tampak keluaran Linac bervariasi pada bulan Februari dengan rentang antara -1.1 % sampai dengan 0.9 % sedangkan pada bulan Maret -0.4 % sampai dengan -0.6 %. Dengan kedua bulan berada dibawah rentang -2% sampai dengan 2%.

4.1.1 Optimasi filter Computed Radiografi

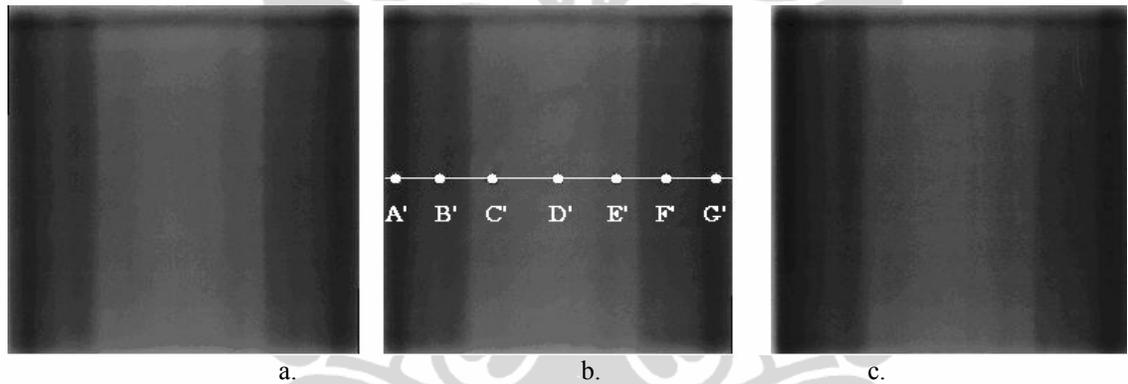
Material filter yang diperoleh dari toko penjualan umum, sehingga komposisinya tidak diketahui secara pasti. Khusus untuk tembaga memiliki kode sertifikat 355 yang menunjukkan karakternya.

Penelitian dibagi dalam dua tahap. Tahap pertama menggunakan objek phantom CIRS dengan melakukan berbagai variasi kombinasi filter serta ketebalan material antara Tembaga (Cu), Kuningan (Br) dan Stainless steel (Ss).



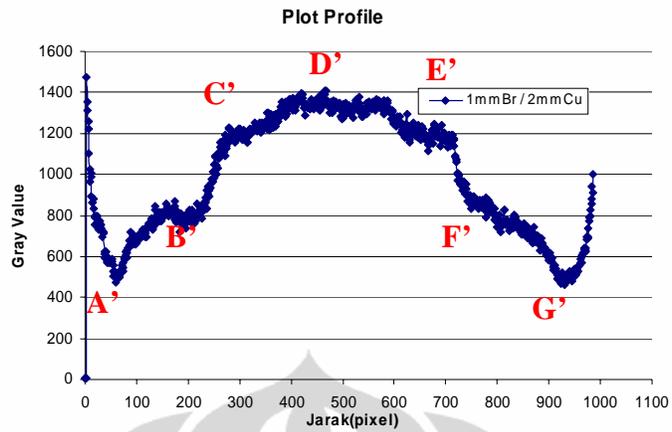
Gambar 4.2 Citra phantom CIRS pada Treatment Planning System Pinnacle, a. Tampilan Digital Reconstruction Radiografi, b. Potongan aksial fantom CIRS

Hasil citra fantom CIRS dengan berbagai variasi filter diberikan dalam lampiran, kecuali enam citra dengan kombinasi filter 1 mm Brs – 1 mm Cu, 1 mm Ss – 3 mm Cu, 1 mm Cu – 2 mm Cu, 1 mm Cu – 1 mm Cu, 2mm Cu – 1 mm Cu dan 2 mm Cu – 2 mm Cu 1 mm Ss yang tidak memberikan detail citra sama sekali.. Sebagai contoh diambil citra fantom CIRS dengankombinasi 1 mm Brs – 2 mm Cu, 1 mm Ss – 2 mm Cu dan 3 mm Cu – 1 mm Brs yang disertakan juga gambar citra CT fantom CIRS pada Gambar 4.3. Evaluasi selanjutnya dipilih profile pada garis A' sampai G' yang sesuai dengan A sampai G, dimana titik A' dan G' merupakan titik kontras dari simulasi organ paru, B' dan F' simulasi organ jaringan lunak sedangkan C', D' dan E' merupakan simulasi titik kontras dari organ tulang.

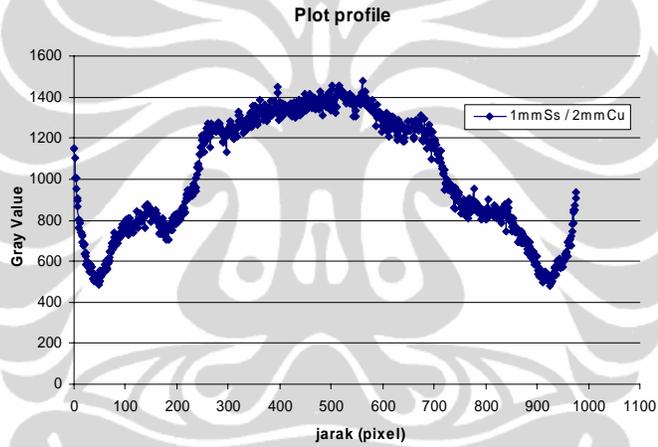


Gambar 4.3 Citra phantom CIRS dengan kombinasi filter ;
a. 1mmBrs-2mmCu, b. 1mmss-2mmCu, c.3mmCu-1mmBrs

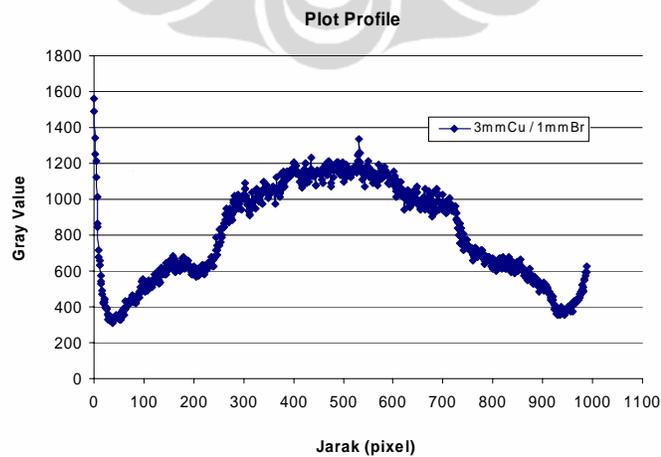
Evaluasi hasil citra menggunakan software *image J* bertujuan untuk mendapatkan nilai piksel yang merupakan signal pembentuk citra. Profil nilai piksel sepanjang sumbu horizontal dari citra pada Gambar 4.3 dapat dilihat dalam Gambar 4.4



a.



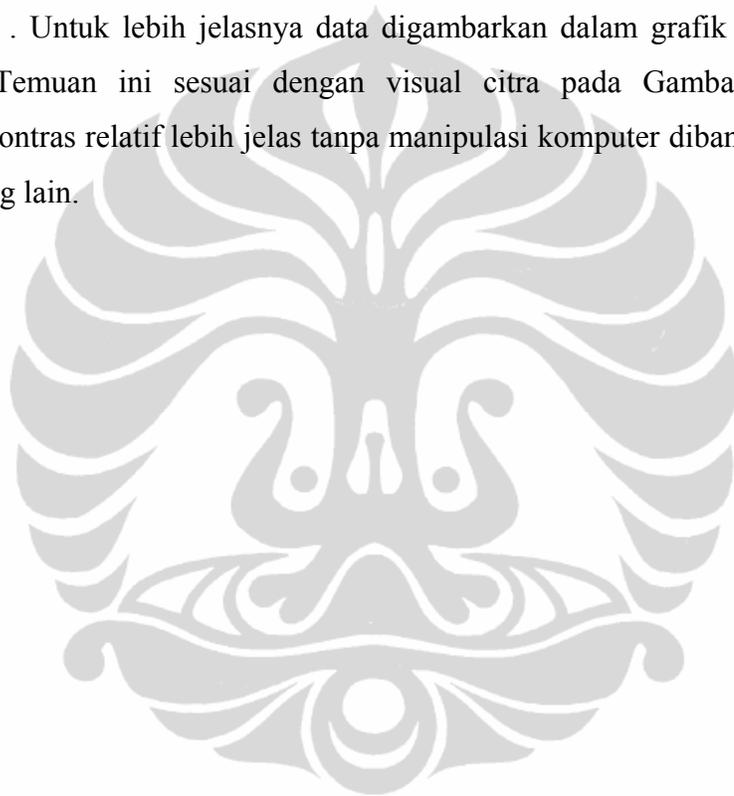
b.



c.

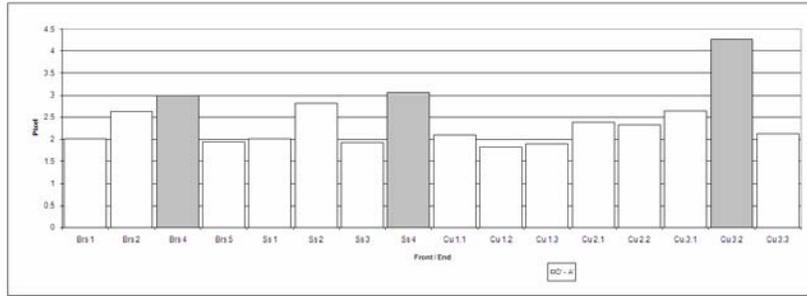
Gambar 4.4 Profile nilai piksel citra CIRS sepanjang sumbu x yang diproduksi dengan CR dan plat metal ; a. 1mmBrs-2mmCu, b. 1mmss-2mmCu dan c. 3mmCu-1mmBrs

Kontras citra ditentukan oleh perbedaan nilai piksel. Nilai piksel untuk titik A', D',B', F' dan G' diberikan dalam Tabel 4.1. Dapat dilihat selisih nilai piksel D'-G' dan D'-A' tertinggi mewakili perbedaan kontras antara jaringan tulang dan jaringan paru terjadi pada kombinasi kode Brs 4, Ss 4 dan Cu 3.2, sedangkan selisih nilai piksel titik A', D',B', F' dan G' diberikan dalam Tabel 4.1. Dapat dilihat selisih nilai piksel D'-B' dan D'-F' mewakili perbedaan kontras pada jaringan lunak dengan jaringan tulang . Untuk lebih jelasnya data digambarkan dalam grafik batang pada Gambar 4.5. Temuan ini sesuai dengan visual citra pada Gambar 4.3, yang menampilkan kontras relatif lebih jelas tanpa manipulasi komputer dibanding dengan semua citra yang lain.

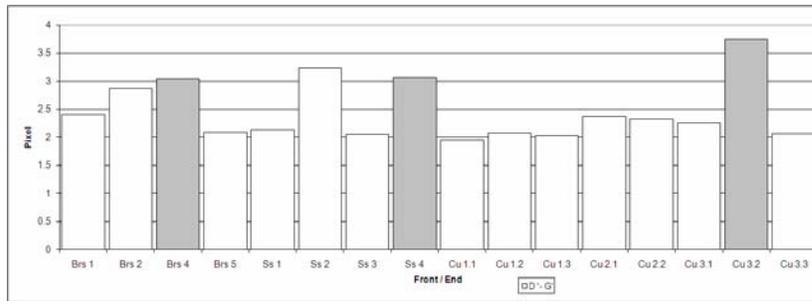


Tabel 4.1 Nilai piksel setiap variasi kombinasi ketebalan Filter metal Tembaga (Cu), kuningan (Brs) dan Stainless steel (Ss)

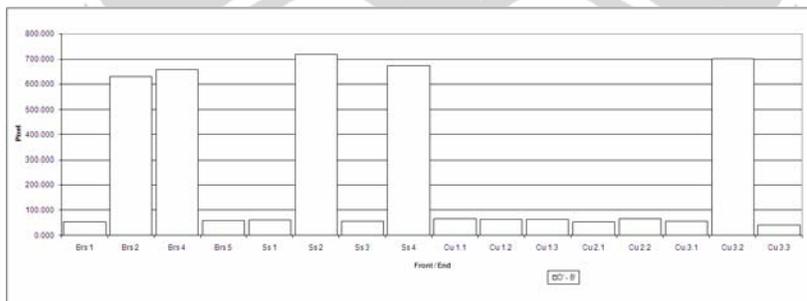
Kombinasi		Kode	Nilai Piksel								
Anterior	Posterior		D'	A'	G'	B'	F'	D' - A'	D' - G'	D' - B'	D' - F'
1mmBrs	-	Brs 1	139.516	69.050	58.097	85.000	80.000	70.466	81.419	54.516	59.516
	1mmSs	Brs 2	1430.342	545.333	498.547	800.000	790.000	885.009	931.795	630.342	640.342
	2mmCu	Brs 4	1409.801	471.453	463.725	750.000	750.000	938.348	946.076	659.801	659.801
	3mmCu	Brs 5	148.189	76.179	71.116	90.000	90.000	72.010	77.073	58.189	58.189
1mmSs	-	Ss 1	165.984	82.230	77.543	105.000	100.000	83.754	88.441	60.984	65.984
	1mmBrs	Ss 2	1402.000	497.000	434.000	680.000	700.000	905	968	722.000	702.000
	1mmCu	Ss 3	166.000	86.000	81.000	110.000	105.000	80	85	56.000	61.000
	2mmCu	Ss 4	1476.000	484.000	481.000	800.000	820.000	992	995	676.000	656.000
1mmCu	-	Cu 1.1	191.000	91.000	98.000	125.000	120.000	100	93	66.000	71.000
	1mmBrs	Cu 1.2	181.000	99.000	87.000	118.000	120.000	82	94	63.000	61.000
	1mmSs	Cu 1.3	179.000	94.000	88.000	115.000	115.000	85	91	64.000	64.000
2mmCu	-	Cu 2.1	133.000	56.000	56.000	80.000	80.000	77	77	53.000	53.000
	1mmBrs	Cu 2.2	156.000	67.000	67.000	90.000	85.000	89	89	66.000	71.000
3mmCu	-	Cu.3.1	126.587	47.862	56.154	70.000	70.000	78.725	70.433	56.587	56.587
	1mmBrs	Cu 3.2	1333.000	312.000	355.000	630.000	630.000	1021	978	703.000	703.000
	1mmSs	Cu 3.3	126.000	59.000	61.000	85.000	80.000	67	65	41.000	46.000



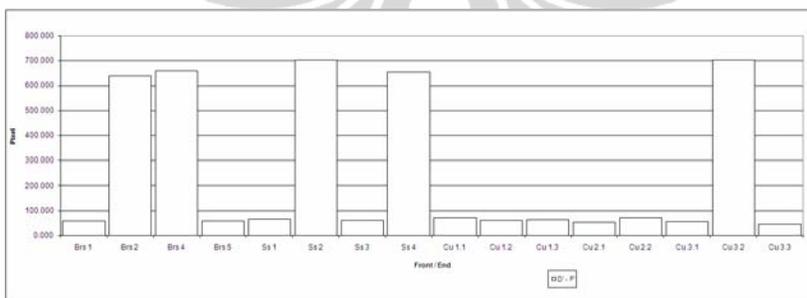
a.



b.



c.



d.

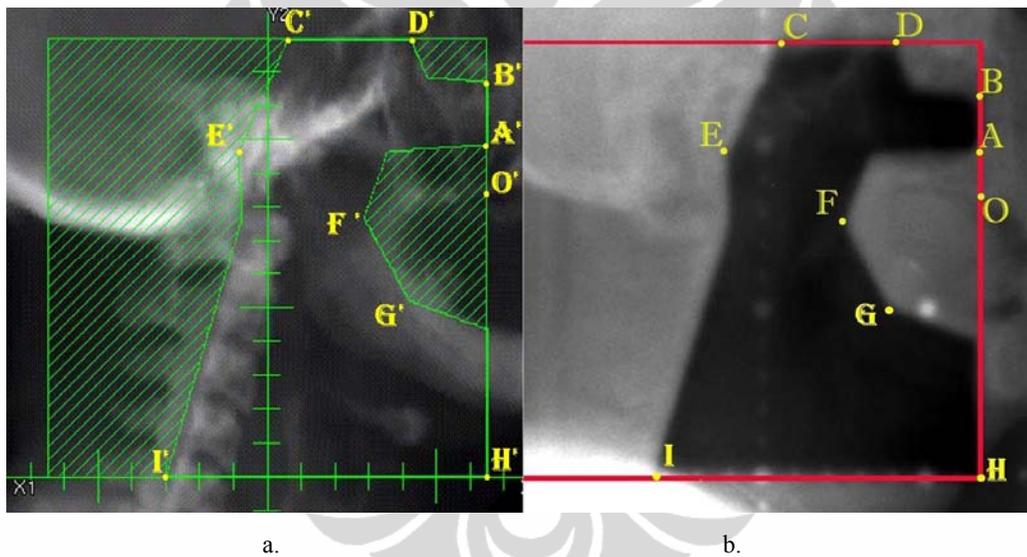
Gambar 4.5 Grafik batang selisih nilai piksel antara ; a. Titik D' dan A', b. Titik D' dan G' c. Titik D' dan A', b. Titik D' dan G', c. Titik D' dan B', d. Titik D' dan F'

Dari Gambar 4.5 optimasi dapat ditentukan yaitu pada kombinasi filter kode Brs4, Ss4 dan Cu3.2, selanjutnya ketiga jenis kombinasi filter metal ini digunakan untuk pengambilan citra lokalisasi pasien radioterapi.

4.1.2 Citra lokalisasi pasien radioterapi

a. Kanker kepala dan leher

Hasil citra CR lokalisasi pasien kanker nasofaring dilakukan pada dua pasien untuk setiap kombinasi filter 1 mm Brs-2 mm Cu (kode Brs 4), 1 mm Ss-2 mm Cu (kode Ss 4) dan 3 mm Cu-1 mm Brs (kode Cu 3), dapat dilihat dalam lampiran. Filter 1 mm Brs-2 mm Cu (kode Brs 4) diberikan sebagai contoh dan ditampilkan dalam Gambar 4.6, yang merupakan salah satu contoh citra lokalisasi CR dan citra DRR.



Gambar 4.6 Perbandingan koordinat (x,y) antara; a. citra DRR, b. Citra CR nasofaring

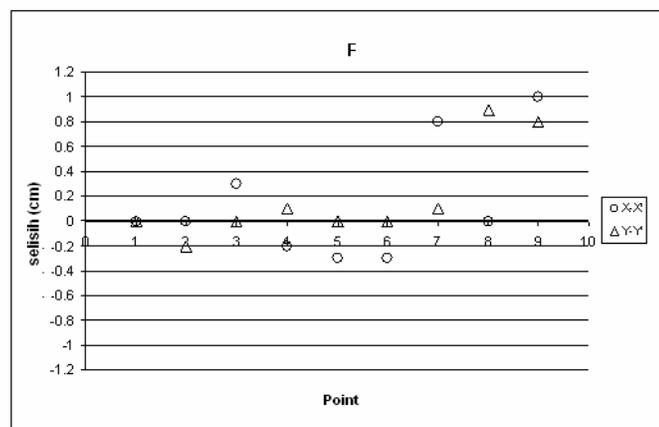
Titik pengamatan telah dianalisa dan ditampilkan dalam bentuk koordinat (x,y) baik citra lokalisasi CR maupun DRR seperti tampak pada Tabel 4.3.

Titik referensi O (0,0) ditentukan sebagai titik acuan dengan pemilihan titik berdasarkan citra organ spesifik yang tidak dipengaruhi oleh pergerakan tubuh. Sebagai contoh, pada Gambar 4.6 titik O diambil pada tepi atas palatum, serta ditentukan juga beberapa titik pada citra lapangan seperti terlihat pada gambar, yaitu titik A, B, C, D, E, F, G, H dan I pada citra CR dan titik A', B', C', D', E', F', G', H' dan I' pada citra DRR.. Tiap titik akan diukur jarak koordinat (x,y) terhadap titik referensi dan akan dibandingkan dengan setiap koordinat (x',y') titik serupa

pada citra DRR. Sehingga akan didapatkan evaluasi deviasi jarak dari tiap citra lokalisasi CR dibandingkan dengan DRR, seperti ditunjukkan pada Tabel 4.3 dan Gambar 4.7. Dapat dilihat bahwa penyimpangan rata rata dari kasus nasofaring diatas memiliki nilai 2mm, sehingga diperlukan suatu pelaksanaan posisi ulang mengingat jenis kasus ini dengan menggunakan fिकासasi immobilisasi masker sehingga nilai penyimpangan geometri yang diharapkan harus dibawah 1 mm. Deviasi tertinggi nampak pada titik H dan I, yang merupakan titik tepi lapangan inferior pada kasus nasofaring. Penyimpangan geometri ini dapat disebabkan oleh kesalahan penentuan titik tepi yang disebabkan ketidaktejaman resolusi citra, serta ketidaktepatan pemilihan titik referensi. Sedangkan untuk setiap kasus nasofaring lainnya dapat dilihat pada lampiran

Tabel 4.2 Beberapa titik pengamatan pada kasus kanker nasofaring citra CR (x,y) dan DRR (x', y') menggunakan kombinasi Filter 1 mm Brs-2 mm Cu.

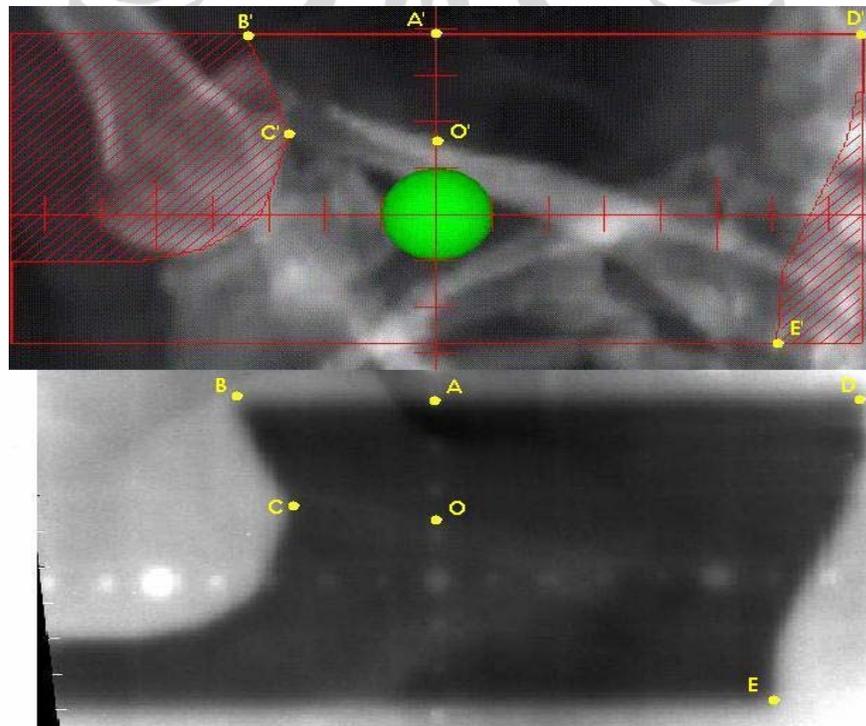
Kombinasi Filter	Kode pasien	Titik	CR		Titik	DRR		Δ	
			x	y		x'	y'	X (x-x')	Y (y-y')
Brs 4	F	A	0	1.2	A'	0	1.2	0	0
		B	0	2.8	B'	0	3	0	-0.2
		C	6.1	4.5	C'	6.4	4.5	-0.3	0
		D	2.5	4.5	D'	2.3	4.4	0.2	0.1
		E	7.6	1	E'	7.3	1	0.3	0
		F	4.1	1	F'	3.8	1	0.3	0
		G	2.1	3.2	G'	2.9	3.3	-0.8	-0.1
		H	0	7.4	H'	0	8.3	0	-0.9
		I	8.5	7.4	I'	9.5	8.2	-1	-0.8



Gambar 4.7 Titik pengamatan citra lokalisasi nasofaring antara citra DRR dan CR menggunakan kombinasi Filter 1 mm Brs-2 mm Cu.

b. Kanker payudara

Lokalisasi kanker payudara dilakukan dengan menggunakan lapangan penyinaran supraclavícula, hal ini dikarenakan dengan banyaknya pasien payudara yang sudah dilakukan mastektomi atau pengangkatan payudara. Lokalisasi citra ini dilakukan dengan ketiga kombinasi filter Brs 4, Ss 4 dan Cu 3. Pengambilan citra dilakukan masing-masing dua pasien untuk setiap kombinasi. Seluruh citra supraclavícula dapat dilihat pada lampiran, sebagai contoh maka citra lokalisasi supraclavícula dengan menggunakan kombinasi Brs 4 ditampilkan pada Gambar 4.8. Titik referensi citra (0,0) ditentukan pada bagian ujung tulang clavícula dengan penentuan beberapa titik lainnya pada bagian tepi lapangan dan tepi blok (titik A, B, C, D, E). Penentuan titik referensi dan beberapa titik lainnya juga dilakukan pada citra DRR dengan letak dan lokasi yg serupa seperti pada titik di citra lokalisasi (A', B' C' D' dan E'), pengambilan titik referensi tidak dilakukan sebanyak pada kasus nasofaring dikarenakan perbedaan densitas jaringan sedikit hanya antara tulang clavícula, paru dan mayoritas jaringan lunak.

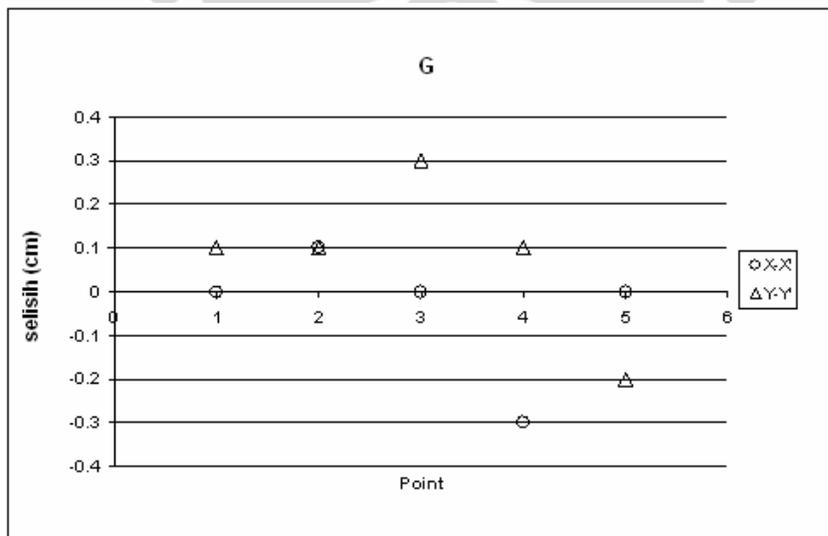


Gambar 4.8 Citra lokalisasi objek supraclavícula gantry 0° menggunakan CR dengan kombinasi filter 1mm Brs-2mm Cu (atas), citra DRR (bawah)

Evaluasi besar deviasi jarak dari tiap titik pengamatan antara lokalisasi citra CR dan DRR menggunakan kombinasi filter 1mm Brs-2 mm Cu ditampilkan dalam bentuk Tabel dan grafik seperti terlihat pada Tabel 4.3 dan Gambar 4.9. dapat dilihat bahwa nilai penyimpangan pada kasus supraclavicula rata-rata 1mm seperti terlihat pada Tabel 4.3, nilai penyimpangan yang diharapkan pada kasus supraclavicula ini tidak boleh melebihi 3mm dikarenakan pelaksanaan penyinaran pada kasus ini tidak dilakukan dengan menggunakan immobilisasi atau perangkat fiksasi pergerakan. Maka geometri pada lapangan kasus supraclavicula diatas masih dalam batas yang diinginkan. Sedangkan untuk berbagai citra supraclavicula lainnya dapat dilihat pada lampiran.

Tabel 4.3 Beberapa titik pengamatan pada kasus kanker payudara lapangan supraclavicula citra CR (x,y) dan DRR (x', y') menggunakan kombinasi Filter 1 mm Brs-2 mm Cu.

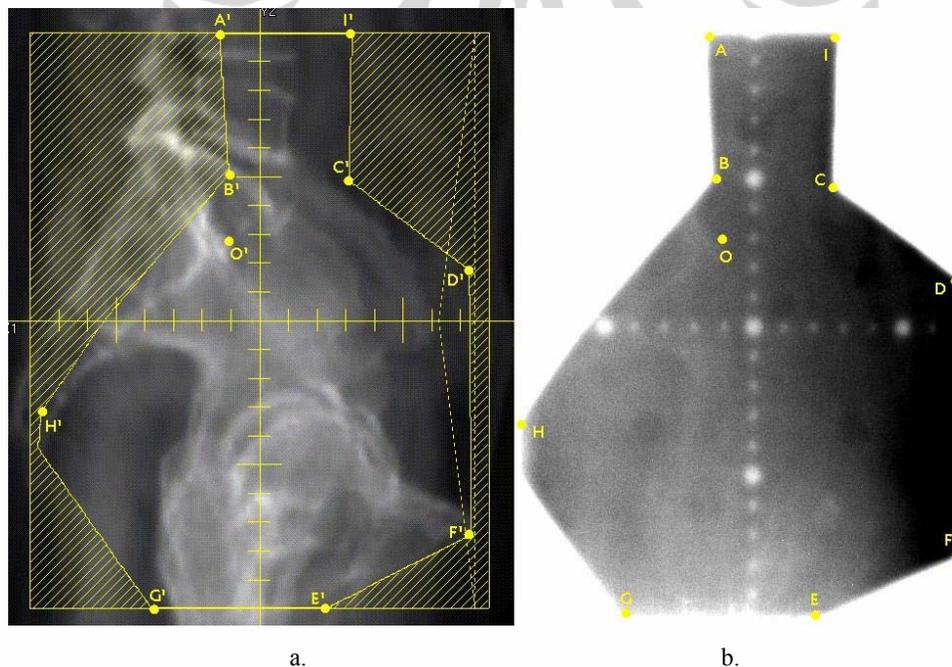
Kombinasi Filter	Kode pasien	Titik	CR		Titik	DRR		Δ	
			x	y		x'	y'	X (x-x')	Y (y-y')
			cm			cm		cm	
Brs4	G	A	0	2.4	A'	0	2.3	0	0.1
		B	3.5	2.4	B'	3.4	2.3	0.1	0.1
		C	2.7	0.3	C'	2.7	0	0	0.3
		D	7.7	2.4	D'	8	2.3	-0.3	0.1
		E	6.2	4.2	E'	6.2	4.4	0	-0.2



Gambar 4.9 Perbandingan titik pengamatan citra lokalisasi CR objek supraclavicula gantry 0° terhadap citra DRR

c. Kanker bagian abdomen bawah

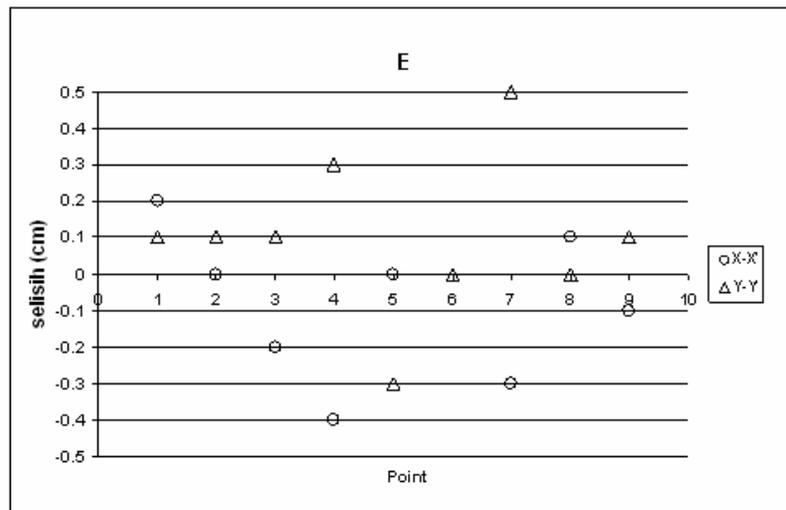
Penyinaran kanker cervix pada umumnya menggunakan 4 arah lapangan penyinaran yang biasa disebut dengan box system, arah lapangan penyinaran dilakukan dengan gantry 0° , 90° , 270° dan 180° . Berbagai hasil citra lokalisasi pada kasus kanker cervix dapat dilihat pada lampiran. Citra lokalisasi cervix dengan gantry 270° kombinasi filter 1 mm Ss – 2 mm Cu ditampilkan sebagai contoh, seperti terlihat pada Gambar 4.10. pada citra lokalisasi tersebut ditentukan titik referensi pada bagian anterior dari tulang sacrum yang pertama. Beberapa titik ditentukan pada bagian tepi tepi batas blok lapangan penyinaran (titik A, B, C, D, E, F, G, H dan I). Hal yang sama juga dilakukan dalam penentuan titik referensi dan beberapa titik bantuan yang serupa pada citra DRR (A', B', C', D', E', F', G', H' dan I'). Setiap titik akan dianalisa dan dibandingkan terhadap titik referensi yang ditentukan, pada citra lokalisasi CR maupun DRR. Hasil analisa akan dibandingkan antara citra CR dengan DRR pada titik yang serupa. Selisih perbedaan tersebut ditampilkan pada Tabel 4.4 dan Gambar 4.11.



Gambar 4.10 a. Citra lokalisasi objek cervix gantry 270° menggunakan CR dengan kombinasi plat metal 1mmSs-2mmCu, b. citra DRR

Tabel 4.4 Beberapa titik pengamatan pada kasus kanker payudara lapangan supraclavicula citra CR (x,y) dan DRR (x', y') menggunakan kombinasi Filter 1 mm Ss - 2 mm Cu.

Kombinasi Filter	Kode pasien	Titik	CR		Titik	DRR		Δ	
			x	y		x'	y'	X (x-x')	Y (y-y')
			cm			cm		cm	
Brs4	E	A	0.6	7.3	A'	0.4	7.2	0.2	0.1
		B	0.1	2.3	B'	0.1	2.2	0	0.1
		C	3.8	2.1	C'	4	2	-0.2	0.1
		D	7.8	0.9	D'	8.2	0.6	-0.4	0.3
		E	3.2	12.5	E'	3.2	12.8	0	-0.3
		F	8.3	-10.5	F'	-8.3	-10.5	0	0
		G	-3.2	-12.4	G'	-2.9	-12.9	-0.3	0.5
		H	-6.6	-6	H'	-6.7	-6	0.1	0
		I	4.1	7.2	I'	4.2	7.1	-0.1	0.1



Gambar 4.11 Perbandingan titik acuan citra lokalisasi CR objek cervix gantry 270° dengan DRR

Pembahasan

Untuk menjaga keselamatan keakuratan penyinaran pasien, setiap hari cek harian konsistensi keluaran Linac harus dilakukan. Menurut AAPM batas toleransi cek keluaran harian linac adalah $\pm 3\%$. Hasil cek harian Linac yang digunakan dalam penelitian ini diperoleh deviasi tidak lebih dari $\pm 2\%$, tepatnya dalam rentang 0.4 % sampai dengan 1 %.

Keberhasilan radioterapi tergantung pada berbagai faktor salah satunya adalah ketepatan antara lokasi penyinaran pada perencanaan dengan pelaksanaan penyinaran yang dilakukan, untuk menjaga ketepatan dan kesesuaian dengan perencanaan maka pencitraan lokalisasi mutlak dilaksanakan. Beberapa Rumah Sakit di tanah air sudah melakukan pencitraan lokalisasi secara digital dengan menggunakan *electronic portal imaging device* (EPID). Penggunaan film khusus juga telah lama dikenal seperti yang diproduksi oleh Kodak namun memerlukan biaya yang relatif masih tinggi. Beberapa tahun terakhir telah dimanfaatkan film diagnostik dengan menggunakan filter khusus seng dengan ketebalan masing-masing anterior dan posterior 0.6 mm untuk pencitraan lokalisasi. Oleh karenanya dalam penelitian ini telah dilakukan pencitraan lokalisasi dengan CR yang dimodifikasi dengan berbagai kombinasi filter

Peneliti lain^{9,10} juga telah mengembangkan film diagnostik dengan filter Tembaga, Timbal Pb, Kuningan, dan Aluminium. Dinyatakan bahwa ketebalan filter anterior berpengaruh terhadap resolusi citra.

Photostimulator phosphor (PSP) dalam CR didesign sensitif terhadap sinar-x kilovolt, sedangkan dalam radioterapi radiasi yang digunakan adalah sinar-x megavolt sehingga proses pencitraan lokalisasi berbeda dengan yang terjadi pada kedua detektor, dengan cara ini hasil citra mempunyai resolusi rendah. Karena lokalisasi ditujukan untuk verifikasi ketepatan lapangan radiasi, citra lokalisasi dengan resolusi rendah mencukupi asalkan batas lapangan sesuai dengan perencanaan dan citra organ spesifik dapat dilihat secara visual.

Telah diteliti material tembaga, kuningan dan stainless steel dengan ketebalan bervariasi untuk filter CR. Pada mulanya kombinasi jenis material dan ketebalan filter *anterior* dan *posterior* ditentukan berdasarkan *trial* dan *error* dengan menggunakan objek CIRS. Enam belas kombinasi dari berbagai jenis

material telah dicoba dan diperoleh tiga kombinasi 1 mm Brs-2 mm Cu, 1 mm Ss-2 mm Cu dan 3 mm Cu-1 mm Brs yang dapat memberikan citra lokalisasi dapat diamati secara visual.

Kombinasi filter ditentukan dengan cara observasi kontras dengan melihat kontras nilai piksel. Dengan filter yang telah dipilih digunakan untuk pencitraan lokalisasi pasien kanker kepala dan leher, kanker payudara dan kanker pada bagian abdomen bawah. Hasil evaluasi citra untuk berbagai kasus tersebut dapat dilihat dalam Tabel 4.5.

Daerah leher dan kepala berisi berbagai organ dengan densitas massa / elektron heterogen. Berbeda dengan daerah abdomen bawah yang sebagian besar berisi jaringan lunak. Adapun supraclavicula berbeda lagi, daerah ini berisi tulang pipih, jaringan lunak dan jaringan paru. Melihat Tabel 4.5 ternyata sensitifitas ketiga kombinasi berbeda-beda.

Pada citra yang dihasilkan dengan menggunakan CR detector tidak memiliki suatu citra yang baik dikarenakan citra dibentuk dari electron yang datang tidak tegak lurus dengan detector. Serta pemanfaatan energy dengan orde Megavolt memiliki koefisien atenuasi massa antar jaringan tidak berbeda jauh sehingga kontras yang dihasilkan juga akan memiliki perbedaan antar jaringan yang ada. Sedangkan jika kita menggunakan orde kilovoltage maka koefisien atenuasi massa antar jaringan akan memiliki nilai berbeda jauh sehingga dengan orde kilovoltage akan menghasilkan citra dengan kontras yang berbeda antar jaringan.

Tabel 4.5 Evaluasi citra lokalisasi CR untuk berbagai kasus kanker

Kasus	Kombinasi Filter		
	1mm Brs-2mm Cu (Brs 4)	1 mm Ss-2 mm Cu (Ss 4)	3 mm Cu-1 mm Brs (Cu 3)
Supraclavicula	++	++	+
Nasofaring	+	+++	+++
Cervix	++	+++	+

Keterangan +++ : resolusi tertinggi, organ spesifik terlihat jelas, batas lapangan jelas
 ++ : resolusi rendah, organ spesifik jelas, batas lapangan jelas
 + : resolusi rendah, organ spesifik samar, batas lapangan jelas

Dapat dikatakan kombinasi 1 mm Ss-2 mm Cu (Ss 4) ini multiguna. Berikutnya, kombinasi filter 1 mm Brs-2 mm Cu (Brs 4) yang hanya cocok untuk pencitraan lokalisasi pada daerah yang banyak mengandung jaringan lunak dan sedikit tulang. Kombinasi 3 mm Cu-1 mm Brs (Cu 3) hanya cocok untuk pencitraan lokalisasi daerah kepala dan leher. Ketidaktepatan geometri terjadi pada kasus kanker kepala dan leher yang menggunakan fiksasi dengan nilai penyimpangan rata-rata 2 mm dimana batasan maksimal yang diperbolehkan tidak melebihi dari 1 mm. Penyimpangan geometri yang terjadi dapat disebabkan oleh kesalahan penentuan titik tepi yang disebabkan ketidaktepatan resolusi citra, serta kemungkinan ketidaktepatan pemilihan titik acuan pada organ yang mengalami divergensi arah sinar.

Penelitian menggunakan CR merk Kodak yang digunakan oleh Instalasi Radiologi Rumah Sakit Pusat Pertamina, untuk CR dengan merk lain dimungkinkan filter yang cocok untuk pencitraan lokalisasi berbeda kombinasi oleh karena itu diperlukan penelitian lebih lanjut untuk CR merk lain terutama yang digunakan oleh Rumah Sakit dengan layanan Radioterapi.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Dari penelitian ini diperoleh beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Dari berbagai jenis dan ketebalan material, tiga kombinasi (*anterior* dan *posterior*) telah dipilih cocok untuk filter CR dalam pencitraan lokalisasi pasien radioterapi dengan sinar-x 6 MV. Ketiga kombinasi tersebut adalah 1 mm Ss-2 mm Cu, 1 mm Brs-2 mm Cu dan 3 mm Cu-1 mm Brs.
2. Kombinasi filter 1 mm Ss-2 mm Cu ini cocok untuk pencitraan lokalisasi multiguna, artinya cocok untuk daerah yang berisi jaringan lunak, tulang maupun paru, kombinasi 1 mm Brs-2 mm Cu cocok untuk daerah yang mengandung jaringan lunak dan sedikit tulang, kombinasi 3 mm Cu-1 mm Brs hanya cocok untuk pencitraan lokalisasi daerah kepala dan leher.
3. Ketepatan geometri didapatkan pada kasus kanker payudara dan kanker abdomen bagian bawah dengan memiliki deviasi geometri dibawah 3 mm sesuai dengan batasan deviasi penyinaran yang dilakukan tanpa fiksasi.
4. Ketidaktepatan geometri terjadi pada kasus kanker kepala dan leher yang menggunakan fiksasi dengan nilai penyimpangan rata-rata 2 mm dimana batasan maksimal yang diperbolehkan tidak melebihi dari 1 mm
5. Penyimpangan geometri yang terjadi dapat disebabkan oleh kesalahan penentuan titik tepi yang disebabkan ketidaktepatan resolusi citra, serta kemungkinan ketidaktepatan pemilihan titik acuan pada organ yang mengalami divergensi arah sinar.

5.2. Saran

1. Penelitian ini dilakukan dengan menggunakan berkas sinar-x 6 MV sehingga disarankan untuk dilakukan penelitian yang sama dengan menggunakan berkas sinar lainnya seperti berkasi sinar-x 10 MV ataupun Co-60
2. Diperlukan penelitian lebih lanjut tentang pemberian dosis yang dilakukan dalam lokalisasi citra pasien radioterapi

3. Dalam penelitian baru dilakukan citra lokalisasi untuk tiga jenis kasus kanker dimana memiliki variasi tiga ketebalan objek karena keterbatasan waktu dan jumlah pasien. Oleh karenanya disarankan penelitian lanjutan dengan variasi kasus ketebalan objek lainnya untuk menyempurnakan penelitian ini.
4. Diperlukan suatu analisa dengan titik acuan analisa yang berbeda seperti menggunakan titik isocenter dari lapangan sehingga efek divergensi sinar dapat diminimalkan

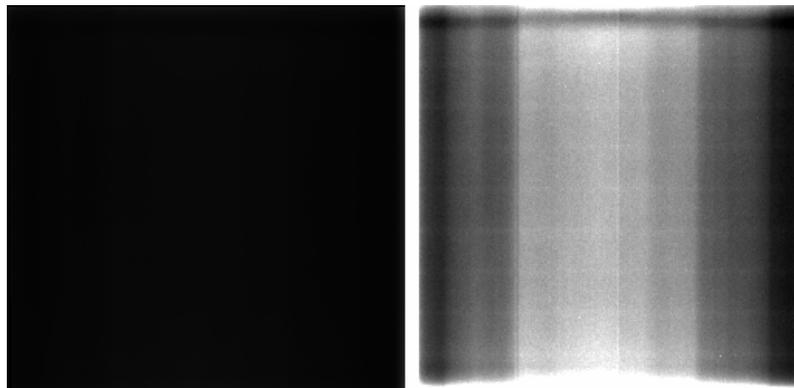
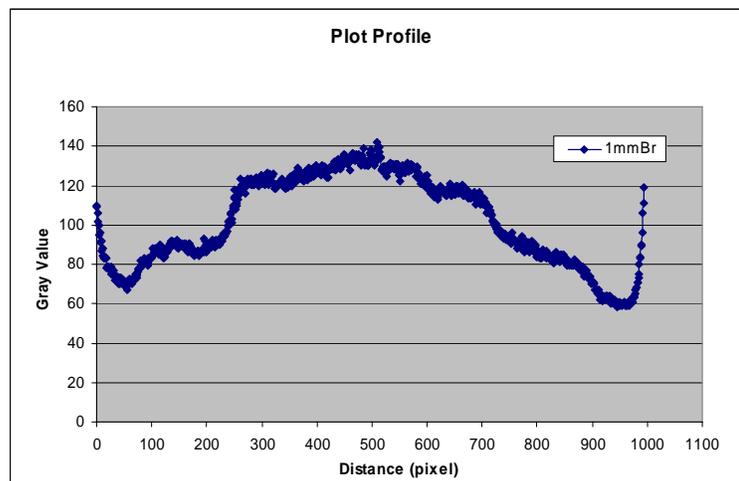
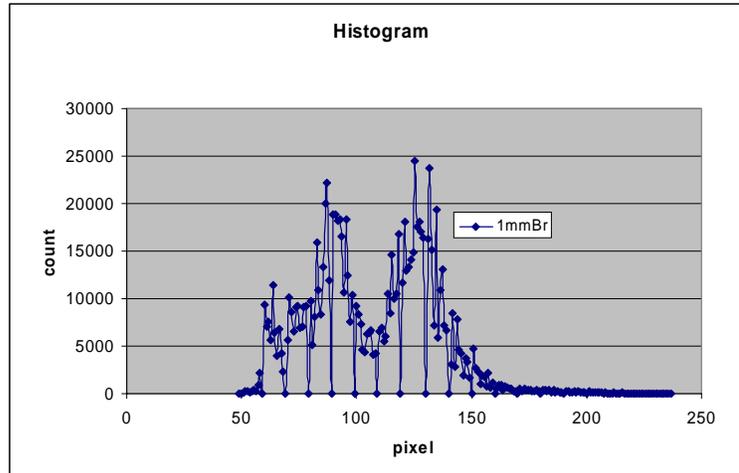
DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Perry Sprawls, Jr. 1987. *Physical Principles of Medical Imaging*. Aspen Publishing, Gaithersburg, Maryland American Association of Physicist
- [2]. Bushberg, J.T. Seibert, J.A., Leidholdt, E.M., & Boone, J.M. (2002). *The essential physics of medical imaging* (second edition ed.). Philadelphia, PA, USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- [3]. P.P. Dendy & B. Heaton. 1999. *Physics for Diagnostik Radiology*. Institute of Publishing, Bristol and Philadelphia
- [4]. B. Saw, Cheng. (2004). *Foundation of Radiological Physics*. Omaha, Nebraska.
- [5]. Podgorsak, E.B (2005). *Radiation Oncology Physics : A Handbook fot Teachers and Students*. Vienna, Austria.
- [6]. Keputusan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir No. 21/Ka-BAPETEN/XII-02 Tentang *Jaminan Kualitas Insatalsi Radioterapi*
- [7]. Cunningham, John Robert, etc. *The Physics of Radiology, Fourth Edition*. Illinois, USA.
- [8]. Kron, Thomas, etc. *The Physics of Radiotherapy X-rays dan Electrons*. Madison, Wisconsin.
- [9]. Falco, F. Fallone, B G (1998). *Characteristic of Metal-plate/film Detectors at Therapy Energies I Modulation Transfer Function*. Montreal, Canada
- [10]. Falco, F. Fallone, B G (1998). *Characteristic of Metal-plate/film Detectors at Therapy Energies II Detective Quantum Efficiency* . Montreal, Canada
- [11]. Hernandez, V. Arenas, M. Pons, F. Sempau, J (2009). *A General Analytical Solution to the Geometrical Problem of Field Matching in Radiothearpy*. Spain
- [12]. Leung, Phillip M. K (1990). *The Physical Basic of Radiotherapy*. Ontario.
- [13]. American Asociation of Physicists in Medicine Radiotherapy Committee Task Group 53. *Quality Assuranse for Clinical Radiotherapy Treatment Planning*. Ontario, Canada.

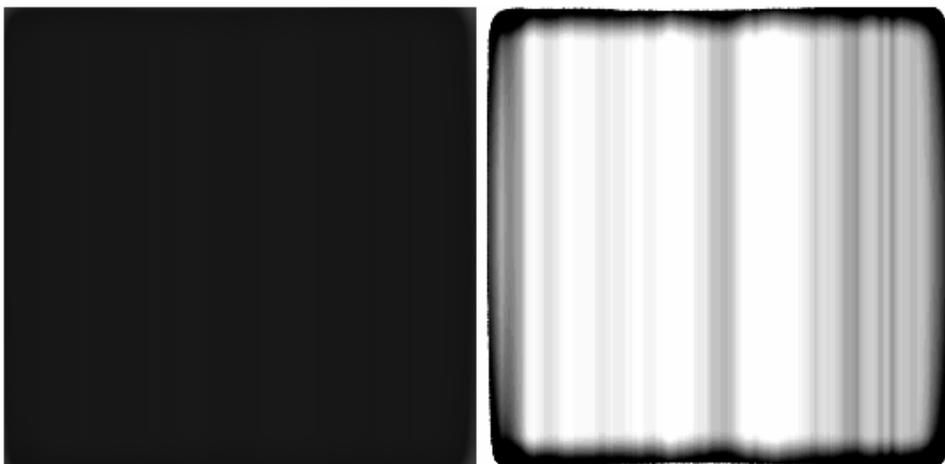
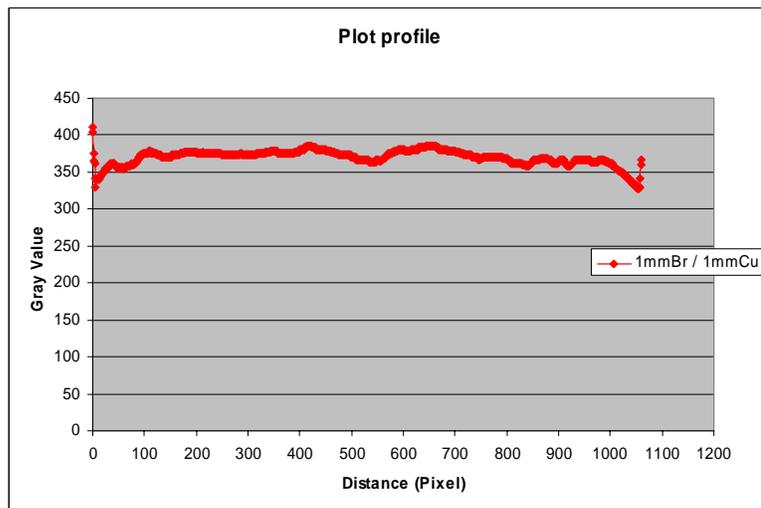
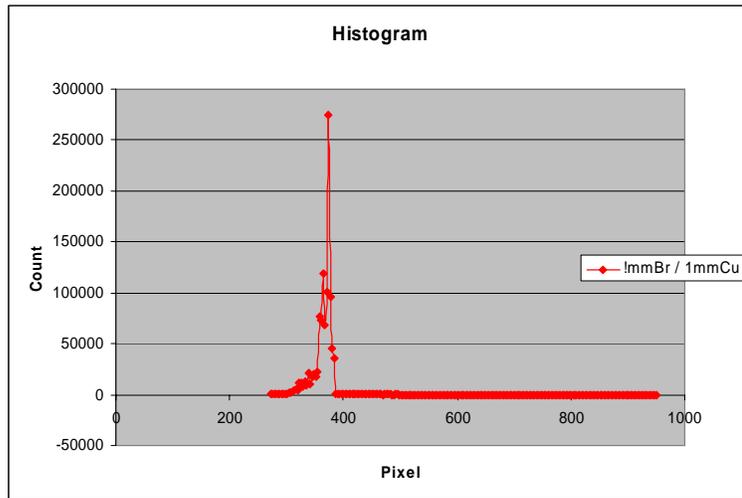
- [14]. American Association of Physicists in Medicine Radiotherapy Committee Report No 55. *Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification*. Ontario, Canada.
- [15]. American Association of Physicists in Medicine Radiotherapy Committee Report No 86. *Quality Assurance for Clinical Trials : A Primer for Physicists* . Ontario, Canada.
- [16]. American Association of Physicists in Medicine Radiotherapy Committee Report No 13. *Physical Aspects of Quality Assurance in Radiation therapy* . Ontario, Canada.

LAMPIRAN A

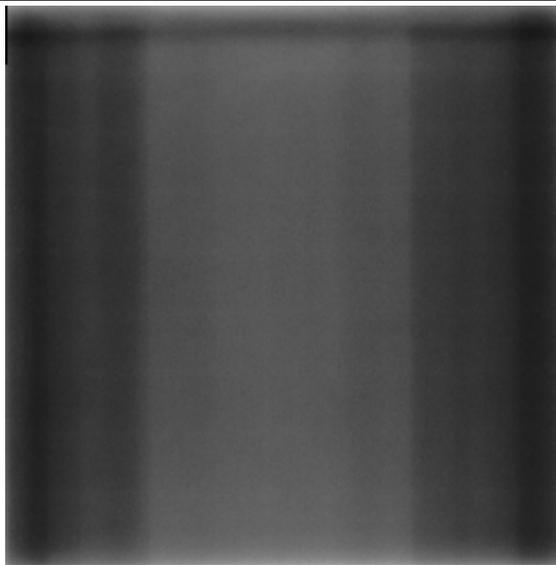
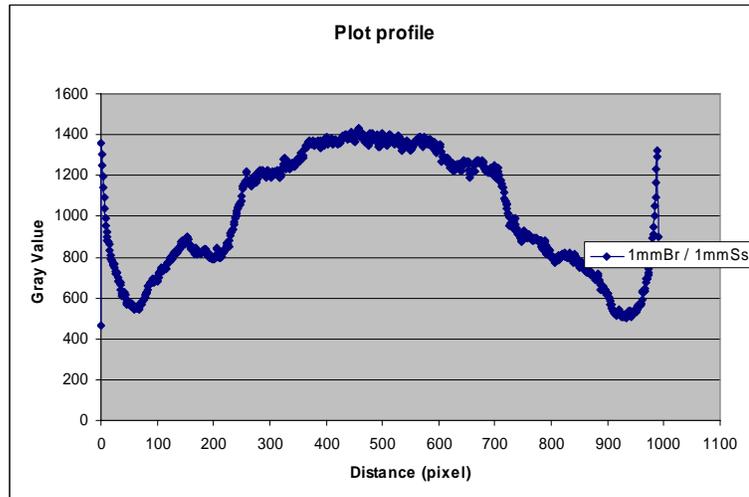
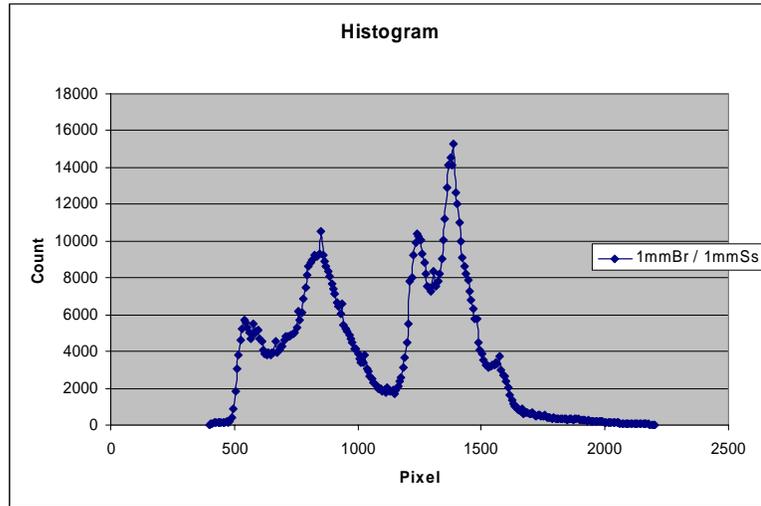
CR dengan plat metal 1mmBr anterior imaging plate



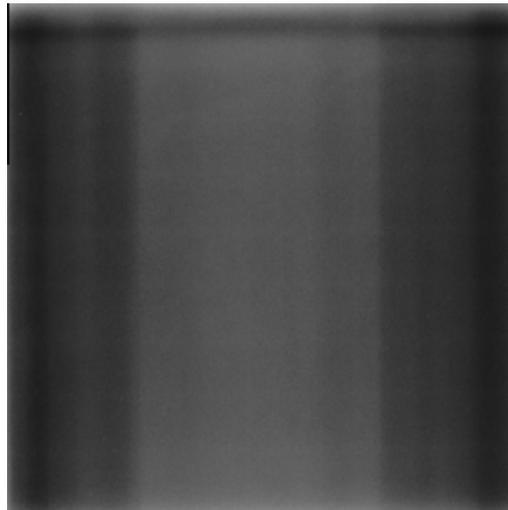
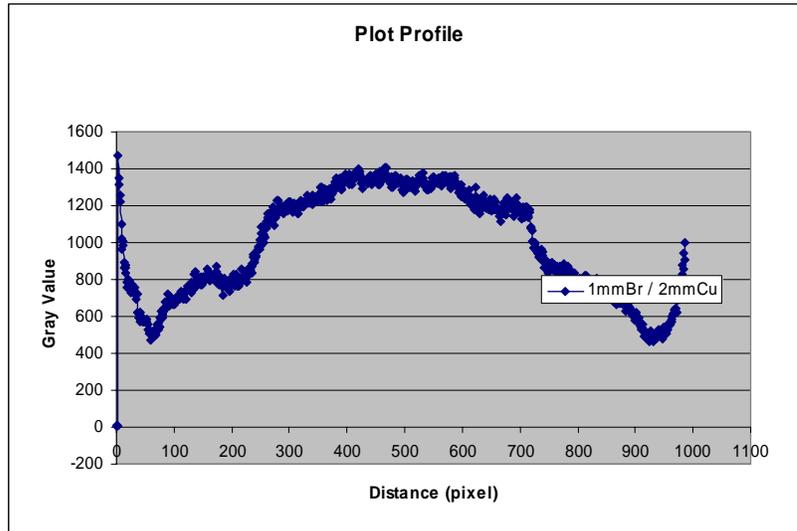
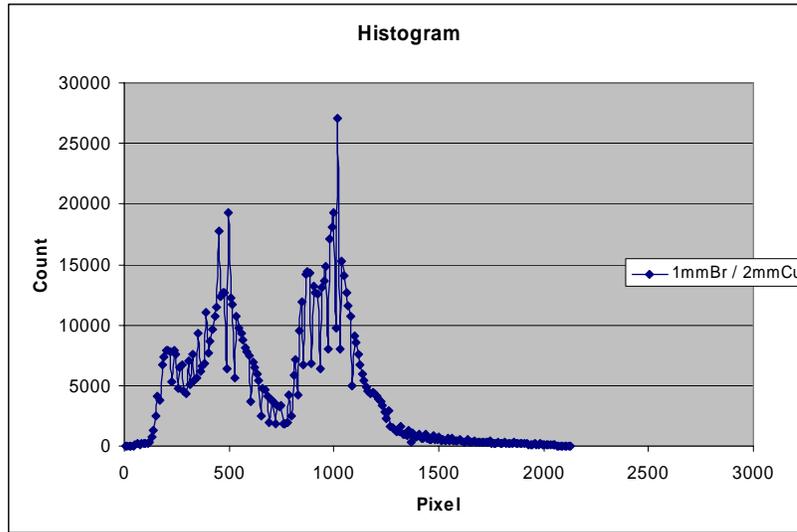
CR dengan plat metal 1mmBr-1mmCu (anterior-posterior)



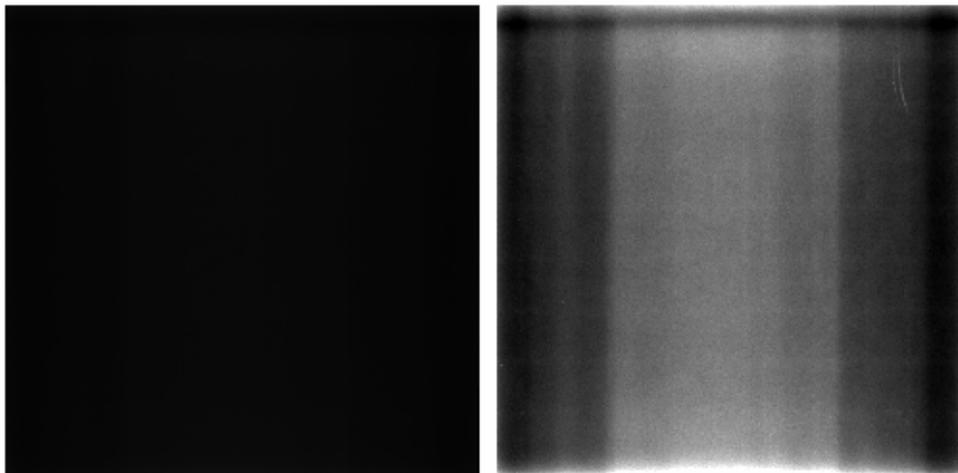
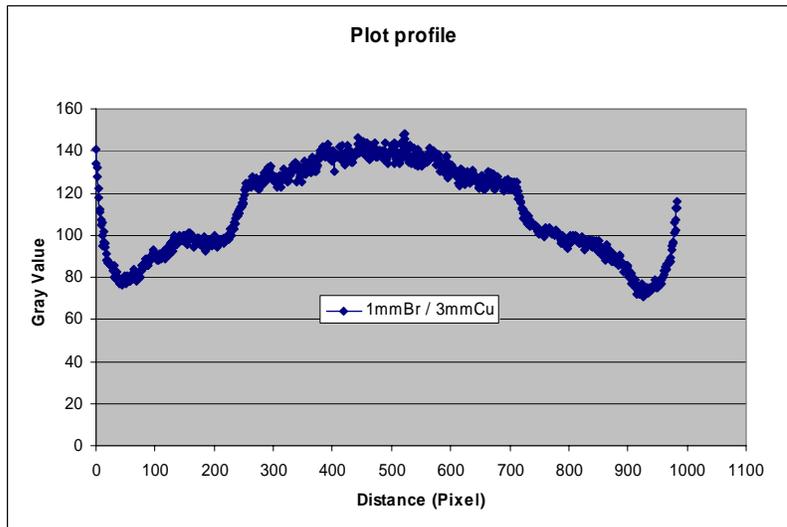
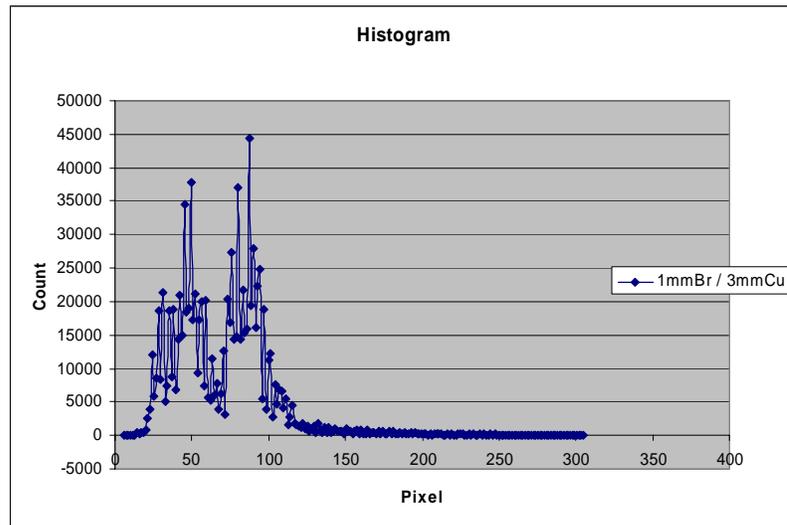
CR dengan plat metal 1mmBr-1mmSs (anterior-posterior)



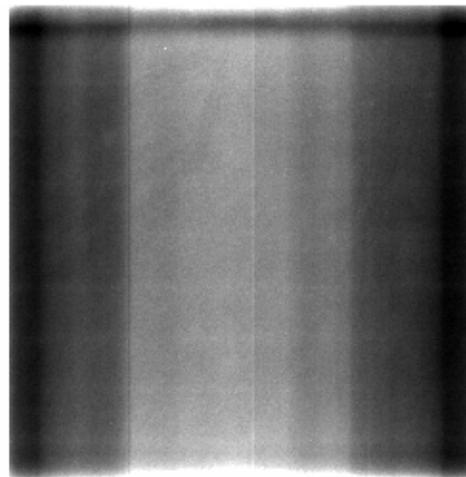
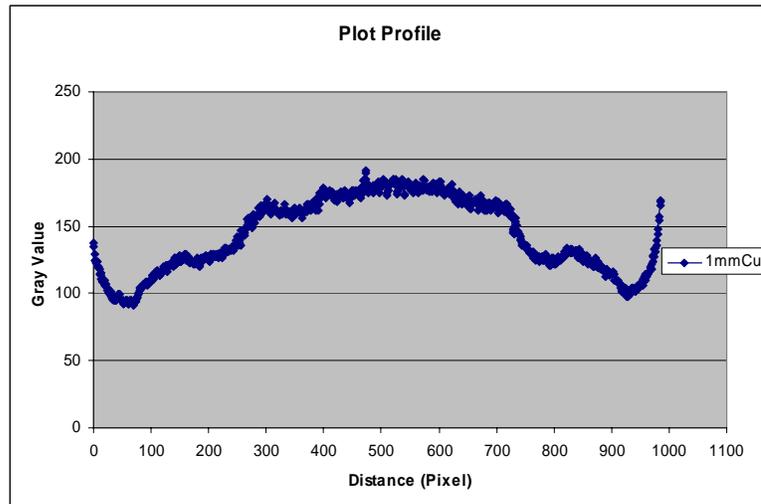
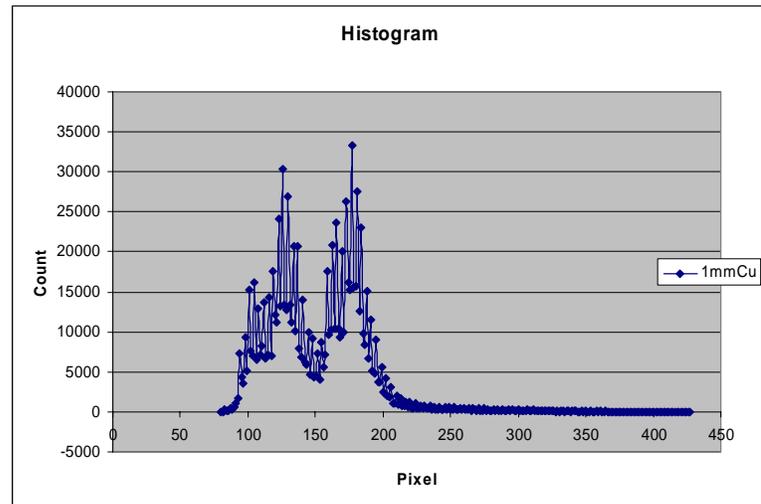
CR dengan plat metal 1mmBr-2mmCu (anterior-posterior)



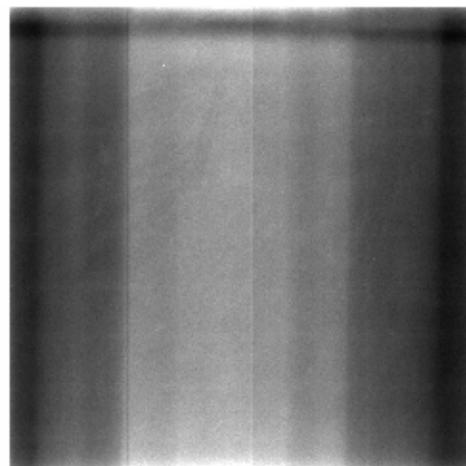
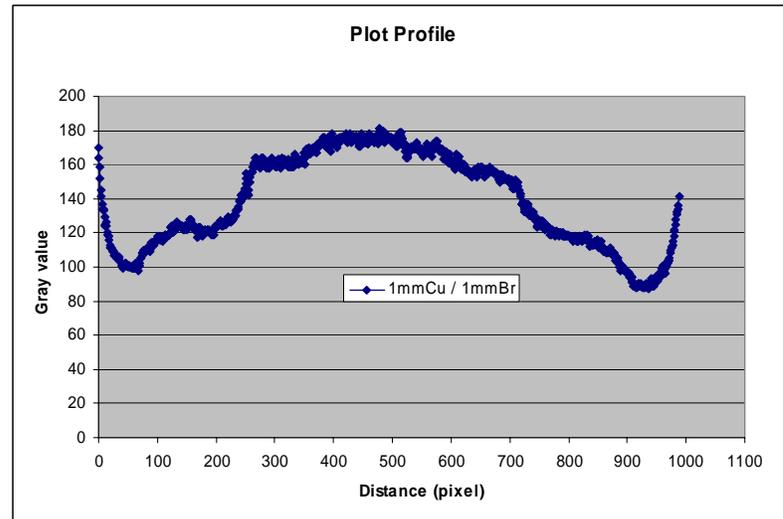
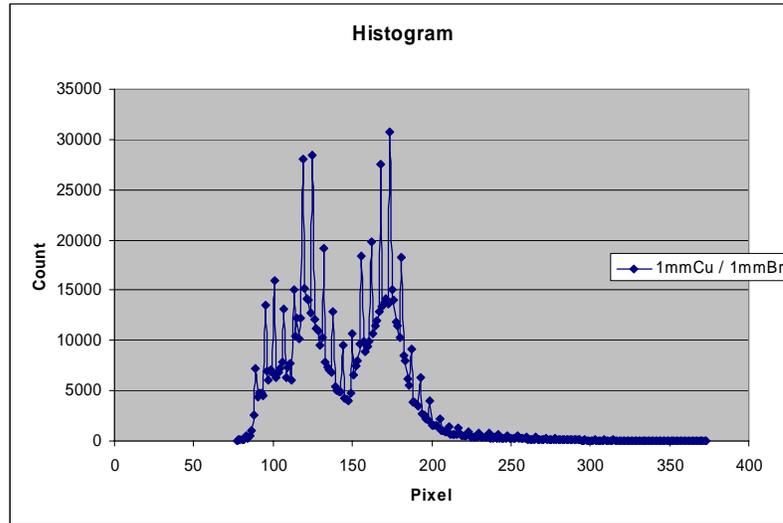
CR dengan plat metal 1mmBr-3mmCu (anterior-posterior)



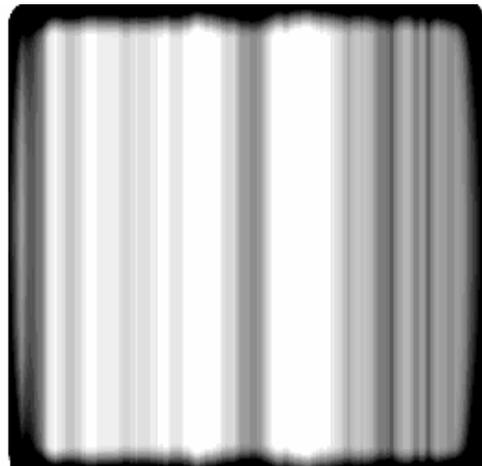
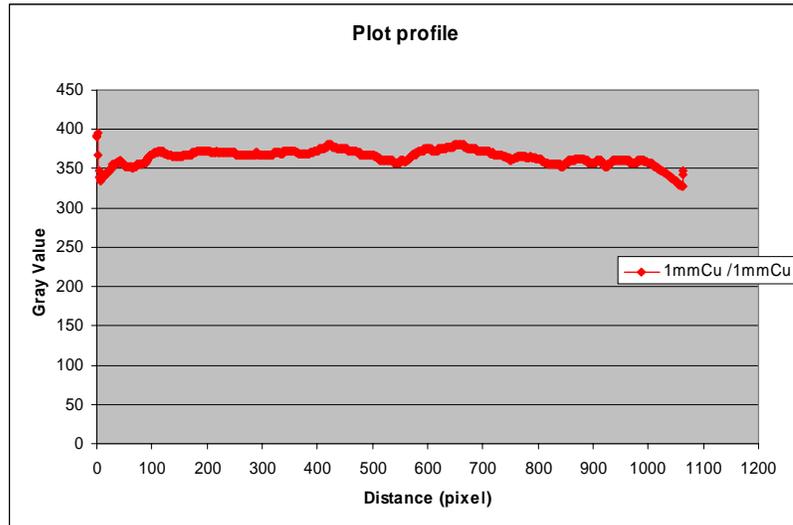
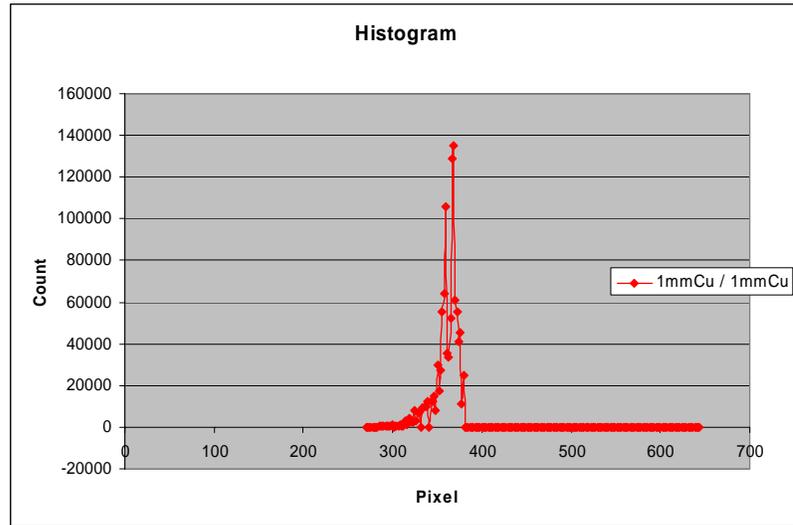
CR dengan plat metal 1mmCu (anterior)



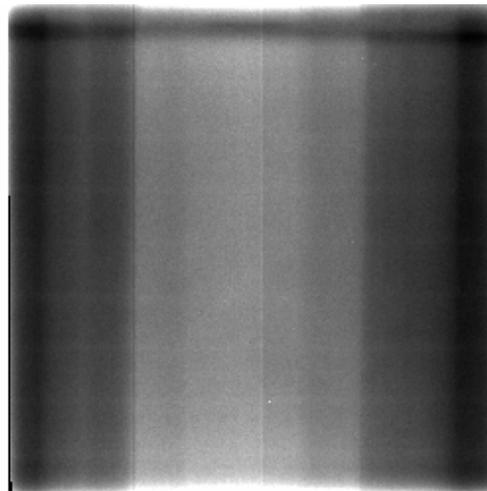
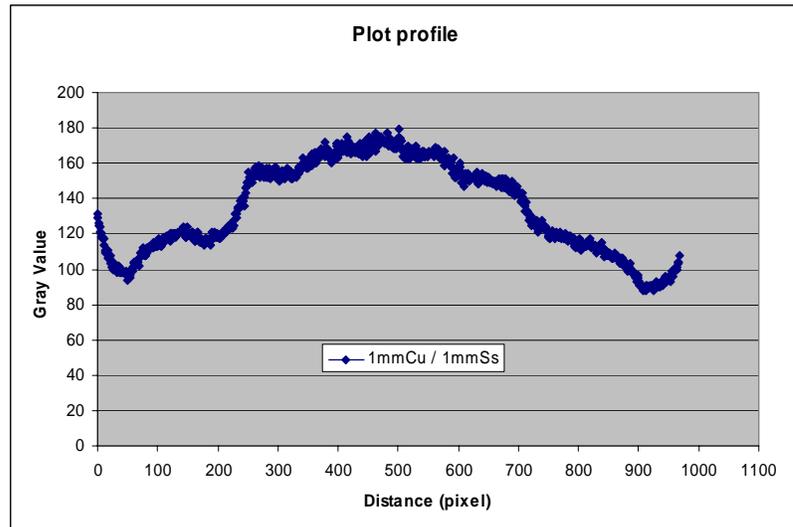
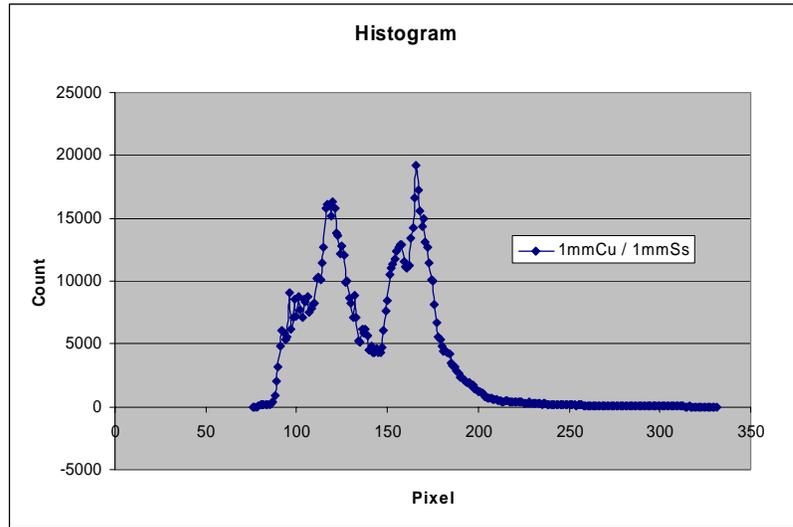
CR dengan plat metal 1mmCu-1mmBr (anterior-posterior)



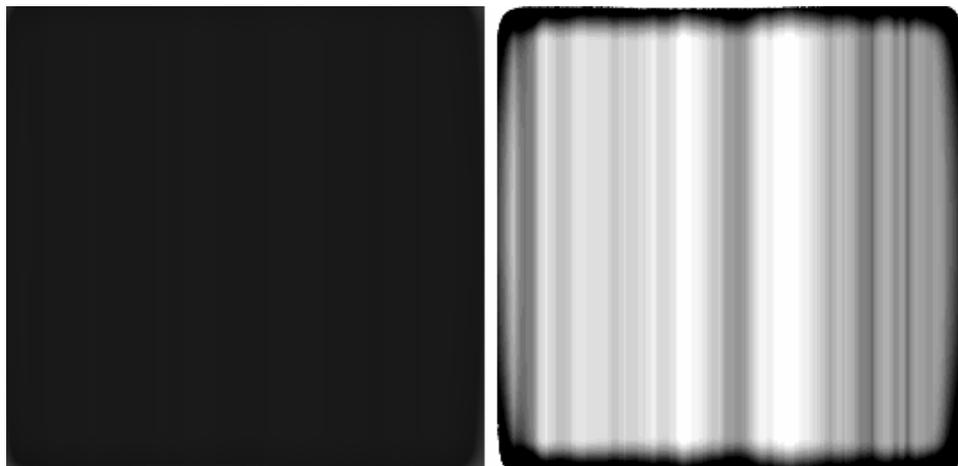
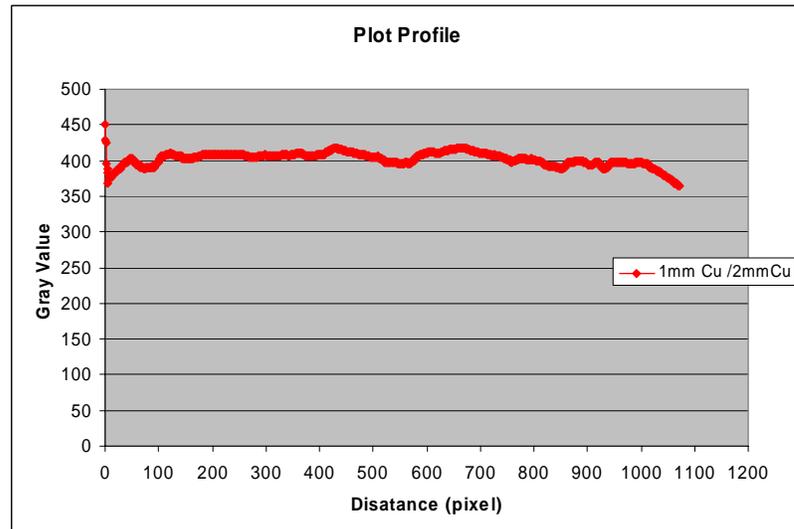
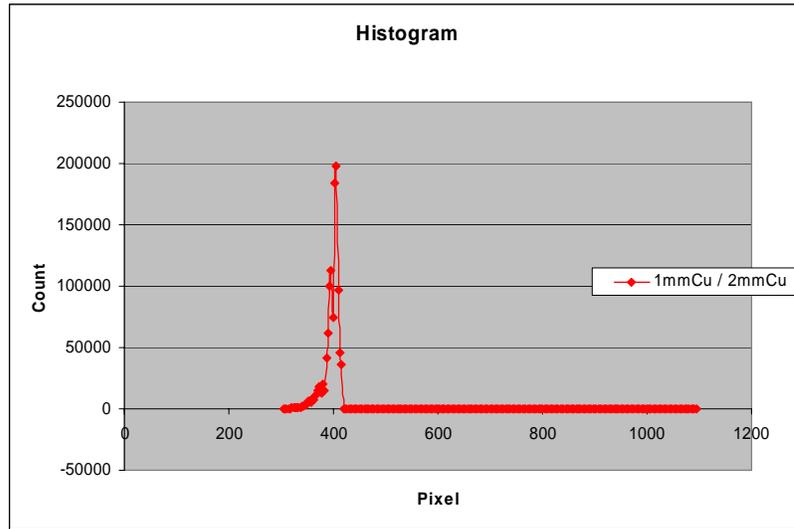
CR dengan plat metal 1mmCu-1mmCu (anterior-posterior)



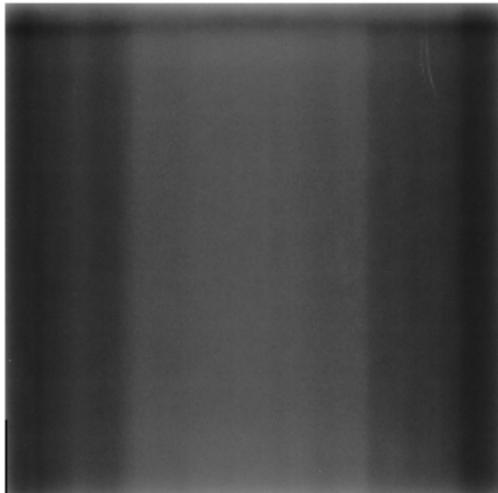
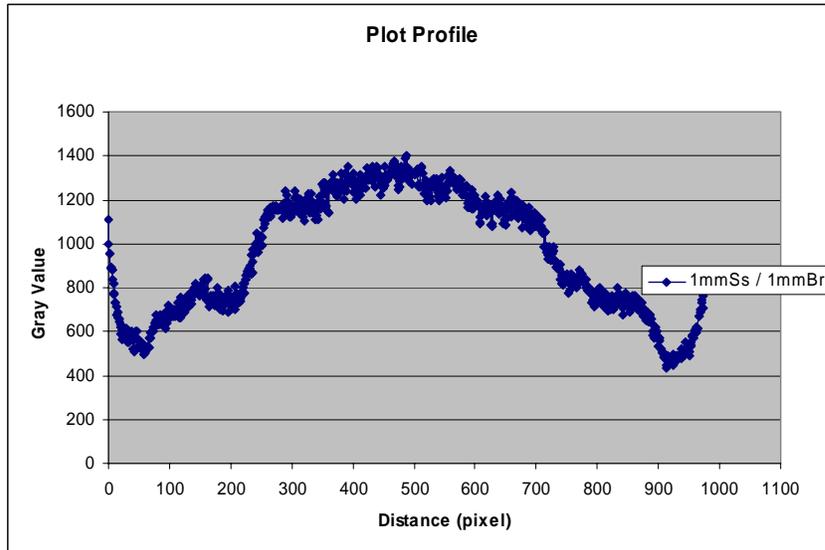
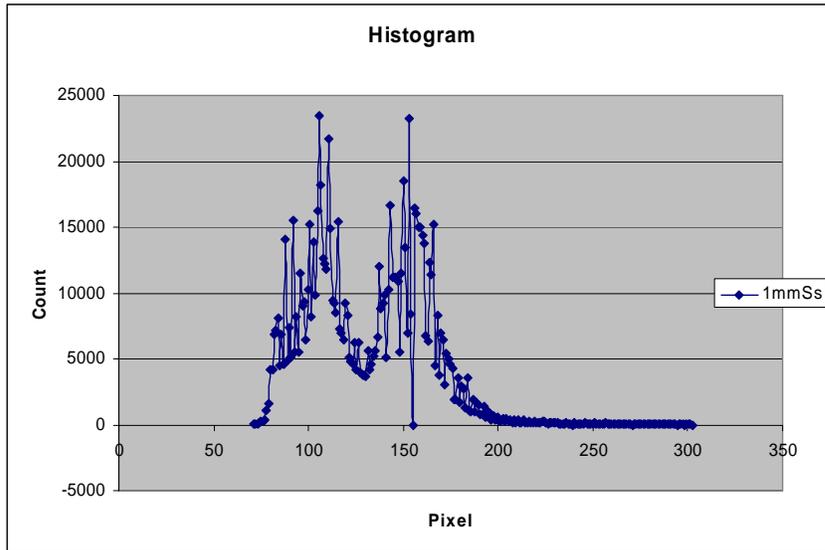
CR dengan plat metal 1mmCu-1mmSs (anterior-posterior)



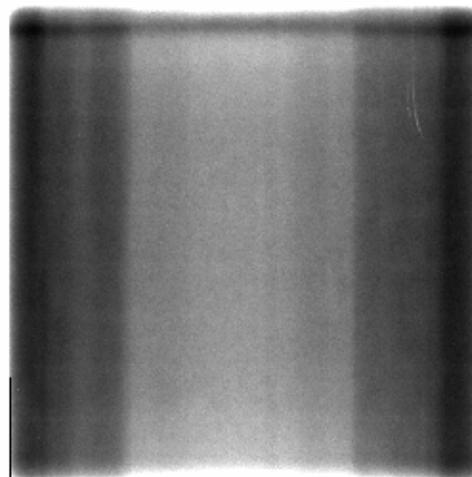
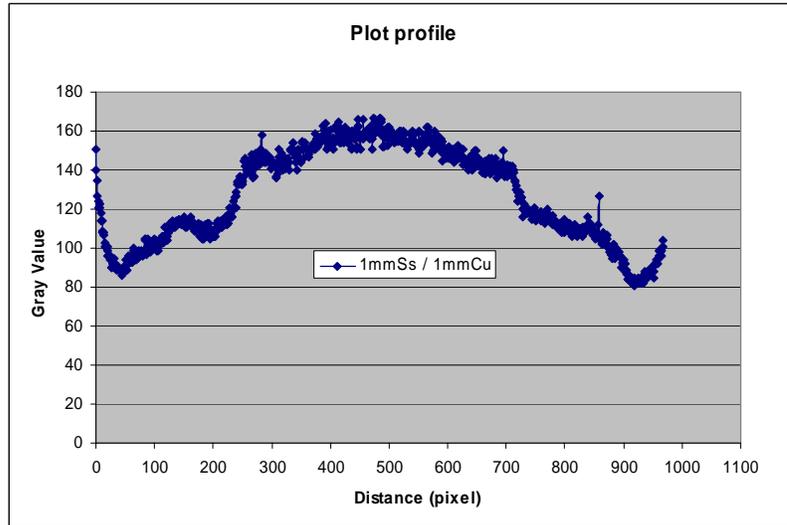
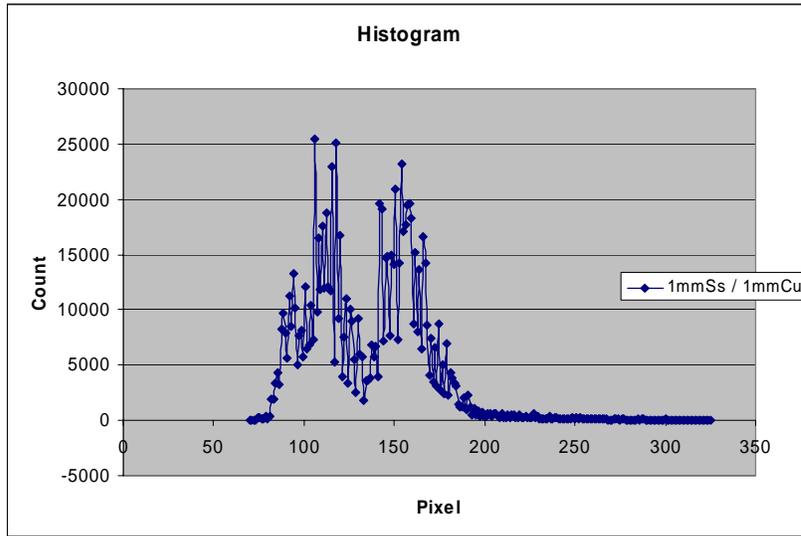
CR dengan plat metal 1mmCu-2mmCu (anterior-posterior)



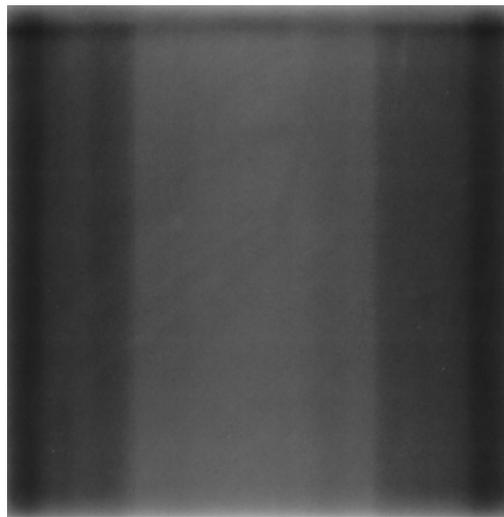
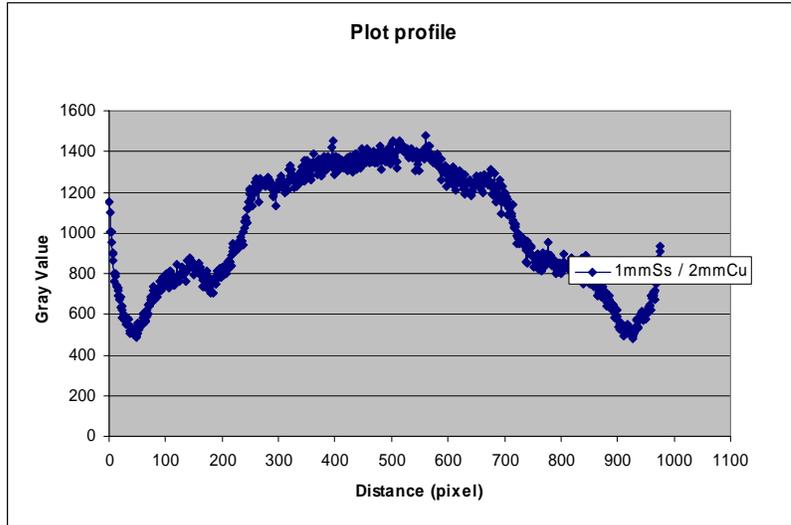
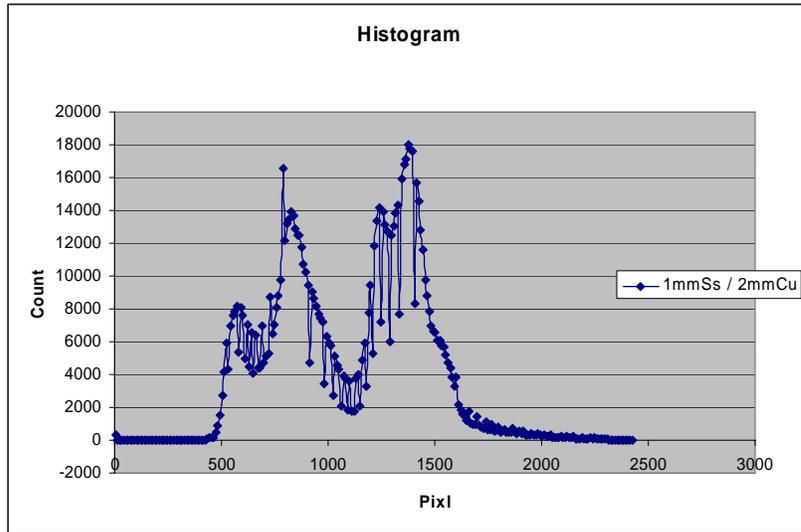
CR dengan plat metal 1mmSs (anterior)



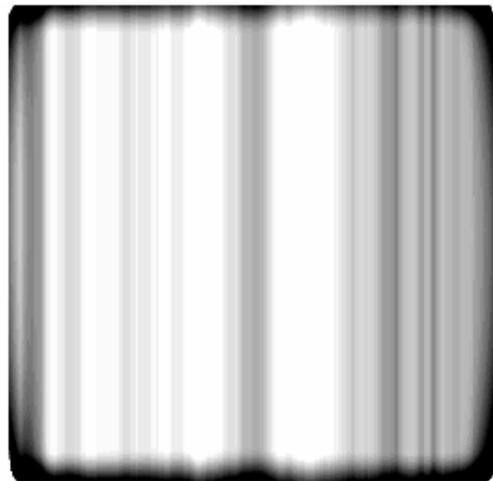
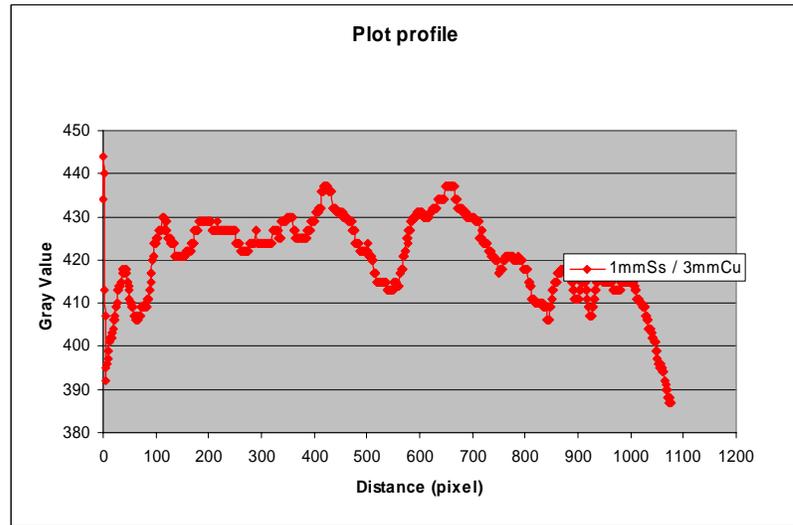
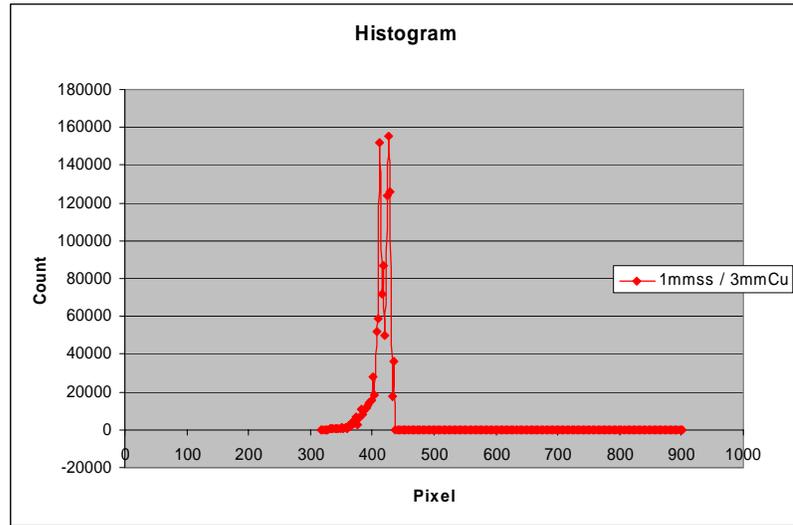
CR dengan plat metal 1mmSs-1mmCu (anterior-posterior)



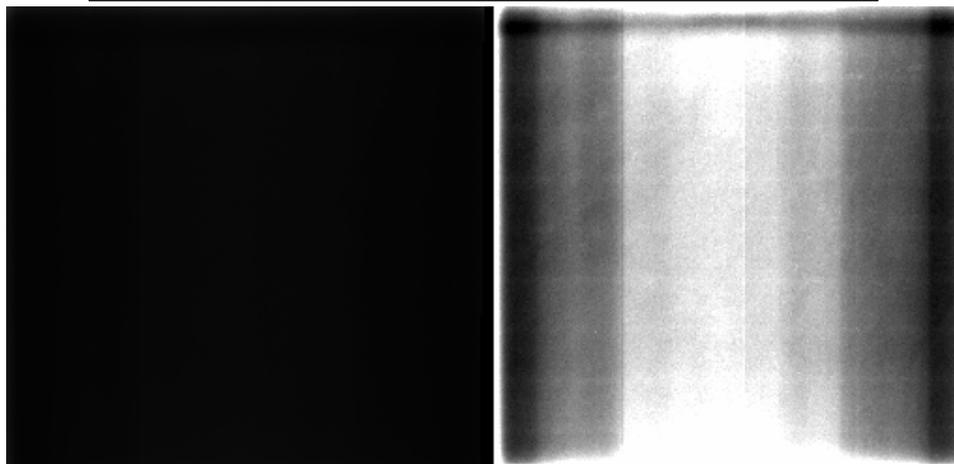
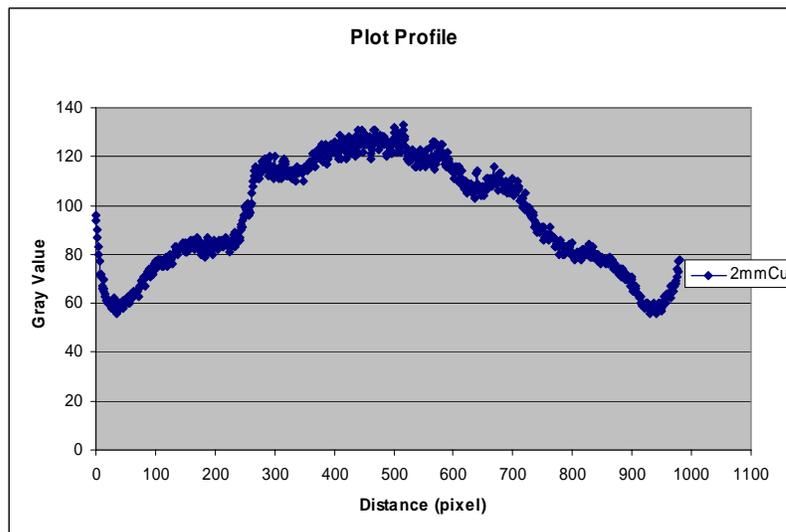
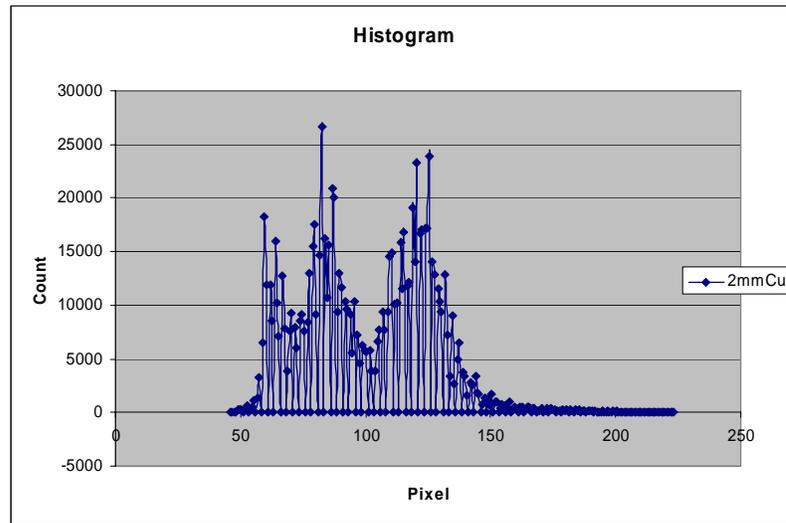
CR dengan plat metal 1mmSs-2mmCu (anterior-posterior)



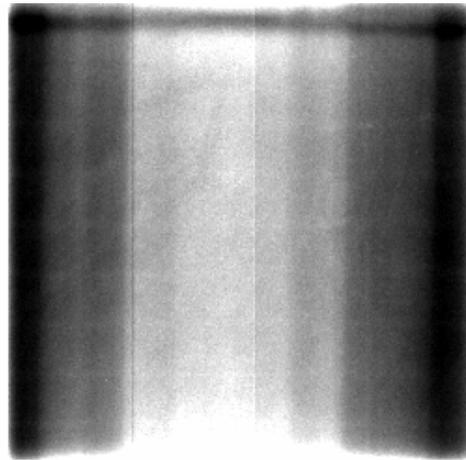
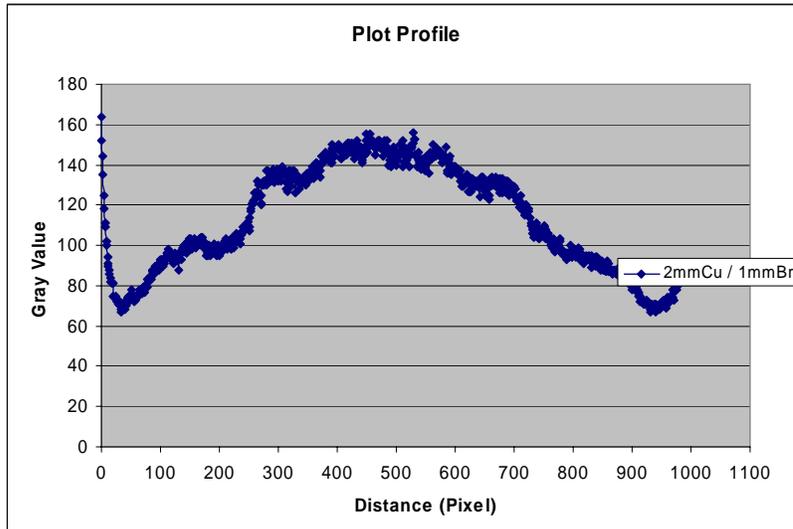
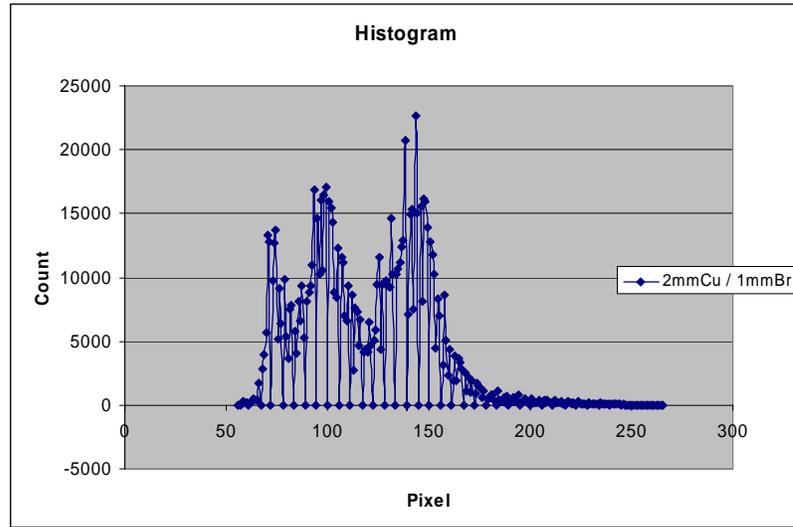
CR dengan plat metal 1mmSs-3mmCu (anterior-posterior)



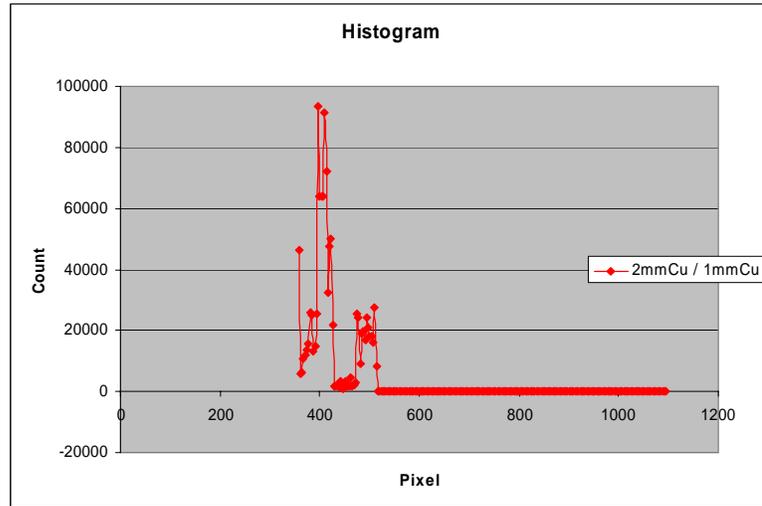
CR dengan plat metal 2mmCu (anterior)



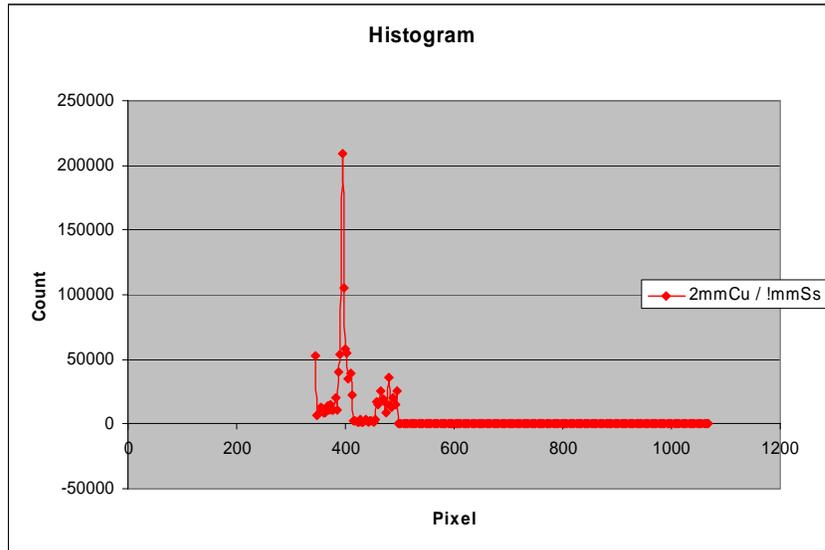
CR dengan plat metal 2mmCu-1mmBr (anterior-posterior)



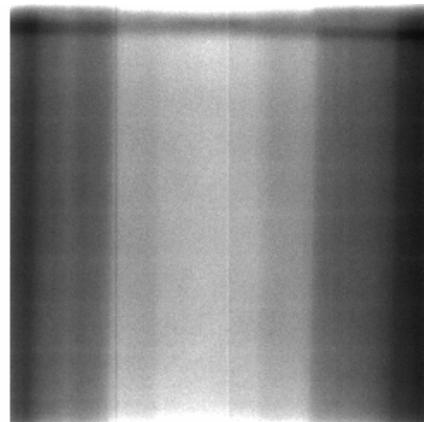
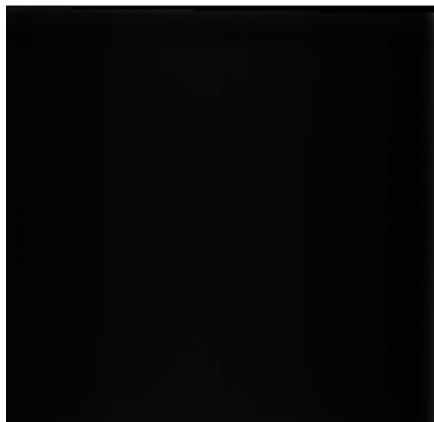
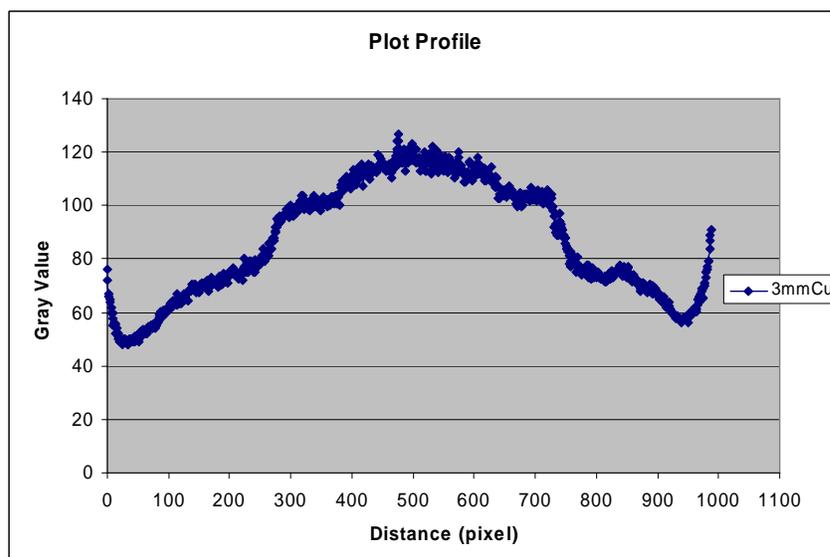
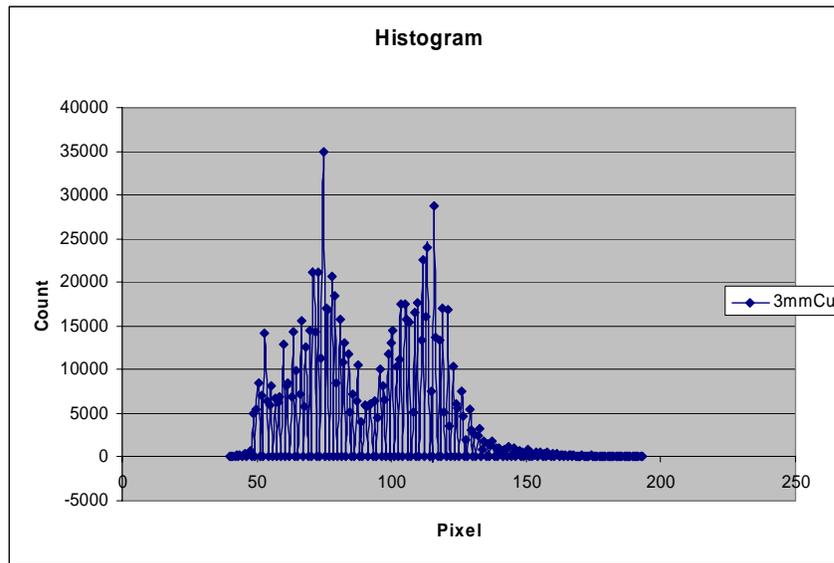
CR dengan plat metal 2mmCu-1mmCu (anterior-posterior)



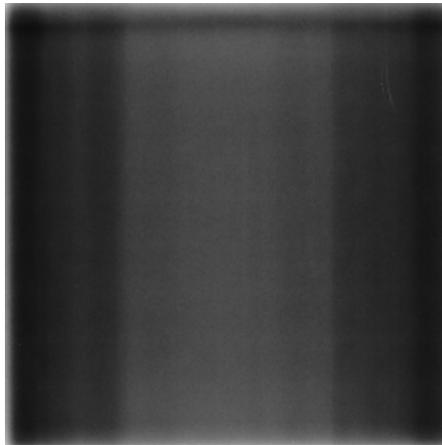
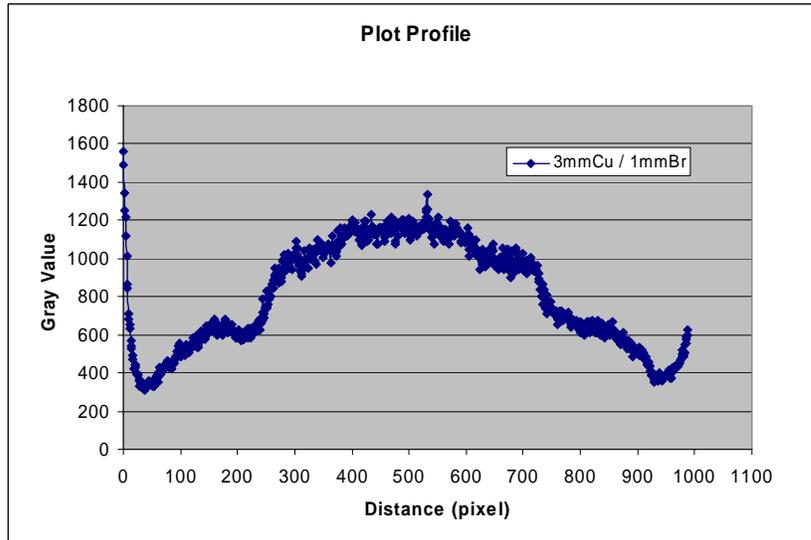
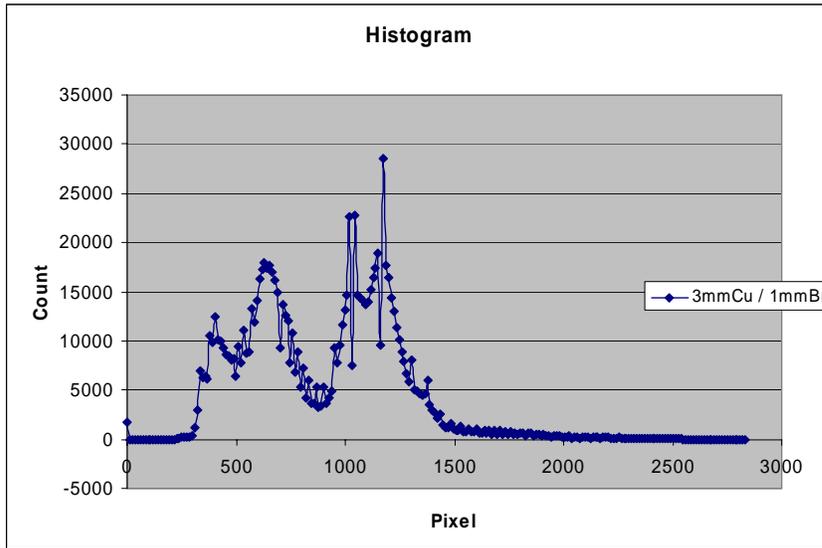
CR dengan plat metal 2mmCu-1mmSs (anterior-posterior)



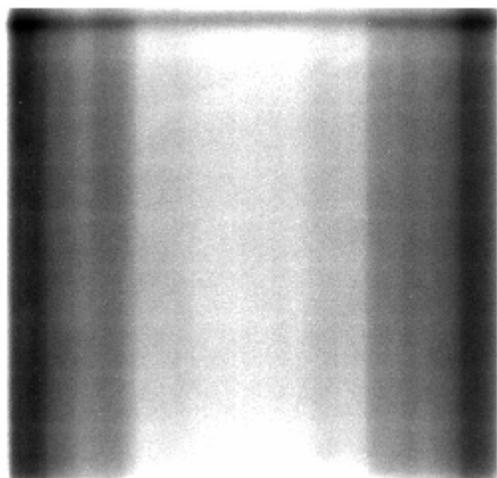
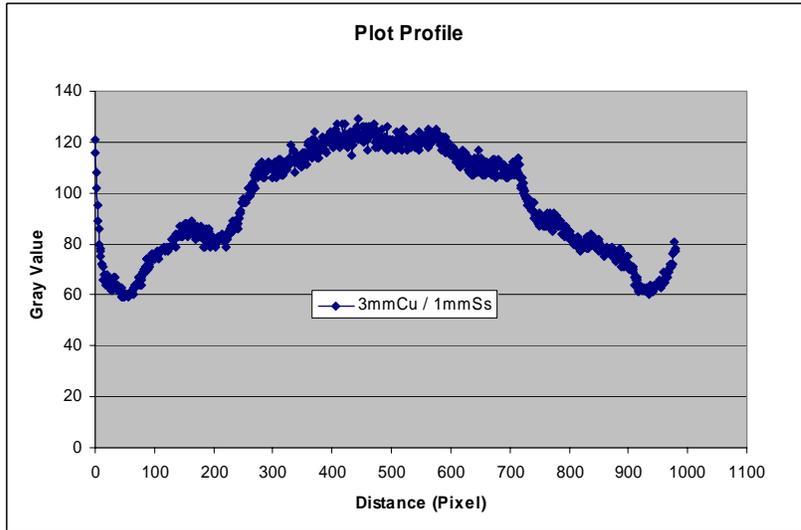
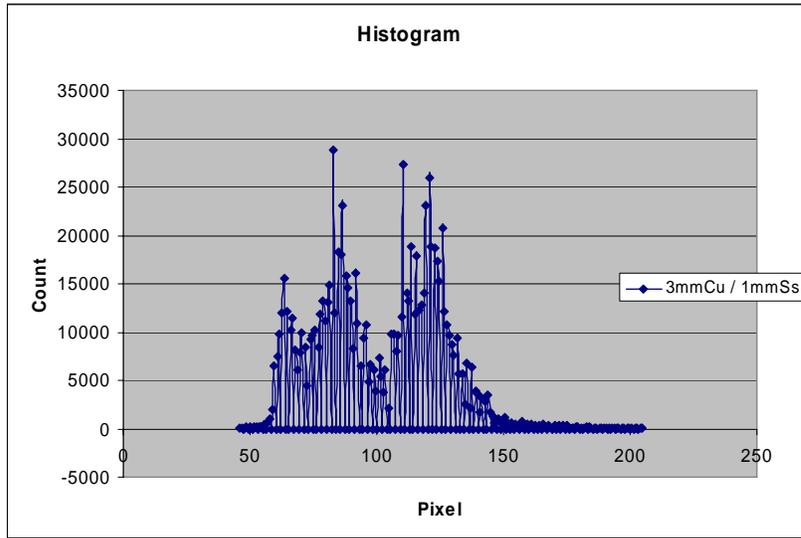
CR dengan plat metal 3mmCu (anterior)



CR dengan plat metal 3mmCu-1mmBr (anterior-posterior)

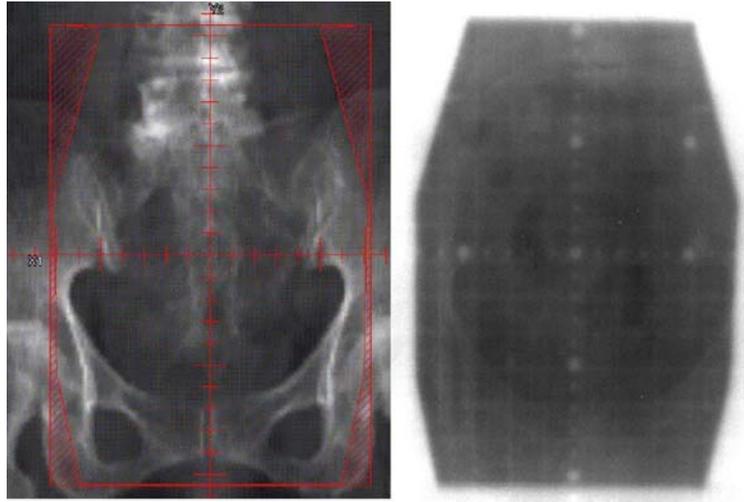


CR dengan plat metal 3mmCu-1mmSs (anterior-posterior)



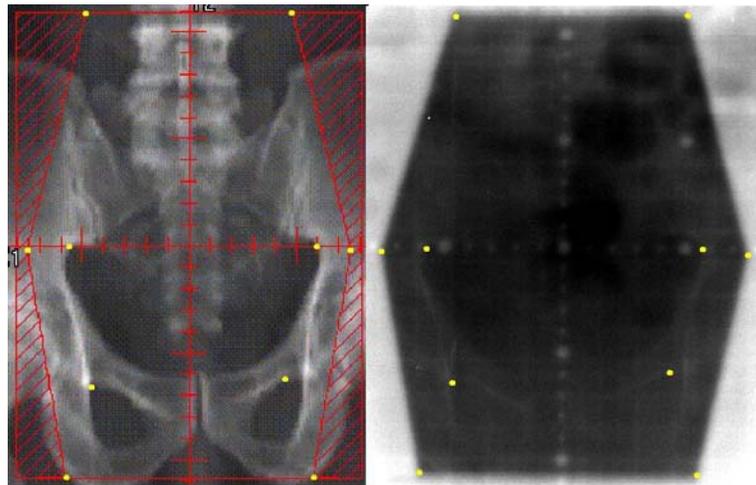
LAMPIRAN B

1 mm Brs-2 mm Cu



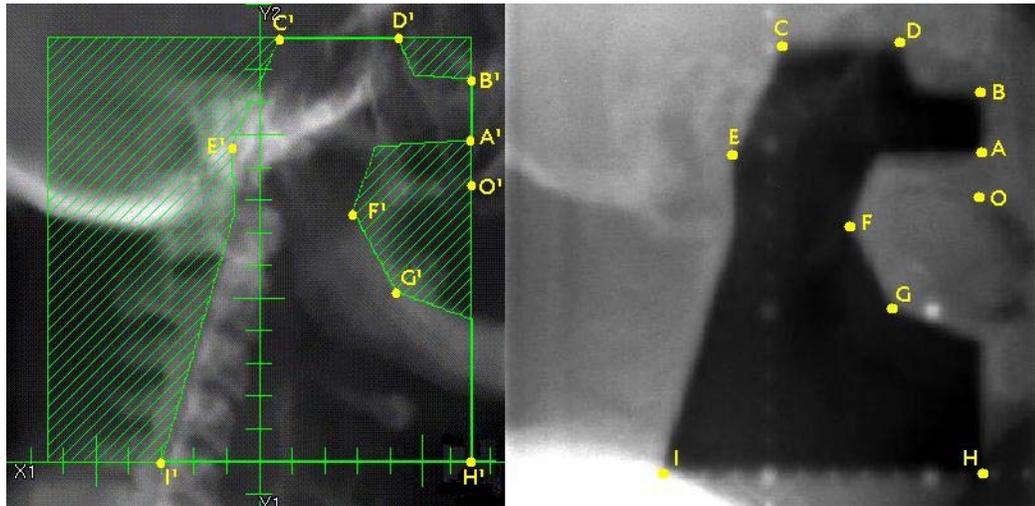
- a. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah abdomen bawah menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 1 mm Brs-2 mm Cu

1 mm Brs-2 mm Cu



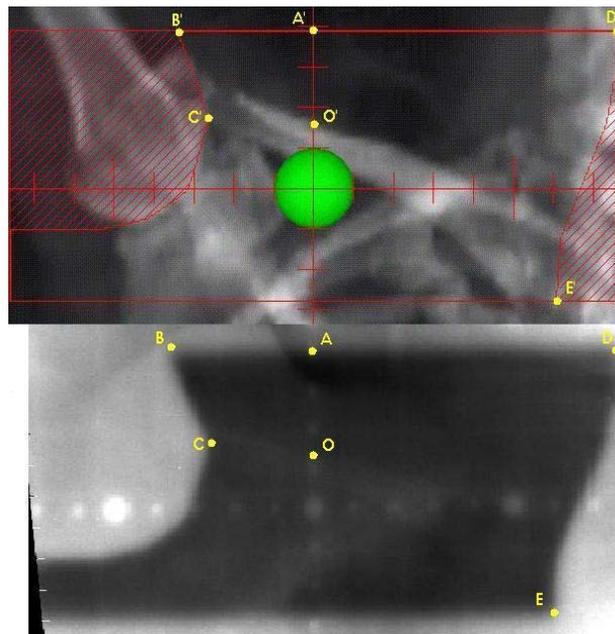
- b. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah abdomen bawah menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 1 mm Brs-2 mm Cu

1 mm Brs-2 mm Cu



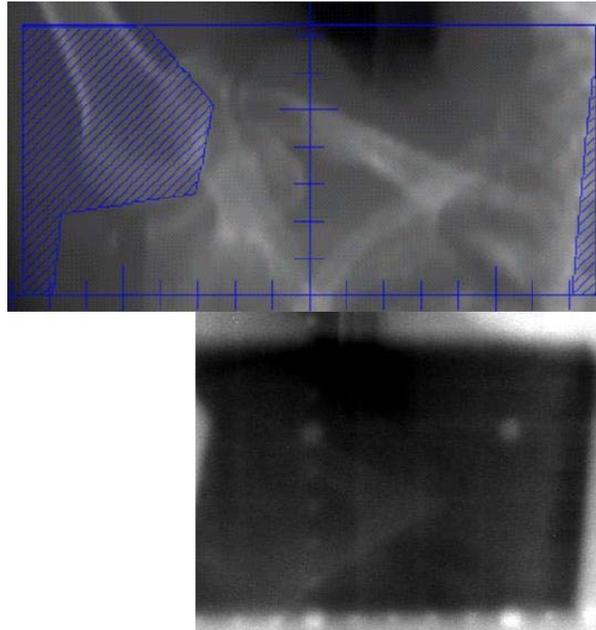
c. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah kepala dan leher menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 1 mm Brs-2 mm Cu

1 mm Brs-2 mm Cu



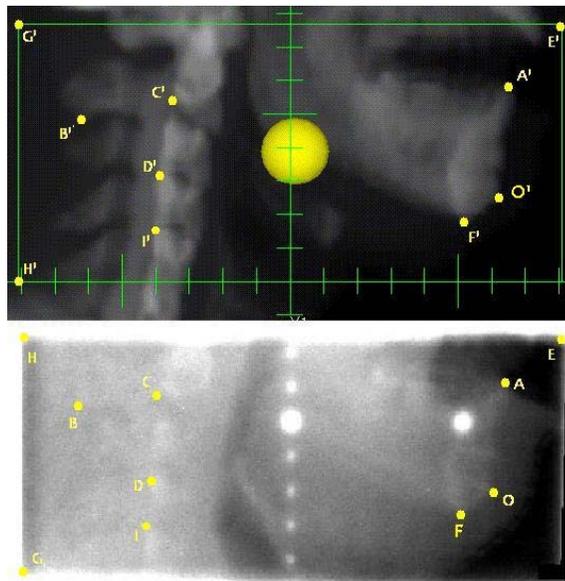
d. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah supraclavícula bawah menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 1 mm Brs-2 mm Cu

1 mm Ss-2mm Cu



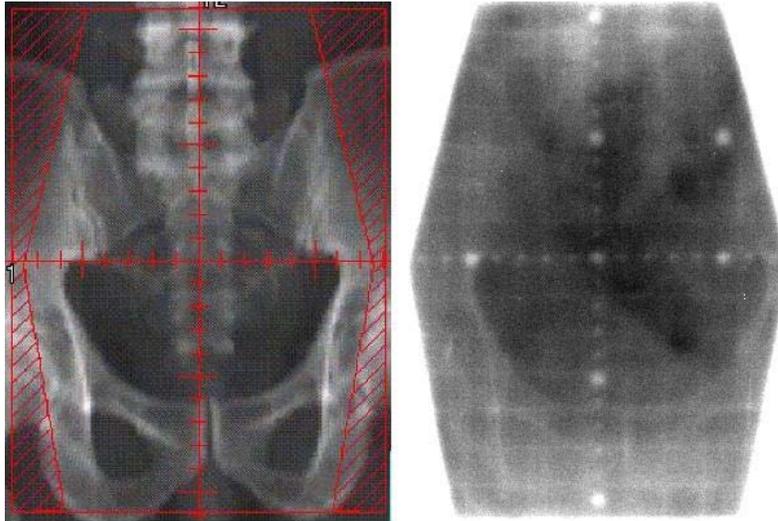
- e. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah supraclvicula menggunakan *computed radiografi (CR)* dengan kombinasi metal 1 mm Ss-2 mm Cu

1 mm Ss-2mm Cu



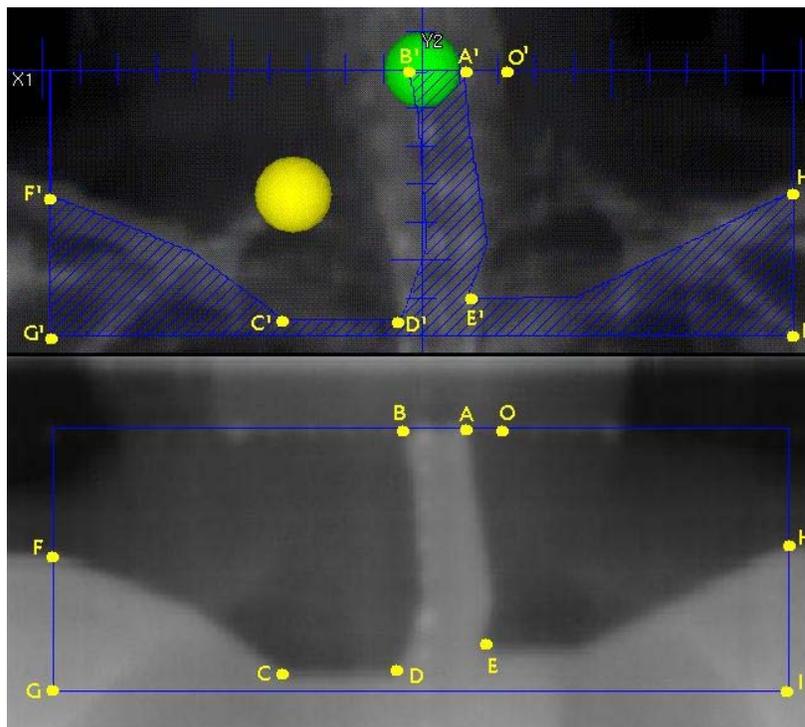
- f. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah kepala dan leher menggunakan *computed radiografi (CR)* dengan kombinasi metal 1 mm Ss-2 mm Cu

1 mm Ss-2mm Cu



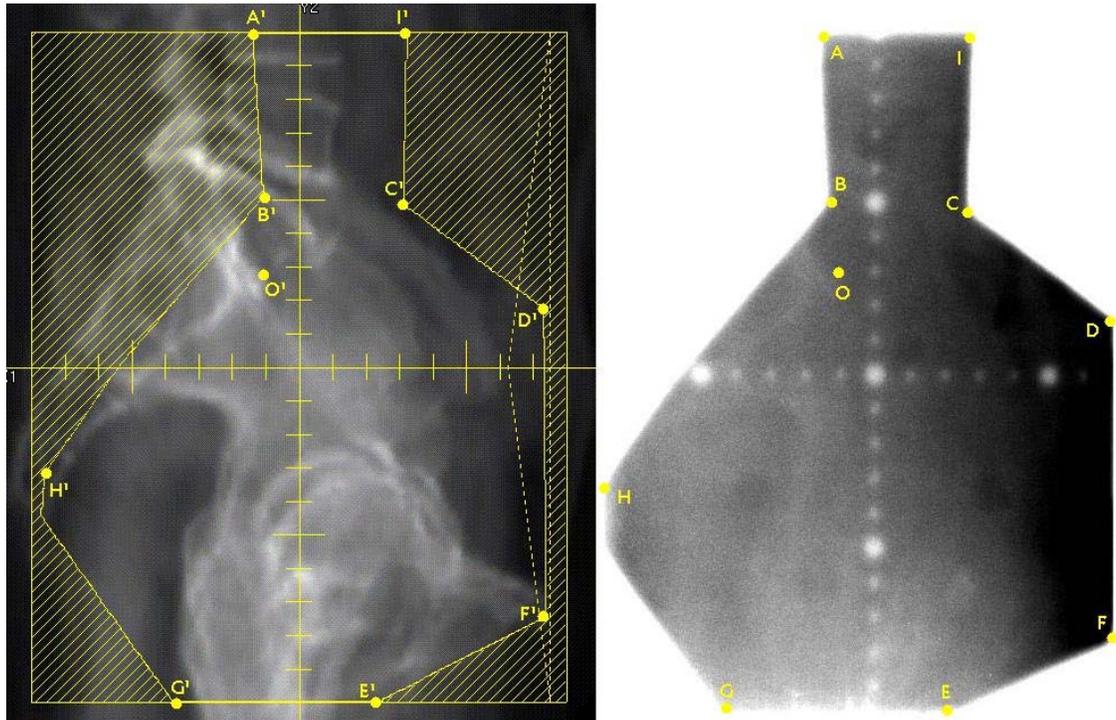
- g. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah abdomen bawah menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 1 mm Ss-2 mm Cu

1 mm Ss-2mm Cu



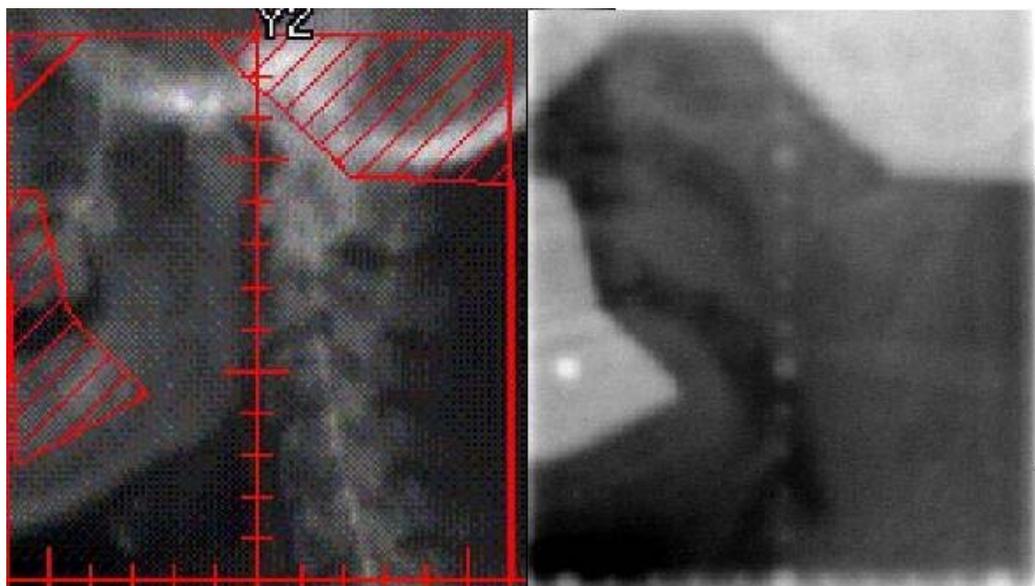
- h. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah supraclavicular menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 1 mm Ss-2 mm Cu

1 mm Ss-2mm Cu



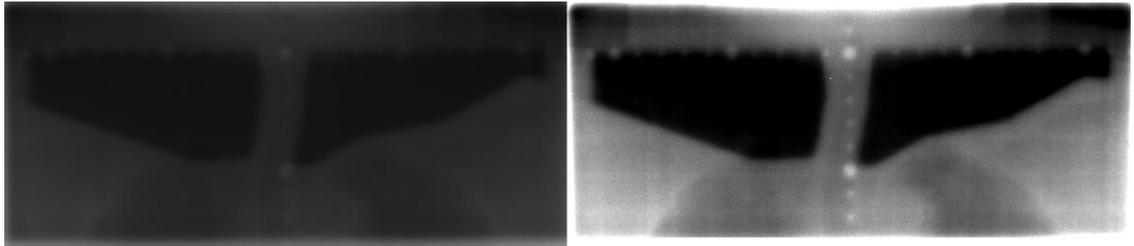
- i. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah abdomen bawah menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 1 mm Ss-2 mm Cu

1 mm Ss-2mm Cu



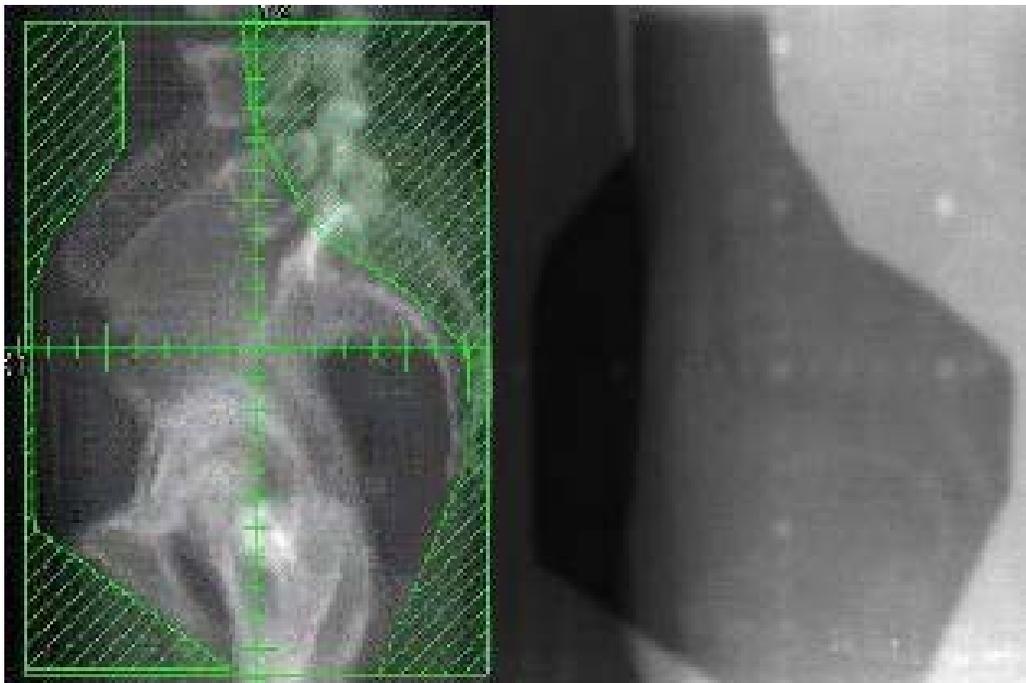
- j. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah kepala dan leher menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 1 mm Ss-2 mm Cu

1 mm Ss-2mm Cu



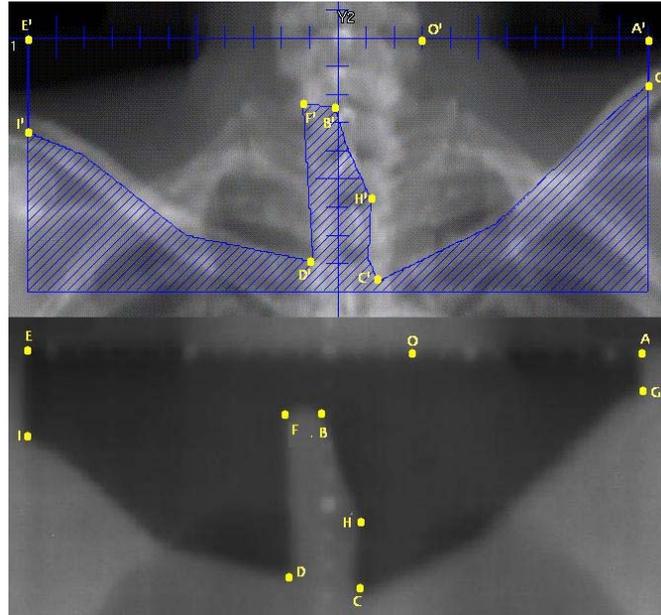
- k. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah supraclavcula menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 1 mm Ss-2 mm Cu

3 mm Cu-1 mm Brs



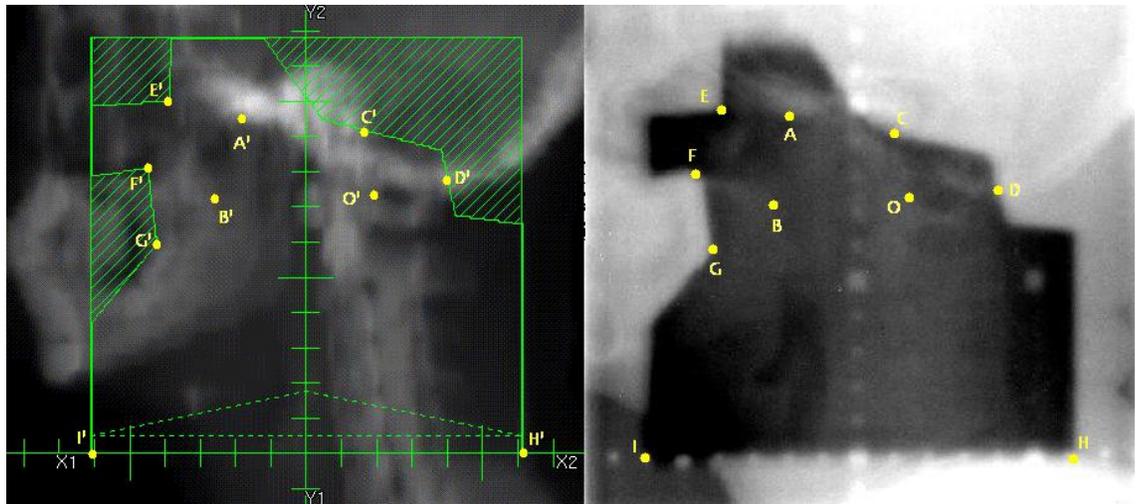
- l. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah abdomen bawah menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 3 mm Cu-1 mm Brs

3 mm Cu-1 mm Brs



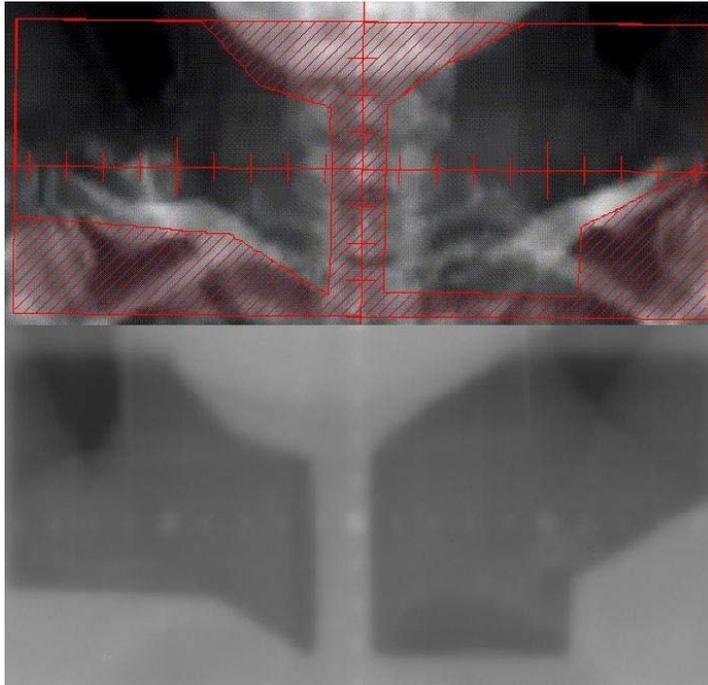
- m. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah supraclavcula menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 3 mm Cu-1 mm Brs

3 mm Cu-1 mm Brs



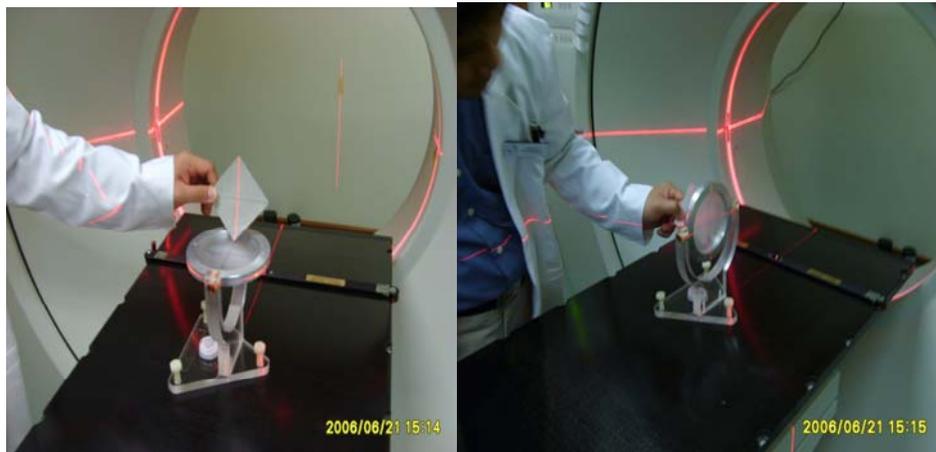
- n. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah kepala dan leher menggunakan *computed radiografi* (CR) dengan kombinasi metal 3 mm Cu-1 mm Brs

3 mm Cu-1 mm Brs

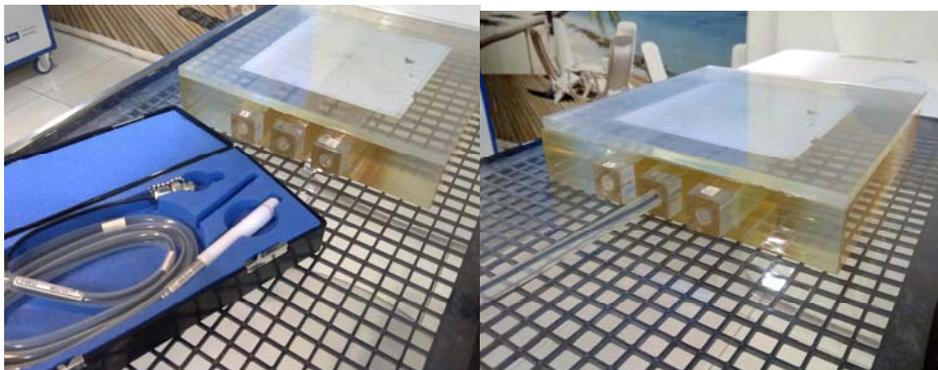


- o. Lokalisasi citra pada kasus kanker daerah supraclivula menggunakan *computed radiografi (CR)* dengan kombinasi metal 3 mm Cu-1 mm Brs

LAMPIRAN C



a. Cek Laser dan Cek ORF



b. Cek keluaran Linac harian

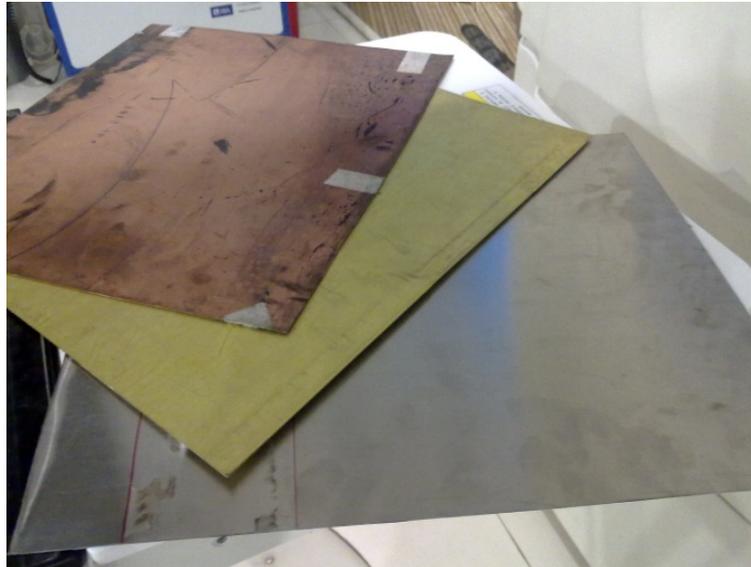
LAMPIRAN D



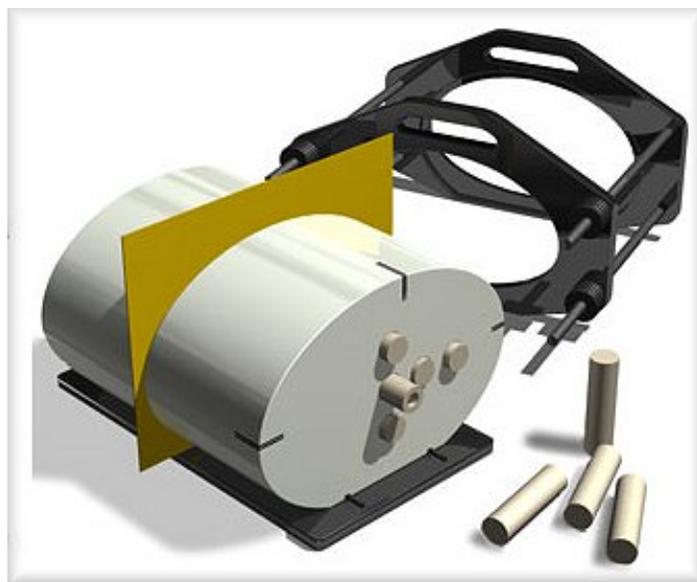
Gambar a. Ilustrasi pengambilan data pada pasien



Gambar b. Cassette Holder



Gambar d. Material Tembaga (Cu), kuningan (Brs), dan Stainless Steel (Ss)



Gambar e. Phantom CIRS