



UNIVERSITAS INDONESIA

**SIMULASI KOMPRESI CITRA MEDIS BERSIFAT
VISUALLY LOSSLESS BERDASARKAN *CONTRAST
THRESHOLD* DAN *VISUAL MASKING***

SKRIPSI

HAKIM AGUNG RAMADHAN

0706267742

**FAKULTAS TEKNIK UNIVERSITAS INDONESIA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
DEPOK
2011**



UNIVERSITAS INDONESIA

**SIMULASI KOMPRESI CITRA MEDIS BERSIFAT
VISUALLY LOSSLESS BERDASARKAN *CONTRAST
THRESHOLD* DAN *VISUAL MASKING***

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Teknik

HAKIM AGUNG RAMADHAN

0706267742

**FAKULTAS TEKNIK UNIVERSITAS INDONESIA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
DEPOK
2011**

i

Universitas Indonesia

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Hakim Agung Ramadhan

NPM : 0706267742

Tanda Tangan :

Tanggal : 14 Juni 2011

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :
Nama : Hakim Agung Ramadhan
NPM : 0706267742
Program Studi : Teknik Elektro
Judul Skripsi : Simulasi Kompresi Citra Medis Bersifat *Visually Lossless* Berdasarkan *Contrast Threshold* dan *Visual Masking*

Telah berhasil dipertahankan di hadapan dewan penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik dalam Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Prof. Dr. Ir. Dadang Gunawan, M. Eng. ()
Penguji : Dr. Ir. Arman Djohan Diponegoro ()
Penguji : Filbert H. Juwono, S.T., M. T. ()

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : Kamis, 23 Juni 2011

KATA PENGANTAR

Puji serta syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT karena dengan limpahan berkat dan rahmat-Nya penulis dapat menyelesaikan skripsi ini. Penulis menyadari bahwa tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, sulit bagi penulis untuk bisa memahami materi skripsi ini dengan baik hingga saat penulis menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

- (1) Bapak Prof. Dr. Ir. Dadang Gunawan, M. Eng. sebagai pembimbing yang memberikan arahan dan nasihat sehingga saya dapat menyelesaikan skripsi ini;
- (2) Ayah, Ibu, dan Adik saya yang selalu memberikan dukungan yang luar biasa kepada saya;
- (3) Rekan-rekan Asisten Laboratorium Telekomunikasi DTE FTUI yang telah banyak memberikan dukungan kepada saya;
- (4) Teman-teman Departemen Teknik Elektro UI Angkatan 2007 yang selalu membuka pikiran saya;
- (5) Rekan-rekan Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia dan para responden atas semangat dan kerja samanya untuk mengembangkan ilmu pengetahuan di bidang kedokteran;
- (6) Seluruh Sivitas Akademika Departemen Teknik Elektro UI atas kerja samanya yang luar biasa.

Akhir kata, penulis berharap agar Allah SWT berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga laporan skripsi ini membawa manfaat.

Depok, 14 Juni 2011

Hakim Agung Ramadhan

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS

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

Nama : Hakim Agung Ramadhan
NPM : 0706267742
Program Studi : Teknik Elektro
Departemen : Teknik Elektro
Fakultas : Teknik
Jenis Karya : Skripsi

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

SIMULASI KOMPRESI CITRA MEDIS BERSIFAT VISUALLY LOSSLESS BERDASARKAN CONTRAST THRESHOLD DAN VISUAL MASKING

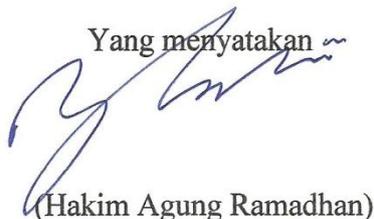
berserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : 23 Juni 2011

Yang menyatakan



(Hakim Agung Ramadhan)

ABSTRAK

Nama : Hakim Agung Ramadhan
Program studi : Teknik Elektro
Judul : Simulasi Kompresi Citra Medis Bersifat *Visually Lossless*
Berdasarkan *Contrast Threshold* dan *Visual Masking*

Kompresi citra medis telah lama menjadi suatu penerapan teknologi kompresi yang kontroversial. Terdapat dua jenis kompresi citra: *lossless* dan *lossy*. Nilai rasio kompresi pada *lossless compression* tidak terlalu besar sehingga *lossy compression* diterapkan. Perhatian utama pada kompresi citra medis adalah penentuan *visually lossless threshold* dimana ditentukan nilai batas kuantisasi sehingga kompresi terhadap citra medis dapat dilakukan sebelum terjadi distorsi yang tertangkap oleh sistem visual manusia. Pada skripsi ini dilakukan simulasi kompresi citra medis berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking* yang diujikan pada *modality computed tomography*, *mammography*, dan *X-ray*. Evaluasi subjektif dilakukan untuk menilai kualitas citra medis hasil dekompresi dengan melibatkan dokter spesialis radiologi sebagai penguji. Tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada citra medis pada *modality X-ray*, *mammography*, dan *computed tomography* masing-masing adalah 90,00%, 85,00%, dan 89,1666667%. Rasio kompresi dan waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi dan dekompresi bervariasi pada setiap citra medis yang diujikan.

Kata kunci:

Kompresi Citra Medis, *Human Visual System*, *Contrast Threshold* dan *Visual Masking*, *Modality Computed Tomography*, *Mammography*, dan *X-ray*.

ABSTRACT

Name : Hakim Agung Ramadhan
Study Program : Electrical Engineering
Title : Visually Lossless Medical Image Compression Simulation
Based on Contrast Threshold and Visual Masking

Medical image compression has been a controversial application of compression technology. There are two types of image compression: lossless and lossy. The value of compression ratio in the lossless compression is not too big so that lossy compression is applied. The main concern in the medical image compression is the determination of visually lossless threshold limit of quantitation where values are determined so that the compression of medical images can be applied before the distortion is captured by the human visual system. In this thesis, a simulation of medical image compression based on contrast threshold and visual masking is tested on modalities: computed tomography, mammography, and X-ray. Subjective evaluation was conducted to assess the quality of medical image decompression results involving radiologist as testers. The degree of clarity of the algorithms used in medical image on the modality of X-rays, mammography, and computed tomography, respectively are 90,00%, 85,00%, and 89,1666667%. Compression ratio and time required to perform compression and decompression vary on each medical image tested.

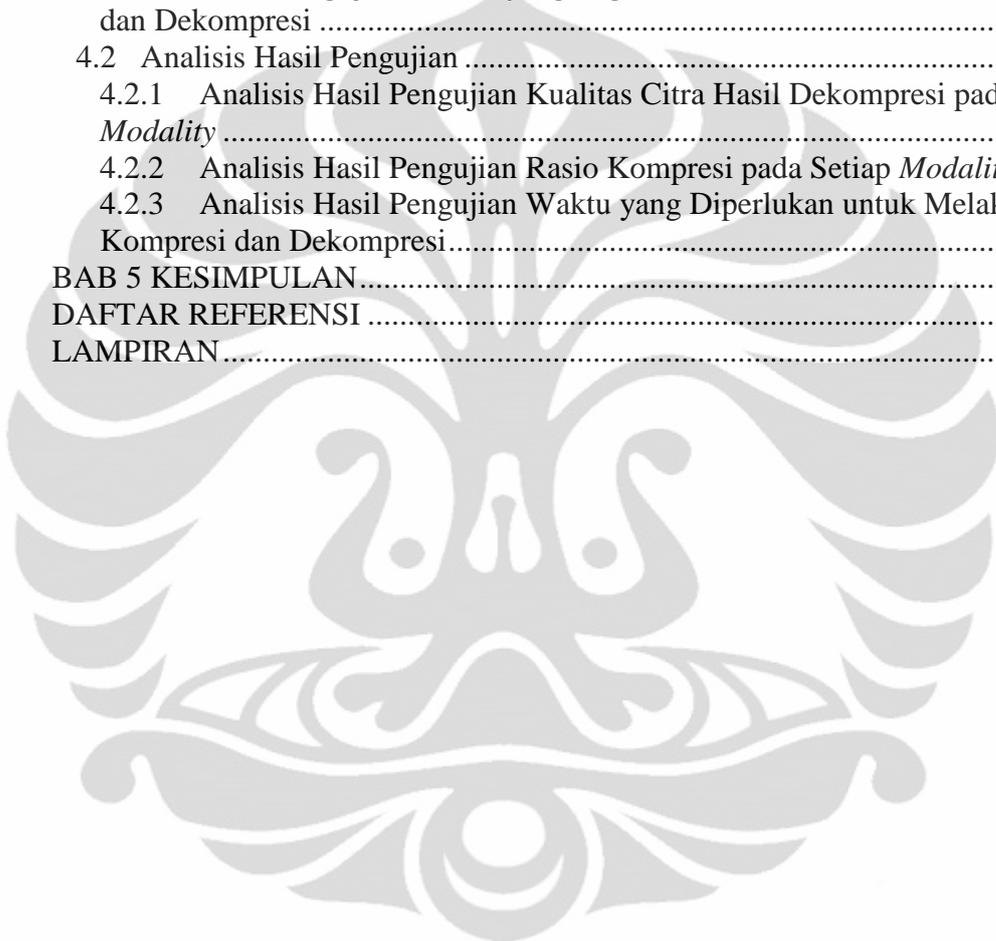
Key words:

Medical Image Compression, Human Visual System, Contrast Threshold and Visual Masking, Modality Computed Tomography, Mammography, and X-ray.

DAFTAR ISI

UNIVERSITAS INDONESIA.....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
KATA PENGANTAR	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS	v
ABSTRAK	vi
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL.....	xiii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	6
1.3 Tujuan	6
1.4 Batasan Masalah.....	7
1.5 Metodologi Penelitian	7
1.6 Sistematika Penulisan	7
BAB 2 KOMPRESI CITRA BERDASARKAN <i>HUMAN VISUAL SYSTEM</i>	9
2.1 Citra.....	9
2.2 Citra Medis.....	10
2.3 Transformasi Wavelet	11
2.3.1 Transformasi Wavelet Kontinu.....	12
2.3.2 Transformasi Wavelet Diskrit (<i>Discrete Wavelet Transform/DWT</i>) .	13
2.3.3 Dekomposisi Multiresolusi	14
2.3.4 <i>Filter Bank</i>	15
2.4 Kompresi Citra.....	18
2.4.1 Kompresi Citra Medis.....	20
2.5 <i>Human Visual System</i>	20
2.5.1 <i>Human Visual System Classic</i>	20
2.5.2 <i>Human Contrast Sensitivity Function</i>	21
2.5.3 Sensitifitas pada Target Gabungan	22
2.5.4 <i>Masking</i>	23
2.5.5 Karakteristik HVS pada <i>Natural Image</i>	23
2.5.6 Batas Distorsi Akibat Kuantisasi untuk Aplikasi Kompresi Berdasarkan <i>Contrast Threshold</i> dan <i>Visual Masking</i>	24
BAB 3 PERANCANGAN SIMULASI KOMPRESI CITRA MEDIS BERSIFAT <i>VISUALLY LOSSLESS</i> BERDASARKAN <i>CONTRAST THRESHOLD</i> DAN <i>VISUAL MASKING</i>	25
3.1 Perancangan Aplikasi.....	25
3.1.1 Citra Medis yang Digunakan	25
3.1.2 Penghitungan Nilai Batas Deteksi (<i>Detection Threshold</i>).....	28
3.1.3 Kuantisasi Berdasarkan Nilai Kontras	32
3.1.4 Pengkodean Indeks Kuantisasi	33
3.2 Prosedur Evaluasi Kompresi Citra Medis	34

3.2.1	Prosedur Evaluasi Kualitas Citra Medis Hasil Dekompresi	34
3.2.2	Prosedur Penghitungan Rasio Kompresi	36
3.2.3	Prosedur Penghitungan Waktu yang Diperlukan untuk Melakukan Kompresi dan Dekompresi.....	36
BAB 4 HASIL PENGUJIAN DAN ANALISIS		38
4.1	Hasil Pengujian	38
4.1.1	Hasil Pengujian Kualitas Citra Hasil Dekompresi.....	38
4.1.2	Hasil Pengujian Rasio Kompresi pada Setiap <i>Modality</i>	43
4.1.3	Hasil Pengujian Waktu yang Digunakan untuk Melakukan Kompresi dan Dekompresi	44
4.2	Analisis Hasil Pengujian	45
4.2.1	Analisis Hasil Pengujian Kualitas Citra Hasil Dekompresi pada Setiap <i>Modality</i>	45
4.2.2	Analisis Hasil Pengujian Rasio Kompresi pada Setiap <i>Modality</i>	79
4.2.3	Analisis Hasil Pengujian Waktu yang Diperlukan untuk Melakukan Kompresi dan Dekompresi.....	80
BAB 5 KESIMPULAN.....		81
DAFTAR REFERENSI		82
LAMPIRAN.....		82



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Representasi citra digital pada sebuah matriks	9
Gambar 2.2 Citra hasil sinar-X yang dilakukan W.C. Röntgen.....	10
Gambar 2.3 Salah satu citra hasil X-ray [20].....	11
Gambar 2.4 Citra hasil <i>computed tomography</i> [20].....	11
Gambar 2.5 Transformasi Dyadic [17]	14
Gambar 2.6 <i>Filter bank</i> [24]	16
Gambar 2.7 <i>Filter bank</i> pada sinyal dua dimensi [24].....	17
Gambar 2.8 Grafik entropi terhadap peluang pada data dua simbol.....	18
Gambar 2.9 Bagian-bagian pada kompresi citra [22]	19
Gambar 2.10 Percobaan <i>psychophysical stimuli</i> : (a) sebuah sinusoids, yang merupakan <i>unnatural image</i> , (b) <i>unmasked distortion</i> yang dihasilkan dari kuantisasi koefisien-koefisien wavelet pada satu buah <i>subband</i> , (c) distorsi pada (b), tetapi telah di- <i>mask</i> oleh <i>natural image</i> [9].....	22
Gambar 3.1 Model Aplikasi Kompresi Citra Medis yang digunakan.....	25
Gambar 3.2 Tampilan alamat <i>web</i> http://rad.usuhs.edu/medpix/	26
Gambar 3.3 Tampilan sertifikat HONcode yang dimiliki MedPix™.....	27
Gambar 3.4 Tampilan alamat <i>web</i> HON.....	27
Gambar 3.5 Contoh citra medis yang digunakan pada percobaan	28
Gambar 3.6 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial [12]	33
Gambar 3.7 Contoh Pengkodean Huffman [17]	34
Gambar 3.8 Contoh gambar yang digunakan pada pengujian kualitas citra medis hasil dekompresi.....	35
Gambar 4.1 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Lateral CXR</i>	47
Gambar 4.2 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Osteochondroma</i>	48
Gambar 4.3 Legenda untuk Gambar 4.1 dan 4.2	48
Gambar 4.4 Perbandingan transformasi wavelet pada citra asli dengan citra hasil dekompresi pada citra <i>Osteochondroma</i>	50
Gambar 4.5 Perbandingan transformasi wavelet pada citra asli dengan citra hasil dekompresi pada citra <i>Lateral CXR</i>	51
Gambar 4.6 Perbandingan citra asli dengan citra hasil dekompresi pada citra <i>Osteochondroma</i> pada <i>modality X-ray</i>	52
Gambar 4.7 Perbandingan citra asli dengan citra hasil dekompresi pada citra <i>Lateral CXR</i> pada <i>modality X-ray</i>	52
Gambar 4.8 Perbandingan citra <i>Fat Necrosis</i> Asli dengan citra <i>Fat Necrosis</i> hasil rekonstruksi jika dilakukan kuantisasi pada <i>subband</i> LH4 dengan nilai $\beta = 1,8$ 54	
Gambar 4.9 Perbandingan citra <i>Fat Necrosis</i> Asli dengan citra <i>Fat Necrosis</i> hasil rekonstruksi kuantisasi pada <i>subband</i> HH4 dengan nilai $\beta = 1,8$	55
Gambar 4.10 Perbandingan citra <i>Fat Necrosis</i> Asli dengan citra <i>Fat Necrosis</i> hasil rekonstruksi jika dilakukan kuantisasi pada <i>subband</i> LH4 dengan nilai $\beta = 1,5$ 55	
Gambar 4.11 Perbandingan citra <i>Fat Necrosis</i> Asli dengan citra <i>Fat Necrosis</i> hasil rekonstruksi jika dilakukan kuantisasi pada <i>subband</i> HH4 dengan nilai $\beta = 1,5$ 56	

Gambar 4.12 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Abnormal Nipple Discharge</i> dengan nilai $\beta = 1,5$	57
Gambar 4.13 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> dengan nilai $\beta = 1,5$	58
Gambar 4.14 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Abnormal Nipple Discharge</i> dengan nilai $\beta = 1,8$	58
Gambar 4.15 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> dengan nilai $\beta = 1,8$	59
Gambar 4.16 Legenda untuk Gambar 4.12 sampai Gambar 4.15	59
Gambar 4.17 Citra <i>Abnormal Nipple Discharge</i> (kiri) dan citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> (kanan) asli	62
Gambar 4.18 Artifak pada citra <i>Abnormal Nipple Discharge</i> pada $\beta = 1,5$ (kiri) dan pada $\beta = 1,8$ (kanan)	62
Gambar 4.19 Artifak pada citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> pada $\beta = 1,5$ (kiri) dan pada $\beta = 1,8$ (kanan).....	63
Gambar 4.20 Hasil transformasi wavelet pada citra <i>Abnormal Nipple Discharge</i> (kiri) dan citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> asli (kanan)	63
Gambar 4.21 Hasil transformasi wavelet pada citra <i>Abnormal Nipple Discharge</i> pada $\beta = 1,5$ (kiri) dan pada $\beta = 1,8$ (kanan)	64
Gambar 4.22 Hasil transformasi wavelet pada citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> pada $\beta = 1,5$ (kiri) dan pada $\beta = 1,8$ (kanan).....	64
Gambar 4.23 Perbandingan citra <i>Septic Pulmonary Emboli</i> asli dengan citra <i>Septic Pulmonary Emboli</i> hasil dekompresi jika subband HH4 dikuantisasi pada $\beta = 1,8$	67
Gambar 4.24 Perbandingan citra <i>Septic Pulmonary Emboli</i> asli dengan citra <i>Septic Pulmonary Emboli</i> hasil dekompresi jika subband LH4 dikuantisasi pada $\beta = 1,8$	67
Gambar 4.25 Perbandingan citra <i>Septic Pulmonary Emboli</i> asli dengan citra <i>Septic Pulmonary Emboli</i> hasil dekompresi jika subband HH4 dikuantisasi pada $\beta = 1,5$	68
Gambar 4.26 Perbandingan citra <i>Septic Pulmonary Emboli</i> asli dengan citra <i>Septic Pulmonary Emboli</i> hasil dekompresi jika subband LH4 dikuantisasi pada $\beta = 1,5$	68
Gambar 4.27 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Breast Angiosarcoma</i> pada nilai $\beta = 1,1$	69
Gambar 4.28 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> pada nilai $\beta = 1,1$	69
Gambar 4.29 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Breast Angiosarcoma</i> pada nilai $\beta = 1,2$	70
Gambar 4.30 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> pada nilai $\beta = 1,2$	70
Gambar 4.31 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Breast Angiosarcoma</i> pada nilai $\beta = 1,5$	71
Gambar 4.32 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> pada nilai $\beta = 1,5$	71
Gambar 4.33 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Breast Angiosarcoma</i> pada nilai $\beta = 1,8$	72

Gambar 4.34 Grafik <i>RMS Contrast</i> terhadap frekuensi spasial pada citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> pada nilai $\beta = 1,5$	72
Gambar 4.35 Legenda untuk Gambar 4.27 sampai 4.34.....	73
Gambar 4.36 Gambar citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> asli (kiri) dan hasil transformasi waveletnya (kanan)	75
Gambar 4.37 Gambar citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> hasil dekompresi pada nilai $\beta = 1,1$ (kiri) dan $\beta = 1,2$ (kanan).....	76
Gambar 4.38 Gambar citra <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> hasil dekompresi pada nilai $\beta = 1,5$ (kiri) dan $\beta = 1,8$ (kanan).....	76
Gambar 4.39 Hasil transformasi <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> pada nilai $\beta = 1,1$ (kiri) dan $\beta = 1,2$ (kanan).....	77
Gambar 4.40 Hasil transformasi <i>Cystosarcoma Phyllodes</i> pada nilai $\beta = 1,5$ (kiri) dan $\beta = 1,8$ (kanan).....	77



DAFTAR TABEL

Tabel 3.1 Skala Likert yang digunakan pada percobaan sesuai yang terdapat pada referensi [3]	36
Tabel 4.1 Nama ganti untuk setiap citra medis yang diujikan	38
Tabel 4.2 Hasil pengujian kualitas citra medis	39
Tabel 4.3 Hasil tes ketergantungan penguji terhadap <i>modality</i> yang diujikan	40
Tabel 4.4 <i>Expected frequency modality</i>	41
Tabel 4.5 Hasil tes ketergantungan penguji terhadap nilai β pada <i>modality mammography</i>	41
Tabel 4.6 <i>Expected frequency</i> nilai β pada <i>modality mammography</i>	41
Tabel 4.7 Hasil tes ketergantungan penguji terhadap nilai β pada <i>modality computed tomography</i> yang diujikan	42
Tabel 4.8 <i>Expected frequency</i> nilai β pada <i>modality computed tomography</i>	42
Tabel 4.9 Hasil pengujian entropi dan rasio kompresipada setiap <i>modality</i>	43
Tabel 4.10 Hasil pengujian waktu yang digunakan untuk melakukankompresi dan dekompresi	44
Tabel 4.11 Jumlah persentase blok dengan <i>contrast noise</i> yang lebih dari <i>contrast threshold</i> pada <i>modality X-ray</i>	49
Tabel 4.12 Jumlah blok dengan <i>contrast noise</i> lebih dari <i>contrast threshold</i> pada <i>modality mammography</i>	60
Tabel 4.13 Jumlah persentase blok dengan <i>contrast noise</i> lebih dari <i>contrast threshold</i> pada <i>modality computed tomography</i>	73

BAB 1 PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kebutuhan penyimpanan dan pentransferan citra-citra medis telah menghambat usaha untuk mengimplementasikan *picture archiving and communication system* (PACS) dan teleradiologi [1]. Kompresi citra merupakan cara untuk mengatasi masalah tersebut, dimana kompresi yang diterapkan pada citra medis digunakan untuk teleradiologi dan untuk mengurangi kebutuhan pentransferan dan penyimpanan citra medis [1]. Terdapat dua jenis kompresi citra: *lossless* dan *lossy*. Erickson [1] menyebutkan bahwa metode *lossless compression* (*reversible*) dapat menghasilkan citra hasil dekompresi yang sama dengan citra asli, tetapi *lossy compression* (*irreversible*) mampu mengasillkan rasio kompresi yang lebih besar, tetapi citra hasil rekonstruksi tidak sama dengan citra asli. Dengan kata lain, terdapat informasi citra asli yang hilang saat rekonstruksi citra dari citra hasil kompresi. Pada referensi [1], Erickson menyimpulkan bahwa *lossy compression* diperkirakan akan menjadi teknik kompresi yang sangat efektif untuk menurunkan ukuran citra medis pada aplikasi pentransferan dan penyimpanan data citra medis.

Kebiasaan orang berpikir bahwa kompresi tidak lagi diperlukan lagi karena harga suatu fasilitas penyimpanan data yang semakin menurun, seperti disebutkan Peter pada referensi [2]. Padahal, faktanya, setiap fasilitas penyimpanan data yang berharga \$1, biaya kepemilikan dan pengoperasiannya sebesar \$4 [2].

Contoh kasus pada skala nasional akibat besarnya ukuran data citra medis terjadi di Kanada. Kanada menghasilkan sekitar 35 juta citra medis setiap tahun, atau sekitar 1,5 *petabyte* citra medis (sebelum terkompres) [2]. Perkiraan menunjukkan bahwa dengan menggunakan *lossy compression* pada citra menghemat biaya sistem pelayanan kesehatan sebesar CDN \$100 juta setiap tahun [2]. Permasalahan lain yang timbul adalah kemampuan pentransmisi citra medis pada skala nasional [2]. Kanada tidak mampu memberikan fasilitas transmisi sebesar 100 Mbps pada setiap *desktop* yang ada di seluruh Kanada [2]. Padahal, transmisi citra medis merupakan hal yang penting agar citra medis yang

dihasilkan dapat diakses dimana saja dan kapan saja tanpa membutuhkan waktu yang lama [2]. Kanada kemudian melakukan penelitian tentang penerapan *lossy compression* pada citra medis yang dilakukan pada skala nasional. Hasil yang didapat antara lain, rekomendasi tentang jangkauan rasio kompresi pada berbagai area anatomi dan *modality* citra medis yang digunakan yang terdapat pada referensi [3].

Penerapan *lossy compression* pada citra medis merupakan hal yang sangat kontroversial [4]. Terdapat keraguan untuk menggunakan metode tersebut karena apakah untuk suatu yang sangat penting yaitu pendiagnosaan suatu penyakit dapat 'dikalahkan' oleh nilai kompresi citra [4]. Terdapat dua jenis metode *lossy compression*: *visually lossless* dan *visually lossy*. Pada *visually lossless*, citra hasil rekonstruksi akan ditangkap oleh sistem visual manusia sama dengan penangkapan sistem visual manusia terhadap citra asli. Metode *lossy compression* yang menarik dilakukan adalah menggunakan metode yang bersifat *visually lossless*. Dengan metode tersebut, diasumsikan bahwa jika radiolog tidak dapat melihat perbedaan yang ada antara citra asli dan citra hasil rekonstruksi, maka kecil kemungkinan bahwa terdapat perbedaan diagnosa antara citra asli dan citra hasil rekonstruksi. Dengan asumsi tersebut, dikembangkanlah model kompresi berdasarkan pada *Human Visual System* (HVS).

Human Visual System adalah strategi kompresi citra yang mempunyai konsep bahwa penilai akhir suatu citra adalah suatu sensor yang tidak sempurna, yaitu mata manusia [5]. Chandler dan Hemami [5] menyatakan bahwa tidak perlu digunakan suatu ukuran *bit* yang sama dengan citra asli, atau dengan kata lain, dapat diterapkan *lossy compression*. Pada HVS, ditentukan *threshold* yang berfungsi untuk menghubungkan kompresi yang dilakukan pada citra dengan perubahan pada citra yang tampak oleh mata manusia. Jika telah mencapai *threshold*, kompresi tidak akan dilakukan lagi [4].

Sistem penglihatan manusia untuk melakukan dekomposisi citra dapat dimodelkan dengan dekomposisi yang terdapat pada transformasi wavelet diskrit [5]. Teknik dekomposisi citra menggunakan transformasi wavelet dianggap merupakan model yang paling sesuai dengan model *psychological* dan *physiological* pada *Human Visual System* [6]. Pada referensi [7] dinyatakan

bahwa transformasi wavelet merupakan teknik yang telah terkenal luas untuk digunakan pada aplikasi kompresi citra berdasarkan penerimaan mata manusia (*perceptual image*). HVS dimodelkan dengan mengukur *visibility threshold* pada berbagai stimulus, atau target pada frekuensi spasial dan orientasi tertentu –seperti terdapat pada dekomposisi wavelet [9]. *Visibility threshold* ini diukur dengan menggunakan nilai kontras suatu target (distorsi) yang dapat terlihat manusia.

Seperti diungkapkan pada referensi [9], pada awalnya, stimulus yang digunakan berupa *Gabor patches* atau *sine-wave grating* yang dihadirkan pada *unnatural image*. Pada stimuli ini, dihasilkan sebuah grafik *Contrast Sensitivity Function* (CSF) yang menggambarkan nilai *contrast sensitivity* terhadap frekuensi spasial.

Target berupa *sinusoids* ternyata tidak relevan dengan kenyataan karena *natural image* terdiri dari bermacam-macam frekuensi spasial. Pada referensi [5] dinyatakan bahwa sesuai dengan HVS yang dimodelkan dengan dekomposisi wavelet, target yang sebenarnya terjadi adalah distorsi yang terjadi pada *subband-subband* wavelet. Oleh karena itu, HVS selanjutnya diukur dengan menggunakan target berupa distorsi pada *subband-subband* wavelet yang dihadirkan pada *natural image*. Teknik ini disebut *masking*.

Pada referensi [10], Damon M. Chandler dan Sheila S. Hemami melakukan penelitian tentang kompresi berdasarkan HVS dengan menentukan nilai kuantisasi pada *subband-subband* wavelet yang disesuaikan dengan nilai *bit rate* yang ditentukan.

Pada tahun 2005, Matthew D. Gaubatz, Damon M Chandler, dan Sheila S. Hemami [8] mengungkapkan bahwa sistem HVS yang ada selama ini fokus kepada komponen-komponen frekuensi dan orientasi, misal dengan melakukan kuantisasi pada koefisien hasil transformasi wavelet dan melihat distorsi yang dihasilkannya, tetapi sedikit penelitian yang fokus kepada kuantisasi berdasarkan pada komponen-komponen spasial. Padahal, kemampuan suatu *natural image* untuk melakukan *masking* terhadap derau kuantisasi akibat kuantisasi koefisien hasil transformasi wavelet sangat tergantung pada komponen-komponen pada *region* citra [8].

Hal tersebut menunjukkan kelemahan yang terdapat pada referensi [10] dimana kuantisasi dilakukan pada seluruh *subband* dengan step kuantisasi yang sama. Pada referensi [11], dijelaskan bahwa kemampuan *masking* suatu citra tergantung pada tekstur citra. Referensi [11] menyajikan data berupa grafik TvC (*Threshold versus Contrast*) yang menunjukkan perbedaan kemampuan *masking* beberapa tipe tekstur citra. Percobaan yang dilakukan pada referensi [11] adalah dengan membagi citra menjadi beberapa blok. Kuantisasi dilakukan pada setiap *subband wavelet* dengan ukuran step kuantisasi yang berbeda-beda yang ditentukan oleh nilai kontras setiap blok. Salah satu penelitian yang menggunakan teknik yang terdapat pada referensi [11] terdapat pada referensi [12]. Pada referensi [12] telah digunakan teknik pada referensi [11] untuk kompresi citra medis.

Percobaan yang dilakukan pada referensi [11] ternyata tidak sepenuhnya merepresentasikan tipe-tipe yang ada pada setiap *region* citra. Setiap *region* pada citra mempunyai *perceptual role* yang berbeda-beda yang tergantung pada tipe pada *region* tersebut [13]. Hal tersebut sebenarnya telah lama ditemukan, salah satunya terdapat pada referensi [13]. Pada tahun 1997, Marcia G. Ramos, Sheila S. Hemami, dan Michael A. Tamburro [13] menyatakan bahwa studi *psychophysical* telah menunjukkan bahwa terdapat tiga jenis tipe yang berbeda pada suatu citra, yaitu *strong edges*, *smooth region*, dan *textured* atau *detailed region*.

Berdasarkan ketiga komponen tersebut, Marcia G. Ramos, Sheila S. Hemami, dan Michael A. Tamburro [13] meneliti tentang *perceptual role* setiap *region* dan mengembangkan sebuah algoritma untuk melakukan segmentasi pada suatu blok-blok pada suatu citra. Hasil percobaan [13] menunjukkan bahwa algoritma yang digunakan, sekitar 80% sama dengan hasil segmentasi citra yang dilakukan langsung oleh manusia.

Penelitian yang dilakukan pada referensi [13] baru dapat mengklasifikasikan blok-blok pada citra ke dalam salah satu dari komponen pada citra: *strong edges*, *smooth region*, dan *textured* atau *detailed region*. Akan tetapi, hasil klasifikasi tersebut belum diaplikasikan pada kompresi citra. Pada referensi [14], dilaporkan hasil penelitian tentang pengukuran distorsi akibat kuantisasi

berdasarkan pada kontras dan tipe data pada citra -apakah termasuk *texture*, *structure*, atau *edge*.

Penelitian pada referensi [14] merupakan pengembangan dari penelitian yang ada pada referensi [11]. Pada referensi [11] diasumsikan bahwa keseluruhan citra adalah bertipe *texture*. Pada referensi [14], Matthew D. Gaubatz, Stephanie Kwan, Bobbie Chern, Damon Chandler, Sheila S. Hemami, menggunakan *structural masking*, dimana setiap *region* citra yang mempunyai tipe yang berbeda, akan mempunyai *masking threshold* yang berbeda-beda. Hal ini diperlukan untuk menghindari pengkuantisasian yang terlalu besar pada data yang bukan bertipe *texture* seperti penelitian yang dilakukan pada referensi [8], [11]. Setelah dilakukan pengklasifikasian pada tiap *region*, dilakukan kuantisasi dengan ukuran step kuantisasi yang berbeda-beda tergantung pada tipe struktur pada tiap *region*. Hasil yang didapat pada referensi [14] menunjukkan bahwa *structure-based masking* menghasilkan *bit rate* yang lebih rendah daripada *texture-based masking*. Pada referensi [15], Damon M. Chandler dan kawan-kawan melakukan penelitian yang sangat komprehensif tentang penggunaan *structural masking model with an application to compression*. Pada referensi [15] dibuktikan bahwa *structural based masking* menghasilkan *bit rate* yang lebih rendah dari *texture based masking*.

Akan tetapi, menurut hasil korespondensi penulis dengan Matthew D. Gaubatz, referensi [15] tidak ditujukan sebagai algoritma kompresi citra medis. Dikatakan bahwa diperlukan penelitian yang lebih dalam lagi tentang apakah citra medis dapat diklasifikasikan menjadi *strong edges*, *smooth region*, atau *textured region* (sebagaimana terdapat pada referensi [15]). Matthew D. Gaubatz menyarankan penulis untuk mencoba teknik kompresi citra medis dengan menggunakan teknik yang terdapat pada referensi [12].

Sampai saat ini, sepengetahuan penulis, di Indonesia belum ada yang menerapkan kompresi citra medis berdasarkan teknik yang terdapat pada referensi [12]. Selain itu, objek yang digunakan pada referensi [12] hanya berjumlah lima buah citra medis dan tidak dikemukakan pengelompokkan tersebut berdasarkan jenis *modality* pembentuk citra medis. Hal ini karena pada referensi [3] dinyatakan hasil evaluasi kompresi citra medis skala nasional di Kanada

berdasarkan jenis *modality* dan pada referensi [4] disebutkan bahwa kompresi yang dilakukan berkaitan dengan *modality*. *Modality* yang digunakan pada penelitian ini adalah *X-ray*, *mammography*, dan *computed tomography*. *X-ray* dipilih karena telah diujikan pada referensi [12] dan bisa dijadikan sebagai pembandingan untuk *modality computed tomography* yang belum diuji pada referensi [12]. Tambahan yang dilakukan pada *modality X-ray* adalah pengujian *mammography* karena pada referensi [3] anatomi *breast* memiliki rekomendasi rasio kompresi yang terkecil jika dibandingkan dengan anatomi yang lain pada *X-ray –mammography* merupakan teknik citra medis yang digunakan untuk anatomi payudara. *Computed tomography* dipilih karena pada referensi [3], *computed tomography* memiliki rekomendasi rasio kompresi yang relatif rendah dibanding dengan *modality* yang lain.

1.2 Perumusan Masalah

Pada skripsi ini dirancang kompresi citra medis berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking*. Masalah pokok yang akan dibahas pada skripsi ini adalah:

- a. Bagaimana prinsip teknik kompresi citra menggunakan *contrast threshold* dan *visual masking*?
- b. Bagaimana teknik kompresi citra berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking* diterapkan pada citra medis pada *modality computed tomography*, *mammography*, dan *X-ray*.

1.3 Tujuan

Tujuan perancangan simulasi kompresi citra medis berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking* adalah untuk:

- a. Mempelajari prinsip teknik kompresi citra berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking*;
- b. Mengetahui hasil kompresi citra medis berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking* pada *modality computed tomography*, *mammography*, dan *X-ray*.

1.4 Batasan Masalah

Permasalahan yang akan dibahas pada skripsi ini dibatasi pada penelitian kompresi citra medis berifat *visually lossless* berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking* pada *modality computed tomography, mammography, dan X-ray*.

1.5 Metodologi Penelitian

Tahapan-tahapan yang dilalui pada penyusunan skripsi ini adalah sebagai berikut:

a. Studi Literatur

Pada tahap ini dilakukan kajian mengenai kompresi citra medis berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking* baik pada buku maupun jurnal.

b. Diskusi

Pada tahap ini dilakukan diskusi dengan pembimbing, teman-teman yang berkaitan dengan masalah yang ditemukan, dan dengan berkorespondensi dengan pembuat jurnal referensi melalui *email*.

c. Perancangan Perangkat Lunak

Pada tahap ini dilakukan perancangan perangkat lunak untuk aplikasi kompresi citra medis berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking*.

d. Pengujian Data

Pada tahap ini dilakukan pengujian data hasil percobaan. Pengujian data kualitas citra hasil dekompresi dilakukan dengan menggunakan responden, sedangkan pengujian data yang lain menggunakan perangkat lunak.

1.6 Sistematika Penulisan

Pembahasan yang terdapat pada skripsi ini adalah:

BAB 1 Pendahuluan

Bab 1 berisi gambaran umum permasalahan yang diangkat pada penelitian ini. Bab 1 menjelaskan latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, dan sistematika penulisan skripsi.

BAB 2 Kompresi Citra berdasarkan *Human Visual System*

Bab 2 berisi dasar teori teknik kompresi citra berdasarkan *Human Visual System*.

BAB 3 Perancangan Simulasi Kompresi Citra Medis berdasarkan *Contrast Threshold* dan *Visual Masking*

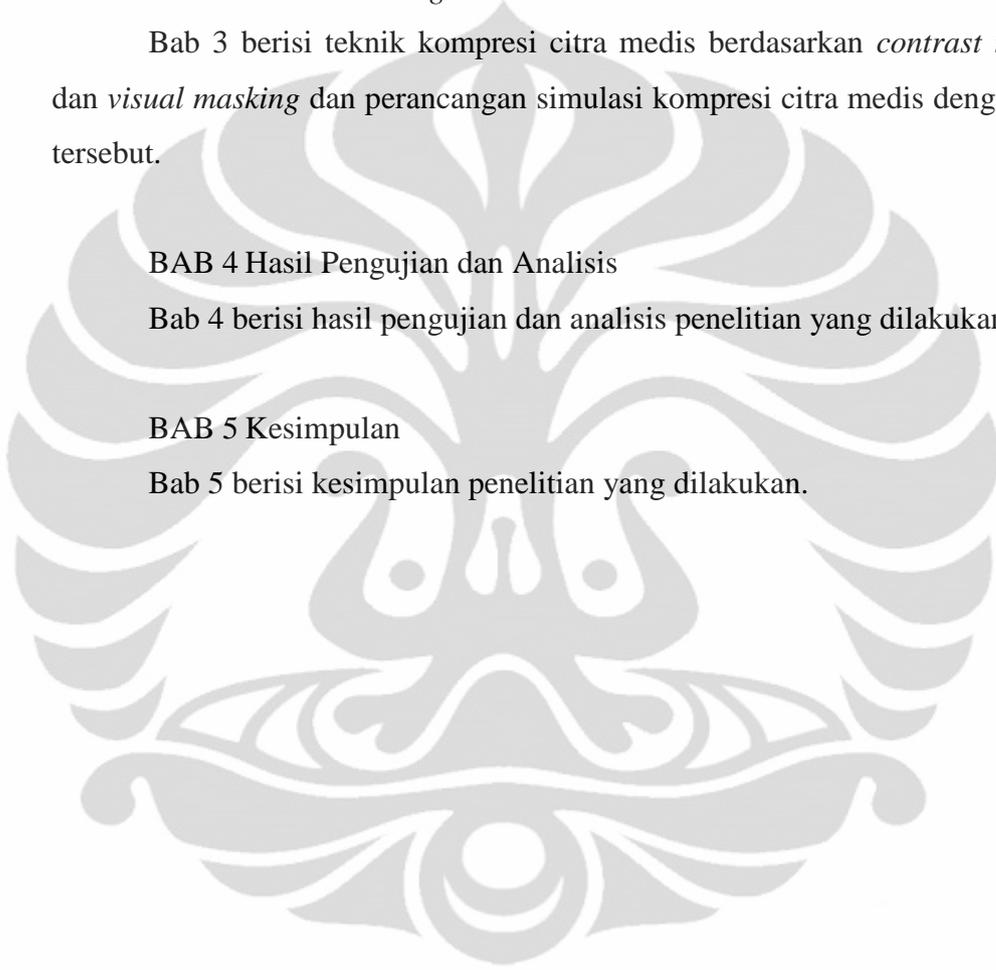
Bab 3 berisi teknik kompresi citra medis berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking* dan perancangan simulasi kompresi citra medis dengan teknik tersebut.

BAB 4 Hasil Pengujian dan Analisis

Bab 4 berisi hasil pengujian dan analisis penelitian yang dilakukan.

BAB 5 Kesimpulan

Bab 5 berisi kesimpulan penelitian yang dilakukan.



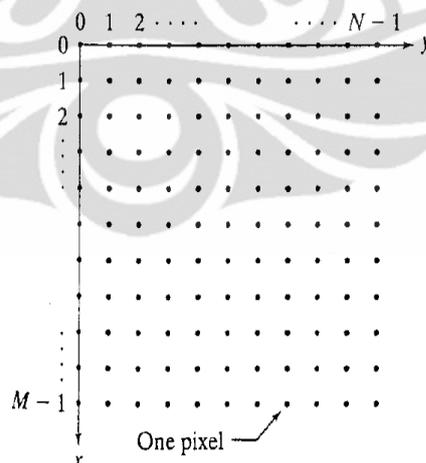
BAB 2

KOMPRESI CITRA BERDASARKAN *HUMAN VISUAL SYSTEM*

2.1 Citra

Citra adalah sebuah fungsi dua dimensi, misal $f(x,y)$, dimana x dan y merupakan koordinat-koordinat spasial, dan $f(x,y)$ merupakan intensitas citra pada koordinat spasial x dan y [16]. Citra dapat berupa citra kontinu atau citra digital. Citra kontinu mempunyai nilai $f(x,y)$ yang kontinu pada koordinat x dan y , sedangkan citra digital mempunyai nilai $f(x,y)$ yang merupakan nilai sampel pada koordinat x dan y .

Citra digital dimodelkan dengan sebuah matriks berukuran $M \times N$, dengan M dan N merupakan ukuran baris dan kolom pada matriks, dan $M \times N$ adalah resolusi citra. Setiap koordinat pada matriks $M \times N$ disebut piksel (*picture element*), dimana setiap nilai sampel merepresentasikan intensitas citra pada koordinat tersebut. Setiap nilai piksel, $f(x,y)$, mempunyai sejumlah *B-bit* integer untuk merepresentasikan nilai intensitas pada koordinat (x,y) . Gambar 2.1 merupakan contoh representasi citra digital berukuran $M \times N$ piksel.



Gambar 2.1 Representasi citra digital pada sebuah matriks berukuran $M \times N$ [16]

Citra ditangkap oleh penglihatan manusia. Informasi yang terdapat pada citra harus dapat diterjemahkan dengan baik oleh peglihatan manusia. Oleh karena

itu, diperlukan adanya konsep *visual perception* yang merupakan proses penting untuk membangun pengukuran *image fidelity*, yang membantu mendesain dan mengevaluasi algoritma pemrosesan citra dan sistem citra. Data visual pada citra merepresentasikan distribusi spasial dan kuantitas-kuantitas fisik yang terdapat pada citra, seperti *luminance* dan frekuensi spasial [17].

2.2 Citra Medis

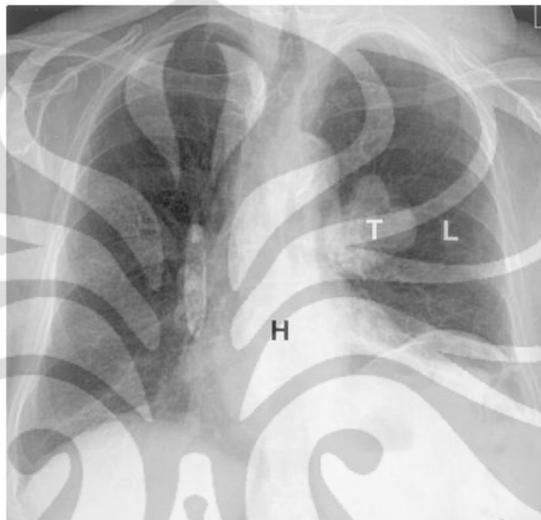
Citra medis adalah citra yang dihasilkan dari hasil pencitraan tubuh. Sejarah cita medis dimulai saat W. C. Röntgen pada tahun 1896 mengumumkan penemuannya saat membuat proyeksi-proyeksi tubuh manusia pada sebuah *photographic plate* [19]. Karena radiasi yang ada pada saat itu belum diketahui namanya, maka radiasi tersebut dinamakan *X-ray* (sinar-X) –istilah *X-ray* masih tetap digunakan hingga saat ini [19]. Setelah dikaji lebih jauh, ternyata jenis-jenis jaringan yang berbeda di dalam tubuh manusia memberikan atenuasi yang berbeda juga terhadap radiasi tersebut sehingga dihasilkan suatu komposisi gelap-terang pada *photographic plate*. Gambar 2.2 merupakan citra hasil sinar-X pertama yang dihasilkan oleh W. C. Röntgen.



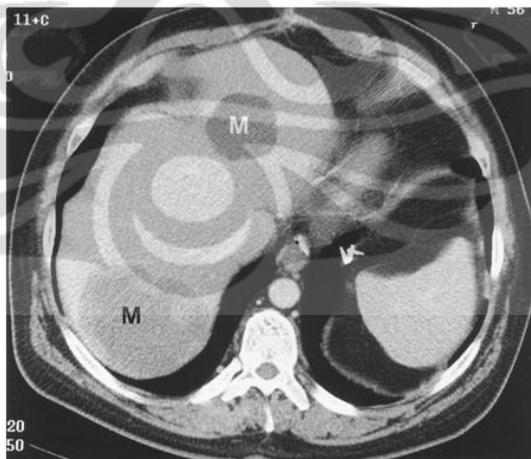
Gambar 2.2 Citra hasil sinar-X yang dilakukan W.C. Röntgen pada tangan istrinya [19]

Citra medis merupakan salah satu jenis data medis. Citra medis merupakan sebuah pencapaian yang sangat berarti untuk pendiagnosaan secara klinis dan penelitian medis. Citra medis dapat menampakkan area-area yang ingin diuji

kondisinya, misalnya dengan menampilkan kondisi organ-organ tubuh bagian dalam atau bagian-bagian tubuh yang lain yang tidak kasat mata. Pada Gambar 2.3 dan Gambar 2.4 di bawah ini ditampilkan contoh citra medis pada *modality X-ray* dan *computed tomography*.



Gambar 2.3 Salah satu citra hasil *X-ray* [20]



Gambar 2.4 Citra hasil *computed tomography* [20]

2.3 Transformasi Wavelet

Teori tentang wavelet dimulai dari sebuah kelompok orang pada bidang geofisika yang bekerja pada analisis seismik [7]. Penelitian mengenai wavelet banyak dikembangkan oleh Daubechies, Cohen, dan Mallat [7]. Transformasi

wavelet merupakan dasar sebuah teknik pemrosesan sinyal multiresolusi, dan merupakan teknik yang sangat bermanfaat untuk analisis sinyal-sinyal *non-stasioner*, seperti *speech*, citra, dan fraktal [7]. Pada referensi [23] disebutkan bahwa Wavelet diperkenalkan oleh Grossman dan Morlet sebagai fungsi-fungsi $\psi(x)$ yang mempunyai translasi-translasi dan dilasi-dilasi yang dapat digunakan untuk mengekspansi fungsi-fungsi $L^2(\mathbf{R})$ seperti terdapat pada Persamaan (2.1) di bawah ini.

$$(\sqrt{s}\psi(sx - t))_{(s,t) \in \mathbb{R}^+ \times \mathbb{R}} \text{ pada } L^2(\mathbf{R}) \quad (2.1)$$

dengan $\psi(x)$ adalah wavelet induk (*mother wavelet*).

2.3.1 Transformasi Wavelet Kontinu

Transformasi Wavelet Kontinu (*Continous Wavelet Transform/CWT*) pada suatu fungsi, $f(t)$, melibatkan sebuah wavelet induk, $\psi(t)$. Wavelet induk dapat merupakan fungsi kontinu yang memenuhi kondisi bahwa total area yang berada di bawah kurva fungsi $\psi(t)$ adalah nol [17] dan total area $|\psi(t)|^2$ adalah terbatas yang masing-masing ditunjukkan pada Persamaan (2.2) dan (2.3) di bawah ini [17].

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (2.2)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 < \infty \quad (2.3)$$

Persamaan (2.2) di atas menunjukkan bahwa $\psi(t)$ merupakan sebuah fungsi yang bersilasi di atas dan di bawah sumbu- t yang membuat $\psi(t)$ cenderung mempunyai bentuk yang bergelombang (*wavy*) [17]. Persamaan (2.3) di atas mengimplikasikan bahwa $\psi(t)$ mempunyai energi yang terbatas atau dengan kata lain $\psi(t)$ terlokalisasi pada beberapa interval tertentu yang terbatas. Dengan kata lain, $\psi(t)$ bernilai nol atau hampir nol di luar batas tersebut [17]. Persamaan (2.2) dan (2.3) membuat $\psi(t)$ dinamakan wavelet [17]. Fungsi-fungsi yang memenuhi kedua properti tersebut dapat merupakan berbagai fungsi yang dapat berjumlah tak terhingga. Beberapa fungsi telah diteliti dan secara umum telah digunakan untuk transformasi wavelet [17].

Saat sebuah fungsi wavelet $\psi(t)$ telah ditentukan, maka *continuous wavelet transform* (CWT) pada suatu fungsi yang *integrable* $f(t)$ didefinisikan seperti ditunjukkan Persamaan (2.4) di bawah ini [17].

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (2.4)$$

Jika didefinisikan sebuah fungsi $\psi_{a,b}(t)$ sebagai Persamaan (2.5) di bawah ini [17].

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi \left(\frac{t-b}{a} \right) \quad (2.5)$$

Dengan mensubstitusi Persamaan (2.5) ke Persamaan (2.4), maka didapat Persamaan (2.6) di bawah ini [17].

$$W_{a,b} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{a,b}(t) dt \quad (2.6)$$

Secara matematis, transformasi wavelet merupakan *inner product* dari dua buah fungsi $f(t)$ dan $\psi_{a,b}(t)$. Kuantitas $\frac{1}{\sqrt{|a|}}$ merupakan sebuah faktor penormalisasi yang membuat energi $\psi(t)$ tidak bergantung (*independent*) terhadap a dan b , seperti ditunjukkan pada Persamaan (2.7) di bawah ini [17].

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi_{a,b}|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 dt \quad (2.7)$$

Pada suatu nilai a tertentu, $\psi_{a,b}(t)$ merupakan sebuah salinan $\psi_{a,0}(t)$ yang digeser sebanyak b -unit pada sumbu- t . Oleh karena itu, b adalah sebuah parameter translasi. Jika $b = 0$, maka didapat Persamaan (2.8) di bawah ini [17].

$$\psi_{a,0}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi \left(\frac{t}{a} \right) \quad (2.8)$$

Persamaan (2.8) di atas mengimplikasikan bahwa a adalah parameter skala, atau yang disebut juga parameter dilasi. Jika $a > 1$, maka wavelet akan meregang; sebaliknya, jika $0 < a < 1$, maka wavelet akan menyusut.

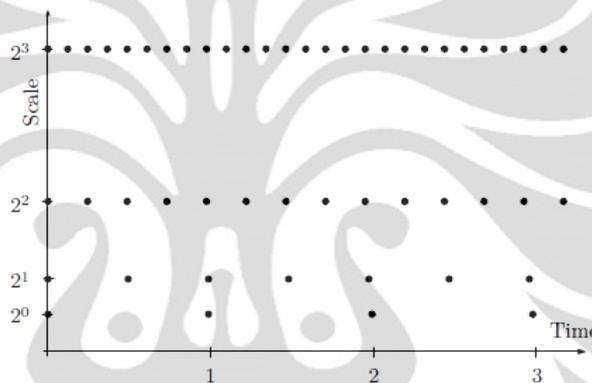
2.3.2 Transformasi Wavelet Diskrit (*Discrete Wavelet Transform/DWT*)

Informasi yang dihasilkan dan yang dianalisis pada keadaan nyata adalah berbentuk diskrit [17]. Hal inilah mengapa transformasi wavelet diskrit lebih banyak digunakan daripada transformasi wavelet kontinu pada keadaan nyata [17]. Transformasi wavelet diskrit dikembangkan dari transformasi wavelet kontinu dengan parameter skala, a , dan parameter translasi, b , dapat merupakan

bilangan *real* apapun [17]. Kualitas transformasi ini sangat bergantung pada pemilihan parameter skala dan parameter translasi, dan pemilihan wavelet [17].

Pada praktiknya, DWT dihitung berdasarkan faktor skala yang merupakan pangkat negatif dua dan pergeseran waktu yang berupa pangkat *non-negative* dua [17]. Gambar 2.5 di bawah ini menunjukkan *dyadic lattice* yang menggunakan faktor skala dan pergeseran waktu tersebut. Wavelet dari suatu wavelet induk $\psi(x)$ diberikan oleh Persamaan (2.9) di bawah ini [7].

$$\psi_{j,k}(x) = 2^{-j/2}\psi(2^{-j}x - k) \quad (2.9)$$



Gambar 2.5 Transformasi Dyadic [17]

Transformasi *dyadic* ini sesuai dengan analisis multiresolusi dan komputasi yang cepat [7]. Pada banyak aplikasi pemrosesan sinyal, penekanan DWT hanya dilakukan pada *discrete dyadic wavelet transform*, dimana skala dan translasi spasial bervariasi sebagai pangkat 2 [7].

2.3.3 Dekomposisi Multiresolusi

Ide untuk menganalisis wavelet adalah menggunakan dekomposisi multiresolusi, yaitu dengan menganalisis suatu fungsi pada skala yang berbeda [24]. Sebuah wavelet induk digunakan untuk mengkonstruksi wavelet-wavelet pada skala (dilasi) yang berbeda dan mentraslasikan wavelet yang telah terskala tersebut pada fungsi yang dianalisis [24]. Hasil translasi sebuah wavelet tergantung pada seberapa besar wavelet yang telah terskala tersebut *match* dengan

fungsi yang dianalisis [24]. Prinsip dekomposisi multiresolusi ini diperkenalkan oleh Stéphane Mallat dan Yves Meyer.

Pada aproksimasi multiresolusi yang dinyatakan pada referensi [7] disebutkan bahwa sinyal $f(x)$ diaproksimasi pada skala 2^j merupakan pemfilteran $f(x)$ dengan suatu *low pass filter* ϕ_j . Pada dekomposisi multiresolusi juga dikenal suatu fungsi skala $\phi(x)$ yang mempunyai parameter dilasi dan translasi [7] yang ditunjukkan oleh Persamaan (2.10) di bawah ini.

$$\phi_{j,k}(x) = 2^{-j/2} \phi(2^{-j}x - k) \quad (2.10)$$

$\phi_{j,k}(x)$ akan membentuk sebuah basis ortonormal untuk *lowpass space* pada skala 2^j .

2.3.4 Filter Bank

Koefisien-koefisien dekomposisi pada sebuah basis ortogonal wavelet dihitung dengan sebuah *fast algorithm* yang merupakan konvolusi diskrit h dan g yang dirangkai secara seri (*cascade*), dan melakukan *subsample output* [24].

2.3.4.1 Fast Orthogonal Wavelet Transform

Fast filter bank algorithm adalah algoritma yang menghitung koefisien-koefisien wavelet dari sebuah sinyal yang diukur pada suatu resolusi yang terbatas. Sebuah *fast wavelet transform* mendekomposisi setiap aproksimasi $P_{V_j}f$ menjadi sebuah aproksimasi yang lebih kasar (*coarser*) $P_{V_{j+1}}f$ ditambah dengan koefisien wavelet yang ada pada $P_{W_{j+1}}f$ [24]. Pada arah sebaliknya, rekonstruksi koefisien-koefisien wavelet mencakup setiap $P_{V_j}f$ dari $P_{V_{j+1}}f$ dan $P_{W_{j+1}}f$ [24]. Karena $\{\phi_{j,n}(t)\}_{n \in \mathbb{Z}}$ dan $\{\psi_{j,n}(t)\}_{n \in \mathbb{Z}}$ adalah basis-basis ortonormal pada V_j dan W_j , maka proyeksi pada masing-masing ruang ditunjukkan pada Persamaan (2.11) di bawah ini [24].

$$a_j[n] = \langle f, \phi_{j,n} \rangle \text{ dan } d_j[n] = \langle f, \psi_{j,n} \rangle \quad (2.11)$$

Pada persamaan (2.13) sampai (2.15) pada halaman selanjutnya dijelaskan bahwa koefisien-koefisien pada Persamaan (2.11) dihitung dengan sebuah konvolusi–konvolusi diskrit yang dirangkai secara seri dan dilakukan *subsampling* seperti Persamaan (2.12) berikut ini [24].

$$\bar{x}[n] = \begin{cases} x[p] & \text{jika } n = 2p \\ 0 & \text{jika } n = 2p + 1 \end{cases} \quad (2.12)$$

Pada dekomposisi berlaku Persamaan (2.13) dan (2.14) di bawah ini [24].

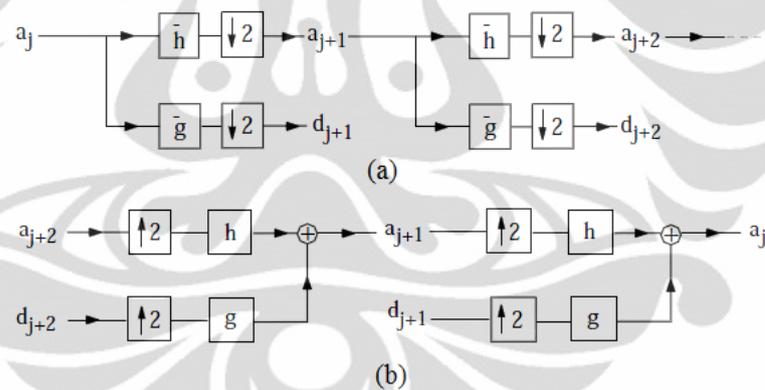
$$a_{j+1}[p] = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} h[n - 2p] a_j[n] = a_j \star \bar{h}[2p] \quad (2.13)$$

$$d_{j+1}[p] = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} g[n - 2p] a_j[n] = a_j \star \bar{g}[2p] \quad (2.14)$$

Pada rekonstruksi berlaku Persamaan (2.15) di bawah ini [24].

$$\begin{aligned} a_j[p] &= \sum_{n=-\infty}^{+\infty} h[p - 2n] a_{j+1}[n] + \sum_{n=-\infty}^{+\infty} g[p - 2n] d_{j+1}[n] \\ &= \bar{a}_{j+1} \star h[p] + \bar{d}_{j+1} \star g[p] \end{aligned} \quad (2.15)$$

Pada Persamaan (2.13) sampai (2.14) ditunjukkan bahwa a_{j+1} dan d_{j+1} dihitung dengan mengambil setiap sampelnya masing-masing dari hasil konvolusi a_j terhadap \bar{h} dan \bar{g} seperti diilustrasikan pada Gambar 2.6 di bawah ini.



Gambar 2.6 Filter bank [24]

Filter \bar{h} pada Gambar 2.6 di atas merupakan *low pass filter* yang membuang *inner product* a_j yang ada pada frekuensi tinggi, sedangkan filter \bar{g} pada Gambar 2.6 di atas merupakan *high pass filter* yang mengumpulkan *inner product* a_j yang ada pada frekuensi rendah. Sebuah representasi *wavelet orthogonal* pada $a_L = \langle f, \phi_{L,n} \rangle$ dikomposisi pada koefisien-koefisien *wavelet* f pada skala $2^L < 2^j \leq 2^J$ ditambah dengan sisa aproksimasinya pada skala yang lebih tinggi 2^J [24].

2.3.4.2 Transformasi Wavelet Diskrit pada Citra

Algoritma *Fast Wavelet Transform* juga berlaku untuk sinyal dua dimensi, misalnya citra. Prinsip *Fast Wavelet Transform* pada sinyal dua dimensi sama dengan pada sinyal satu dimensi, dimana sinyal dilalui *filter bank*. Pada semua skala 2^j dan pada $n = (n_1, n_2)$, berlaku Persamaan (2.16) dan (2.17) di bawah ini [24].

$$a_j[n] = \langle f, \phi_{j,n}^2 \rangle \quad (2.16)$$

$$d_j^k[n] = \langle f, \psi_{j,n}^k \rangle \text{ untuk } 1 \leq k \leq 3 \quad (2.17)$$

Jika $h[m]$ dan $g[m]$ merupakan *conjugate mirror filter* yang berkesesuaian dengan wavelet, ψ , maka koefisien-koefisien pada skala 2^{j+1} diberikan oleh Persamaan (2.18) sampai (2.21) di bawah ini [24].

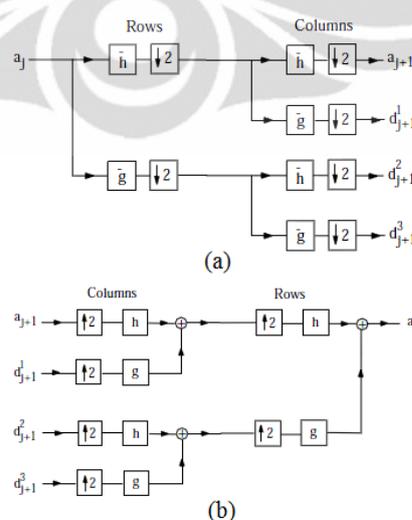
$$a_{j+1}[n] = a_j \star \bar{h}\bar{h}[2n] \quad (2.18)$$

$$d_{j+1}^1[n] = a_j \star \bar{h}\bar{g}[2n] \quad (2.19)$$

$$d_{j+1}^2[n] = a_j \star \bar{g}\bar{h}[2n] \quad (2.20)$$

$$d_{j+1}^3[n] = a_j \star \bar{g}\bar{g}[2n] \quad (2.21)$$

Pada Gambar 2.7 di bawah ini ditunjukkan proses transformasi wavelet diskrit pada citra dengan menggunakan konsep *filter bank* yang menggambarkan Persamaan (2.18) sampai (2.21) di atas.



Gambar 2.7 *Filter bank* pada sinyal dua dimensi [24]

2.4 Kompresi Citra

Kompresi data adalah proses mengkonversi sebuah *data stream input* menjadi *data stream* lainnya, yang merupakan *output* atau data yang telah terkompresi. Data *output* hasil kompresi mempunyai ukuran yang lebih kecil dari data sumbernya. Kompresi data dilakukan berdasarkan konsep pengurangan *redundancy*. Kompresi citra bertujuan untuk mengurangi jumlah data yang diperlukan untuk merepresentasikan suatu citra [16].

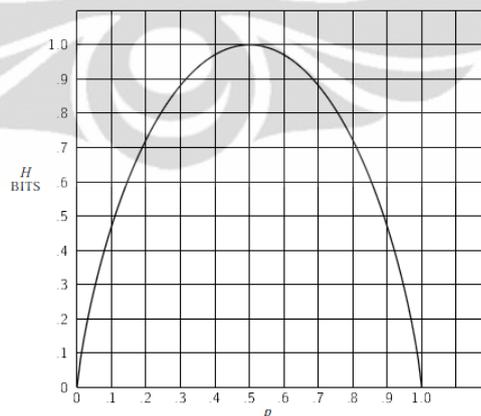
Kompresi sangat erat kaitannya dengan informasi. Pada *paper*-nya [30], Shannon menjelaskan bahwa informasi dikur dengan suatu besaran yang disebut dengan entropi seperti ditunjukkan oleh Persamaan (2.22) di bawah ini [30].

$$H = -\sum p_i \log p_i \quad (2.22)$$

dengan p_i adalah peluang terjadinya i . Jika terdapat dua buah simbol, dengan peluang simbol pertama adalah p dan peluang simbol kedua adalah q , maka entropi kedua simbol tersebut ditunjukkan oleh Persamaan (2.23) di bawah ini [30].

$$H = -(p \log p + q \log q) \quad (2.23)$$

Persamaan (2.23) di atas dapat digambarkan ke dalam grafik entropi terhadap peluang seperti pada Gambar 2.8 di bawah ini [30].



Gambar 2.8 Grafik entropi terhadap peluang pada data dua simbol [30]

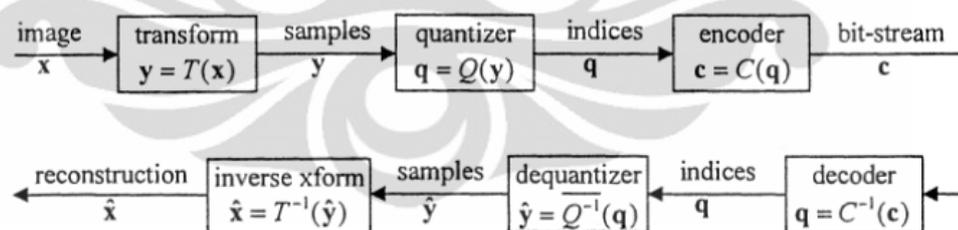
Sama seperti konsep kompresi yang lain, kompresi citra juga mempunyai konsep pengurangan redundansi. Pada kompresi citra, terdapat tiga jenis pengurangan redundansi: *coding redundancy*, *interpixel redundancy*, dan

psychovisual redundancy. Perbandingan antara jumlah *bit* citra asli dengan jumlah *bit* citra hasil kompresi disebut dengan rasio kompresi yang ditunjukkan oleh Persamaan (2.24) di bawah ini [16].

$$\text{Rasiokompresi} = CR = \frac{n_1}{n_2} \quad (2.24)$$

dengan n_1 adalah jumlah *bit* yang terdapat pada citra asli, sedangkan n_2 adalah jumlah *bit* yang terdapat pada citra hasil kompresi.

Kompresi citra terdiri dari beberapa bagian: transformasi, kuantisasi, dan pengkodean. Langkah pertama pada kompresi citra adalah transformasi pada citra asli dari satu domain ke domain lainnya. Setelah transformasi, langkah selanjutnya adalah melakukan kuantisasi pada citra hasil transformasi. Kuantisasi adalah proses pemetaan suatu bilangan sesuai dengan indeks kuantisasi yang digunakan. Pada kuantisasi dihasilkan distorsi pada citra. Pada kompresi yang bersifat *lossless*, tidak dilakukan kuantisasi atau dengan kata lain, ukuran step kuantisasi bernilai 1. Setelah kuantisasi, langkah selanjutnya adalah *coding*. *Coding* bertujuan untuk mengurangi redundansi statistik yang ada pada indeks-indeks kuantisasi. Bagan umum kompresi citra ditunjukkan oleh Gambar 2.9 di bawah ini.



Gambar 2.9 Bagian-bagian pada kompresi citra [22]

Kompresi citra terdiri dari dua jenis, yaitu kompresi citra yang bersifat *lossless* dan kompresi citra yang bersifat *lossy*. Pada kompresi citra yang bersifat *lossless*, citra hasil rekonstruksi sama dengan citra asli, sedangkan pada kompresi yang bersifat *lossy*, citra hasil rekonstruksi tidak sama dengan citra asli. Dengan kata lain, pada kompresi yang bersifat *lossy*, terdapat penghilangan informasi pada saat citra dilakukan kompresi.

2.4.1 Kompresi Citra Medis

Kompresi citra medis berbeda dengan kompresi citra yang dilakukan pada umumnya [7]. Perhatian utama pada kompresi citra medis adalah penentuan *visually lossless threshold*. *Visually lossless threshold* menentukan nilai batas dimana kompresi terhadap citra medis dapat dilakukan sebelum terjadi distorsi yang tertangkap oleh sistem visual manusia [12]. Kriteria tersebut sangat penting pada kompresi citra medis karena kehadiran distorsi yang tampak oleh sistem visual manusia dapat menyebabkan hal yang fatal, yaitu kesalahan interpretasi citra yang menyebabkan kesalahan diagnosa [12]. Seperti telah diungkapkan pada bagian latar belakang laporan skripsi ini, jika citra dikompres sampai *visually lossless threshold*, maka tidak akan terjadi kesalahan diagnosa.

Pada citra medis, *visually lossless threshold* akan mempengaruhi nilai rasio kompresi yang diukur pada suatu teknik kompresi tertentu dan pada *modality* citra medis tertentu [12] (Misal, rasio kompresi 6:1 untuk citra medis *coronary angiograms* menggunakan teknik kompresi JPEG). Hasil yang didapat dari setiap percobaan kompresi citra medis merupakan representasi secara rata-rata pada keseluruhan citra-citra yang dijadikan sampel dan beberapa citra medis dapat mempunyai rasio kompresi yang lebih tinggi dari citra medis lainnya. Oleh karena itu, penggunaan *average threshold compression ratio* dapat menyebabkan kompresi yang berlebihan pada beberapa citra medis tertentu atau juga kompresi yang tidak optimum pada citra medis lainnya [12].

2.5 Human Visual System

2.5.1 Human Visual System Classic

Human Visual System (HVS) ditentukan dengan hasil-hasil percobaan *psychophysical* [9]. *Psychophysics* adalah cabang *psychology* yang mempelajari hubungan antara stimuli dan penerimaan manusia. *Visual psychophysics* sendiri menghubungkan antara stimulasi berupa cahaya dan *visual response* yang ada pada penerimaan manusia. Untuk mengetahui *visual response* yang ada pada manusia, harus dipahami stimuli yang mengakibatkan respon. Pada citra-citra yang terdapat pada komputer, hubungan antara nilai piksel yang terdapat pada citra di komputer dengan stimulus cahaya disebut dengan *luminance*. *Luminance*

dihasilkan oleh sinar katoda yang ada pada monitor yang ditunjukkan oleh Persamaan (2.25) di bawah ini [12].

$$L = (\epsilon + kI)^\gamma \quad (2.25)$$

dengan L adalah *luminance*, ϵ adalah *black-level offset*, k adalah *pixel-value-to-voltage scaling factor*, dan γ adalah nilai gamma pada monitor. Penerimaan manusia tidak menangkap nilai mutlak *luminance*, tetapi menerima perbedaan nilai *luminance*, yang disebut kontras.

Human Visual System (HVS) dimodelkan dengan sekumpulan *channel* yang bekerja pada dimensi tertentu secara spesifik. *Channel-channel* tersebut peka terhadap frekuensi spasial dan orientasi tertentu, yang mendekomposisi citra ke dalam komponen-komponen sesuai dimensinya masing-masing.

HVS secara percobaan (eksperimen) dapat dimodelkan dengan mengukur *visibility threshold* (VT) atau batas pendeteksian pada berbagai rangsangan (stimuli), atau biasa disebut target. *Visibility threshold* yang terdapat pada suatu target didefinisikan sebagai kontras minimum yang diperlukan oleh mata manusia untuk mendeteksi target [9].

Dahulu, target yang biasa digunakan pada percobaan *psychophysics* adalah dengan menggunakan *sinusoids* atau *Gabor patches* (*sinusoids* yang dikalikan dengan sebuah Gaussian). Pada target ini, kontras diukur dengan menggunakan *Michelson contrast* yang ditunjukkan Persamaan (2.26) di bawah ini [9].

$$C = \frac{l_{max} - l_{min}}{l_{max} + l_{min}} \quad (2.26)$$

dengan l_{max} adalah *luminance* maksimum pada stimulus dan l_{min} adalah *luminance* minimum pada stimulus.

2.5.2 Human Contrast Sensitivity Function

Karakteristik yang paling umum digunakan untuk memodelkan HVS adalah dengan menggunakan *contrast sensitivity function* (CSF) [9]. CSF adalah grafik yang memetakan *contrast sensitivity*, yaitu $1/VT$, terhadap frekuensi spasial dalam unit *cycles/degree* sudut visual (*visual angle*). Karena *visual threshold* diukur saat target baru saja terdeteksi oleh sistem visual manusia, maka CSF merepresentasikan *subthreshold perception*. Oleh karena itu, CSF tidak tepat jika digunakan saat artifak atau target sudah mulai terdeteksi (*suprathreshold*

perception adalah penerimaan saat artifak sudah mulai terdekresi). Kompresi dengan berdasarkan *suprathreshold perception* diperlukan jika ingin dihasilkan suatu hasil kompresi citra yang bersifat *visually lossy*, tetapi dengan hasil yang paling optimum pada *perceptual vision*.

Karena CSF ditentukan secara percobaan (eksperimen) dengan target yang terdiri dari *sinusoids* (misal seperti pada Gambar 2.10 (a) di bawah ini) atau suatu basis fungsi yang diletakkan pada suatu *background* yang konstan, maka CSF merepresentasikan sensitifitas yang diukur baik pada frekuensi tertentu atau cakupan frekuensi tertentu. Untuk memprediksi *contrast sensitivity* agar bisa diaplikasikan pada *complex stimuli*, misal pada *natural image*, diperlukan suatu *summation model* [9]. Lebih dari itu, untuk memprediksi *contrast sensitivity* pada target-target yang terdapat secara bersamaan dengan citra lainnya, diperlukan suatu *masking model* [9].



Gambar 2.10 Percobaan *psychophysical stimuli*: (a) sebuah *sinusoids*, yang merupakan *unnatural image*, (b) *unmasked distortion* yang dihasilkan dari kuantisasi koefisien-koefisien wavelet pada satu buah *subband*, (c) distorsi pada (b), tetapi telah di-*mask* oleh *natural image* [9]

2.5.3 Sensitifitas pada Target Gabungan

Target gabungan (*compound target*) adalah superposisi dari lebih dari satu target [9]. Komponen-komponen pada sebuah target gabungan dianggap akan dideteksi secara independen jika target-target gabungan tersebut terpisah dalam jarak yang cukup jauh pada suatu dimensi yang sedang diukur [9]. Misalnya, jika target-target yang ada terpisah pada jarak spasial yang jauh, atau pada frekuensi yang berbeda. Akan tetapi, jika tidak, maka target-target tersebut akan lebih lebih

mudah dideteksi daripada kemampuan untuk mendeteksi masing-masing komponen [9]. Jumlah *summation* dapat diukur dengan menghitung *relative visibility threshold* dan dimodelkan dengan sebuah *Minkowski summation eksponen* (β).

2.5.4 Masking

Masking mengacu pada fenomena penerimaan dimana kehadiran *masking signal* (*masker*) akan mengurangi kemampuan pengamat untuk mendeteksi sinyal lain yang diberikan (*target*) [9]. Misalnya, pada Gambar 2.10 (b) yang terdapat pada halaman sebelumnya ditampilkan *unmasked distortion* yang dihasilkan dari pengkuantisasian *band limited data* pada sebuah *natural image*, yaitu dengan melakukan kuantisasi pada satu buah *subband*, mengurangkannya dengan citra asli, dan menambahkannya dengan nilai rata-rata keabuan citra. Pada Gambar 2.10 (c) yang terdapat pada halaman sebelumnya ditunjukkan gambar asli yang telah dilakukan kuantisasi pada satu *subband*-nya; distorsi-distorsi yang terjadi ditampilkan pada Gambar 2.10 (b).

2.5.5 Karakteristik HVS pada *Natural Image*

Aplikasi-aplikasi pemrosesan citra pada dunia nyata fokus pada kemampuan mendeteksi target-target tertentu yang ada pada *natural image*, bukan yang ada pada *background* yang homogen. Pada referensi [9] dinyatakan bahwa terdapat tiga hal penting yang membedakan penelitian tentang *masking* yang menggunakan *unnatural mask* dan yang menggunakan *natural mask* (*natural image*). Pertama, penampakan distorsi akibat kuantisasi pada *subband wavelet* yang dihadirkan pada *natural image masker* memerlukan model sendiri dan tidak dapat menggunakan *standard gain control model*. Kedua, respon gabungan (*summation of responses*) terhadap distorsi-distorsi yang dihadirkan pada *natural image masker* jauh lebih besar daripada respon gabungan pada *unmasked distortion*. Ketiga, pada *suprathreshold regime*, dimana target sudah dapat terlihat secara visual, nilai kontras distorsi yang diterima mata manusia mempunyai pengaruh yang kecil pada kualitas citra.

Pada *complex stimuli*, seperti citra, digunakan *root-mean-squared contrast* (*RMS contrast*). *RMS contrast*, C_s , pada suatu stimulus S diberikan oleh Persamaan (2.27) di bawah ini [9].

$$C_s = \frac{1}{\mu_{L_s}} \left(\frac{1}{NM} \sum_{y=0}^{N-1} \sum_{x=0}^{M-1} |L_s(x, y) - \mu_{L_s}|^2 \right)^{1/2} \quad (2.27)$$

dengan μ_{L_s} adalah rata-rata *luminance* pada S , $L_s(x, y)$ adalah *luminance* pada piksel (x, y) , dan $N \times M$ adalah jumlah piksel.

2.5.6 Batas Distorsi Akibat Kuantisasi untuk Aplikasi Kompresi Berdasarkan *Contrast Threshold* dan *Visual Masking*

Batas distorsi akibat kuantisasi ditentukan berdasarkan nilai *RMS Contrast* pada target (distosi) [12]. Misalkan t adalah target yang terdapat pada citra m , maka nilai *RMS Contrast* t diberikan oleh Persamaan (2.28) di bawah ini [12].

$$C(t) = \frac{1}{\mu_{L(m)}} \left(\frac{1}{NM} \sum_{y=0}^{N-1} \sum_{x=0}^{M-1} |L_t(x, y) - \mu_{L_t}|^2 \right)^{1/2} \quad (2.28)$$

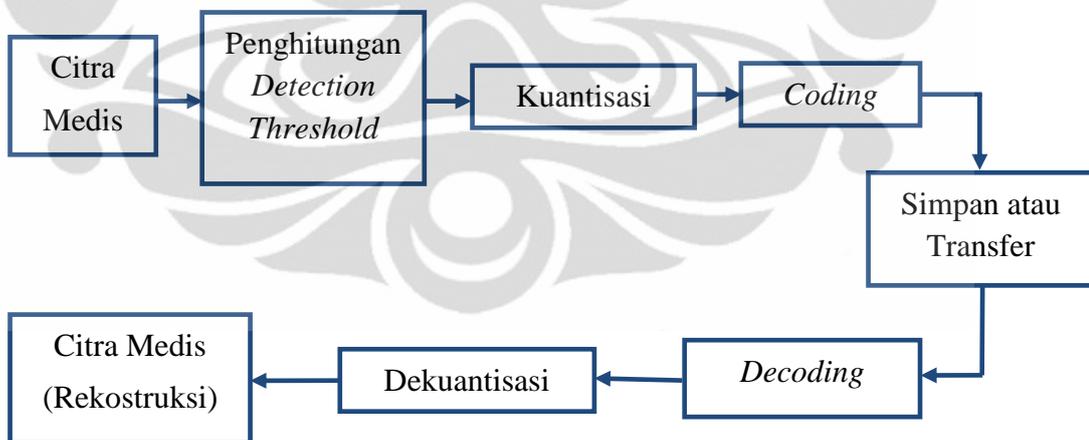
dengan μ_{L_s} adalah rata-rata *luminance* pada t , $L_t(x, y)$ adalah *luminance* pada piksel (x, y) , dan $N \times M$ adalah jumlah piksel.

BAB 3
PERANCANGAN SIMULASI KOMPRESI CITRA MEDIS BERSIFAT
***VISUALLY LOSSLESS* BERDASARKAN *CONTRAST THRESHOLD* DAN**
VISUAL MASKING

Perancangan simulasi kompresi citra medis dilakukan berdasarkan nilai *contrast threshold* sehingga distorsi-distorsi yang dihasilkan akibat kuantisasi koefisien-koefisien wavelet tidak melebihi nilai *contrast threshold* tersebut. Algoritma yang digunakan pada perancangan aplikasi ini berdasarkan referensi [12].

3.1 Perancangan Aplikasi

Blok diagram perancangan aplikasi kompresi citra medis yang digunakan dapat dilihat pada Gambar 3.1 di bawah ini. Aplikasi yang digunakan dirancang dengan menggunakan perangkat lunak MATLAB® R2009a produksi Mathworks.

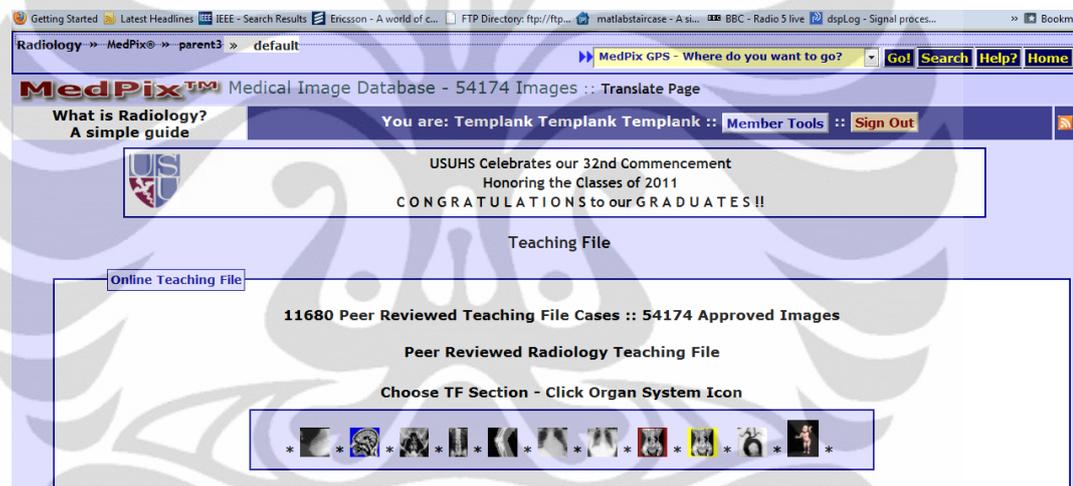


Gambar 3.1 Model Aplikasi Kompresi Citra Medis yang digunakan

3.1.1 Citra Medis yang Digunakan

Citra medis yang digunakan didapat dari referensi [29]. MedPix™ adalah sebuah portal yang menyediakan *database* citra medis dengan gratis secara

online [29]. MedPix™ dikelola oleh Departments of Radiology and Biomedical Informatics, Uniformed Services University, Bethesda, Maryland, Amerika Serikat. Pada alamat *web* ini disediakan citra-citra medis yang dapat digunakan oleh siapapun sebagai media pembelajaran citra medis. *File-file* yang dijadikan pembelajaran pada alamat *web* ini telah ditinjau oleh sebuah badan yang disebut *Editorial Panel*. Nama-nama yang menjadi *Editorial Panel* pada alamat *web* ini terdapat pada alamat *web* http://rad.usuhs.edu/medpix/parent.php3?mode=editor_browse#top. Pada Gambar 3.2 di bawah ini ditampilkan tampilan alamat *web* <http://rad.usuhs.edu/medpix/>.

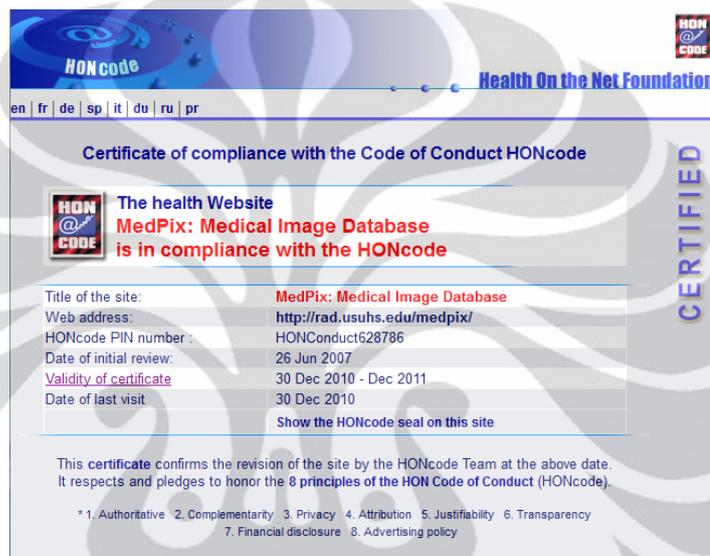


Gambar 3.2 Tampilan alamat *web* <http://rad.usuhs.edu/medpix/>

MedPix™ telah diakreditasi oleh standar HONcode yang digunakan sebagai standar untuk informasi kesehatan yang dapat dipercaya. HON (*The Health on the Net*) berfungsi sebagai jaminan bahwa pada alamat *web* yang telah mendapatkan standar HONcode, pada tanggal sertifikasi yang telah ditetapkan, telah memenuhi dan berjanji untuk menghormati delapan prinsip-prinsip kode etik HON yang telah ditetapkan oleh HON Foundation. Alamat *web* yang telah memiliki sertifikasi HON bertanggung jawab dan berkomitmen untuk menjaga alamat *web* tersebut sesuai dengan prinsip-prinsip HON selama alamat *web* tersebut masih tersertifikasi. Verifikasi kebenaran standar HONcode yang dimiliki MedPix™ dapat dilihat pada alamat *web*

Universitas Indonesia

<http://www.hon.ch/HONcode/Conduct.html?HONConduct628786>. Penjelasan lebih mendalam tentang HONcode berada di luar penulisan ini dan dapat ditemukan pada alamat *web* <http://www.hon.ch/>. Pada Gambar 3.3 di bawah ini ditampilkan sertifikat HONcode yang dimiliki MedPix™. Pada Gambar 3.4 di bawah ini ditampilkan gambar alamat *web* HON.



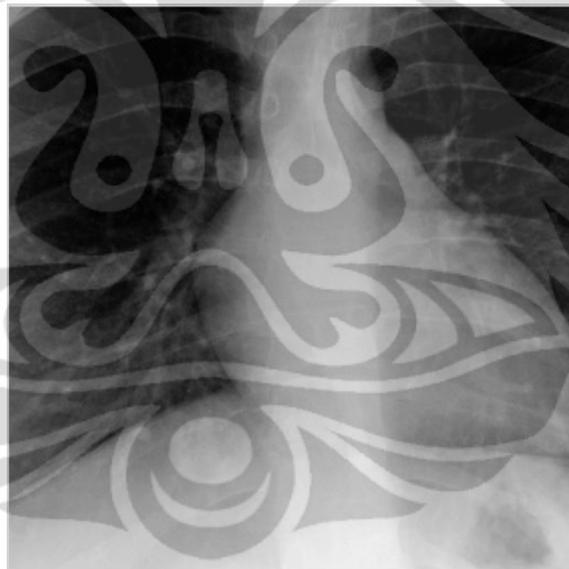
Gambar 3.3 Tampilan sertifikat HONcode yang dimiliki MedPix™



Gambar 3.4 Tampilan alamat *web* HON

Sebelum diolah, citra medis yang didapat dari alamat *web* dirubah dulu ke dalam format *grayscale 8-bit*. Hal ini dilakukan karena pada referensi [12], citra medis yang digunakan dirubah ke dalam format integer *8-bit*. Setelah itu, citra medis dipotong dengan ukuran piksel sebesar 512 piksel x 512 piksel dengan mengambil bagian yang penting pada citra medis dimana teridentifikasi terdapat kelainan klinis.

Citra medis yang diambil dari referensi [29] dikelompokkan ke dalam jenis *modality*. Jenis *modality* yang digunakan adalah *X-ray*, *mammography*, dan *computed tomography*. Pada Gambar 3.5 di bawah ini ditampilkan contoh citra medis (telah diperkecil ukurannya) yang digunakan pada percobaan. Seluruh citra medis yang digunakan pada percobaan terdapat pada bagian lampiran.



Gambar 3.5 Contoh citra medis yang digunakan pada percobaan

3.1.2 Penghitungan Nilai Batas Deteksi (*Detection Threshold*)

Setiap citra medis yang akan dikompres, dihitung dulu nilai *detection threshold*-nya. Penghitungan *detection threshold* dilakukan dengan langkah-langkah yang terdapat pada 3.1.2.1 sampai 3.1.2.1 di bawah ini.

3.1.2.1 Memprediksi Nilai Batas Deteksi (*Detection Threshold*)

Untuk memprediksi *threshold* pada setiap blok, diperlukan model yang menjelaskan *visual masking*. Pada model ini, *psychophysical response*, $R(t | m)$, yang terdapat pada pengamat untuk mendeteksi target t pada keberadaan *mask* m diberikan oleh Persamaan (3.1) di bawah ini [12].

$$R(t | m) = \frac{[g_t C(t)]^p}{b^q + [g_m C(m)]^q} \quad (3.1)$$

dengan $C(t)$ adalah nilai kontras target, $C(m)$ adalah nilai kontras *mask*, g_t adalah *contrast gain of detecting mechanism*, g_m adalah *contrast gain of inhibitory mechanism*, p adalah *pointwise nonlinearity to the neuron*, q adalah *pointwise nonlinearity to the neurons in inhibitory pool*, dan b adalah *semi saturation constant*.

Pada *threshold mask detection*, harus dipenuhi keadaan seperti ditunjukkan oleh Persamaan (3.2) dan (3.3) di bawah ini [12].

$$R(t | m) = 1 \quad (3.2)$$

$$C(t) = C(t | m) \quad (3.3)$$

dengan $C(t | m)$: *masked contrast threshold* pada target. Dengan keadaan yang memenuhi Persamaan (3.2) dan (3.3), maka Persamaan (3.1) menjadi Persamaan (3.4) di bawah ini [12].

$$C(t | m) = \frac{(b^q + [g_m C(m)]^q)^{1/p}}{g_t} \quad (3.4)$$

Persamaan 3.4 berfungsi untuk menentukan nilai $C(t | m)$ jika diberikan nilai kontras $C(m)$ dan parameter-parameter yang terdapat pada model adalah g_t , g_m , p , q , dan b .

Langkah 1.1 sampai dengan 1.3 di bawah ini, dilakukan pada setiap *subband* wavelet.

1.1 Menghitung *Local Contrast Threshold*

Local contrast threshold adalah *contrast threshold* yang ada pada setiap blok. Nilai *local RMS Contrast* pada setiap blok, $C(m_{blok})$. Dari sini akan didapatkan nilai $C(m_{blok})$ pada setiap $M \times M$ blok. Nilai-nilai yang didapat pada setiap blok, $\{C(m_{blok})\}$, kemudian disubstitusi ke dalam persamaan 3.4 untuk menghitung nilai *local contrast threshold* pada setiap blok, $\{CT(t_{blok} | m_{blok})\}$.

1.2 Menghasilkan *Baseline Distortion*

Baseline distortions dibuat dengan melakukan kuantisasi pada setiap area pada *subband*, lalu dilanjutkan dengan proses IDWT. Hal ini akan menghasilkan t_0 yang bernilai seperti Persamaan (3.5) di bawah ini [12].

$$t_0 = \hat{m} - m \quad (3.5)$$

dengan \hat{m} adalah citra hasil rekonstruksi setelah diberi *baseline distortion* dan m adalah citra asli. Kuantisasi tersebut dilakukan dengan ukuran step kuantisasi dengan nilai seperti Persamaan (3.6) di bawah ini [12].

$$\Delta = 200\sigma/2^n \quad (3.6)$$

dengan σ adalah standar deviasi pada *subband* dan n adalah level dekomposisi DWT.

1.3 Melakukan iterasi untuk menentukan nilai *contrast threshold*

Jika $C(t_{blok})$ adalah *RMS contrast* akibat distorsi yang ada pada blok $M \times M$. Dengan menggunakan nilai-nilai $\{CT(t_{blok} | m_{blok})\}$, dan menggunakan nilai t_0 , maka dapat ditentukan nilai *contrast threshold* dengan menggunakan metode *iterative bisection* sampai dengan 25% blok terdiri dari *visible distortion* seperti diberikan oleh Persamaan (3.7) di bawah ini [12].

$$C(t_{blok}) > CT(t_{blok} | m_{blok}) \text{ pada } 25\% \text{ blok} \quad (3.7)$$

Berikut ini adalah metode *iterative bisection* yang diterapkan untuk menentukan nilai *contrast threshold* [12].

1. Mengeset nilai $\alpha_{lo} = 0,05$ dan $\alpha_{hi} = 10$
2. Repeat
3. mengeset $\alpha = \frac{1}{2}(\alpha_{lo} + \alpha_{hi})$
4. menghasilkan citra yang terdistorsi $\hat{m} = m + \alpha t_0$
5. menghitung nilai $C(t_{blok})$ pada setiap $M \times M$ blok pada citra yang telah terdistorsi.
6. mengeset $p = \text{persentaseblok} - \text{blok}$, dimana

$$CT(t_{blok}) > CT(t_{blok} | m_{blok})$$
7. jika $p \approx 25\%$, keluar. Nilai 25% ditentukan berdasarkan pada pernyataan yang terdapat pada referensi [12] bahwa nilai 25% akurat diterapkan baik pada *natural image* maupun *medical image*.

8. jika tidak, lakukan pengesetan nilai α_{lo} atau α_{hi}
9. *while* $\alpha_{lo} < \alpha_{hi}$

3.1.2.2 Adjustment Akibat Fenomena Visual Summation

Pemodelan *masking* yang telah dijelaskan pada bagian sebelumnya mendapatkan nilai *contrast distortion threshold* yang diakibatkan oleh distorsi akibat kuantisasi yang dilakukan pada satu buah *subband* DWT, $\{CT(t | m)\}$. Pada kenyataannya, kuantisasi dilakukan pada semua *subband* DWT secara bersamaan. Pada kasus ini, distorsi-distorsi yang dihasilkan akan membentuk suatu target gabungan (*compound target*) yang terdiri dari komponen-komponen pada berbagai orientasi dan frekuensi spasial. Pada fenomena *compound target*, distorsi akan lebih mudah dideteksi daripada kemampuan untuk mendeteksi masing-masing komponen. Oleh karena itu, masing-masing nilai *contrast threshold* perlu direndahkan untuk menjamin bahwa *contrast threshold* akibat distorsi pada salah satu *subband* berada pada *threshold of detection* pada fenomena *compound target*.

Misalkan \mathbf{t} adalah *compound target* yang terdiri dari distorsi-distorsi yang dihasilkan melalui kuantisasi pada semua *subband*, dan t_s adalah komponen ke- s yang terdiri dari distorsi akibat kuantisasi pada *subband* tunggal s . *Visual summation* dimodelkan dengan menggunakan *Minkowski metric* dimana *psychophysical response* yang terdapat pada pengamat untuk melihat *compound target* diberikan oleh Persamaan (3.8) di bawah ini [12].

$$R(\mathbf{t}) = \left(\sum_{s=1}^L R(t_s)^\beta \right)^{1/\beta} \quad (3.8)$$

dengan β adalah *ammount of summation*. Nilai $\beta = 1,8$ digunakan pada percobaan yang dilakukan referensi [12]. Akan tetapi, pada referensi [12] disebutkan bahwa nilai β pada citra medis masih merupakan *open question*. Pada referensi [12] disebutkan bahwa nilai β dapat bervariasi dari 1,1 hingga 1,8.

Pada 5-level DWT, nilai *contrast threshold* dengan adanya pengaruh *summation* menjadi Persamaan (3.9) di bawah ini [12].

$$CT(t_s | m, \mathbf{t}) = L^{-1/1,8} CT(t_s | m) \quad (3.9)$$

dengan $L = 15$ merupakan jumlah *subband* pada 5-level DWT dengan tidak memperhitungkan *subband* terendah. Pada tahap ini, maka didapatkan nilai $\{CT(t_s | m, \mathbf{t})\}$.

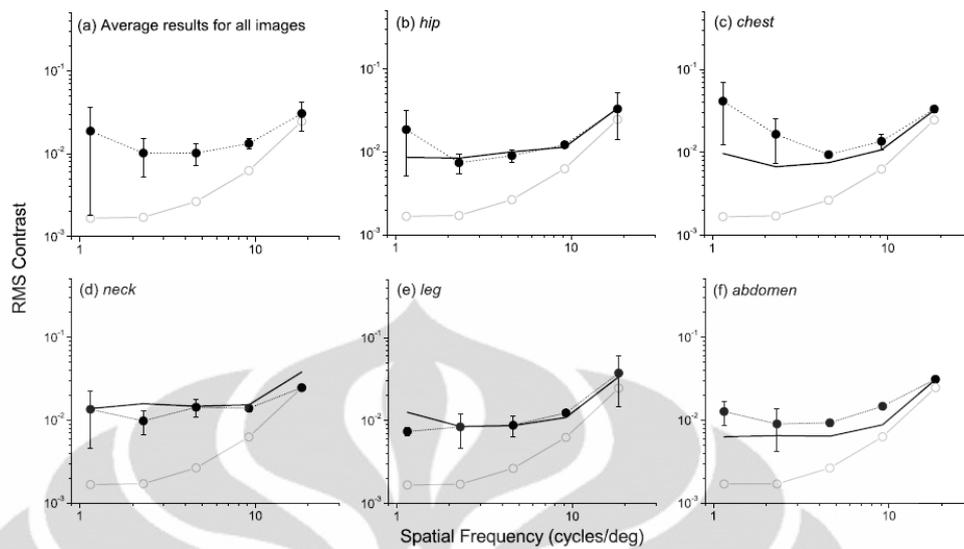
3.1.3 Kuantisasi Berdasarkan Nilai Kontras

Pada langkah ini, setiap koefisien wavelet pada suatu *subband* dikuantisasi sampai dengan batas penangkapan suatu distorsi (*the threshold of perceived distortion*). Dengan kata lain, kuantisasi yang dilakukan pada tahap ini didesain untuk bersifat *visually lossless*. Hal ini sangat tepat diterapkan pada citra medis. Kuantisasi dilakukan dengan memetakan setiap koefisien wavelet ke dalam suatu nilai yang berada pada *threshold detection* yang berdasarkan nilai kontras. Pada referensi [12], kuantisasi dilakukan dengan memetakan nilai *contrast threshold* yang ke dalam nilai *Mean Squared Error* (MSE). Berikut ini adalah cara yang terdapat pada referensi [12].

Jika $C(t_s)$ adalah *RMS contrast* distorsi-distorsi yang ada pada citra hasil rekonstruksi akibat kuantisasi yang dilakukan pada *subbands* yang bersesuaian, maka untuk menghasilkan sebuah *visually lossless image*, kuantisasi yang dilakukan pada suatu *subbands* harus mempunyai hubungan yang ditunjukkan Persamaan (3.10) di bawah ini [12].

$$C(t_s) = CT(t_s | m, \mathbf{t}) \quad (3.10)$$

Pada Gambar 3.6 yang terdapat pada halaman selanjutnya ditampilkan grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial yang didapat dari hasil percobaan pada referensi [12]. Pada Gambar 3.6, sesuai yang terdapat pada referensi [12], garis hitam menandakan *contrast detection threshold* yang didapat dari Persamaan (3.10), sedangkan titik hitam adalah *contrast detection threshold* yang didapat dari percobaan pada citra-citra medis yang digunakan pada referensi [12]. Pada Gambar 3.6 terlihat bahwa *contrast detection threshold* dipengaruhi oleh citra dan frekuensi spasial.

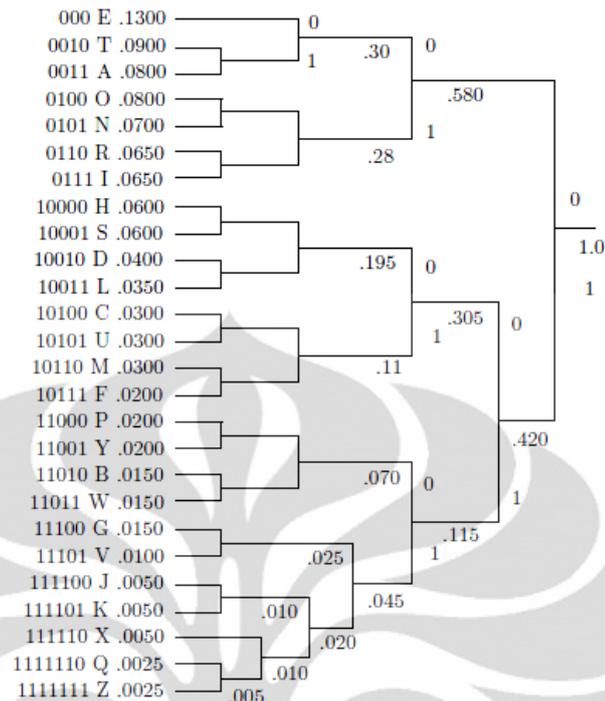


Gambar 3.6 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial [12]

3.1.4 Pengkodean Indeks Kuantisasi

Kompresi indeks kuantisasi bertujuan untuk pengurangan redundansi. Distorsi hanya diperbolehkan terjadi pada bagian kuantisasi. Oleh karena itu, kompresi indeks kuantisasi harus dijamin bersifat *lossless*. Pada penelitian ini digunakan kompresi indeks citra medis yang bersifat *lossless*. Pengkodean yang digunakan pada penelitian ini adalah Pengkodean Huffman.

Pada Pengkodean Huffman, frekuensi terjadinya semua simbol harus diketahui sebelum dilakukannya kompresi [17]. Jika probabilitas terjadinya setiap simbol telah diketahui, kode Huffman dapat dibangun dengan sifat-sifat: simbol yang berbeda mempunyai kode Huffman yang berbeda, kode dengan probabilitas yang lebih besar memiliki jumlah *bit* yang lebih kecil daripada kode dengan probabilitas lebih kecil [17]. Karena setiap kode dipetakan menjadi kode yang berbeda, maka diperlukan suatu *dictionary* untuk proses *decoding*. Contoh Pengkodean Huffman terdapat pada Gambar 3.7 yang terdapat pada halaman selanjutnya.



Gambar 3.7 Contoh Pengkodean Huffman [17]

3.2 Prosedur Evaluasi Kompresi Citra Medis

Evaluasi kompresi citra medis yang dilakukan pada percobaan terdiri dari evaluasi kualitas citra medis hasil dekompresi, evaluasi rasio kompresi citra medis, dan evaluasi waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi dan dekompresi. Semua evaluasi yang digunakan pada percobaan dibagi berdasarkan *modality* citra medis.

3.2.1 Prosedur Evaluasi Kualitas Citra Medis Hasil Dekompresi

Prosedur evaluasi kualitas citra medis hasil dekompresi dilakukan untuk menguji kualitas citra medis hasil dekompresi dengan citra medis asli. Metode evaluasi kualitas citra yang digunakan adalah evaluasi subjektif dimana penguji membandingkan citra hasil dekompresi dengan citra asli menggunakan suatu parameter penilaian subjektif.

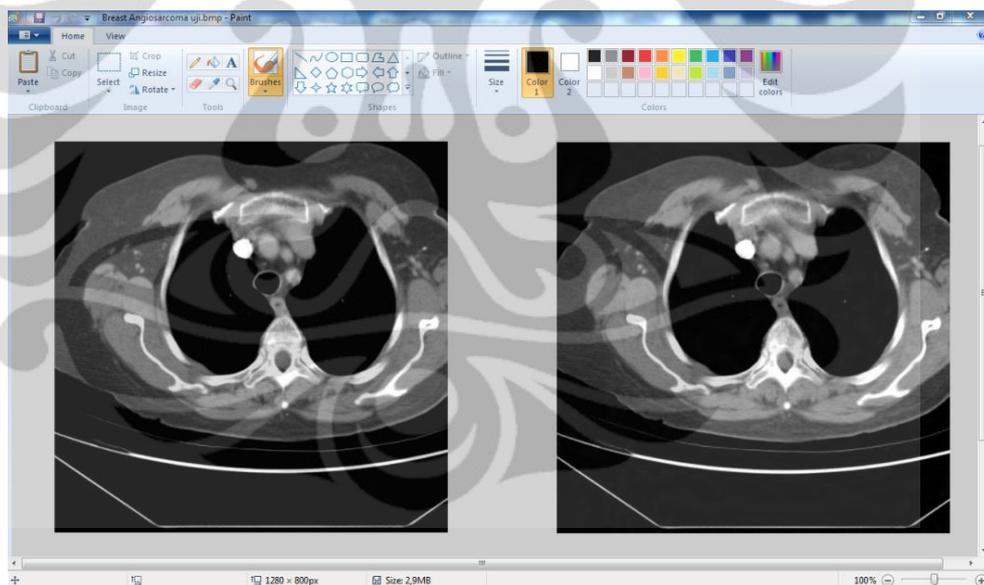
3.2.1.1 Peralatan yang Digunakan Untuk Melakukan Pengujian

Pengujian kualitas citra medis hasil dekompresi dilakukan dengan menggunakan *notebook* Toshiba Portege M900 dengan *processor* MATLAB®

R2009a pada processor Intel® Core™ 2 Duo 2,2 GHz dengan ukuran RAM sebesar 3 Giga Byte dengan ukuran piksel monitor 1280 piksel x 800 piksel. Kalibrasi monitor dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak Adobe Gamma. Nilai Gamma monitor di-*set* sebesar 2,2 yang merupakan nilai Gamma secara *default* yang digunakan pada sistem operasi komputer berbasis Windows.

3.2.1.2 Pengujian Kualitas Citra Medis Hasil Dekompresi

Pengujian kualitas citra medis dilakukan ditujukan sebagai cara memverifikasi algoritma kompresi yang didesain. Pengujian kualitas citra medis dilakukan dengan menampilkan citra medis hasil dekompresi dan citra medis asli pada satu buah monitor *notebook* secara bersamaan. Contoh gambar yang digunakan pada pengujian ditampilkan pada Gambar 3.8 berikut ini.



Gambar 3.8 Contoh gambar yang digunakan pada pengujian kualitas citra medis hasil dekompresi

Citra hasil dekompresi merupakan citra yang telah dilakukan kuantisasi pada 15 *subband* wavelet (*subband* wavelet LH, HL, dan HH, pada skala 1 sampai dengan skala 5) berdasarkan metode *contrast threshold* dan *visual masking*. Kualitas citra hasil dekompresi dan citra asli diukur dengan menggunakan 6 buah

skala Likert seperti yang terdapat pada referensi [3] yang ditampilkan pada Tabel 3.1 di bawah ini.

Tabel 3.1 Skala Likert yang digunakan pada percobaan sesuai yang terdapat pada referensi [3]

Kategori	Deskripsi	Keterangan
6	<i>None</i>	<i>No detectable difference</i>
5	<i>Just Noticeable</i>	<i>No loss of diagnostic information</i>
4	<i>Conspicuous</i>	<i>Bordering on loss of information</i>
3	<i>Intermediate</i>	<i>Subtle abnormalities could be overlooked</i>
2	<i>Significant</i>	<i>Important diagnostic information could be lost, image degradation impairs interpretation</i>
1	<i>Unacceptable</i>	<i>Inadequate for diagnosis; definite loss of diagnostic information</i>

3.2.1.3 Penguji Kualitas Citra Medis Hasil Dekompresi

Penguji kualitas citra medis hasil dekomposisi terdiri dari dua orang dokter spesialis radiologi. Pada penulisan selanjutnya, penguji kualitas citra medis disebut dengan Penguji 1 dan Penguji 2. Nama Penguji 1 dan Penguji 2 dan instansi tempat mereka bekerja tidak disebutkan pada skripsi ini.

3.2.2 Prosedur Penghitungan Rasio Kompresi

Metode penghitungan rasio kompresi dilakukan dengan melakukan perbandingan ukuran *file* citra medis asli dengan ukuran citra medis hasil kompresi dengan menggunakan Pengkodean Huffman.

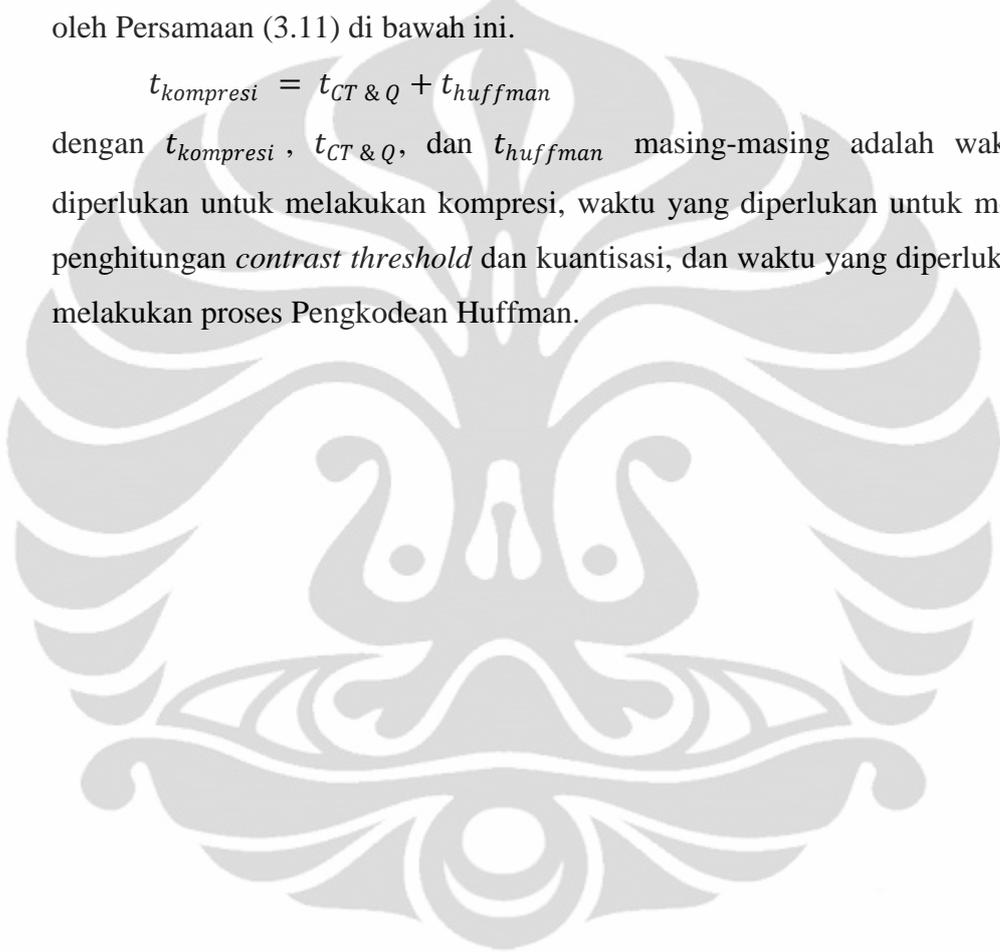
3.2.3 Prosedur Penghitungan Waktu yang Diperlukan untuk Melakukan Kompresi dan Dekompresi

Penghitungan waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi dan dekomposisi dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak MATLAB® R2009a pada processor Intel® Core™ 2 Duo 2,2 GHz dengan ukuran RAM sebesar 3 Giga Byte. Waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi dimulai saat aplikasi kompresi mulai dijalankan dan diberhentikan saat data citra hasil

kompresi didapat. Dengan kata lain, waktu yang diperlukan untuk kompresi terdiri dari waktu yang diperlukan untuk penghitungan *contrast threshold* sampai dengan kuantisasi ditambah dengan waktu yang diperlukan untuk melakukan Pengkodean Huffman. Waktu yang diperlukan untuk melakukan dekompresi dimulai saat aplikasi dekompresi mulai dijalankan dan diberhentikan saat didapat citra medis hasil dekompresi. Waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi diberikan oleh Persamaan (3.11) di bawah ini.

$$t_{kompresi} = t_{CT \& Q} + t_{huffman} \quad (3.11)$$

dengan $t_{kompresi}$, $t_{CT \& Q}$, dan $t_{huffman}$ masing-masing adalah waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi, waktu yang diperlukan untuk melakukan penghitungan *contrast threshold* dan kuantisasi, dan waktu yang diperlukan untuk melakukan proses Pengkodean Huffman.



BAB 4 HASIL PENGUJIAN DAN ANALISIS

Hasil pengujian terdiri dari hasil pengujian kualitas citra hasil dekompresi pada setiap *modality* yang digunakan, hasil pengujian rasio kompresi berdasarkan entropi dan berdasarkan Pengkodean Huffman, dan hasil pengujian berupa waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi dan dekompresi. Analisis dilakukan pada setiap hasil pengujian.

4.1 Hasil Pengujian

4.1.1 Hasil Pengujian Kualitas Citra Hasil Dekompresi

Pada bagian ini dikemukakan hasil pengujian kualitas citra hasil dekompresi. Untuk mempermudah penulisan nama citra medis pada tabel hasil pengujian, dibuat nama ganti untuk setiap citra medis yang dengan ketentuan seperti terdapat pada Tabel 4.1 di bawah ini.

Tabel 4. 1 Nama ganti untuk setiap citra medis yang diujikan

<i>Modality</i>	Nama Citra Medis	Nama Ganti
<i>Computed Tomography</i>	<i>Breast Angiosarcoma</i>	CT1
	<i>Cystosarcoma Phyllodes</i>	CT2
	<i>Infiltrating Ductal Carcinoma</i>	CT3
	<i>Paranasal Sinus osteoma</i>	CT4
	<i>Septic Pulmonary Emboli</i>	CT5
<i>Mammography</i>	<i>Abnormal Niple</i>	MM1
	<i>Cystosarcoma Phyllodes</i>	MM2
	<i>Fat Necrosis</i>	MM3
	<i>Reduction Mammoplasty</i>	MM4
	<i>Silicon Granulomas</i>	MM5
<i>X-ray</i>	<i>Adhenopaty</i>	XR1
	<i>Bilateral Ankles Accessory Ossification Center In Bilateral Talus</i>	XR2
	<i>Charcot Joint</i>	XR3
	<i>Lateral CXR</i>	XR4
	<i>Osteochondroma</i>	XR5

4.1.1.1 Tingkat Kejelasan Algoritma yang Digunakan pada Citra dan Modality yang Diujikan

Hasil pengujian kualitas citra merupakan hasil yang didapat dari pengujian yang dijelaskan pada bagian 3.2.1 pada setiap *modality* yang digunakan. Hasil pengujian kualitas citra hasil dekompresi pada setiap *modality* ditampilkan pada Tabel 4.2 di bawah ini. Citra medis dan lembar penilaian yang dilakukan oleh penguji pada setiap *modality* terdapat pada bagian lampiran.

Tabel 4. 2 Hasil pengujian kualitas citra medis

<i>Modality</i>	Nama Citra	Skala Likert Hasil Pengujian		
		Penguji 1	Penguji 2	
<i>Computed Tomography</i>	$\beta = 1,1$	CT1	5	5
		CT2	6	5
		CT3	5	6
		CT4	6	6
		CT5	5	5
	$\beta = 1,2$	CT1	6	5
		CT2	5	5
		CT3	5	5
		CT4	6	6
		CT5	5	6
	$\beta = 1,5$	CT1	5	5
		CT2	5	5
		CT3	5	5
		CT4	6	6
		CT5	5	6
	$\beta = 1,8$	CT1	6	6
		CT2	6	5
		CT3	5	5
		CT4	6	4
		CT5	5	5
<i>Mammography</i>	$\beta = 1,5$	MM1	5	5
		MM2	5	5
		MM3	5	5
		MM4	5	5
		MM5	5	5
	$\beta = 1,8$	MM1	5	5
		MM2	5	5
		MM3	6	5
		MM4	6	5

Tabel 4.2 Hasil pengujian kualitas citra medis (sambungan)

<i>Modality</i>		Nama Citra	Skala Likert Hasil Pengujian	
			Penguji 1	Penguji 2
<i>Mammography</i>	$\beta = 1,8$	MM5	5	5
<i>X-ray</i>		XR1	6	5
		XR2	5	6
		XR3	5	6
		XR4	5	5
		XR5	6	5

Dari Tabel 4.2 di atas dapat ditentukan tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada setiap *modality* yang diujikan. Tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada citra medis pada *modality X-ray* adalah 90,00%. Tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada citra medis pada *modality mammography* adalah 85,00%. Tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada citra medis pada *modality computed tomography* adalah 89,1666667%. Dari Tabel 4.2 di atas, dapat diperoleh ketergantungan penguji terhadap *modality* dan ketergantungan penguji terhadap nilai β pada *modality mammography* dan *computed tomography* seperti ditunjukkan pada Bagian 4.1.1.2 dan 4.1.1.3 di bawah ini.

4.1.1.2 Ketergantungan Penguji Terhadap *Modality* yang Digunakan

Pada Tabel 4.3 dan 4.4 di bawah ini ditampilkan hasil pengolahan data kualitas citra hasil dekompresi untuk mengetahui ketergantungan penguji terhadap *modality* yang diujikan.

Tabel 4. 3 Hasil tes ketergantungan penguji terhadap *modality* yang diujikan

Penguji	<i>X-ray</i>	<i>Computed Tomography</i>	<i>Mammography</i>	Total
1	27	28	27	82
2	27	25	25	77
Total	54	53	52	159

Tabel 4. 4 *Expected frequency modality*

Penguji	<i>X-ray</i>	<i>Computed Tomography</i>	<i>Mammography</i>
1	27,84906	27,33333333	26,81761006
2	26,15094	25,66666667	25,18238994

dari Tabel 4.3 dan Tabel 4.4 di atas didapatkan nilai:

$$p \text{ value}_{\text{modality}} = 0,956193344$$

$$\chi^2_{h_{\text{modality}}} = 0,089590288$$

dengan mengguakan taraf signifikansi $\alpha = 0,05$ dan derajat kebebasan $\nu = 2$, maka didapat $\chi^2_{\alpha_{\text{modality}}} = 5,99146$.

Karena $\chi^2_{h_{\text{modality}}} = 0,089590288 < \chi^2_{\alpha_{\text{modality}}} = 5,99146$, maka hipotesis nol, H_0 , diterima. Dengan kata lain, tidak terdapat ketergantungan penguji terhadap *modality* (penguji dan *modality* saling bebas).

4.1.1.3 Ketergantungan Penguji Terhadap Nilai β pada *Modality Mammography*

Pada Tabel 4.5 dan 4.6 di bawah ini ditampilkan hasil pengolahan data kualitas citra hasil dekompresi untuk mengetahui ketergantungan penguji terhadap nilai β pada *modality mammography*.

Tabel 4.5 Hasil tes tetergantungan penguji terhadap nilai β pada *modality mammography*

Penguji	$\beta = 1,5$	$\beta = 1,8$	Total
1	25	27	52
2	27	25	52
Total	52	52	104

Tabel 4.6 *Expected frequency* nilai β pada *modality mammography*

Penguji	$\beta = 1,5$	$\beta = 1,8$
1	26	26
2	26	26

dari Tabel 4.5 dan Tabel 4.6 yang terdapat pada halaman sebelumnya, didapatkan nilai:

$$p\text{ value}_{\beta\text{ MAMMO}} = 0,694886602$$

$$\chi_{h\beta\text{ MAMMO}}^2 = 0,153846154$$

dengan mengguakan taraf signifikansi $\alpha = 0,05$ dan derajat kebebasan $\nu = 1$, maka didapat $\chi_{\alpha\text{ MAMMO}}^2 = 3,84146$.

Karena $\chi_{h\beta\text{ MAMMO}}^2 = 0,153846154 < \chi_{\alpha\text{ MAMMO}}^2 = 3,84146$, maka hipotesis nol, H_0 , diterima. Dengan kata lain, tidak terdapat ketergantungan nilai β pada *modality mammography* terhadap penguji pada citra yang diujikan (nilai β pada *modality mammography* dan penguji saling bebas).

4.1.1.4 Ketergantungan Penguji Terhadap Nilai β pada *Modality Computed Tomography*

Pada Tabel 4.7 di bawah ini ditampilkan hasil pengolahan data kualitas citra hasil dekompresi untuk mengetahui ketergantungan penguji terhadap nilai β pada *modality computed tomography*.

Tabel 4.7 Hasil tes ketergantungan penguji terhadap nilai β pada *modality computed tomography* yang diujikan

Penguji	$\beta = 1,1$	$\beta = 1,2$	$\beta = 1,5$	$\beta = 1,8$	Total
1	27	27	26	28	108
2	27	27	27	25	106
Total	54	54	53	53	214

Tabel 4.8 *Expected frequency* nilai β pada *modality computed tomography*

Penguji	$\beta = 1,1$	$\beta = 1,2$	$\beta = 1,5$	$\beta = 1,8$
1	27,25233645	27,25233645	26,74766	26,74766
2	26,74766355	26,74766355	26,25234	26,25234

dari Tabel 4.7 dan Tabel 4.8 di atas, didapatkan nilai:

$$p\text{ value}_{\beta\text{ CT}} = 0,98228014$$

$$\chi_{h\beta\text{ CT}}^2 = 0,170002505$$

dengan menggunakan taraf signifikansi $\alpha = 0,05$ dan derajat kebebasan $\nu = 3$, maka didapat $\chi_{\alpha\beta CT}^2 = 7,81473$.

Karena $\chi_{h\beta CT}^2 = 0,170002505 < \chi_{\alpha\beta CT}^2 = 7,81473$, maka hipotesis nol, H_0 , diterima. Dengan kata lain, tidak terdapat ketergantungan nilai β terhadap pengujian pada *modality computed tomography* pada citra yang diujikan (nilai β pada *computed tomography* dan pengujian saling bebas).

4.1.2 Hasil Pengujian Rasio Kompresi pada Setiap Modality

Hasil pengujian rasio kompresi merupakan hasil yang didapat dari penghitungan rasio kompresi dengan menggunakan Pengkodean Huffman. Nilai entropi transformasi wavelet citra yang telah dikuantisasi dijadikan sebagai acuan analisis rasio kompresi. Hasil pengujian rasio kompresi ditampilkan pada Tabel 4.9 di bawah ini.

Tabel 4.9 Hasil pengujian entropi dan rasio kompresipada setiap *modality*

<i>Modality</i>		Nama Citra	Entropi (<i>bit per simbol</i>)	Rasio Kompresi
<i>Computed Tomography</i>	$\beta = 1,1$	CT1	3.593812e-001	5,137673
		CT2	3.059281e-001	5,700967
		CT3	2.388506e-001	5,94244
		CT4	8.611788e-001	3,272101
		CT5	4.095228e-001	5,110524
	$\beta = 1,2$	CT1	3.091623e-001	5,468216
		CT2	2.719143e-001	5,924373
		CT3	2.117359e-001	6,125655
		CT4	7.734724e-001	3,376686
		CT5	3.611235e-001	5,416088
	$\beta = 1,5$	CT1	2.536747e-001	5,88593
		CT2	1.917236e-001	6,412041
		CT3	1.580209e-001	6,514947
		CT4	5.938510e-001	3,954272
		CT5	2.597092e-001	6,013625
	$\beta = 1,8$	CT1	2.212534e-001	6,103199
		CT2	1.370575e-001	6,723769
		CT3	1.229812e-001	6,723769
		CT4	5.622658e-001	4,161193
		CT5	1.849535e-001	6,456105

Tabel 4.9 Hasil pengujian entropi dan rasio kompresi pada setiap *modality* (sambungan)

<i>Modality</i>		Nama Citra	Entropi (<i>bit per simbol</i>)	Rasio Kompresi
<i>Mammography</i>	$\beta = 1,5$	MM1	3.361672e-001	5,597846
		MM2	3.913403e-001	5,738025
		MM3	2.123607e-001	6,183395
		MM4	7.738512e-001	3,446453
		MM5	4.809273e-001	4,751097
	$\beta = 1,8$	MM1	2.791107e-001	6,025195
		MM2	3.378859e-001	6,083299
		MM3	2.123607e-001	6,507855
		MM4	7.021940e-001	4,008747
		MM5	4.141380e-001	5,185271
<i>X-ray</i>		XR1	1.963087e+000	2,707152
		XR2	1.688344e+000	3,00922
		XR3	1.483968e+000	3,124008
		XR4	1.259375e+000	2,83497
		XR5	8.262975e-001	3,931695

4.1.3 Hasil Pengujian Waktu yang Digunakan untuk Melakukan Kompresi dan Dekompresi

Hasil pengujian waktu yang digunakan untuk melakukan kompresi dan dekompresi didapat dengan menggunakan perangkat lunak MATLAB[®] R2009a pada *processor* Intel Core[™] 2 Duo. Hasil pengujian waktu yang digunakan untuk melakukan kompresi dan dekompresi pada setiap *modality* ditampilkan pada Tabel 4.10 di bawah ini.

Tabel 4.10 Hasil pengujian waktu yang digunakan untuk melakukankompresi dan dekompresi

<i>Modality</i>		Nama Citra	$t_{CT \& Quant}$ (sekon)	$t_{huffman \ coding}$ (sekon)	$t_{dekompresi}$ (sekon)
<i>Computed Tomography</i>	$\beta = 1,1$	CT1	1.622053e+002	2.980542e+001	1.835211e+002
		CT2	1.281015e+002	2.377907e+001	1.675076e+002
		CT3	9.232766e+001	2.892981e+001	1.675794e+002
		CT4	2.013834e+002	3.724190e+001	2.636658e+002
		CT5	1.300103e+002	3.173706e+001	1.820139e+002
	$\beta = 1,2$	CT1	1.587489e+002	2.811803e+001	1.758446e+002

Tabel 4.10 Hasil pengujian waktu yang digunakan untuk melakukankompresi dan dekompresi (sambungan)

<i>Modality</i>		Nama Citra	$t_{CT \& Quant}$ (sekon)	$t_{huffman \ coding}$ (sekon)	$t_{dekompresi}$ (sekon)
<i>Computed Tomography</i>	$\beta = 1,2$	CT2	9.187239e+001	2.162677e+001	1.629459e+002
		CT3	9.317738e+001	2.785195e+001	1.649961e+002
		CT4	2.496697e+002	3.324073e+001	2.547808e+002
		CT5	1.213681e+002	2.947939e+001	1.746917e+002
	$\beta = 1,5$	CT1	9.958882e+001	2.345251e+001	1.578545e+002
		CT2	1.424207e+002	1.812408e+001	1.485884e+002
		CT3	1.075963e+002	2.463398e+001	1.497713e+002
		CT4	2.748789e+002	2.816413e+001	2.149340e+002
		CT5	9.622156e+001	2.562658e+001	1.830080e+002
	$\beta = 1,8$	CT1	1.071594e+002	2.088291e+001	1.558903e+002
		CT2	9.767888e+001	1.766898e+001	1.688240e+002
		CT3	8.100982e+001	2.337981e+001	1.706836e+002
		CT4	2.669136e+002	2.639596e+001	2.189516e+002
		CT5	8.742232e+001	2.442895e+001	1.720405e+002
	<i>Mammography</i>	$\beta = 1,5$	MM1	1.427499e+002	2.840504e+001
MM2			9.472404e+001	1.324635e+001	1.859118e+002
MM3			1.159513e+002	1.620998e+001	1.645854e+002
MM4			1.850077e+002	3.137831e+001	2.439122e+002
MM5			2.040663e+002	2.671117e+001	2.032225e+002
$\beta = 1,8$		MM1	8.807506e+001	2.483271e+001	1.744797e+002
		MM2	8.328322e+001	1.225059e+001	1.780716e+002
		MM3	9.262701e+001	1.409586e+001	1.653878e+002
		MM4	1.419586e+002	2.727528e+001	2.135229e+002
		MM5	1.863290e+002	2.366421e+001	1.866716e+002
<i>X-ray</i>		XR1	2.080297e+002	3.125633e+001	2.849944e+002
		XR2	2.456213e+002	2.270168e+001	2.465423e+002
		XR3	2.535361e+002	2.367809e+001	2.408860e+002
		XR4	3.024940e+002	2.549389e+001	2.619182e+002
		XR5	1.771334e+002	2.040006e+001	2.089310e+002

4.2 Analisis Hasil Pengujian

4.2.1 Analisis Hasil Pengujian Kualitas Citra Hasil Dekompresi pada Setiap Modality

Pada hasil pengujian, didapat tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada citra medis pada *modality X-ray* adalah 90,00%; tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada citra medis pada *modality mammography* adalah 85,00%; dan tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada citra medis pada *modality*

computed tomography adalah 89,1666667%.. Dengan hasil ini, algoritma kompresi yang diujikan dapat digunakan pada *modality computed tomography*, *mammography*, dan *X-ray*.

Seperti terdapat pada bagian hasil pengujian, diperoleh nilai $\chi_{h_{modality}}^2 = 0,089590288 < \chi_{\alpha_{modality}}^2 = 5,99146$, maka hipotesis nol, H_0 , diterima. Dengan kata lain, tidak terdapat ketergantungan penguji terhadap *modality* (penguji dan *modality* saling bebas). Hal ini sesuai dengan yang terdapat pada referensi [12] yaitu algoritma kompresi yang digunakan hanya bergantung pada citra itu sendiri. Dengan hasil ini juga ditunjukkan bahwa tidak diperlukannya algoritma yang berbeda yang digunakan untuk *modality computed tomography*, *mammography*, dan *X-ray*. Selain itu, hasil pengujian ini juga dapat dijadikan sebagai referensi bahwa tidak diperlukan algoritma *contrast threshold* yang berbeda yang diperlukan pada *modality* yang berbeda. Akan tetapi, tetap diperlukan penelitian yang lebih baik lagi untuk menentukan nilai *contrast threshold* karena jika dilihat dari hasil yang didapat:

- Semakin besar nilai β , semakin besar artifak yang terjadi pada citra hasil dekompresi (dijelaskan pada bagian selanjutnya). Diperlukan penelitian yang lebih baik lagi saat menentukan nilai β pada setiap *modality* yang digunakan.
- Kecenderungan terjadi artifak yang mudah terlihat pada komponen citra yang berupa *edge*. Hasil ini sebenarnya menjurus kepada pertanyaan apakah diperlukan *detection threshold* yang berbeda sesuai dengan struktur citra medis seperti terdapat pada algoritma kompresi pada referensi [15] yaitu diterapkannya *detection threshold* yang berbeda sesuai dengan struktur citra.

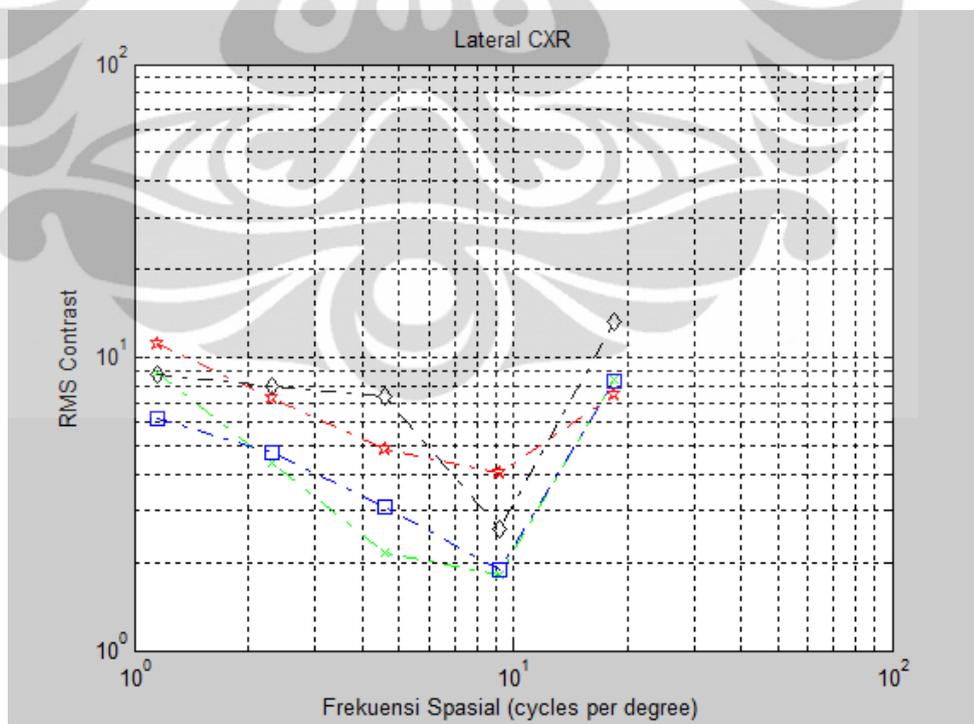
4.2.1.1 Analisis Hasil Pengujian Kualitas Citra Hasil Dekompresi pada Modality X-ray

Pada pengujian kualitas citra hasil dekompresi pada *modality X-ray* digunakan 5 buah citra dan satu buah nilai β ($\beta = 1,8$). Dari hasil perhitungan didapat tingkat kejelasan citra hasil dekompresi pada *modality X-ray* adalah 90,00%. Dengan hasil ini berarti 90,00% pengujian citra medis yang dilakukan

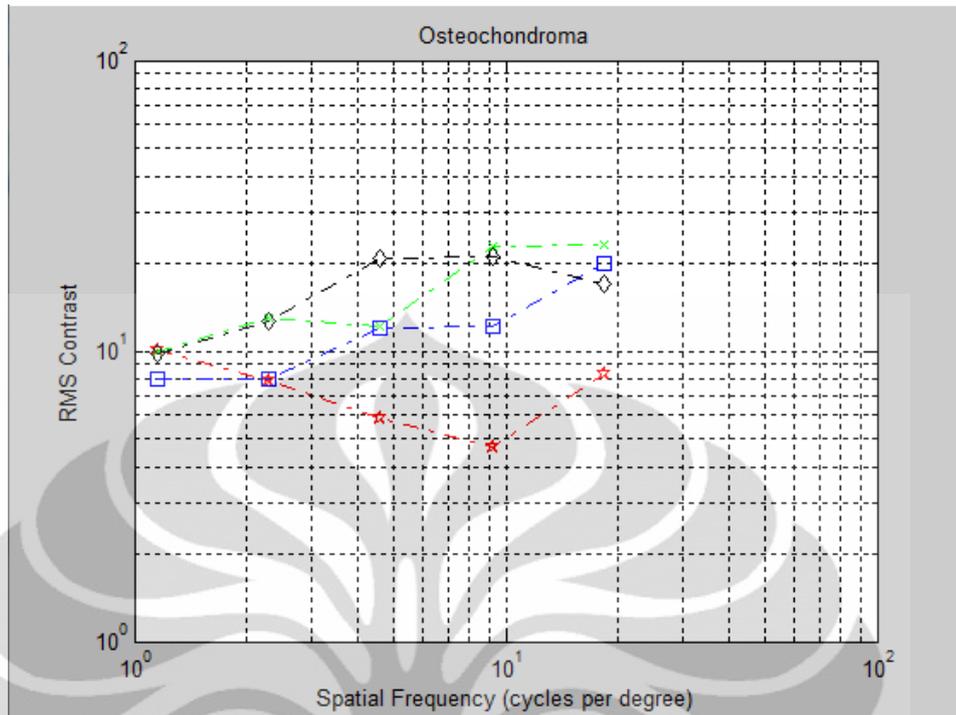
radiolog tidak ditemukan perbedaan antara citra asli dengan citra hasil dekompresi pada *modality X-ray*.

Untuk menambah pengetahuan tentang kualitas citra yang diujikan, dilakukan wawancara singkat dengan responden. Pada *modality X-ray*, responden tidak melihat artefak yang cukup jelas, misal *ringing* efek atau *blurring edge*. Perbedaan antara citra asli dengan citra hasil dekompresi pada *modality X-ray* terjadi karena perbedaan kontras pada kedua citra.

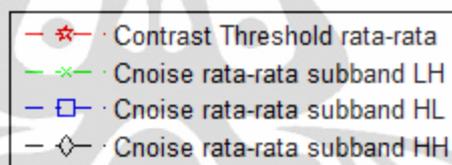
Perbedaan kontras citra terjadi karena dilakukannya kuantisasi –yang merupakan penyebab terjadinya *lossy* pada proses kompresi- pada koefisien-koefisien wavelet *subband* frekuensi tinggi. Pada algoritma yang digunakan dihasilkan grafik *contrast threshold* terhadap frekuensi spasial yang merupakan salah satu algoritma dilakukannya kuantisasi. Contoh grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada *modality X-ray* ditampilkan pada Gambar 4.1 di bawah ini.



Gambar 4.1 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Lateral CXR*



Gambar 4.2 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Osteochondroma*



Gambar 4.3 Legenda untuk Gambar 4.1 dan 4.2

Pada Gambar 4.1 dan 4.2 di atas terlihat bahwa terdapat grafik *contrast noise* rata-rata pada suatu frekuensi spasial yang melebihi nilai *contrast threshold* rata-rata. Hal ini bukan merupakan sesuatu yang menyebabkan tampaknya perbedaan antara citra asli dengan citra hasil dekompresi karena grafik tersebut merupakan grafik *contrast noise* rata-rata pada suatu frekuensi spasial tertentu. Pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2 di atas terlihat bahwa nilai *contrast threshold* bervariasi pada setiap citra dan pada setiap frekuensi spasialnya. Hal ini sesuai dengan yang terdapat pada referensi [12]. Analisis lebih mendalam dapat dilakukan dengan melihat persentase blok yang memiliki *contrast noise* pada setiap *subband* yang melebihi nilai *contrast threshold* pada setiap frekuensi spasialnya seperti terdapat pada Tabel 4.11 berikut ini.

Analisis lebih lanjut dapat dilakukan dengan melihat jumlah blok dengan *contrast noise* pada setiap *subband* yang melebihi nilai *contrast threshold* pada setiap frekuensi spasialnya (terdapat pada Tabel 4.11 di bawah).

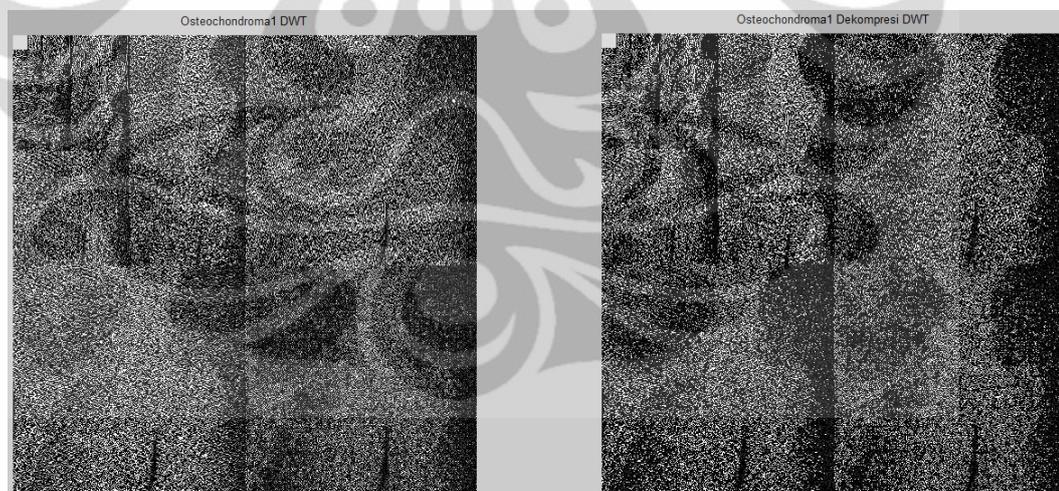
Tabel 4.11 Jumlah persentase blok dengan *contrast noise* yang lebih dari *contrast threshold* pada *modality X-ray*

<i>Subband</i>	Citra				
	XR1	XR2	XR3	XR4	XR5
LH1	24,5117	23,8525	22,998	28,1494	24,9268
LH2	25,1953	52,0508	22,3633	19,2383	23,6328
LH3	23,0469	23,0469	23,4375	19,1406	25,7813
LH4	23,4375	23,4375	23,4375	29,6875	25
LH5	25	25	25	25	25
HL1	22,6318	23,9746	24,6094	27,9053	23,9502
HL2	30,3711	22,6563	22,5586	19,4336	17,4805
HL3	24,6094	22,6563	25,3906	30,0781	17,9688
HL4	25	25	18,75	28,125	23,4375
HL5	25	18,75	25	25	25
HH1	13,8672	7,71484	44,5068	24,4873	22,583
HH2	33,2031	11,5234	39,6484	24,5117	31,0547
HH3	23,8281	17,1875	33,2031	29,6875	23,0469
HH4	23,4375	12,5	18,75	25	23,4375
HH5	25	12,5	25	25	25

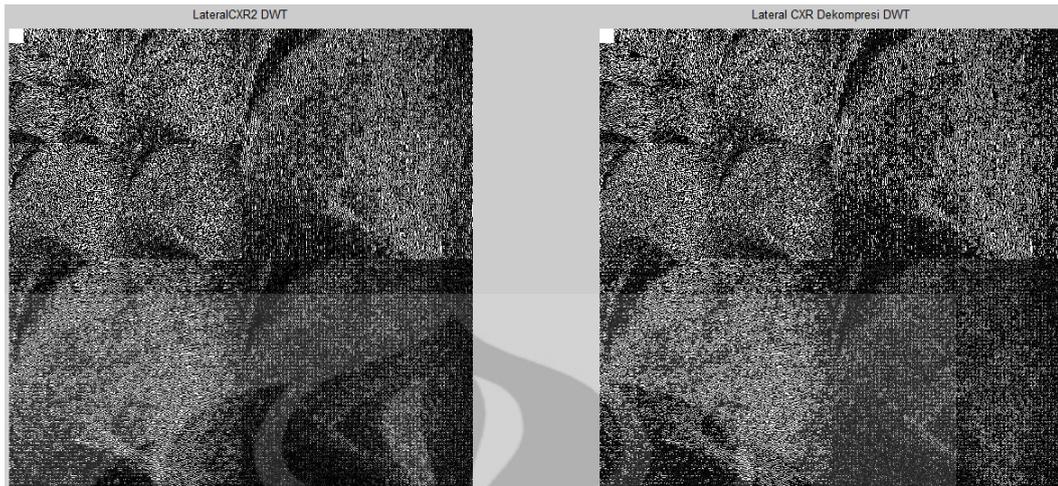
Pada Tabel 4.11 di atas, terlihat bahwa pada semua citra terdapat *subband-subband* dengan jumlah blok dengan nilai *contrast noise* yang melebihi *contrast threshold* yang melebihi 25% jumlah blok pada setiap frekuensi spasial (diberi *dash* kuning). Hal ini tidak sesuai dengan rekomendasi yang terdapat pada referensi [12]. Pada hasil pengujian kualitas citra pada *modality X-ray*, terdapat hasil yang menunjukkan skala Likert = 5 dan skala Likert = 6 pada citra yang sama di penguji yang berbeda. Hal ini menunjukkan bahwa terdapat hal lain selain pelanggaran jumlah persentase blok yang direkomendasikan referensi [12] yang mempengaruhi hasil pengujian kualitas citra hasil dekomposisi.

Pada perbandingan citra asli dengan citra hasil dekomposisi pada *modality X-ray* memang sekilas tidak ditemukan perbedaan yang tampak. Pada hasil wawancara yang dilakukan penulis terhadap responden, responden tidak melihat terjadinya kesalahan diagnosa yang terdapat antara citra asli dengan citra hasil

dekompresi. Seperti dijelaskan pada bagian sebelumnya, perbedaan antara kedua citra tersebut biasanya karena perbedaan kontras pada dua buah citra, tetapi tidak mempengaruhi diagnosa. Perbedaan kontras terjadi karena terdapat kuantisasi – penyebab *lossy* pada kompresi- yang dilakukan pada koefisien-koefisien wavelet. Hal ini sesuai dengan pernyataan yang terdapat pada referensi [27] dan referensi [28] bahwa kuantisasi ini menyebabkan fenomena *denoising*, yaitu koefisien-koefisien dengan nilai yang berdekatan pada *subband* frekuensi tinggi akan memiliki nilai yang sama. Hal ini dapat dilihat dengan perbandingan transformasi wavelet pada citra asli dengan citra hasil dekompresi yang terjadi pada semua citra hasil dekompresi pada *modality X-ray*. Contoh gambar perbandingan transformasi wavelet pada citra asli dengan citra hasil dekompresi ditampilkan pada Gambar 4.4 dan Gambar 4.5 di bawah ini. Gambar hasil transformasi wavelet setiap citra hasil dekompresi pada *modality X-ray* lainnya ditampilkan pada bagian lampiran.



Gambar 4.4 Perbandingan transformasi wavelet pada citra asli dengan citra hasil dekompresi pada citra *Osteochondroma*



Gambar 4.5 Perbandingan transformasi wavelet pada citra asli dengan citra hasil dekomposisi pada citra *Lateral CXR*

Pada Gambar 4.4 dan Gambar 4.5 di atas terlihat terjadi kuantisasi pada koefisien-koefisien dengan nilai yang berdekatan pada *subband* frekuensi tinggi yang menyebabkan fenomena *denoising* pada citra hasil dekomposisi. Fenomena *denoising* inilah yang kemudian menjadi penyebab perbedaan kontras antara citra asli dengan citra hasil dekomposisi. Contoh perbandingan citra asli dengan citra hasil dekomposisi pada *modality X-ray* ditampilkan pada Gambar 4.6 dan Gambar 4.7 yang terdapat pada halaman selanjutnya.



Gambar 4.6 Perbandingan citra asli dengan citra hasil dekompresi pada citra *Osteochondroma* pada *modality X-ray*



Gambar 4.7 Perbandingan citra asli dengan citra hasil dekompresi pada citra *Lateral CXR* pada *modality X-ray*

4.2.1.2 Analisis Hasil Pengujian Kualitas Citra Hasil Dekompresi pada *Modality Mammography*

Pada pengujian kualitas citra hasil dekompresi ada *modality mammography* digunakan lima buah citra dan dua buah nilai β ($\beta = 1,5$ dan $\beta = 1,8$). Dari hasil pengujian terlihat bahwa tingkat kejelasan citra hasil dekompresi pada *modality mammography* adalah 85,00%. Hal ini berarti 85,00% pengujian citra medis yang dilakukan radiolog tidak ditemukan perbedaan antara citra asli dengan citra hasil dekompresi.

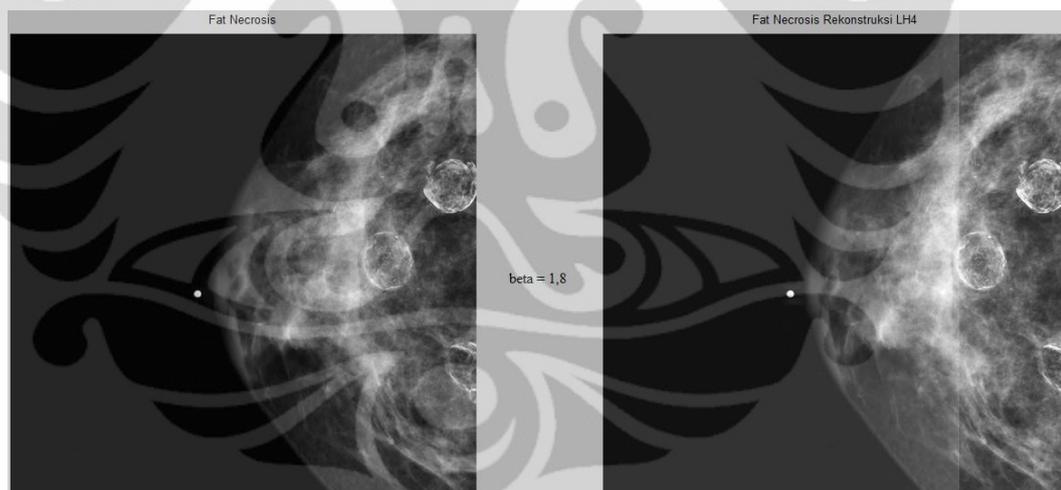
Sebelum dijelaskan tentang analisis pengujian kualitas citra hasil dekompresi pada *modality mammography*, akan dijelaskan terlebih dahulu alasan digunakannya dua nilai β pada pengujian kualitas citra pada *modality mammography*. Berbeda dengan pengujian kualitas citra hasil dekompresi pada *modality X-ray*, pada pengujian kualitas citra hasil dekompresi pada *modality mammography* digunakan dua buah nilai β , yaitu $\beta = 1,5$ dan $\beta = 1,8$. Hal ini dilakukan penulis karena penulis melihat terdapatnya artifak pada citra hasil dekompresi (penjelasan mendalam tentang jenis artifak dan penyebabnya akan dijelaskan pada paragraf yang menjelaskan analisis artifak pada citra hasil dekompresi pada *modality mammography*).

Awalnya, citra medis pada *modality mammography* diuji dengan nilai-nilai yang sama dengan nilai yang terdapat pada *modality* lainnya –awalnya *mammography* diuji dengan nilai $\beta = 1,8$ seperti pada *modality X-ray*. Akan tetapi, penulis melihat bahwa terdapat *noise* yang terlihat jelas pada citra hasil dekompresi seperti ditampilkan pada Gambar 4.8 sampai Gambar 4.11 di halaman selanjutnya.

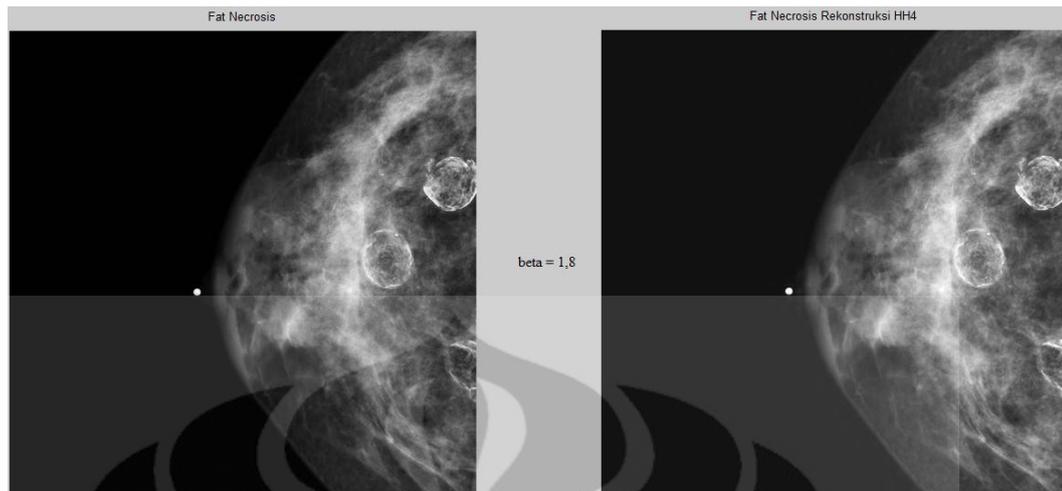
Analisis awal penulis adalah karena *contrast threshold* yang digunakan akan mempunyai algoritma yang berbeda pada bagian-bagian struktur citra (misal pada bagian citra yang berupa *edge*—pada referensi [28], meskipun tidak dijelaskan pengaruh *contrast threshold* terhadap suatu bagian dengan struktur tertentu pada citra, disebutkan bahwa degradasi kualitas citra akan terjadi seperti *blur* pada *edge*). Akan tetapi, penulis tidak melihat adanya celah untuk menurunkan nilai *contrast threshold* pada *modality mammography* karena pada referensi [12] -yang digunakan untuk membangun algoritma-, tidak dikemukakan bahwa diperlukan *contrast threshold* yang berbeda pada komponen citra medis yang berbeda. Pada referensi [15] memang disebutkan bahwa diperlukan nilai *contrast threshold* yang berbeda pada komponen-komponen citra jika strukturnya berbeda –seperti dikemukakan penulis pada bagian latar belakang. Akan tetapi, referensi [15] tidak digunakan pada citra medis. Pada hasil korespondensi penulis dengan Matthew D. Gaubatz –salah satu penulis pada referensi [15], dikemukakan bahwa diperlukan penelitian lebih jauh lagi pada citra medis sebelum

menggunakan referensi [15] untuk kompresi citra medis. Hasil korespondensi penulis dengan Matthew D. Gaubatz terdapat pada bagian lampiran.

Dari keseluruhan analisis mengenai *noise* yang tampak jelas terlihat oleh penulis pada citra hasil dekomposisi *modality mammography*, penulis melihat celah untuk memvariasikan nilai β -terdapat pada salah satu komponen algoritma. Pada algoritma yang terdapat pada referensi [12] digunakan nilai $\beta = 1,8$. Namun, pada referensi [12] juga disebutkan bahwa nilai β pada citra medis masih merupakan *open question*. Pada referensi [12] disebutkan bahwa nilai β dapat bervariasi dari 1,1 hingga 1,8. Sebelum merubah nilai β pada pengambilan data, penulis melihat terlebih dahulu citra rekonstruksi yang dihasilkan akibat *noise* kuantisasi pada setiap *subband* wavelet. Citra-citra tersebut ditampilkan pada Gambar 4.8 sampai Gambar 4.11 di bawah ini.



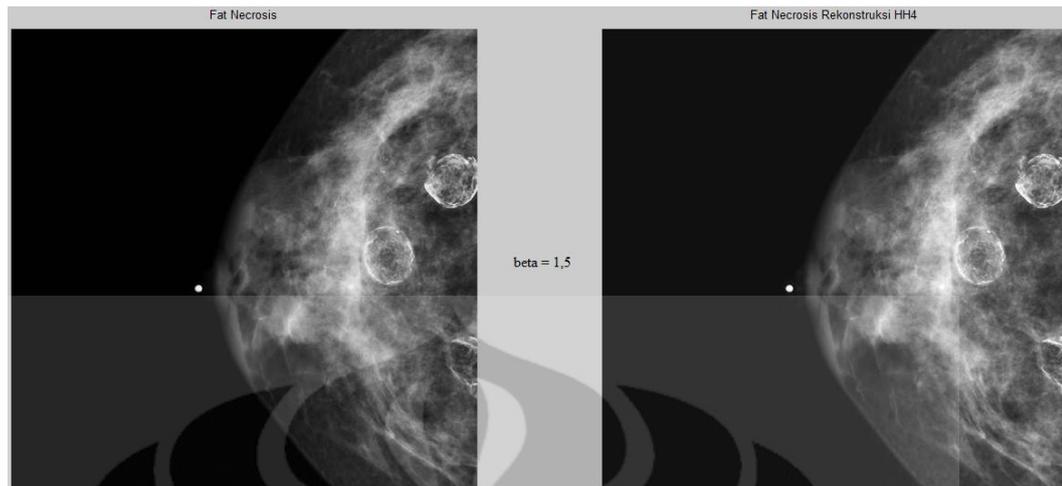
Gambar 4.8 Perbandingan citra *Fat Necrosis* Asli dengan citra *Fat Necrosis* hasil rekonstruksi jika dilakukan kuantisasi pada *subband* LH4 dengan nilai $\beta = 1,8$



Gambar 4.9 Perbandingan citra *Fat Necrosis* Asli dengan citra *Fat Necrosis* hasil rekonstruksi kuantisasi pada *subband* HH4 dengan nilai $\beta = 1,8$



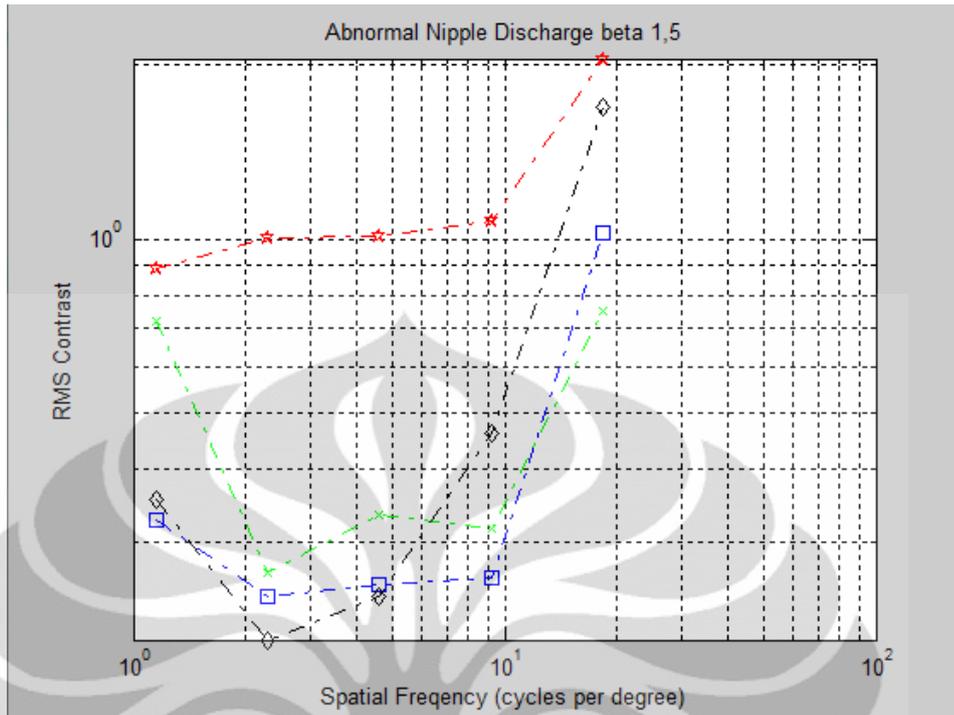
Gambar 4.10 Perbandingan citra *Fat Necrosis* Asli dengan citra *Fat Necrosis* hasil rekonstruksi jika dilakukan kuantisasi pada *subband* LH4 dengan nilai $\beta = 1,5$



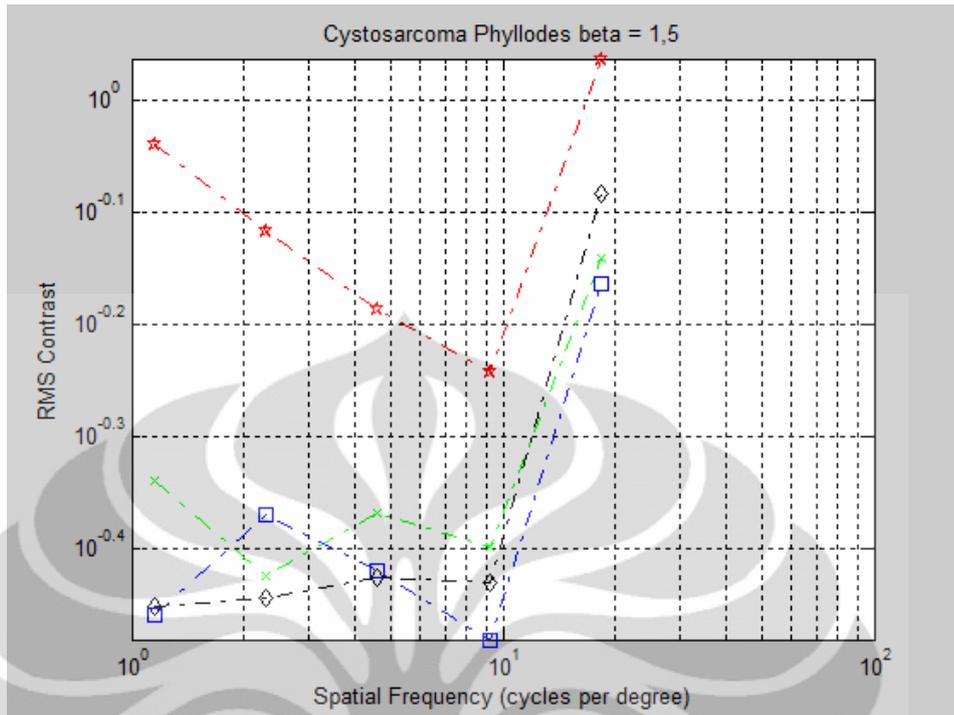
Gambar 4.11 Perbandingan citra *Fat Necrosis* Asli dengan citra *Fat Necrosis* hasil rekonstruksi jika dilakukan kuantisasi pada *subband* HH4 dengan nilai $\beta = 1,5$

Pada Gambar 4.8 sampai 4.11 di atas terdapat citra yang sangat jelas terlihat *noise*-nya pada citra hasil rekonstruksi akibat *noise* kuantisasi pada *subband* LH4 dan HH4. Hal ini memberikan indikasi kepada penulis bahwa *noise* yang jelas terlihat pada citra hasil dekomposisi pada *modality computed tomography* akibat adanya pengaruh nilai β yang digunakan –meskipun tidak ditutup kemungkinan bahwa diperlukan *contrast threshold* yang berbeda sesuai dengan komponen struktur citra seperti pernyataan Matthew D. Gaubatz pada hasil korespondensi dengan penulis.

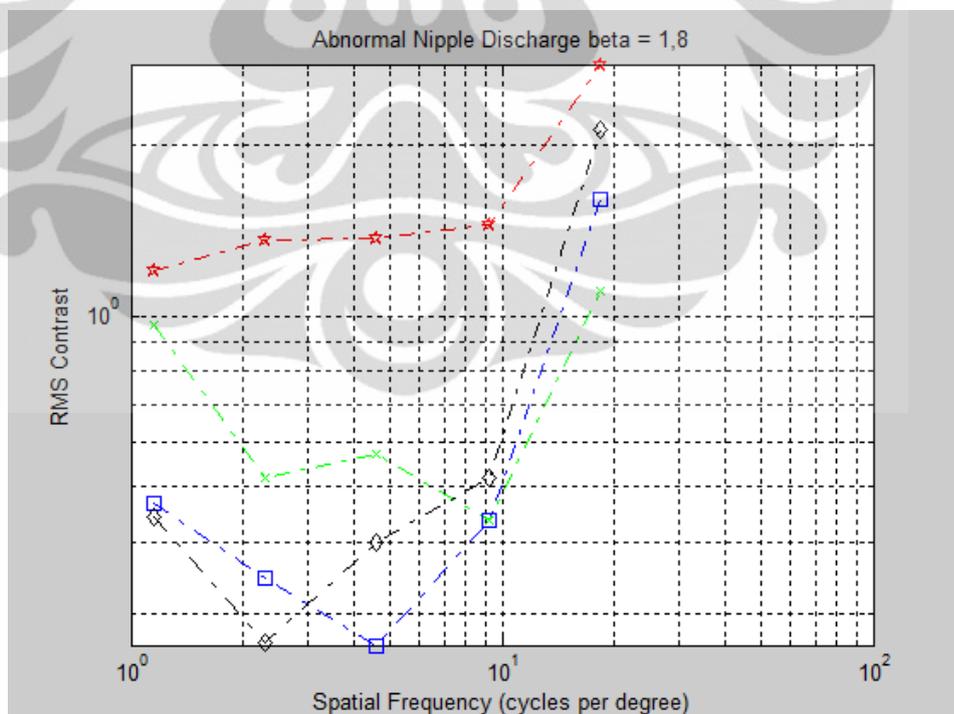
Gambaran umum hasil pengujian kualitas citra hasil dekomposisi dapat diamati dengan menggunakan grafik *contrast threshold* terhadap frekuensi spasial seperti pada Gambar 4.12 sampai Gambar 4.15 yang terdapat pada halaman selanjutnya.



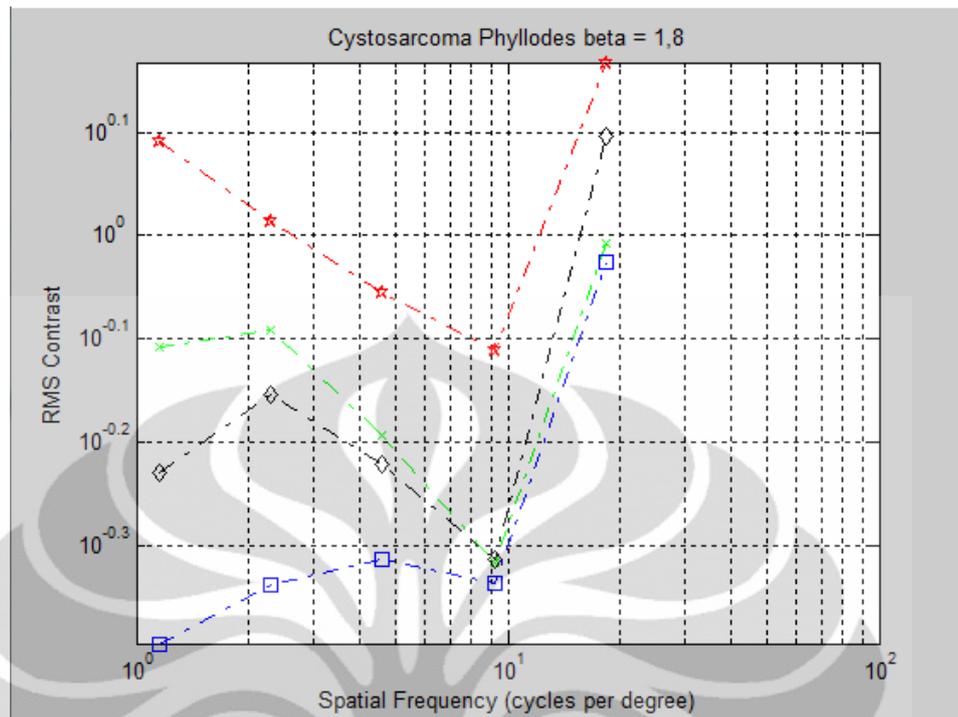
Gambar 4.12 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Abnormal Nipple Discharge* dengan nilai $\beta = 1,5$



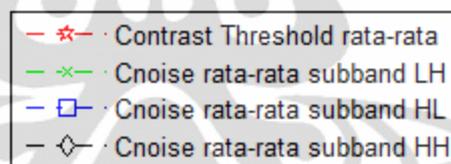
Gambar 4.13 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Cystosarcoma Phyllodes* dengan nilai $\beta = 1,5$



Gambar 4.14 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Abnormal Nipple Discharge* dengan nilai $\beta = 1,8$



Gambar 4.15 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Cystosarcoma Phyllodes* dengan nilai $\beta = 1,8$



Gambar 4.16 Legenda untuk Gambar 4.12 sampai Gambar 4.15

Pada Gambar 4.12 sampai Gambar 4.15 di atas ditampilkan grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial dan grafik *contrast noise* rata-rata pada setiap orientasi terhadap frekuensi spasial. Pada Gambar 4.12 sampai Gambar 4.15 di atas terlihat bahwa nilai *contrast threshold* terhadap frekuensi spasial bervariasi pada setiap citra dan pada setiap frekuensinya sesuai dengan yang terdapat pada referensi [12]. Pada Gambar 4.12 sampai Gambar 4.15 terlihat bahwa pada citra yang sama, nilai $\beta = 1,5$ mempunyai *contrast threshold* yang lebih kecil dibanding dengan *contrast threshold* pada nilai $\beta = 1,8$, tetapi mempunyai bentuk yang sama. Hal ini karena β merupakan parameter *summation* yang akan menurunkan nilai *contrast threshold* akibat pengaruh *summation* seperti

dijelaskan di referensi [12]. Semakin kecil nilai β , semakin kecil *contrast threshold*.

Analisis lebih lanjut dilakukan dengan melihat jumlah blok dengan *contrast noise* pada setiap *subband* yang melebihi nilai *contrast threshold* pada setiap frekuensi spasialnya yang terdapat pada Tabel 4.12 di bawah ini.

Tabel 4.12 Jumlah blok dengan *contrast noise* lebih dari *contrast threshold* pada *modality mammography*

Sub band	Citra									
	$\beta = 1,5$					$\beta = 1,8$				
	MM1	MM2	MM3	MM4	MM5	MM1	MM2	MM3	MM4	MM5
LH1	24,194	23,633	24,780	23,022	24,780	24,609	22,998	23,047	23,584	36,353
LH2	22,754	23,242	21,973	28,320	19,434	23,242	24,023	23,926	22,949	23,438
LH3	23,828	24,219	24,219	24,609	24,609	25,000	24,219	24,609	24,609	17,188
LH4	25,000	23,438	25,000	25,000	23,438	23,438	25,000	23,438	21,875	23,438
LH5	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000
HL1	24,976	23,120	24,976	24,536	35,352	23,096	22,754	23,389	23,096	22,754
HL2	24,219	23,926	23,145	24,902	15,625	22,949	24,707	23,242	22,559	24,219
HL3	25,391	23,828	22,656	23,047	23,438	24,609	22,656	23,828	23,828	18,359
HL4	23,438	23,438	25,000	23,438	23,438	25,000	23,438	25,000	25,000	23,438
HL5	25,000	25,000	18,750	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000
HH1	17,432	23,438	23,462	9,985	24,438	24,341	22,852	24,951	23,267	22,998
HH2	23,438	24,023	22,754	35,449	16,211	25,000	23,535	23,438	24,902	24,219
HH3	23,828	23,438	22,656	24,609	23,828	22,656	24,219	24,609	23,438	21,484
HH4	23,438	23,438	23,438	23,438	23,438	23,438	25,000	25,000	23,438	25,000
HH5	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000

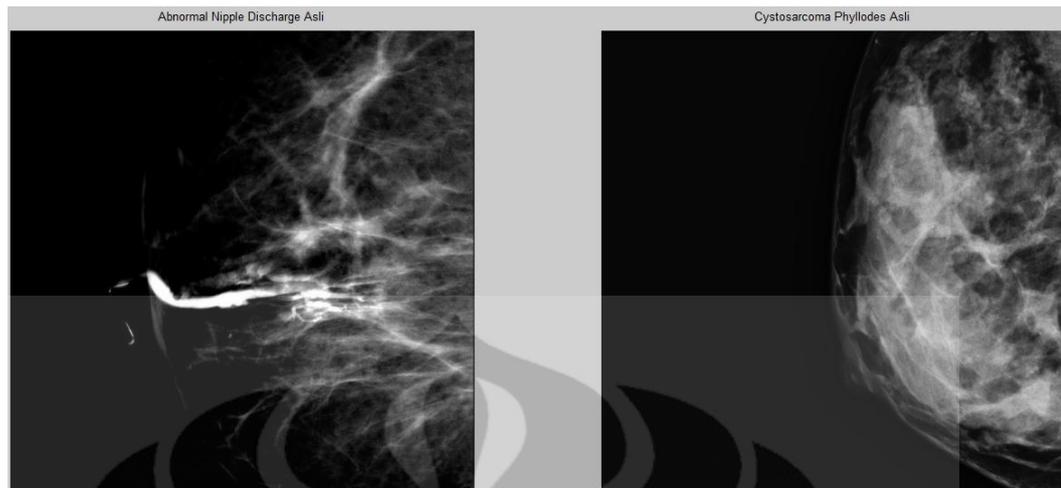
Pada Tabel 4.12 di atas terlihat bahwa pada semua citra, hampir semua jumlah blok mempunyai nilai *contrast noise* kurang dari *contrast threshold* yang direkomendasikan referensi [12] kecuali pada bagian yang di-dash kuning. Dengan hasil ini, 85,00% pengujian citra medis yang dilakukan radiolog tidak ditemukan perbedaan antara citra asli dengan citra hasil dekompresi. Perbedaan nilai β tidak mempengaruhi jumlah blok yang memiliki *contrast noise* lebih besar daripada *contrast threshold* karena pada nilai β berapapun digunakan algoritma yang sama. Meskipun pada Tabel 4.12 di atas ditemukan hasil jumlah persentase blok yang direkomendasikan referensi [12], masih terdapat hasil pengujian yang berupa skala Likert = 5 pada beberapa citra yang diujikan. Sama seperti pada *modality X-ray*, hal ini menunjukkan bahwa terdapat hal lain selain pelanggaran

jumlah persentase blok yang direkomendasikan referensi [12] yang mempengaruhi hasil pengujian kualitas citra hasil dekompresi.

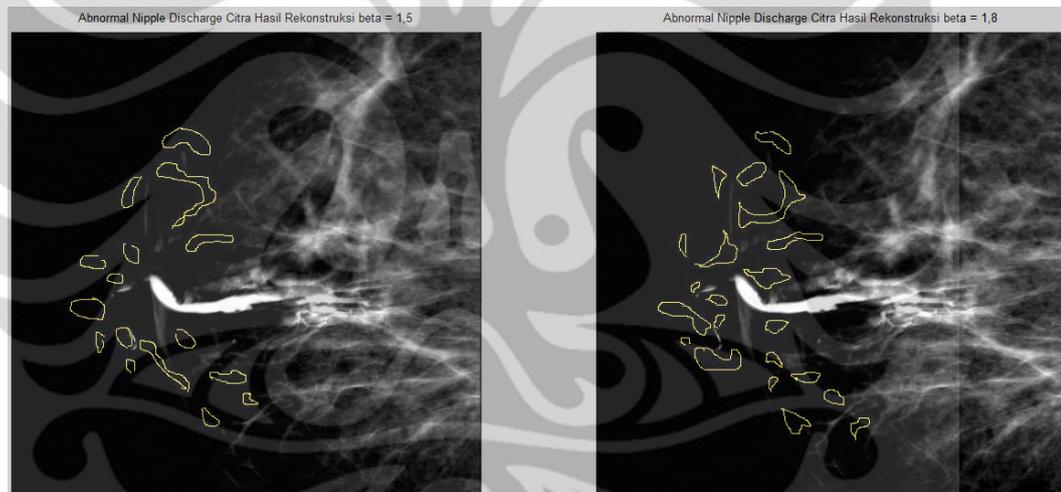
Pada citra hasil dekompresi, baik pada nilai $\beta = 1,5$ maupun pada nilai $\beta = 1,8$ telah ditemukan artifak. Alasan digunakannya dua buah nilai β pada pengujian kualitas citra medis pada *modality mammography* telah dijelaskan pada paragraf sebelumnya. Pada bagian ini akan dijelaskan *noise* yang terjadi pada citra hasil dekompresi dan hubungannya dengan nilai β .

Artifak yang terjadi pada citra hasil dekompresi adalah berupa *ringing artifak* yang terdapat di sekitar bagian *edge* citra dan juga *denoising* yang menyebabkan perbedaan kontras antara citra asli dengan citra hasil dekompresi. *ringing* artifak terjadi karena kuantisasi koefisien-koefisien frekuensi tinggi hasil transformasi wavelet pada bagian citra yang berupa *edge* yang selanjutnya menyebabkan bagian *edge* pada citra hasil dekompresi menjadi tidak tajam, sedangkan *denoising* terjadi akibat kuantisasi citra yang menyebabkan hilangnya informasi pada frekuensi tinggi. Fenomena ini ditampilkan pada Gambar 4.17 sampai Gambar 4.19 yang terdapat pada halaman selanjutnya.

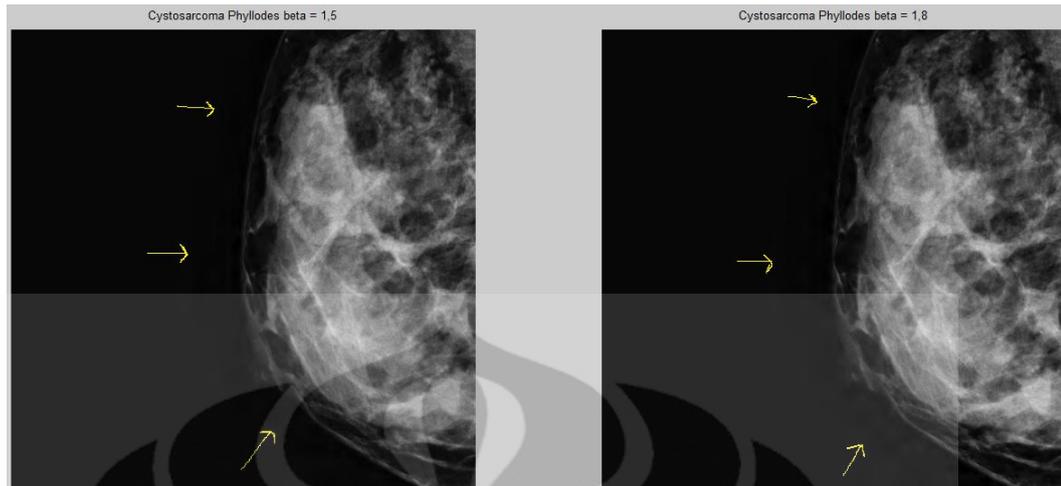
Seperti terdapat pada referensi [12], nilai β menunjukkan parameter *summation* yang akan menurunkan nilai *contrast threshold* akibat pengaruh *summation* seperti dijelaskan di referensi [12]. Hal ini berarti pada citra yang sama, semakin kecil nilai β , semakin kecil juga *contrast threshold* yang terjadi. Dengan kata lain, pengaruh *noise* akan lebih besar terlihat pada nilai β yang lebih besar. Hal ini dapat terlihat pada seluruh citra hasil dekompresi pada *modality mammography*. Gambar 4.17 sampai Gambar 4.19 yang terdapat pada halaman selanjutnya dapat dijadikan sebagai contoh pengaruh nilai β terhadap artifak yang terjadi pada citra hasil dekompresi pada *modality mammography*. Pada Gambar 4.18 dan Gambar 4.19 letak artifak yang terjadi pada citra hasil dekompresi ditunjukkan oleh garis kuning. Gambar citra hasil dekompresi pada *modality mammography* pada setiap nilai β dan hasil transformasi waveletnya masing-masing ditampilkan pada lampiran.



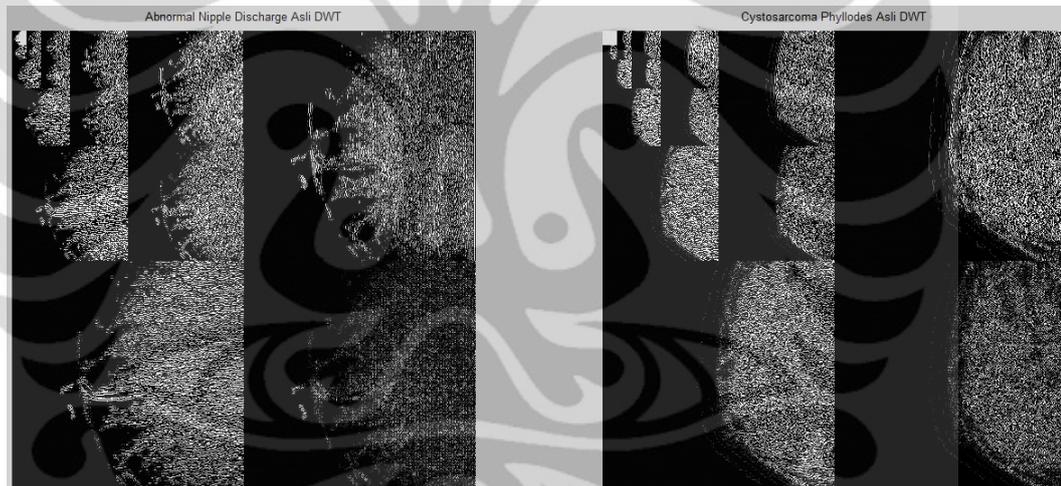
Gambar 4.17 Citra *Abnormal Nipple Discharge* (kiri) dan citra *Cystosarcoma Phyllodes* (kanan) asli



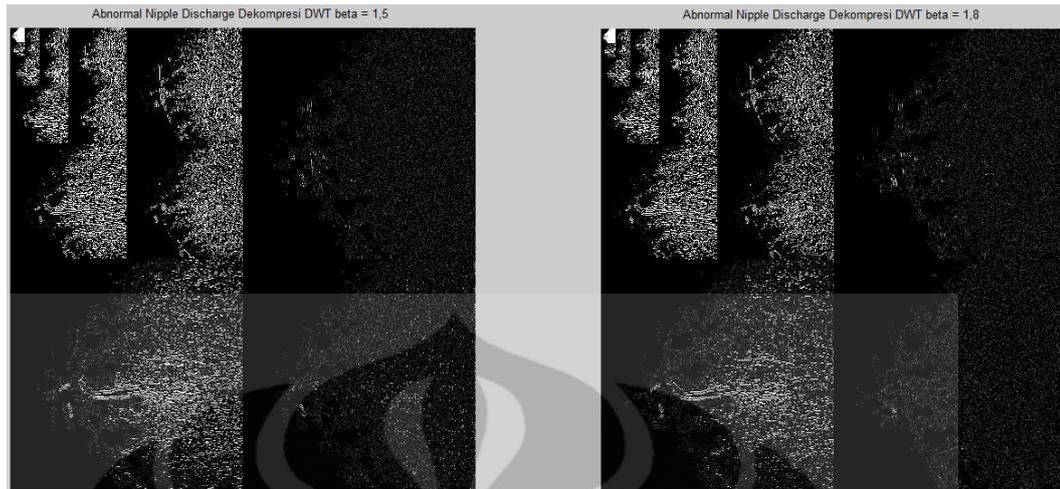
Gambar 4.18 Artifak pada citra *Abnormal Nipple Discharge* pada $\beta = 1,5$ (kiri) dan pada $\beta = 1,8$ (kanan)



Gambar 4.19 Artifak pada citra *Cystosarcoma Phyllodes* pada $\beta = 1,5$ (kiri) dan pada $\beta = 1,8$ (kanan)



Gambar 4.20 Hasil transformasi wavelet pada citra *Abnormal Nipple Discharge* (kiri) dan citra *Cystosarcoma Phyllodes* asli (kanan)



Gambar 4.21 Hasil transformasi wavelet pada citra *Abnormal Nipple Discharge* pada $\beta = 1,5$ (kiri) dan pada $\beta = 1,8$ (kanan)



Gambar 4.22 Hasil transformasi wavelet pada citra *Cystosarcoma Phyllodes* pada $\beta = 1,5$ (kiri) dan pada $\beta = 1,8$ (kanan)

Artifak yang terdapat pada Gambar 4.18 dan Gambar 4.19 adalah *ringing* artifak yang menyebabkan osilasi-osilasi di sekitar *edge*. Pada nilai $\beta = 1,8$, artifak yang terjadi lebih besar daripada saat nilai $\beta = 1,5$. Hal ini sesuai dengan yang terdapat pada referensi [12]. Semakin tinggi nilai β , *denoising* yang terjadi juga semakin besar. Hal ini dapat dilihat pada Gambar 4.21 dan 4.22 di atas bahwa koefisien-koefisien pada *subband* frekuensi tinggi lebih banyak yang mengalami kuantisasi pada nilai β yang lebih besar.

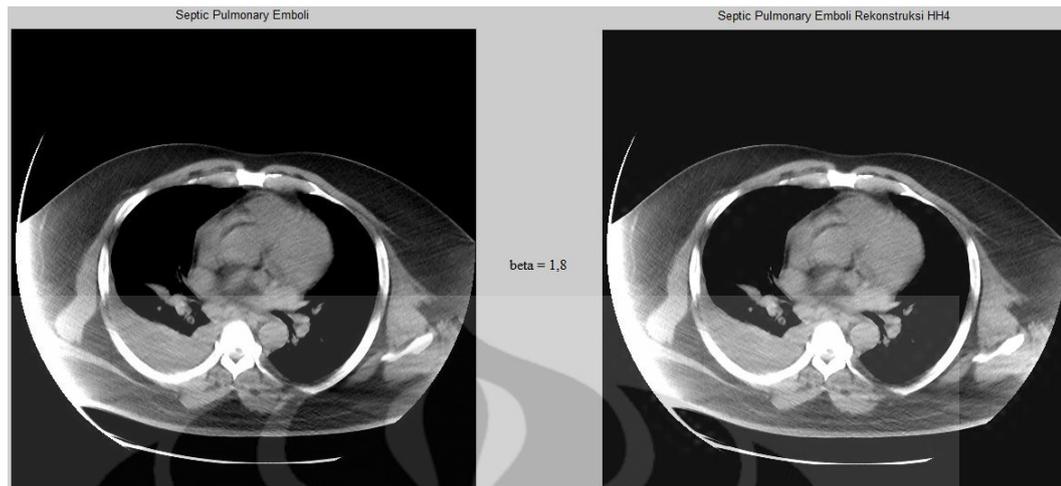
Dari hasil pengujian variasi nilai β pada *modality mammography*, diperoleh nilai $\chi_{h\beta}^2_{MAMMO} = 0,153846154 < \chi_{\alpha}^2_{MAMMO} = 3,84146$. Hal ini berarti tidak terdapat pengaruh variasi nilai β pada *modality mammography*. Pada teori yang terdapat pada referensi [12], seharusnya terdapat pengaruh nilai β terhadap kualitas citra hasil dekompresi -seperti dijelaskan pada paragraf sebelumnya. Kejadian ini dapat dianalisis dengan melihat artifak yang terjadi pada citra hasil dekompresi dengan nilai β yang berbeda yang selanjutnya dihubungkan dengan hasil pengujian χ^2 dan penilaian citra hasil pengujian.

Pada citra *Abnormal Nipple Discharge* dan citra *Cystosarcoma Phyllodes*, terlihat bahwa artifak yang terjadi lebih jelas seiring dengan bertambahnya nilai β seperti ditunjukkan pada Gambar 4.21 dan 4.22. Akan tetapi, pada hasil pengujian ditunjukkan bahwa tidak terdapat pengaruh kualitas citra hasil dekompresi pada nilai β yang berbeda. Untuk mengetahui fenomena ini, dilakukan wawancara kepada penguji. Pada hasil wawancara, didapat pernyataan bahwa artifak memang terlihat (pada saat pengujian, tidak diungkapkan pengaruh nilai β terhadap kualitas citra hasil dekompresi kepada penguji seperti yang terdapat pada referesni [12] agar responden tidak dibuat mengambil suatu penilaian sebelum dilakukannya pengujian), tetapi penguji masih dapat mendiagnosa penyakit dengan benar karena artifak terjadi pada keseluruhan citra dan bukan pada suatu bagian tertentu saja. Pada hasil wawancara didapatkan bahwa jika artifak terjadi pada suatu bagian tertentu saja pada citra, radiolog perlu waspada karena kemungkinan terdapat perbedaan diagnosa dengan citra asli. Akan tetapi, jika artifak terdapat merata pada citra, radiolog dapat menilai bahwa artifak tersebut memanglah merupakan artifak dan tidak menunjukkan suatu kelainan diagnosa. Pada hasil wawancara juga didapatkan informasi bahwa seorang radiolog masih dapat membedakan mana yang merupakan artifak dan mana yang merupakan informasi pada suatu citra medis yang memang sudah rusak (misal akibat kesalahan teknisi radiologi saat mengambil gambar dan kesalahan pencucian film). Hal-hal inilah yang membuat tidak terdapatnya variasi kualitas citra medis pada nilai β yang berbeda, meskipun jika dilihat terdapat penambahan penampakan *noise* (telah dijelaskan pada bagian sebelumnya).

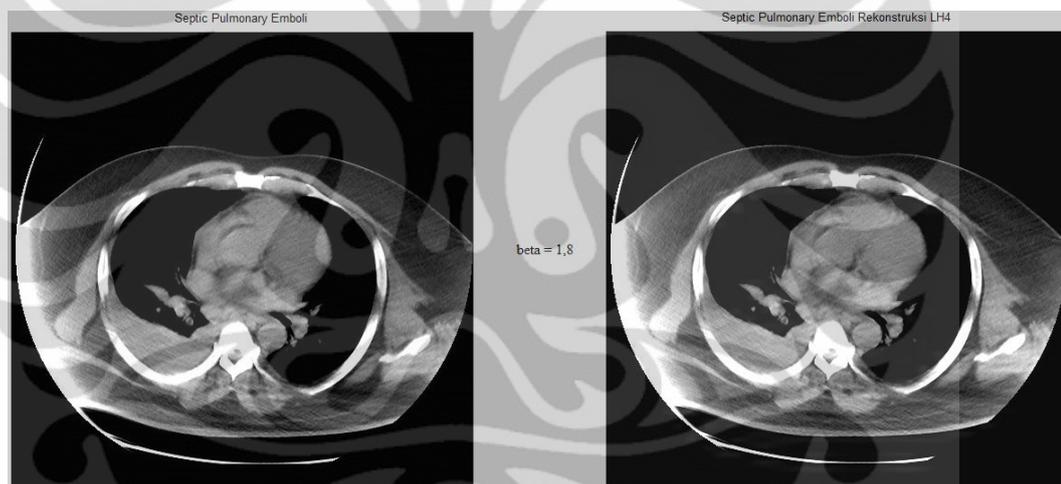
4.2.1.3 Analisis Hasil Pengujian Kualitas Citra Hasil Dekompresi pada *Modality Computed Tomography*

Pada pengujian kualitas citra hasil dekompresi ada *modality computed tomography* digunakan lima buah citra dan empat buah nilai β ($\beta = 1,1$; $\beta = 1,2$; $\beta = 1,5$; dan $\beta = 1,8$). Dari hasil pengujian didapat tingkat kejelasan citra hasil dekompresi pada *modality mammography* adalah 89,1666667%. Hal ini berarti 89,1666667% pengujian citra medis yang dilakukan radiolog tidak ditemukan perbedaan antara citra asli dengan citra hasil dekompresi.

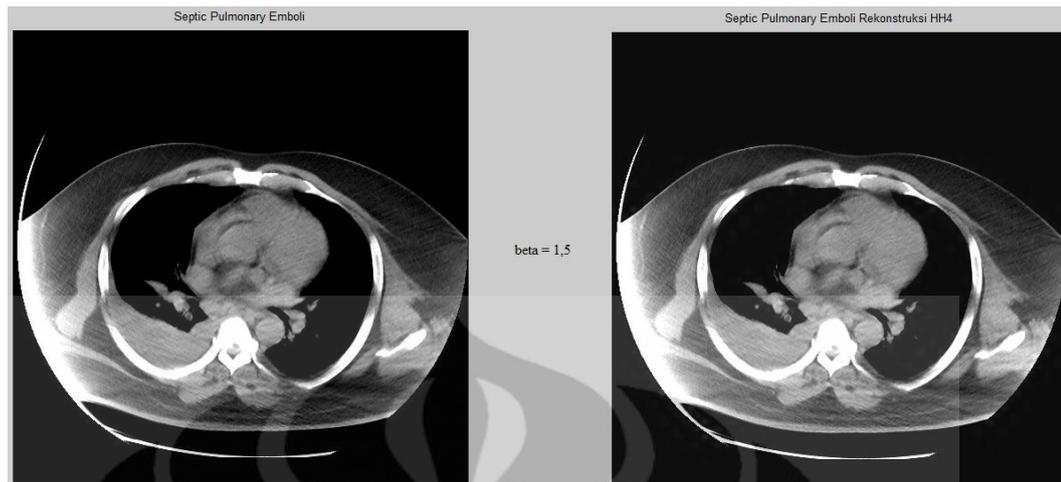
Sama seperti pada pengujian kualitas citra hasil dekompresi pada *modality mammography*, pada pengujian kualitas citra hasil dekompresi pada *modality computed tomography* digunakan lebih dari satu buah nilai β . Hal ini dilakukan dengan alasan yang sama seperti alasan digunakannya dua buah nilai β pada *modality mammography*. Pada pengujian kualitas citra hasil dekompresi *modality computed tomography*, digunakan empat buah nilai β karena penulis melihat masih terlihatnya artifak pada nilai $\beta = 1,5$ dan $\beta = 1,8$. Oleh karena itu, digunakan juga nilai $\beta = 1,1$ dan $\beta = 1,2$ untuk menguji kualitas citra hasil dekompresi pada *modality computed tomography*. Pada Gambar 4.23 sampai Gambar 4.26 yang terdapat pada halaman selanjutnya ditampilkan citra hasil rekonstruksi jika satu buah *subband* saja yang dilakukan kuantisasi. Gambar 4.23 sampai Gambar 4.26 ditujukan untuk kepentingan yang sama seperti ditampilkannya Gambar 4.8 sampai Gambar 4.11 pada analisis kualitas citra hasil dekompresi pada *modality mammography*, yaitu untuk memberikan gambaran tentang fenomena *summation* yang terjadi dan pengaruhnya dengan nilai β .



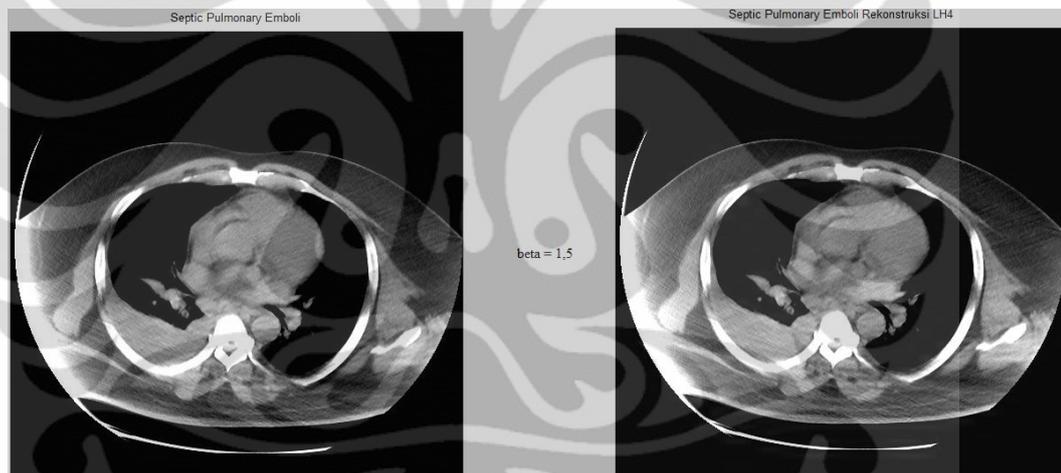
Gambar 4.23 Perbandingan citra *Septic Pulmonary Emboli* asli dengan citra *Septic Pulmonary Emboli* hasil dekompresi jika subband HH4 dikuantisasi pada $\beta = 1,8$



Gambar 4 24 Perbandingan citra *Septic Pulmonary Emboli* asli dengan citra *Septic Pulmonary Emboli* hasil dekompresi jika subband LH4 dikuantisasi pada $\beta = 1,8$

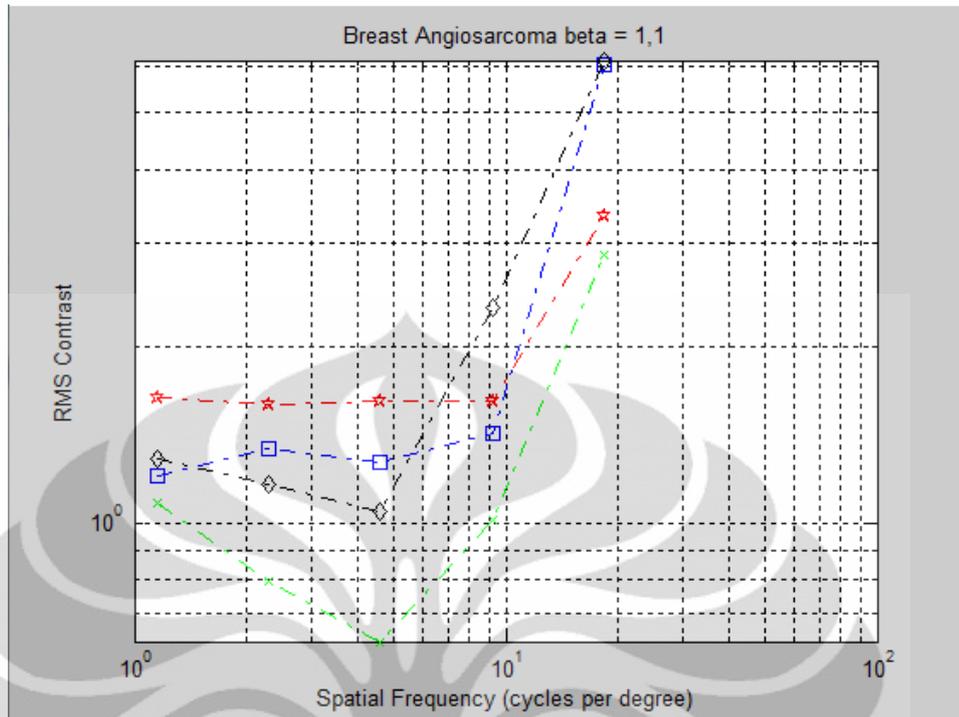


Gambar 4.25 Perbandingan citra *Septic Pulmonary Emboli* asli dengan citra *Septic Pulmonary Emboli* hasil dekompresi jika *subband* HH4 dikuantisasi pada $\beta = 1,5$

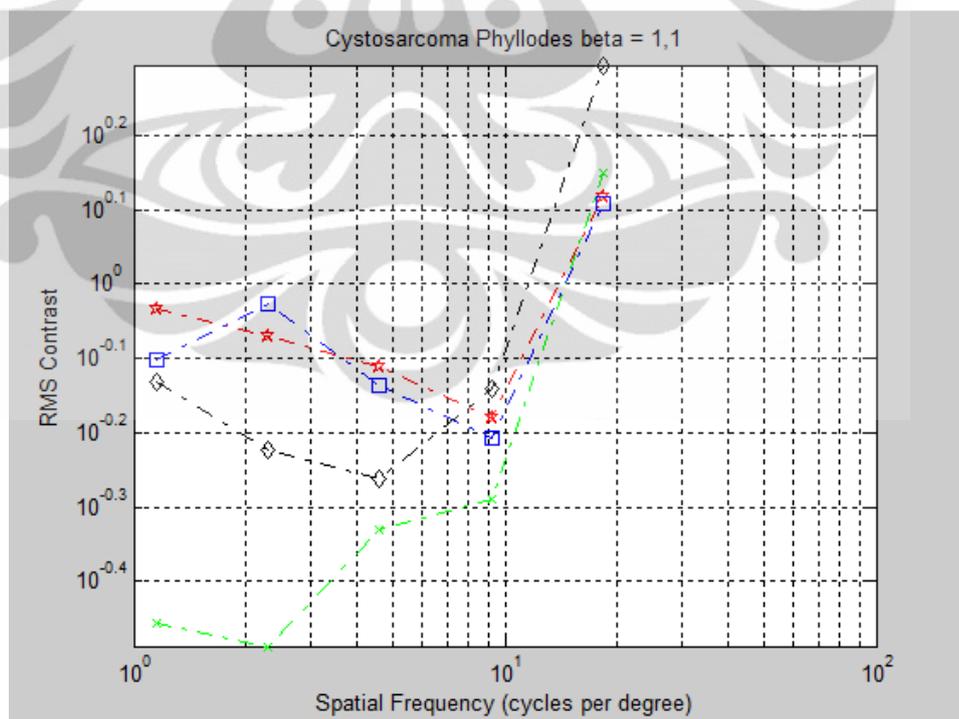


Gambar 4.26 Perbandingan citra *Septic Pulmonary Emboli* asli dengan citra *Septic Pulmonary Emboli* hasil dekompresi jika *subband* LH4 dikuantisasi pada $\beta = 1,5$

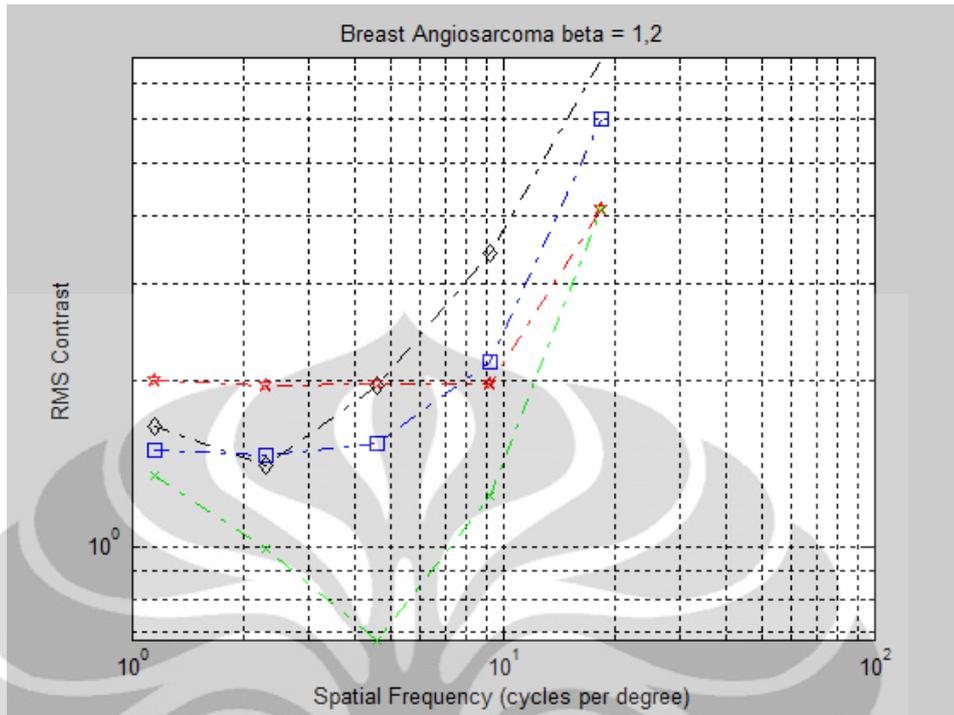
Gambaran umum hasil pengujian kualitas citra hasil dekompresi dapat diamati dengan menggunakan grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial seperti terdapat pada Gambar 4.27 sampai Gambar 4.34 yang terdapat pada halaman selanjutnya.



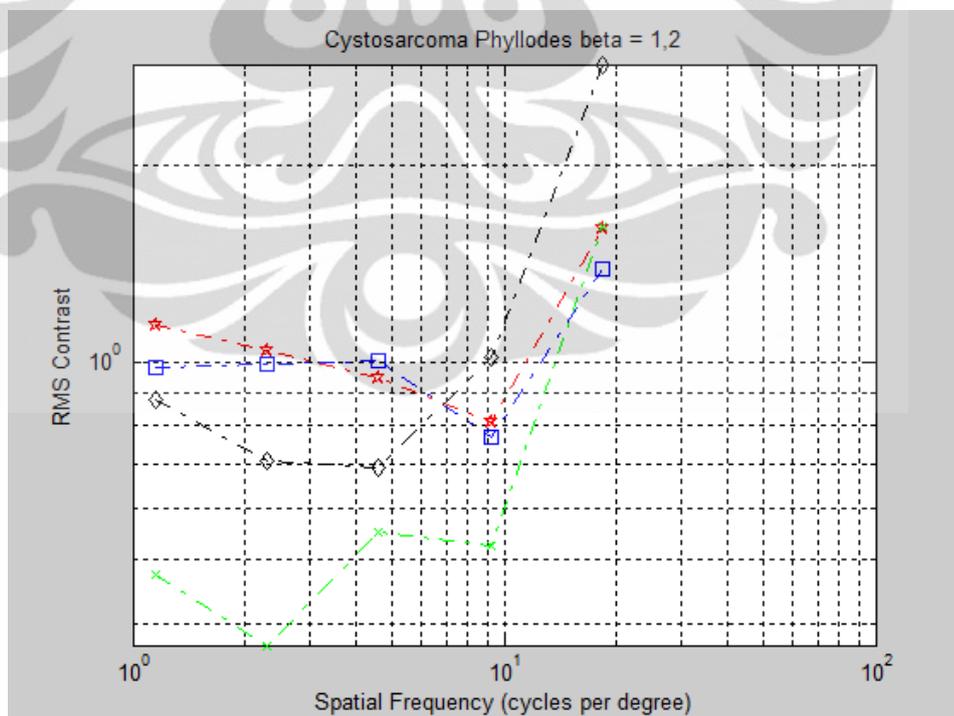
Gambar 4.27 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Breast Angiosarcoma* pada nilai $\beta = 1,1$



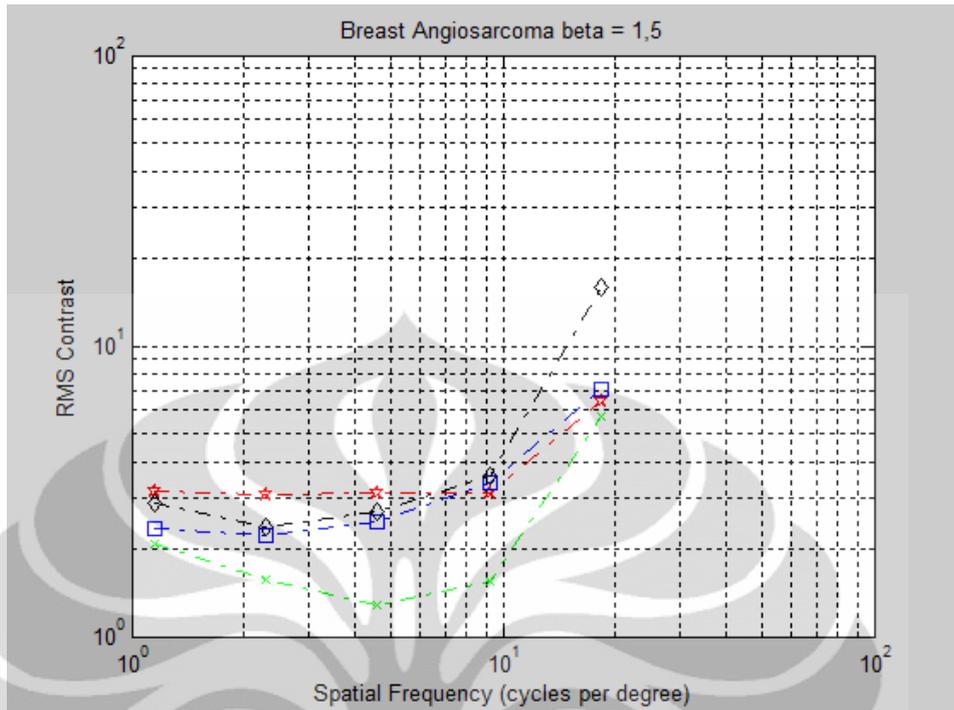
Gambar 4.28 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Cystosarcoma Phyllodes* pada nilai $\beta = 1,1$



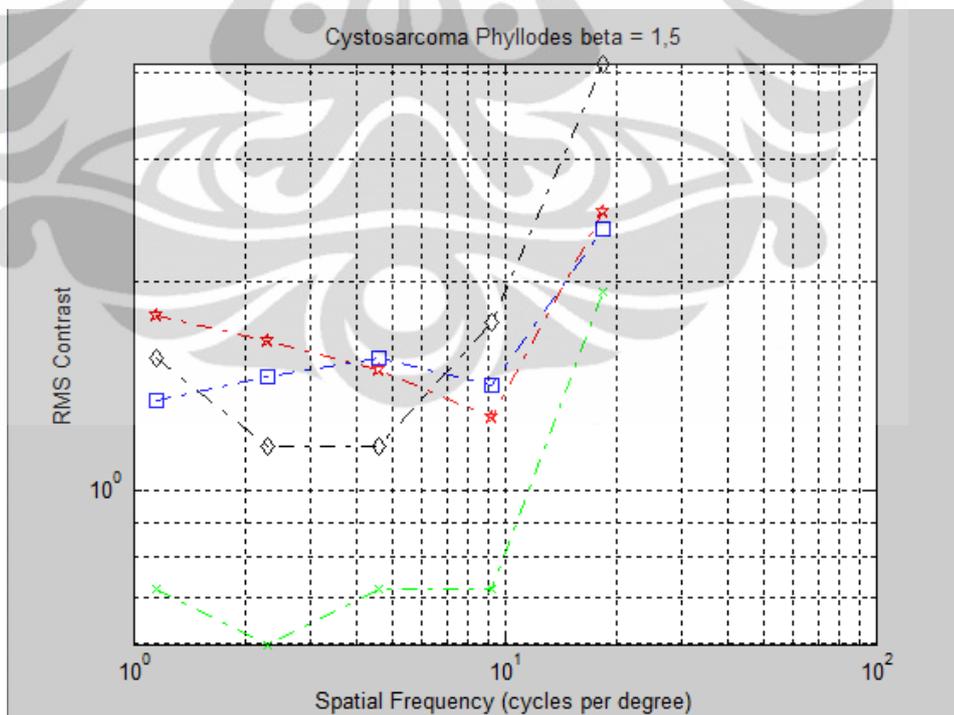
Gambar 4.29 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Breast Angiosarcoma* pada nilai $\beta = 1,2$



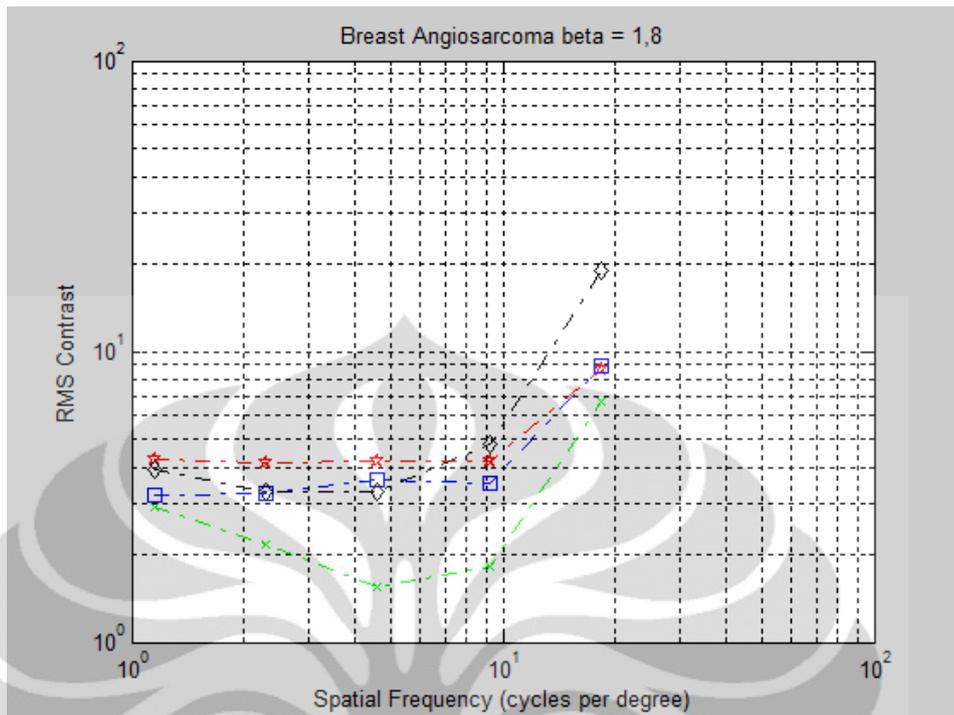
Gambar 4.30 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Cystosarcoma Phyllodes* pada nilai $\beta = 1,2$



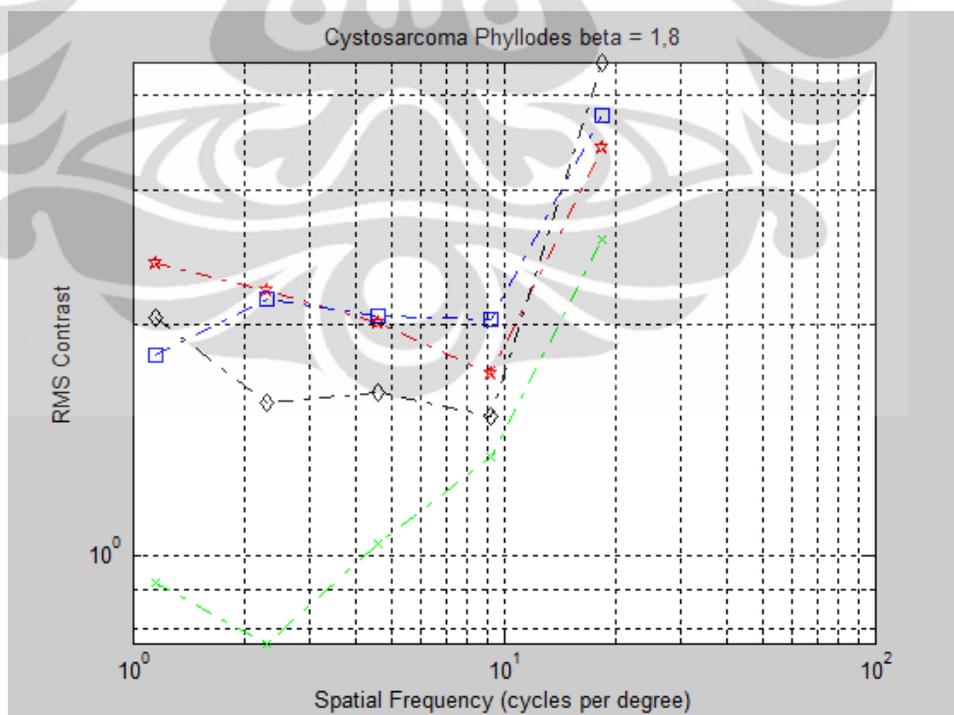
Gambar 4.31 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Breast Angiosarcoma* pada nilai $\beta = 1,5$



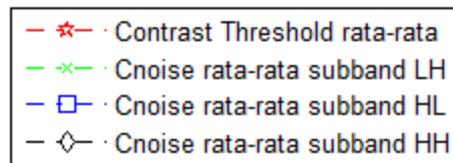
Gambar 4.32 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Cystosarcoma Phyllodes* pada nilai $\beta = 1,5$



Gambar 4.33 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Breast Angiosarcoma* pada nilai $\beta = 1,8$



Gambar 4.34 Grafik *RMS Contrast* terhadap frekuensi spasial pada citra *Cystosarcoma Phyllodes* pada nilai $\beta = 1,8$



Gambar 4.35 Legenda untuk Gambar 4.27 sampai 4.34

Pada Gambar 4.27 sampai Gambar 4.34 terlihat bahwa nilai *contrast threshold* bergantung pada setiap citra dan frekuensi spasial sesuai dengan yang terdapat pada referensi [12]. Pada Gambar 4.27 sampai Gambar 4.34 juga terlihat bahwa pada citra yang sama semakin besar nilai β , semakin besar juga nilai *contrast threshold* yang dimiliki. Akan tetapi, pada citra yang sama, grafik *contrast threshold* terhadap frekuensi spasial mempunyai bentuk yang sama, hanya nilai *contrast threshold*-nya saja yang berbeda. Hal ini karena β merupakan menunjukkan parameter *summation* yang akan menurunkan nilai *contrast threshold* akibat pengaruh *summation* seperti dijelaskan di referensi [12]. Dengan kata lain, nilai β akan mengurangi nilai *contrast threshold* pada setiap frekuensi spasialnya dengan rasio yang sama.

Analisis lebih lanjut dapat dilakukan dengan melihat jumlah blok dengan *contrast noise* pada setiap *subband* yang melebihi nilai *contrast threshold* pada setiap frekuensi spasialnya (terdapat pada Tabel 4.13 di bawah ini).

Tabel 4.13 Jumlah persentase blok dengan *contrast noise* lebih dari *contrast threshold* pada *modality computed tomography*

Sub band	Citra									
	$\beta = 1,1$					$\beta = 1,2$				
	CT1	CT2	CT3	CT4	CT5	CT1	CT2	CT3	CT4	CT5
LH1	24,023	23,975	24,365	44,043	22,754	24,683	23,779	24,170	34,106	21,582
LH2	23,047	25,488	24,023	24,902	24,023	24,023	23,145	24,707	24,512	23,340
LH3	23,047	25,000	23,047	25,000	23,828	24,219	24,219	23,047	24,219	24,609
LH4	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	23,438	23,438	25,000	25,000	23,438
LH5	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000
HL1	19,922	24,463	24,414	23,633	22,949	17,065	22,900	23,804	15,137	24,243
HL2	24,512	23,730	23,242	23,828	25,684	19,434	23,145	24,219	24,414	23,438
HL3	23,438	27,344	25,000	24,609	23,047	25,000	23,828	24,219	23,047	25,000
HL4	23,438	25,000	23,438	23,438	23,438	23,438	23,438	23,438	23,438	23,438

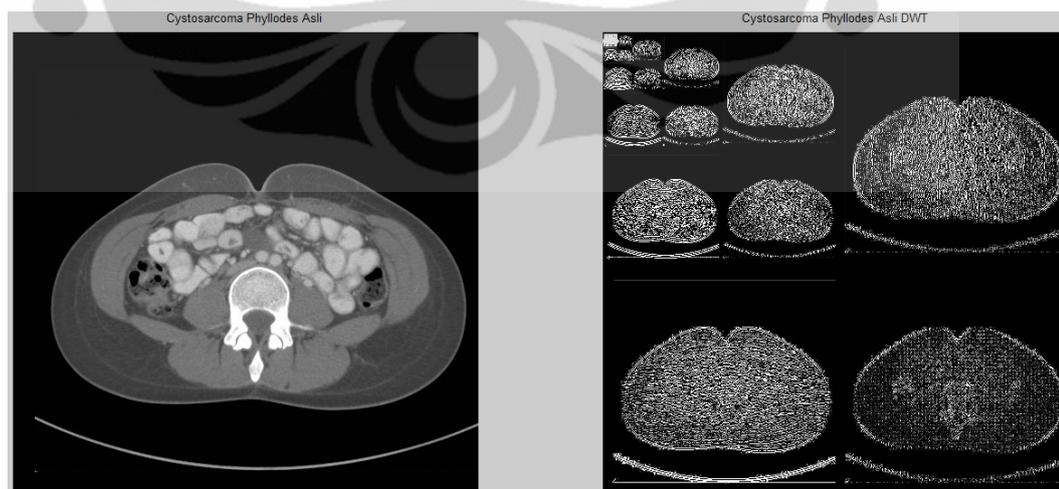
Tabel 4.13 Jumlah persentase blok dengan *contrast noise* lebih dari *contrast threshold* pada *modality computed tomography* (sambungan)

Sub band	Citra									
	$\beta = 1,1$					$\beta = 1,2$				
	CT1	CT2	CT3	CT4	CT5	CT1	CT2	CT3	CT4	CT5
HL5	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	12,500
HH1	24,658	23,706	22,852	7,397	24,805	23,535	23,755	24,976	62,085	24,927
HH2	24,219	23,340	24,414	29,590	24,902	24,707	23,633	25,000	36,621	22,852
HH3	22,656	24,219	22,656	33,203	23,438	25,000	23,438	23,047	24,609	24,219
HH4	25,000	25,000	23,438	25,000	25,000	23,438	25,000	23,438	23,438	23,438
HH5	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000
Sub band	Citra									
	$\beta = 1,5$					$\beta = 1,8$				
	CT1	CT2	CT3	CT4	CT5	CT1	CT2	CT3	CT4	CT5
LH1	22,510	23,535	23,584	22,607	24,463	24,219	23,828	23,657	20,483	24,756
LH2	24,707	23,633	24,707	41,016	23,828	24,512	25,000	24,121	12,402	24,219
LH3	23,828	23,828	24,609	24,219	24,609	22,656	24,219	22,656	26,953	23,438
LH4	23,438	25,000	23,438	25,000	25,000	25,000	23,438	23,438	25,000	25,000
LH5	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000
HL1	24,585	23,682	23,315	42,505	24,731	23,364	24,390	24,146	23,853	25,000
HL2	23,633	23,535	24,707	22,559	23,340	22,852	23,828	22,656	31,934	25,000
HL3	23,828	25,000	22,656	25,781	23,047	24,609	23,047	24,609	27,734	24,219
HL4	25,000	25,000	23,438	23,438	25,000	25,000	25,000	25,000	23,438	23,438
HL5	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000	25,000
HH1	24,634	27,295	24,316	38,721	23,975	22,998	24,194	23,022	25,000	24,048
HH2	24,707	23,047	19,922	19,531	23,438	22,656	22,656	24,805	7,715	24,805
HH3	23,828	23,828	22,656	30,859	22,656	23,828	23,828	25,000	20,703	25,000
HH4	25,000	25,000	23,438	28,125	23,438	25,000	23,438	25,000	25,000	25,000
HH5	25,000	18,750	25,000	25,000	25,000	25,000	31,250	25,000	25,000	25,000

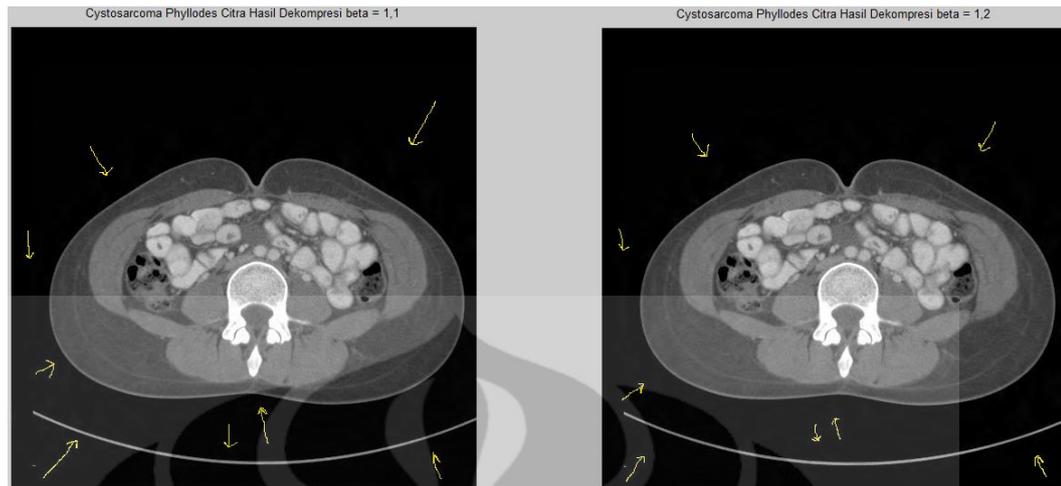
Pada Tabel 4.13 di atas terlihat bahwa pada semua citra, hampir semua jumlah blok mempunyai nilai *contrast noise* lebih dari *contrast threshold* yang direkomendasikan referensi [12] kecuali pada bagian yang di-dash. Kualitas citra asli dengan citra hasil dekompresi masih mempunyai diagnosa yang sama dengan tingkat kejelasan = 89,1666667% pada hasil pengujian. Perbedaan nilai β tidak mempengaruhi jumlah blok yang memiliki *contrast noise* lebih besar daripada *contrast threshold* karena pada nilai β berapapun digunakan algoritma yang sama. Sama seperti pada *modality X-ray* dan *mammography*, analisis dilanjutkan dengan membandingkan hasil transformasi wavelet citra asli dengan hasil transformasi wavelet citra hasil dekompresi karena pada hasil pengujian ditunjukkan terdapat perbedaan antara citra asli dengan citra hasil dekompresi pada beberapa citra yang

diujikan. Hal ini menunjukkan bahwa terdapat hal lain selain pelanggaran jumlah persentase blok yang direkomendasikan referensi [12] yang mempengaruhi hasil pengujian kualitas citra hasil dekompresi.

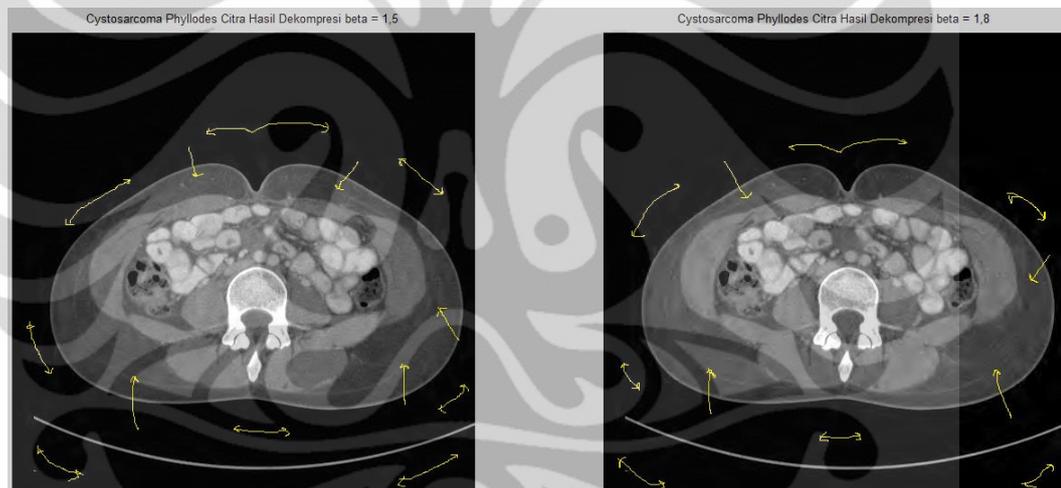
Pada citra hasil dekompresi, pada nilai β berapapun, telah ditemukan artifak. Alasan digunakannya empat buah nilai β pada pengujian kualitas citra medis pada *modality computed tomography* telah dijelaskan pada paragraf sebelumnya. Seperti terdapat pada referensi [12], nilai β menunjukkan parameter *summation* yang akan menurunkan nilai *contrast threshold* akibat pengaruh *summation*. Hal ini berarti pada citra yang sama, semakin kecil nilai β , semakin kecil juga *contrast threshold* yang terjadi. Dengan kata lain, pengaruh *noise* akan lebih besar terlihat pada nilai β yang lebih besar. Hal ini dapat terlihat pada seluruh citra hasil dekompresi pada *modality computed tomography*. Gambar 4.36 sampai Gambar 4.38 di bawah ini dijadikan sebagai contoh pengaruh nilai β terhadap artifak yang terjadi pada citra hasil dekompresi. Pada Gambar 4.37 dan 4.38 di bawah ini, letak artifak yang terjadi pada citra hasil dekompresi ditunjukkan oleh garis kuning. Gambar citra hasil dekompresi pada *modality computed tomography* pada setiap nilai β dan hasil transformasi waveletnya masing-masing ditampilkan pada lampiran.



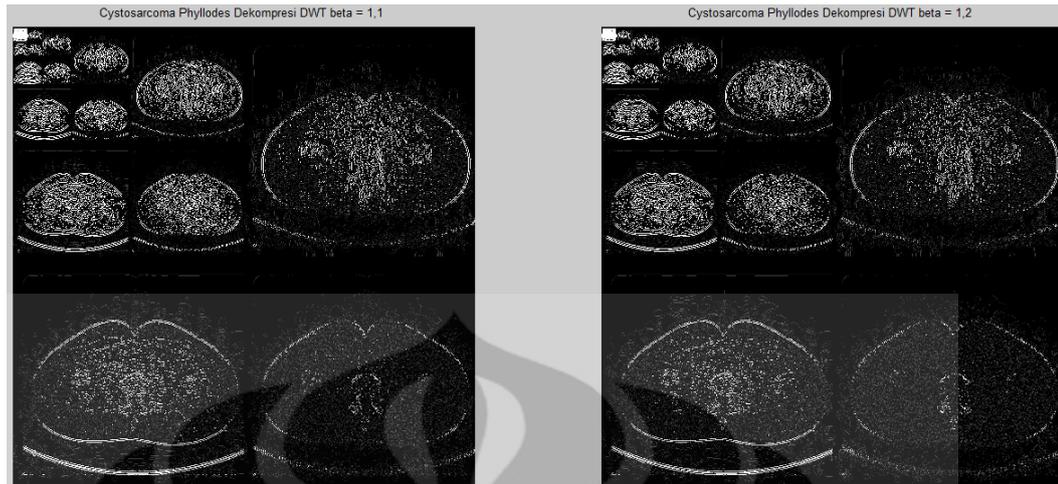
Gambar 4.36 Gambar citra *Cystosarcoma Phyllodes* asli (kiri) dan hasil transformasi waveletnya (kanan)



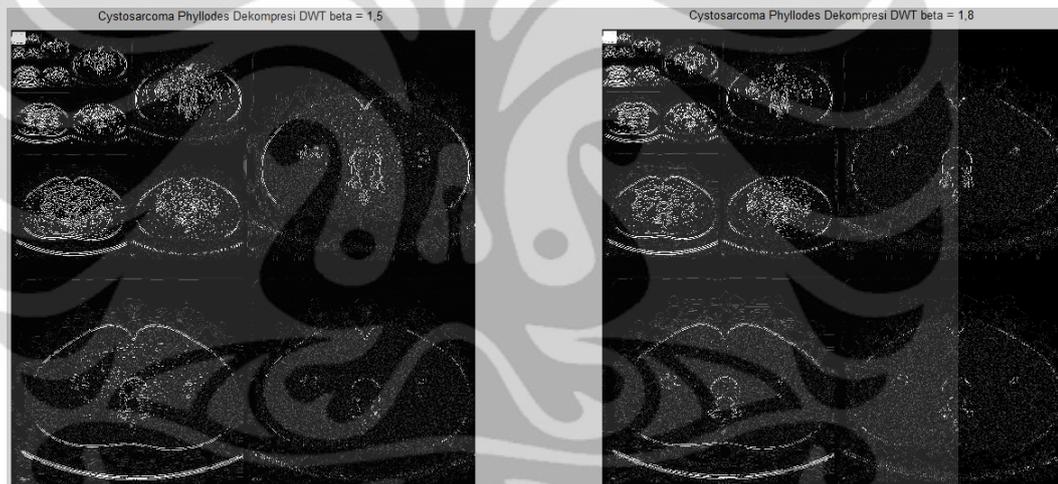
Gambar 4.37 Gambar citra *Cystosarcoma Phyllodes* hasil dekompresi pada nilai $\beta = 1,1$ (kiri) dan $\beta = 1,2$ (kanan)



Gambar 4.38 Gambar citra *Cystosarcoma Phyllodes* hasil dekompresi pada nilai $\beta = 1,5$ (kiri) dan $\beta = 1,8$ (kanan)



Gambar 4.39 Hasil transformasi *Cystosarcoma Phyllodes* pada nilai $\beta = 1,1$ (kiri) dan $\beta = 1,2$ (kanan)



Gambar 4.40 Hasil transformasi *Cystosarcoma Phyllodes* pada nilai $\beta = 1,5$ (kiri) dan $\beta = 1,8$ (kanan)

Artifak yang terdapat pada Gambar 4.37 dan Gambar 4.38 di atas adalah *ringing* artifak yang menyebabkan osilasi-osilasi di sekitar *edge* dan *blur* pada bagian utama citra. Semakin besar nilai β , artifak yang terjadi juga semakin besar. Hal ini sesuai dengan yang terdapat pada referensi [12]. Semakin tinggi nilai β , *denoising* yang terjadi juga semakin besar. Hal ini dapat dilihat pada Gambar 4.39 dan Gambar 4.40 di atas bahwa koefisien-koefisien pada *subband* frekuensi tinggi lebih banyak yang mengalami kuantisasi pada nilai β yang lebih besar.

Dari hasil pengujian variasi nilai β pada *modality computed tomography*, diperoleh nilai $\chi_{h\beta CT}^2 = 0,170002505 < \chi_{\alpha\beta CT}^2 = 7,81473$. Hal ini berarti tidak terdapat pengaruh variasi nilai β pada *modality computed tomography*.

Pada referensi [12], seharusnya terdapat pengaruh nilai β terhadap kualitas citra hasil dekompresi -seperti dijelaskan pada paragraf sebelumnya. Kejadian ini dapat dianalisis dengan melihat artifak yang terjadi pada citra hasil dekompresi dengan nilai β yang berbeda yang selanjutnya dihubungkan dengan hasil pengujian χ^2 dan penilaian citra hasil pengujian. Dengan mengambil contoh pada citra *Cystosarcoma Phyllodes*, terlihat bahwa artifak yang terjadi lebih jelas seiring dengan bertambahnya nilai β seperti ditunjukkan pada Gambar 4.37 dan 4.38 di atas. Akan tetapi, pada hasil pengujian ditunjukkan bahwa tidak terdapat perbedaan kualitas citra hasil dekompresi pada nilai β yang berbeda. Sama seperti pada saat menganalisis pengaruh nilai β pada kualitas citra hasil dekompresi, penulis melakukan wawancara kepada penguji untuk mengetahui fenomena ini. Pada hasil wawancara, jawaban yang didapat sama dengan jawaban yang didapat saat pengujian kualitas citra hasil dekompresi pada *modality mammography*. Didapat pernyataan dari radiolog bahwa artifak memang terlihat (pada saat pengujian, tidak ditekankan pengaruh nilai β terhadap kualitas citra hasil dekompresi kepada penguji seperti yang terdapat pada referensi [12] agar responden tidak dibuat mengambil suatu penilaian sebelum dialakukannya pengujian), tetapi penguji masih dapat mendiagnosa penyakit dengan benar karena artifak terjadi pada keseluruhan citra dan bukan pada suatu bagian tertentu saja. Pada hasil wawancara didapatkan bahwa jika artifak terjadi pada suatu bagian tertentu saja pada citra, radiolog perlu waspada karena kemungkinan terdapat perbedaan diagnosa dengan citra asli. Akan tetapi, jika artifak terdapat merata pada citra -pada citra hasil dekompresi, artifak terjadi merata-, radiolog dapat menilai bahwa artifak tersebut memanglah merupakan artifak dan tidak menunjukkan suatu kelainan diagnosa. Pada hasil wawancara juga didapatkan informasi bahwa seorang radiolog masih dapat membedakan mana yang merupakan artifak dan mana yang merupakan informasi pada suatu citra medis yang memang sudah rusak (misal akibat kesalahan teknisi radiologi saat mengambil gambar dan kesalahan pencucian film). Hal inilah yang menyebabkan

tidak terdapatnya perbedaan kualitas citra medis pada nilai β yang berbeda, meskipun jika dilihat terdapat penambahan penampakan *noise* (telah dijelaskan pada bagian sebelumnya).

4.2.2 Analisis Hasil Pengujian Rasio Kompresi pada Setiap *Modality*

Pada penghitungan rasio kompresi pada semua citra yang diujikan, terlihat bahwa rasio kompresi bervariasi pada setiap citra. Hal ini karena rasio kompresi yang dihasilkan tergantung pada entropi hasil transformasi wavelet citra hasil kuantisasi (yang tergantung dari *contrast threshold* setiap citra) dan tidak digunakan suatu target rasio kompresi tertentu. Pada algoritma kompresi yang digunakan, rasio kompresi yang dihasilkan memang tergantung pada citra masing-masing dan diharapkan dengan rasio kompresi tersebut, sesuai dengan ukuran *step* kuantisasi yang digunakan, citra hasil dekompresi tidak memiliki perbedaan yang tampak secara visual seperti dikemukakan pada referensi [12]. Karena algoritma kompresi yang digunakan tidak ditargetkan suatu nilai rasio kompresi tertentu - yang secara langsung menentukan ukuran *step* kuantisasi-, maka pada algoritma ini juga tidak ditetapkan suatu standar rasio kompresi yang tepat digunakan pada setiap *modality*.

Rasio kompresi yang dihasilkan dari Pengkodean Huffman dapat dihubungkan dengan entropi pada citra hasil kuantisasi. Semakin kecil nilai entropi, maka rasio kompresi yang dihasilkan akan semakin besar. Hal ini sesuai dengan teori bahwa prinsip kompresi adalah pengurangan redundan. Entropi yang semakin kecil berarti jumlah *bit* yang diperlukan untuk menampung semua informasi pada keseluruhan citra lebih sedikit, yang berarti rasio kompresi akan bernilai semakin besar. Rasio kompresi juga dapat dihubungkan dengan nilai β yang digunakan. Pada citra yang sama, semakin besar nilai β , maka entropi yang dimiliki akan semakin kecil, sehingga rasio kompresi yang dihasilkan akan semakin besar. Hal ini karena pada nilai β yang lebih besar, nilai *contrast threshold* yang akan lebih besar. Hal ini selanjutnya membuat ukuran *step* kuantisasi menjadi lebih besar yang secara langsung membuat redundansi semakin besar dan entropi semakin kecil karena banyak nilai yang sama secara statistik.

4.2.3 Analisis Hasil Pengujian Waktu yang Diperlukan untuk Melakukan Kompresi dan Dekompresi

Pada hasil penghitungan waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi dan dekompresi, terlihat bahwa tidak ada hubungan antara *modality* dengan waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi dan dekompresi dengan menggunakan algoritma yang diujikan. Pada referensi [12] yang digunakan sebagai acuan pembuatan algoritma kompresi tidak dikemukakan waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi dan dekompresi. Hal ini membuat tidak terdapatnya perbandingan waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi dan dekompresi.

Analisis waktu yang diperlukan untuk melakukan kompresi dibagi menjadi waktu yang diperlukan untuk melakukan kuantisasi berdasarkan *contrast threshold* dan waktu yang diperlukan untuk melakukan Pengkodean Huffman. Pada algoritma yang terdapat pada referensi [12] diterangkan cara melakukan kuantisasi berdasarkan *contrast threshold*, dan tidak diterangkan metode pengkodean yang digunakan untuk koefisien-koefisien setelah dilakukan kuantisasi.

Rata-rata waktu yang digunakan untuk melakukan kuantisasi berdasarkan *contrast threshold* adalah 151,7526 sekon dengan standar deviasi 64,7904 sekon. Rata-rata waktu yang diperlukan untuk melakukan Pengkodean Huffman adalah 24,7476 sekon dengan standar deviasi 5,7207 sekon. Rata-rata waktu yang diperlukan untuk melakukan dekompresi adalah 193,8097 sekon dengan standar deviasi 36,7251 sekon. Dengan hasil ini ditunjukkan waktu yang diperlukan untuk melakukan kuantisasi termasuk lama. Hal ini terjadi karena banyaknya iterasi yang dilakukan -pada setiap *subband* wavelet- pada algoritma untuk mencapai kuantisasi yang sesuai dengan *contrast threshold*.

BAB 5 KESIMPULAN

Dari hasil simulasi dan analisis, kompresi citra medis bersifat *visually lossless* berdasarkan *contrast threshold* dan *visual masking* didapatkan kesimpulan sebagai berikut:

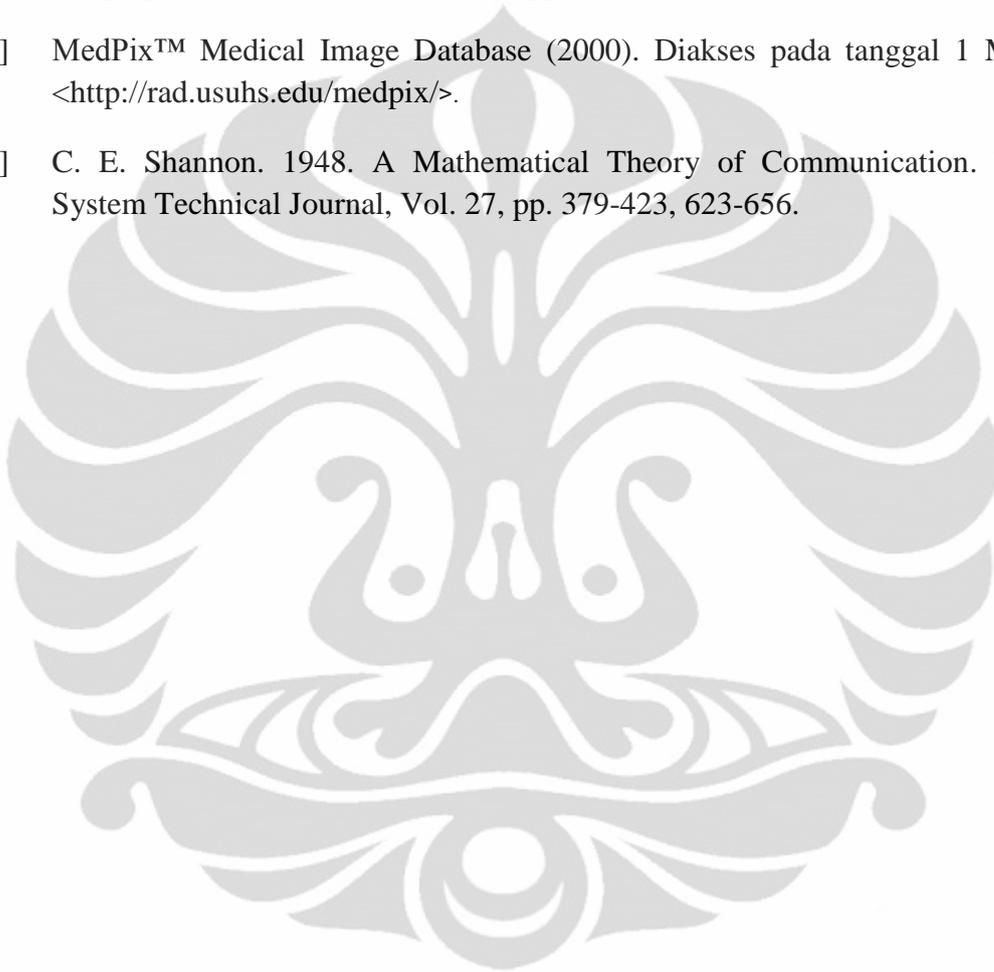
1. Tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada citra medis pada *modality X-ray* adalah 90,00%. Tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada citra medis pada *modality mammography* adalah 85,00%. Tingkat kejelasan algoritma yang digunakan pada citra medis pada *modality computed tomography* adalah 89,1666667%.
2. Tidak terdapat ketergantungan pengujian terhadap *modality*. Tidak terdapat ketergantungan pengujian terhadap nilai β pada *modality mammography*. Tidak terdapat ketergantungan pengujian terhadap nilai β pada *modality computed tomography*.
3. Rasio kompresi yang dihasilkan bervariasi pada setiap citra yang diujikan.
4. Rata-rata waktu yang digunakan untuk melakukan kuantisasi berdasarkan *contrast threshold* adalah 151,7526 sekon dengan standar deviasi 64,7904 sekon. Rata-rata waktu yang diperlukan untuk melakukan Pengkodean Huffman adalah 24,7476 sekon dengan standar deviasi 5,7207 sekon. Rata-rata waktu yang diperlukan untuk melakukan dekompresi adalah 193,8097 sekon dengan standar deviasi 36,7251 sekon.

DAFTAR REFERENSI

- [1] Bradley J. Erickson. 2000. Irreversible Compression of Medical Images. Society for Computer Application in Radiology.
- [2] Peter R.G. Bak. 2006. Will the Use of Irreversible Compression become a Standar of Practice?. Society for Computer Application in Radiology.
- [3] David Koff, et.al. 2009. Pan- Canadian Evaluation of Irreversible Compression Ratio (“Lossy” Compression) for Development of National Guidelines. Journal of Digital Imaging.
- [4] Bradley J. Erickson. 2006. PACS, Chapter 12: Image Compression. Springer.
- [5] Damon M. Chandler.,Sheila S. Hemami. 2005. Dynamic Contrast-Based Quantization for Lossy Wavelet Iamge Compression. IEEE Transaction on Image Processing, VOL. 14, NO.14.
- [6] Sreelekha, G., dan Sathidevi, P.S.. 2007. Dragan Ivetic. A New Wavelet Based Compression Scheme Replicating Human Visual System Processing. IEEE International Conference on Computational Intelligence and Multimedia Applications.
- [7] Thong Nguyen., Dadang Gunawan. 1994. Wavelet and Wavelets – Design Issues. IEEE International Conference on Communication Systems 1994.
- [8] Matthew D. Gaubatz, Damon M Chandler, dan Sheila S. Hemami. 2005. Spatial Quantization via Local Texture Masking. Proc. Human Vision and Electronic Imaging 2005.
- [9] Sheila S. Hemami, Damon M. Chandler, Bobbie G. Chern, Jeri Anne Moses. 2000. Suprathreshold Visual Psychophysics and Structure-based Visual Masking. SPIE-IS&T.
- [10] Damon M. Chandler., Sheila S. Hemami. 2002. Contrast-based Quantization and Rate Control for Wavelet-coded Images. IEEE International Conference on Image Processing.
- [11] Matthew D. Gaubatz, Damon M Chandler, dan Sheila S. Hemami. 2005. Spatially-selective Quantization and Coding for Wavelet-based Image Compression. IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing.

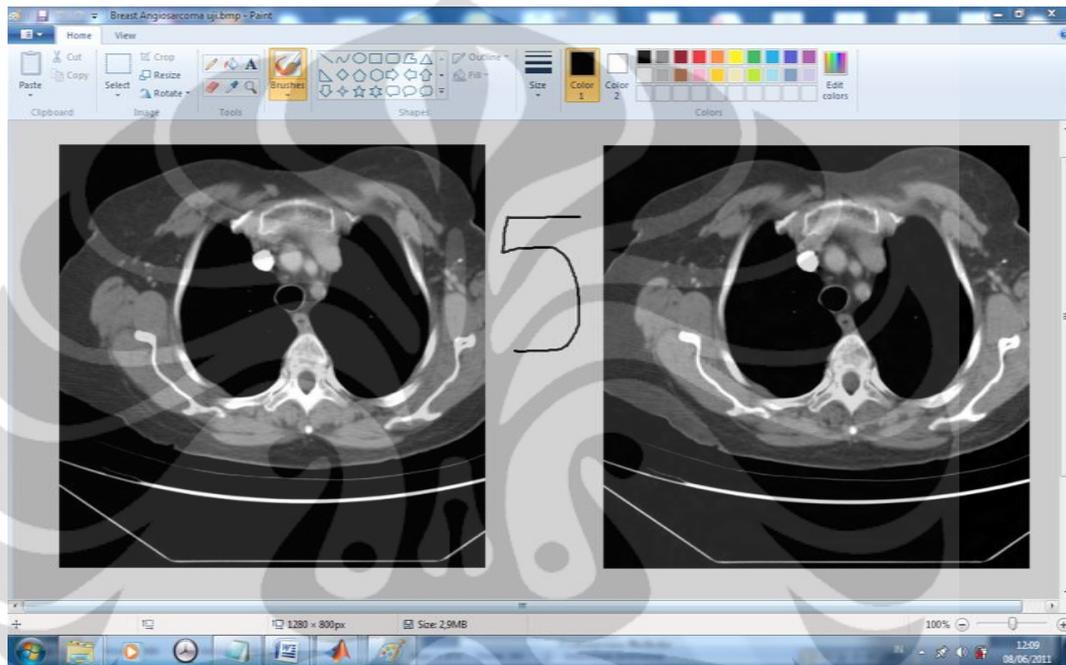
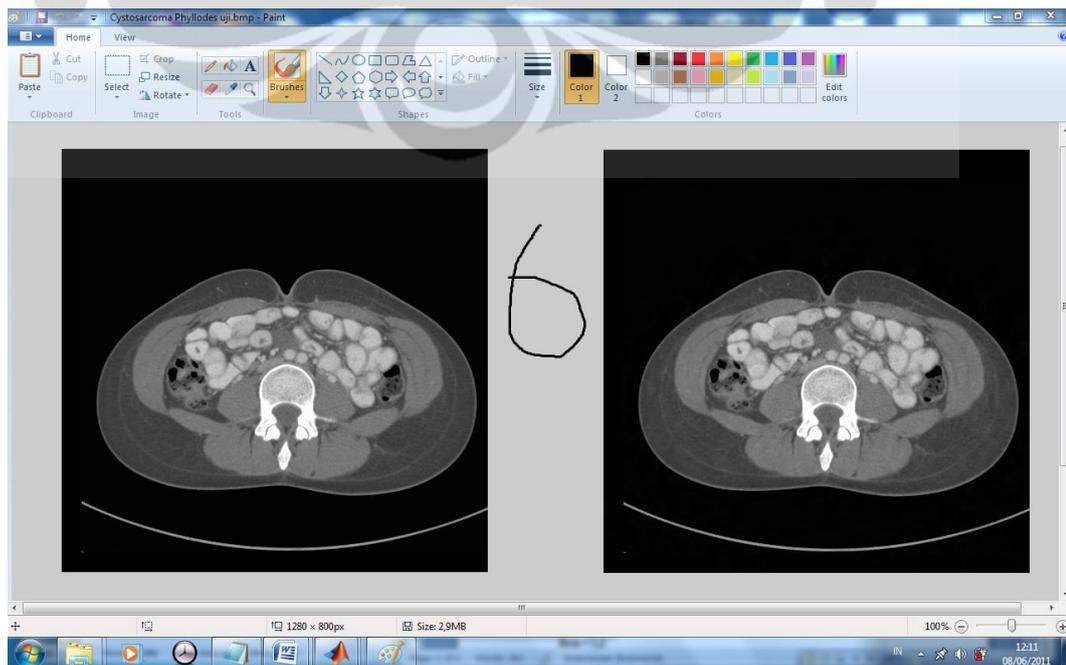
- [12] D. M. Chandler., N. L. Dykes., dan S. S. Hemami. 2005. Visually Lossless Compression of Digitized Radiographs based on Contrast Sensitivity and Visual Masking. California. Proc. Medical Imaging 2005.
- [13] Marcia G. Ramos, Sheila S. Hemami, dan Michael A. Tamburro. 1997. Psychovisually-based Multiresolution Image Segmentation. IEEE International Conference on Image Processing.
- [14] Matthew Gaubatz, Stephanie Kwan, Bobbie Chern, Damon Chandler, Sheila S. Hemami. 2006. Spatially-Adaptive Wavelet Image Compression via Structural Masking. IEEE International Conference on Image Processing.
- [15] Damon M Chandler., Matthew D. Gaubatz., Sheila S. Hemami. 2009. A Patch-Based Structural Masking Model with an Application to Compression. EURASIP Journal on Image and Video Processing.
- [16] Rafael C. Gonzalez., Richard E. Woods., Steven L. Eddins. 2003. Digital Image Processing Using Matlab. Prentice Hall.
- [17] David Salomon. 2004. Data Compression, The Complete Reference, Third Edition. New York. Springer-Verlag.
- [18] Anil K. Jain. 1989. Fundamentals of Digital Image Processing. New Jersey. Prentice-Hall.
- [19] Niedered, Peter., Lee, T. Clive. 2010, et.al. Basic Engineering for Medics and Biologists, Chapter V: Medical Imaging. Amsterdam. IOS Press.
- [20] Michael Y.M. Chen, Thomas L. Pope, David J. Ott. 2004. Basic Radiology. McGraw-Hill.
- [21] David A. Lisle. 2001. Imaging for Student, Second Edition. A Hodder Arnold Publication.
- [22] David S. Taubman., Michael W. Marcellin. 2002. JPEG 2000 Image Compression Fundamentals, Standard, Practice. Massachussets. Kluwer Academic Publisher.
- [23] Stephane G. Mallat. 1989. A Theory of Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Transform. IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 11 No. 7.
- [24] Stéphane G. Mallat. 1998. A Wavelet Tour of Signal Processing. Academic Press.
- [25] Li-Xiong Liu., Wei-Wei Wang. 2008. A Wavelet Image Coding Algorithms based on Human Visual System Characteristics. IEEE International Conference on Wavelet Analysis and Pattern Recognition.

- [26] William K. Pratt. 2007. Digital Image Processing. New Jersey. John Willey & Sons, Inc.
- [27] Chen., Chuang., et.al. 2003. Quality Degradation in Lossy Wavelet Image Compression. Journal of Digital Imaging Vol 16 No 2 (June) 2003 pp 210-215.
- [28] Chen., Chuang., et.al. A Blurring Index for Medical Image. Journal of Digital Imaging, Vol 19, No 2 (June), 2006: pp 118-125.
- [29] MedPix™ Medical Image Database (2000). Diakses pada tanggal 1 Mei 2011 <<http://rad.usuhs.edu/medpix/>>.
- [30] C. E. Shannon. 1948. A Mathematical Theory of Communication. The Bell System Technical Journal, Vol. 27, pp. 379-423, 623-656.



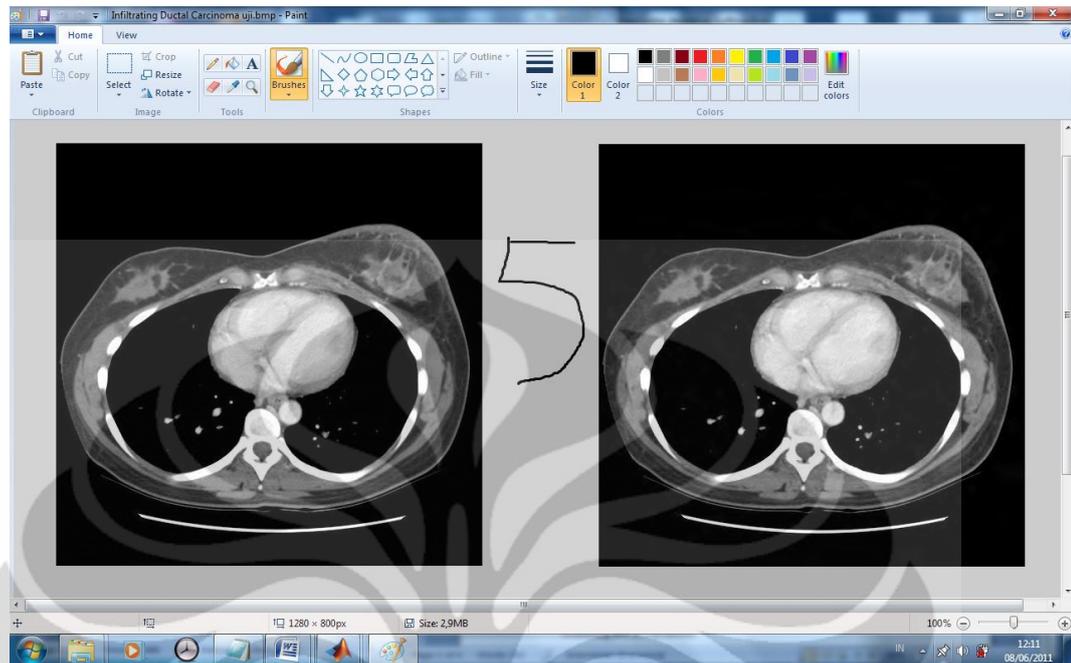
Lampiran 1: Lembar Pengujian Kualitas Citra Hasil Dekompresi

Lembar Pengujian Kuliatas Citra Hasil Dekompresi oleh Penguji 1

Modality: Computed Tomography $\beta = 1,1$ *Citra Breast Angiosarcoma**Citra Cystosarcoma Phyllodes*

Universitas Indonesia

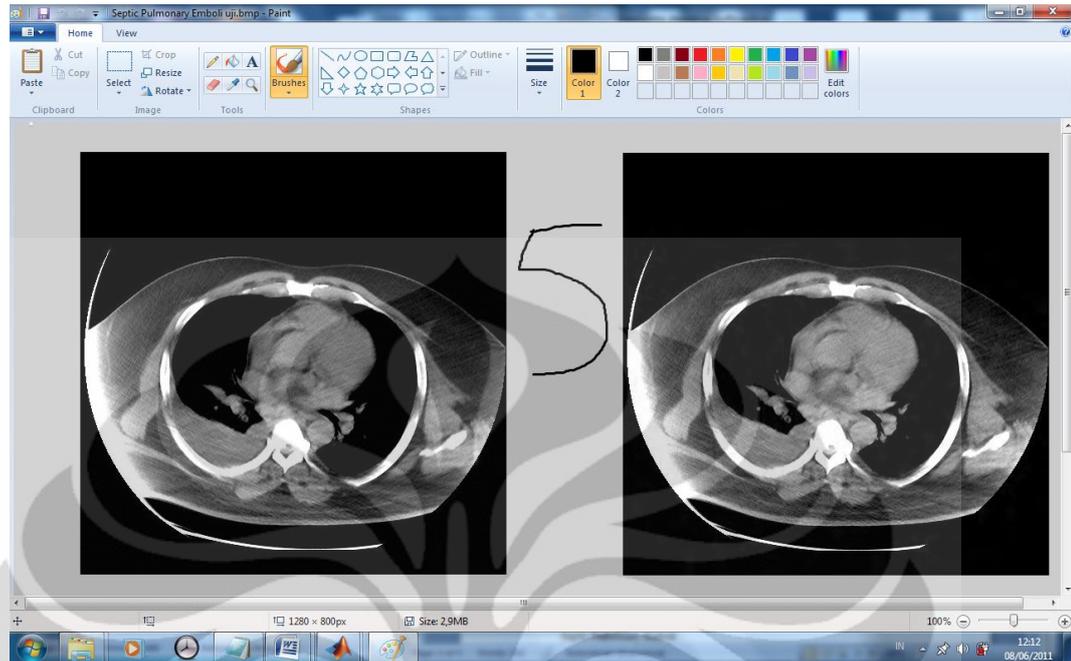
Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma

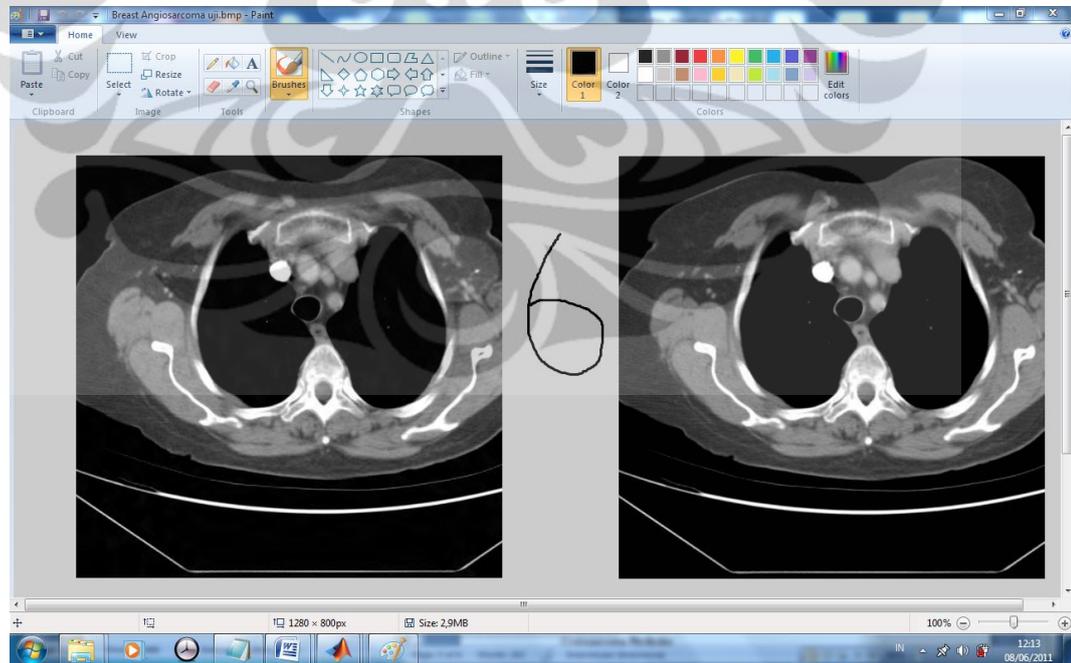


Citra Septic Pulmonary Emboli

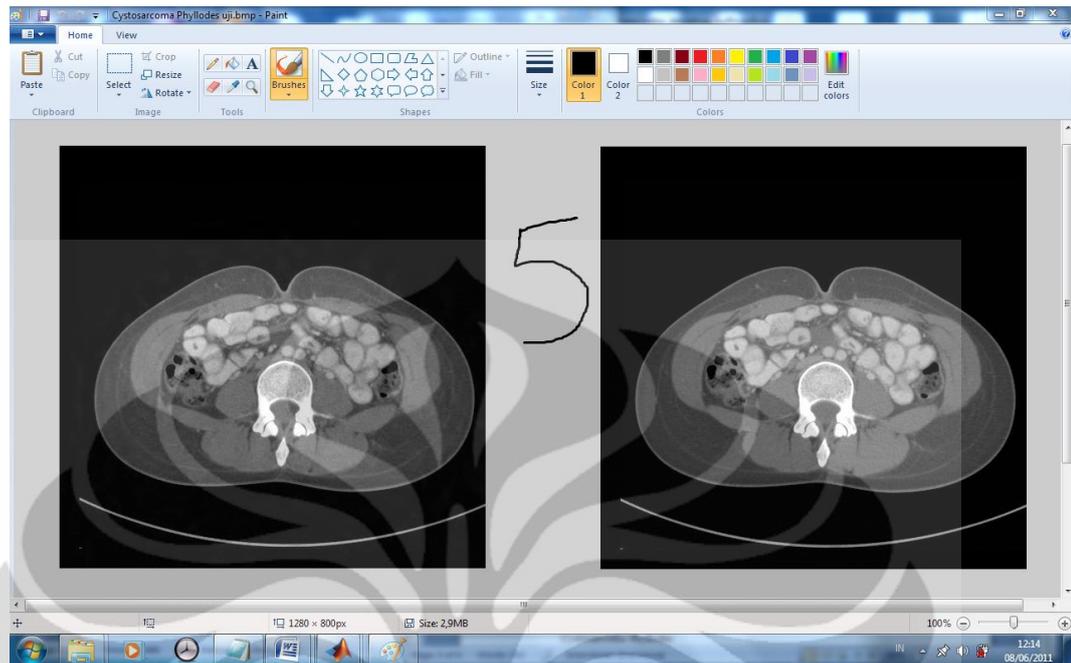


$$\beta = 1,2$$

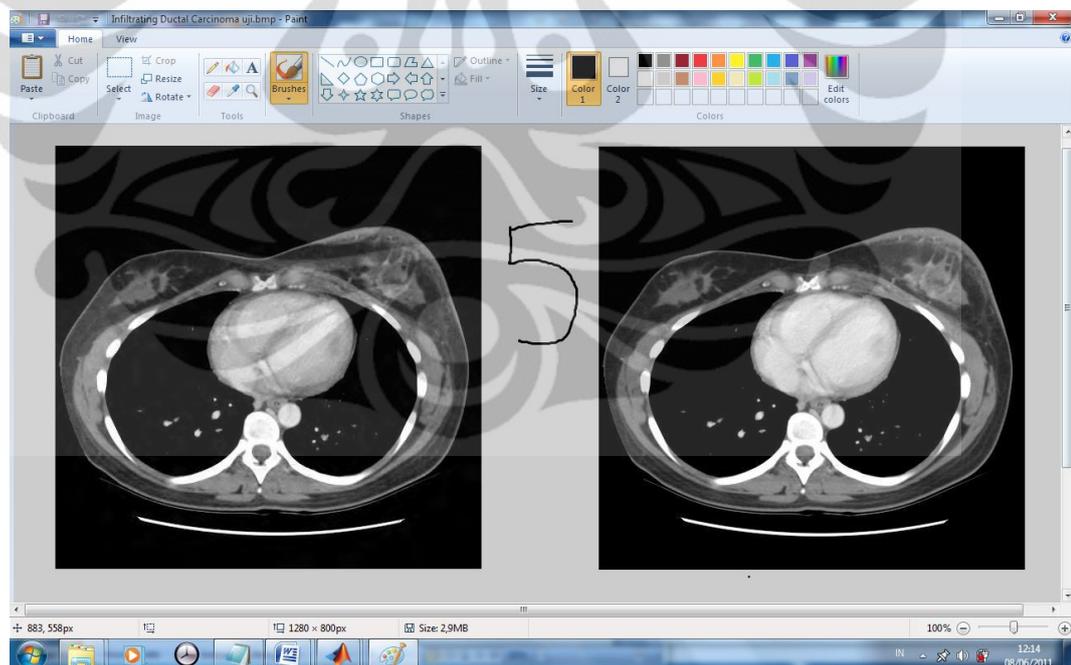
Citra Breast Angiosarcoma



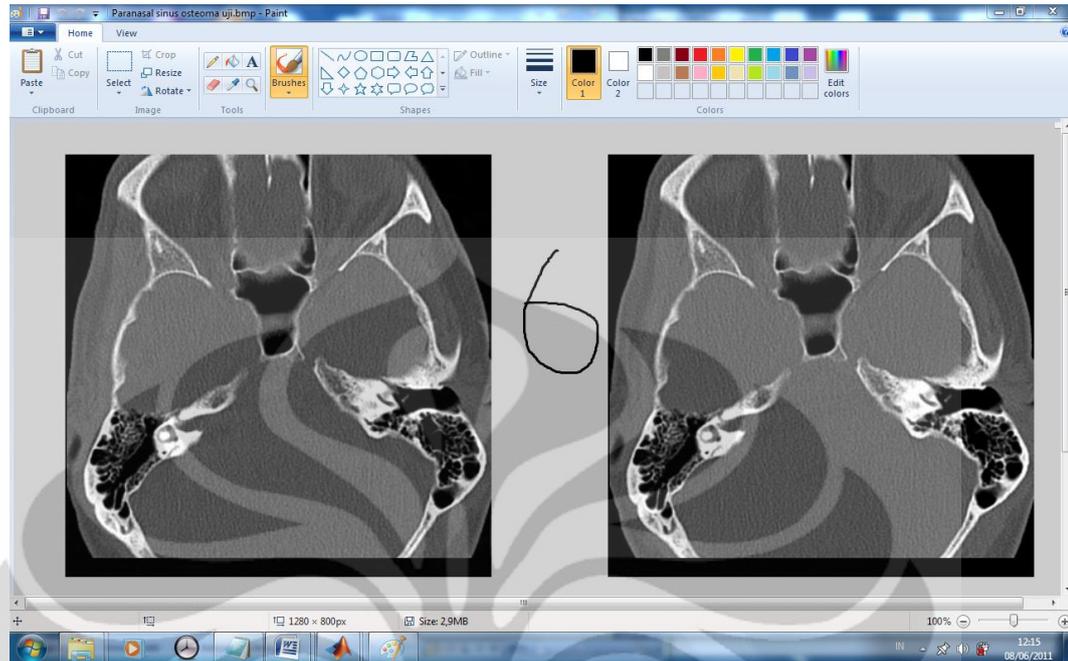
Citra *Cystosarcoma Phyllodes*



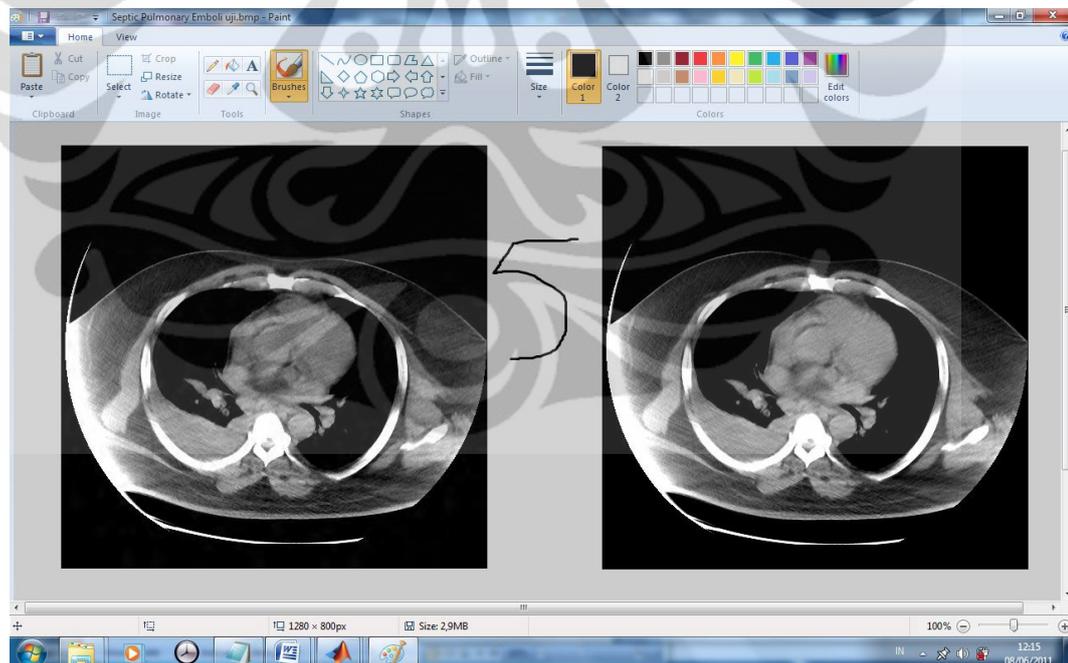
Citra *Infiltrating Ductal Carcinoma*



Citra Paranasal Sinus Osteoma

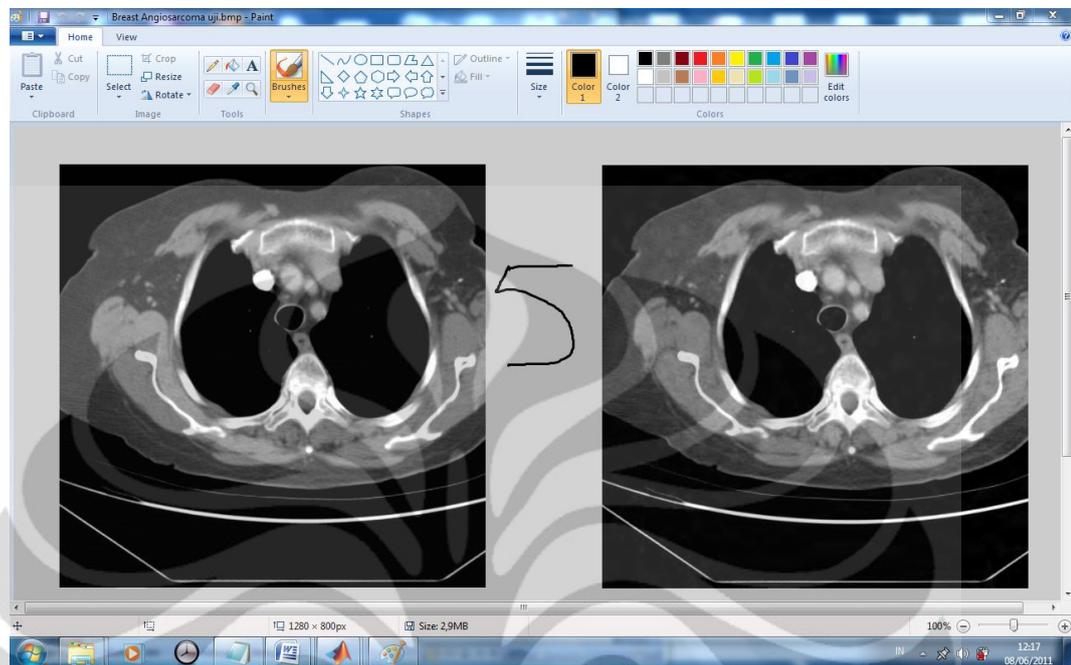


Citra Septic Pulmonary Emboli

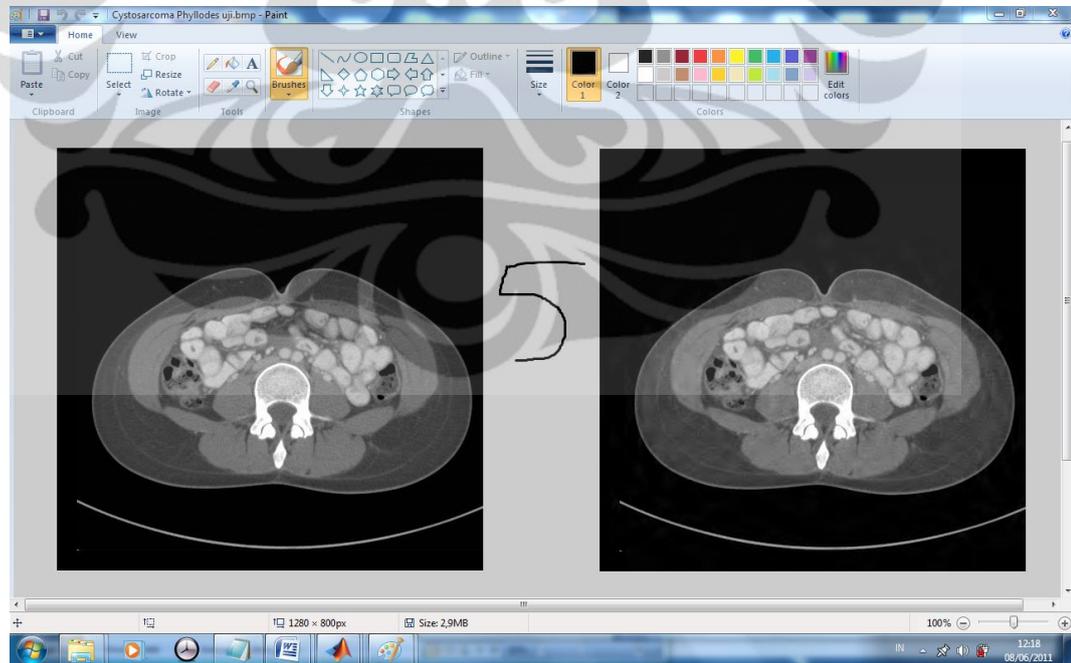


$$\beta = 1,5$$

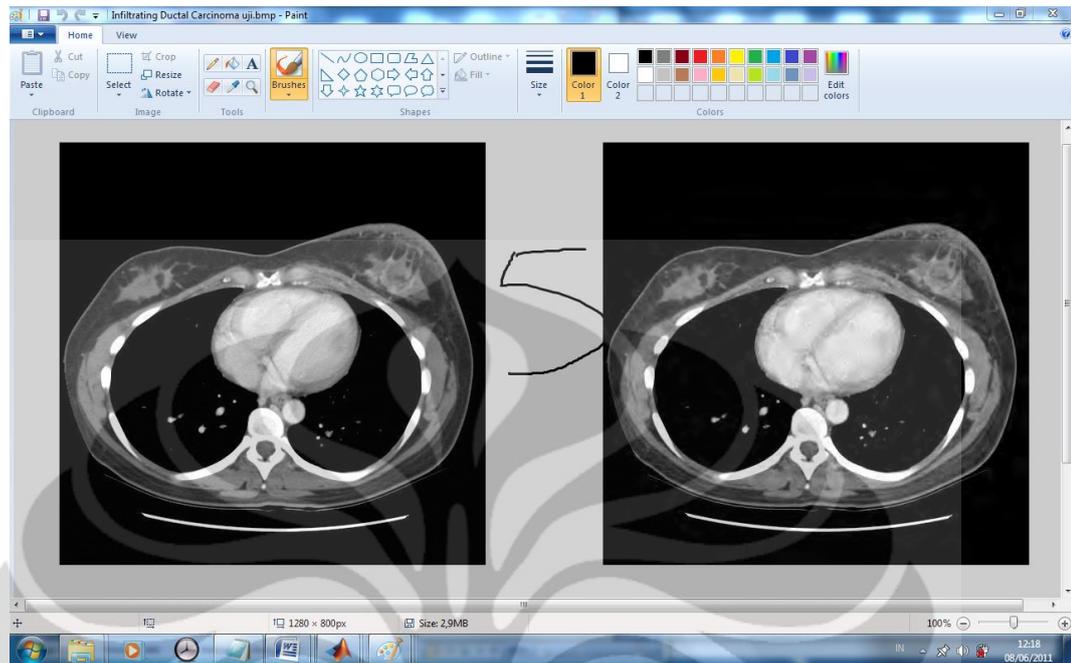
Citra Breast Angiosarcoma



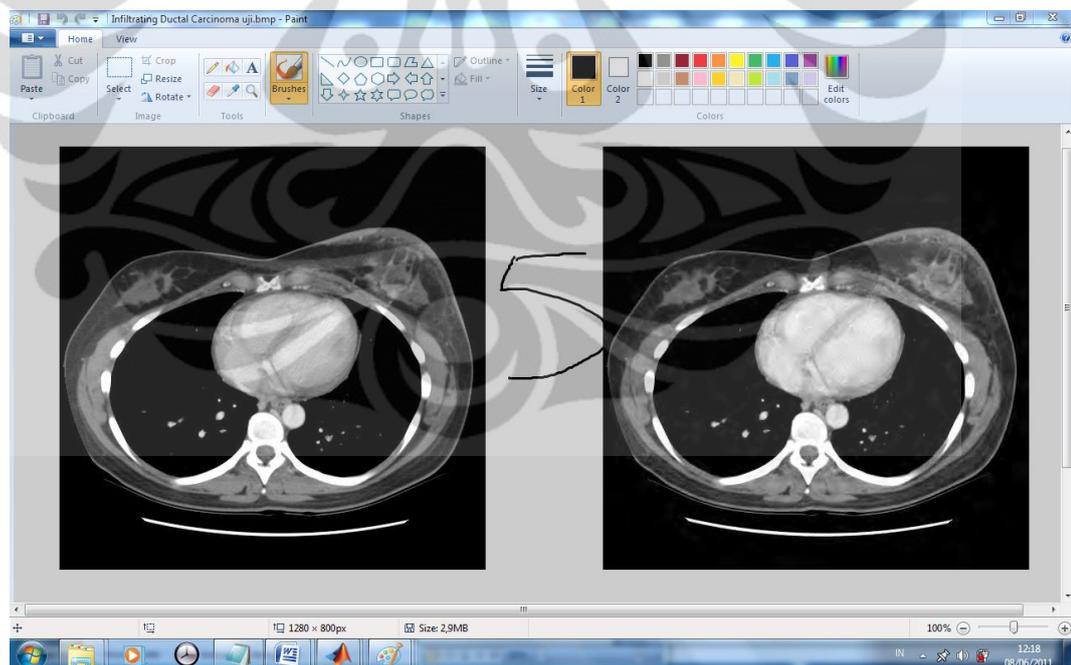
Citra Cystosarcoma Phyllodes



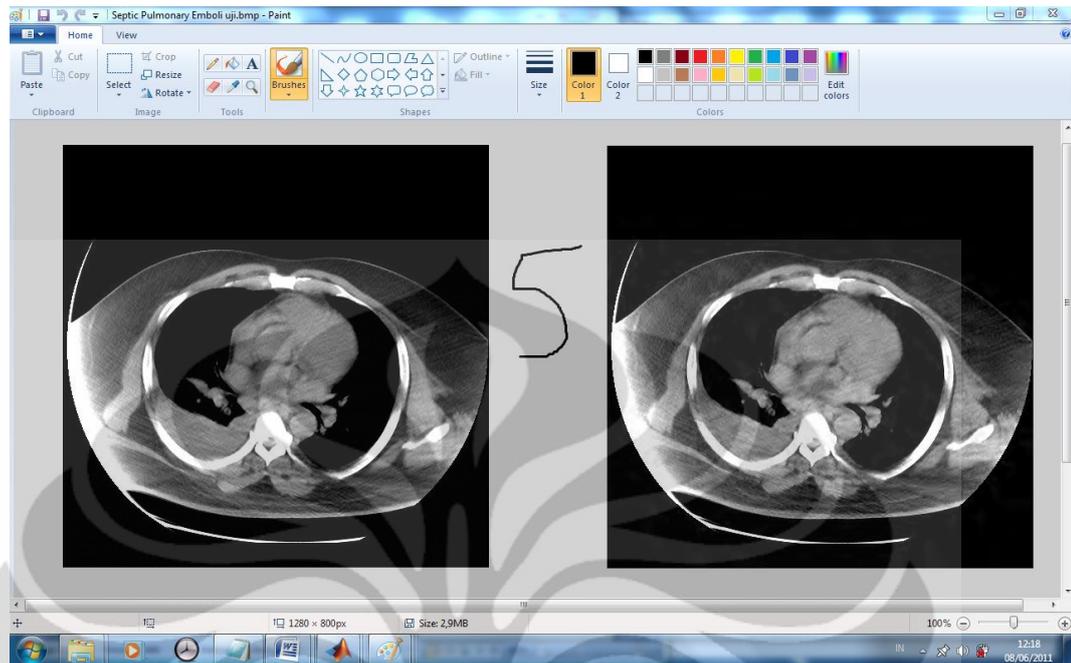
Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma

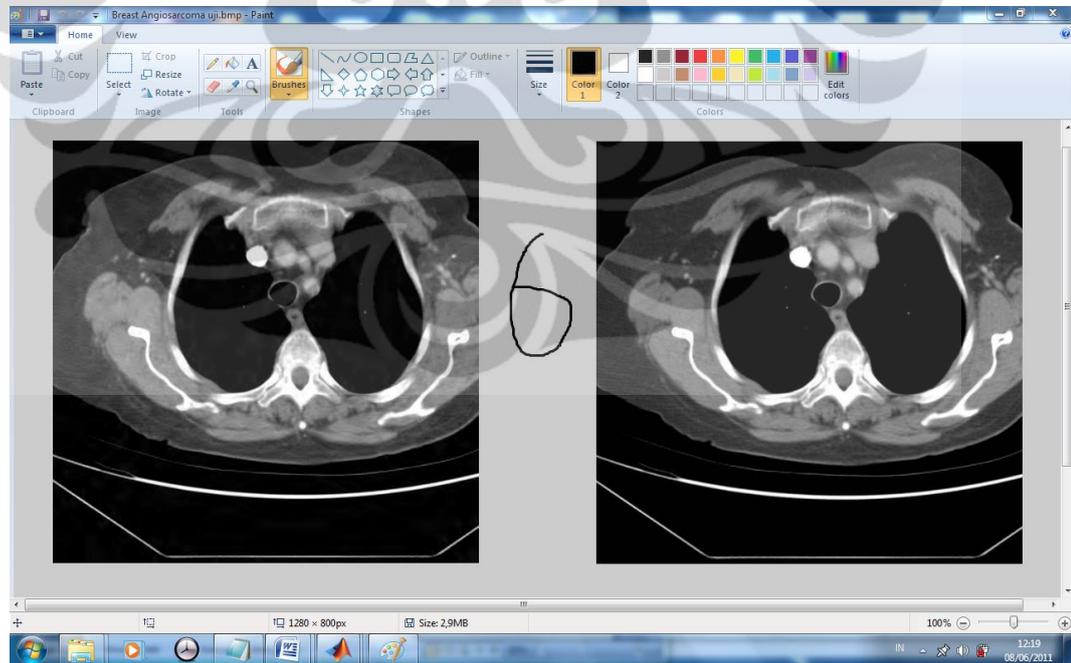


Citra Septic Pulmonary Emboli

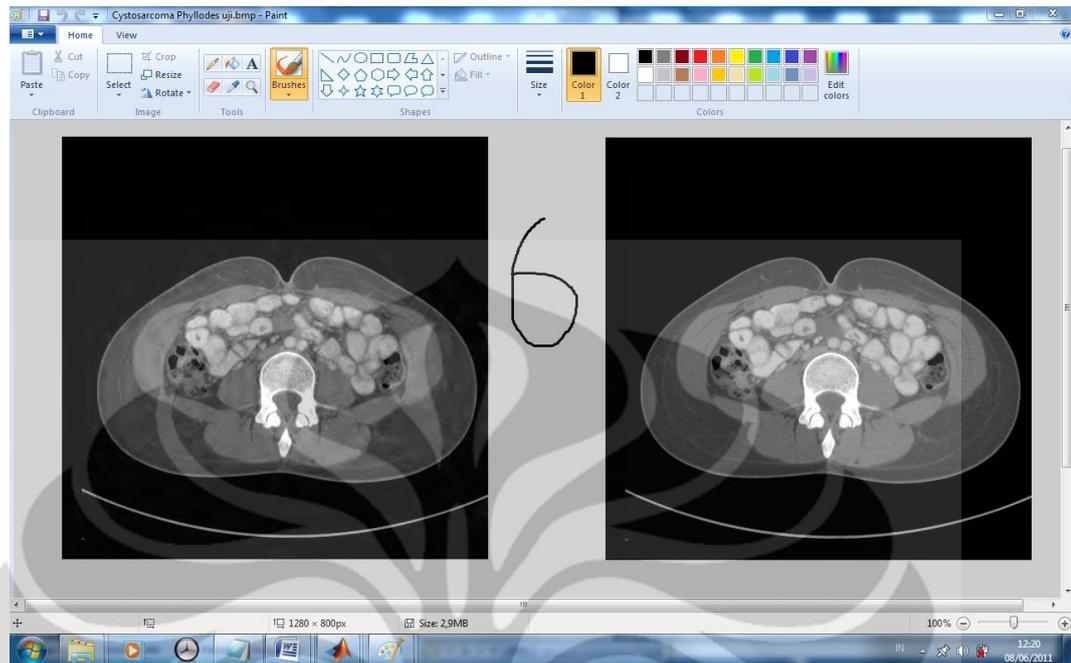


$$\beta = 1,8$$

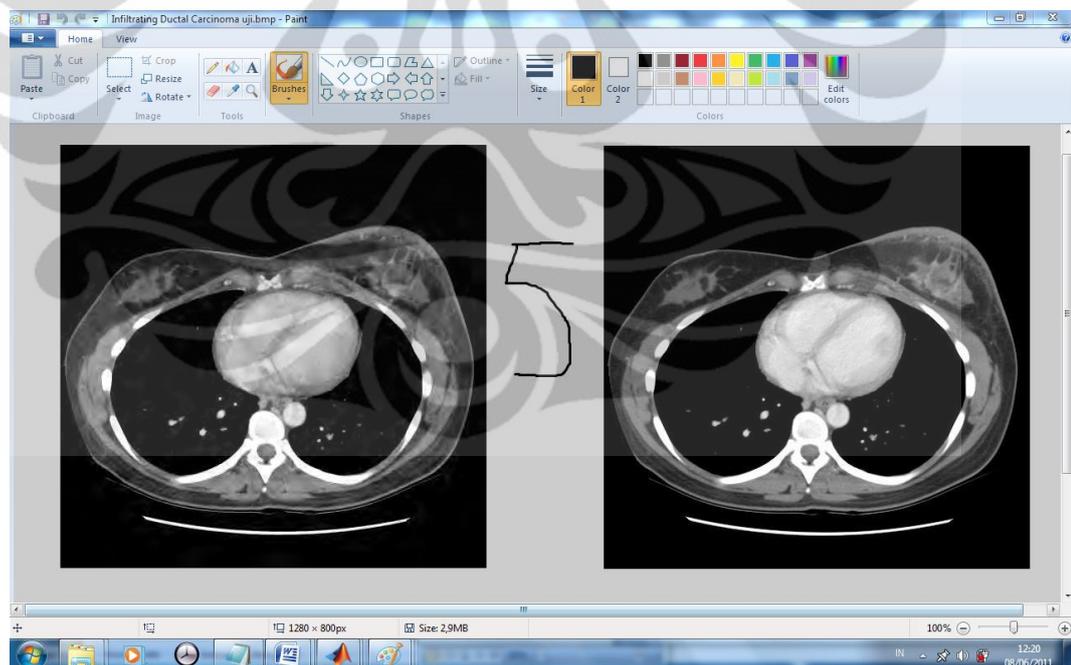
Citra Breast Angiosarcoma



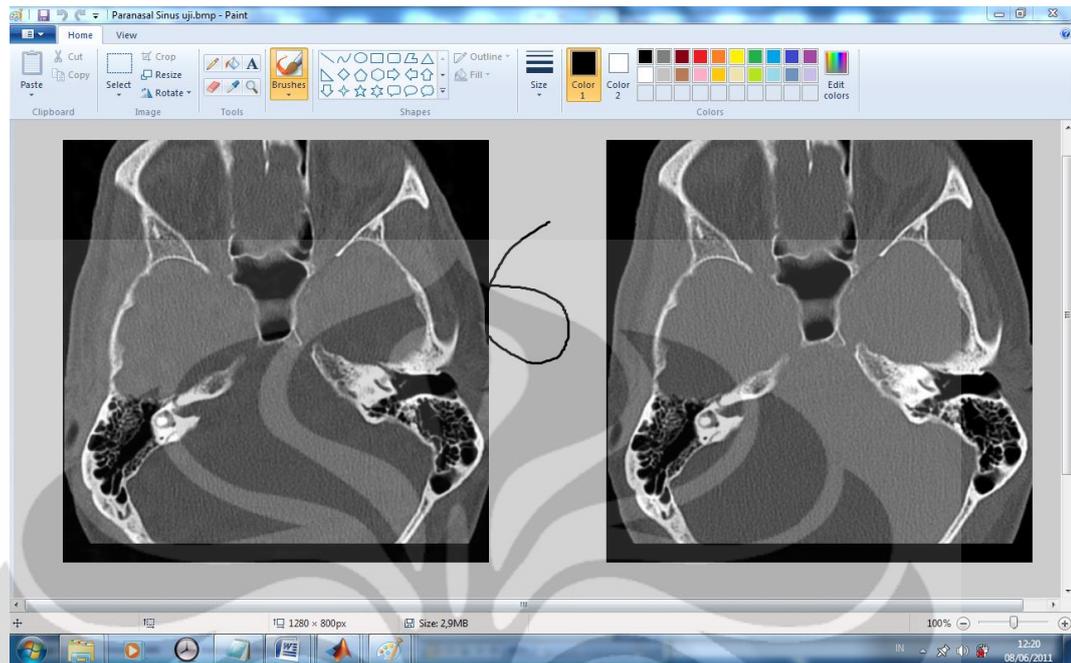
Citra *Cystosarcoma Phyllodes*



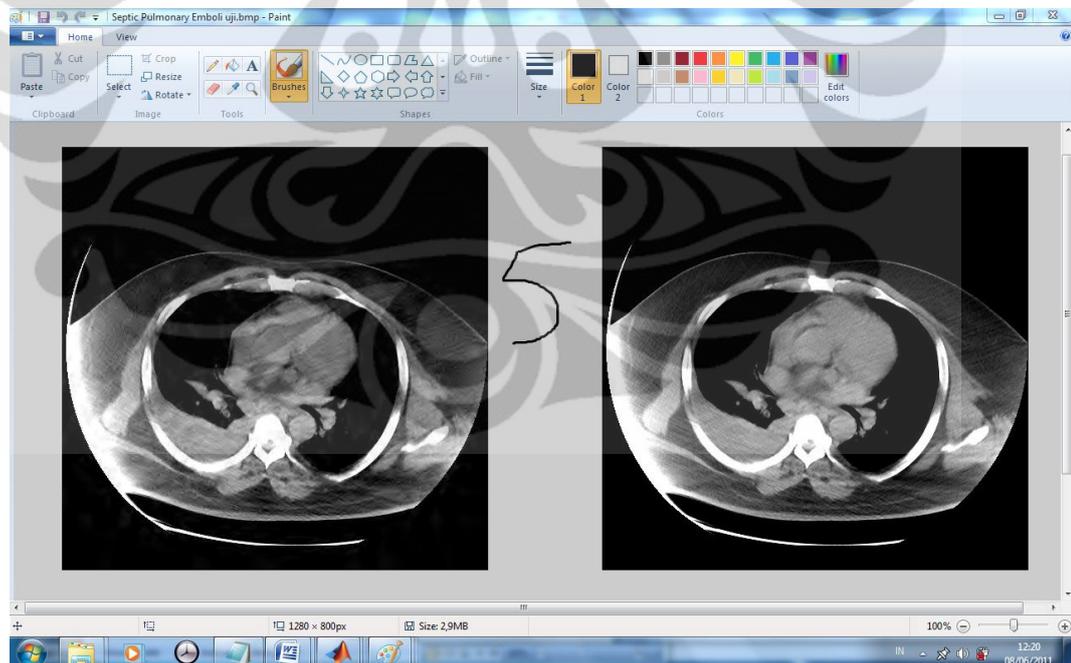
Citra *Infiltrating Ductal Carcinoma*



Citra *Paranasal Sinus Osteoma*



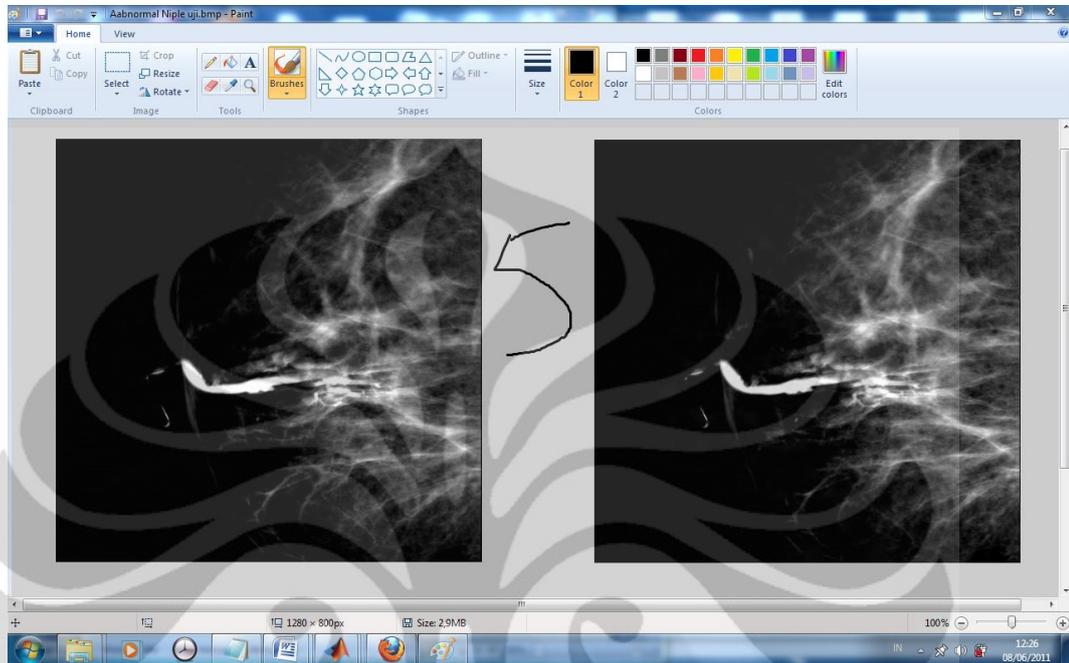
Citra *Septic Pulmonary Emboli*



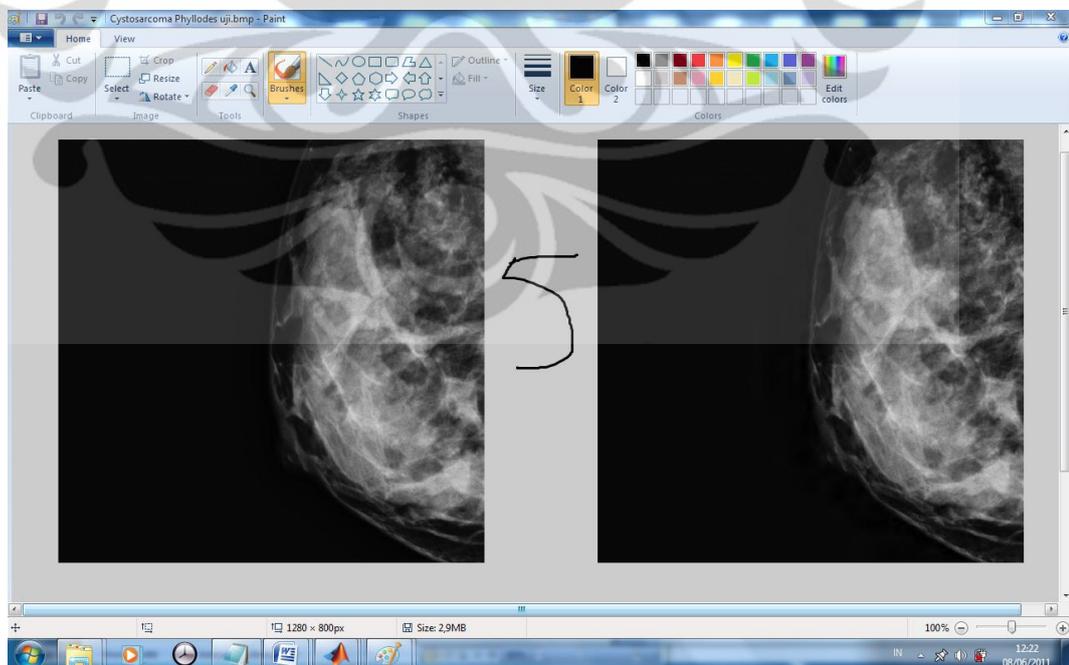
Modality: Mammography

$\beta = 1,5$

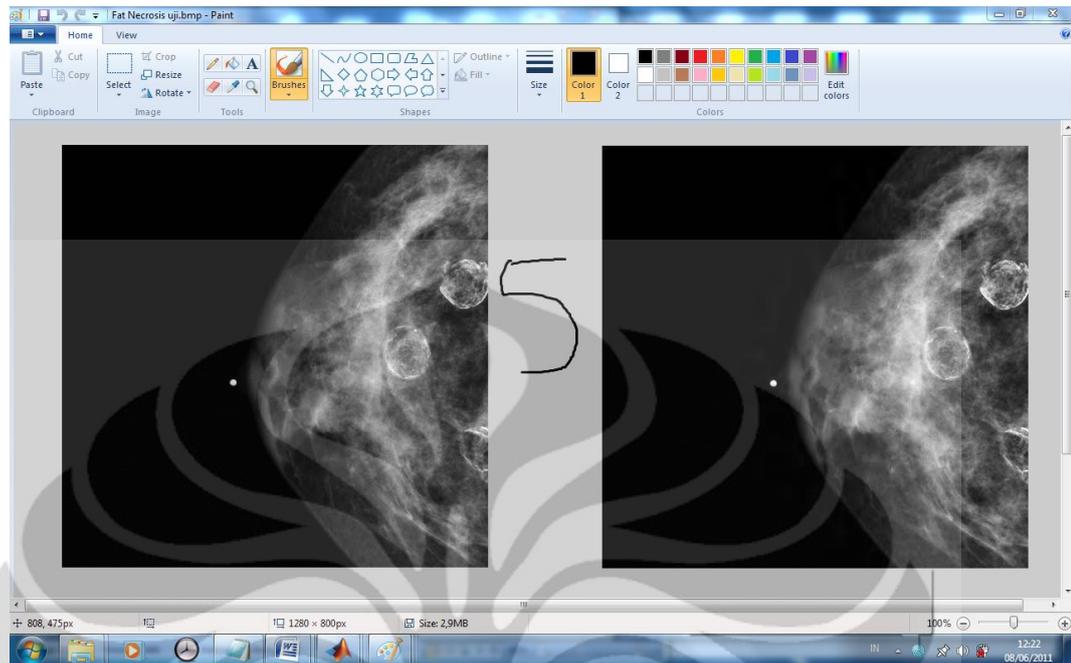
Citra Abnormal Nipple Discharge Discharge



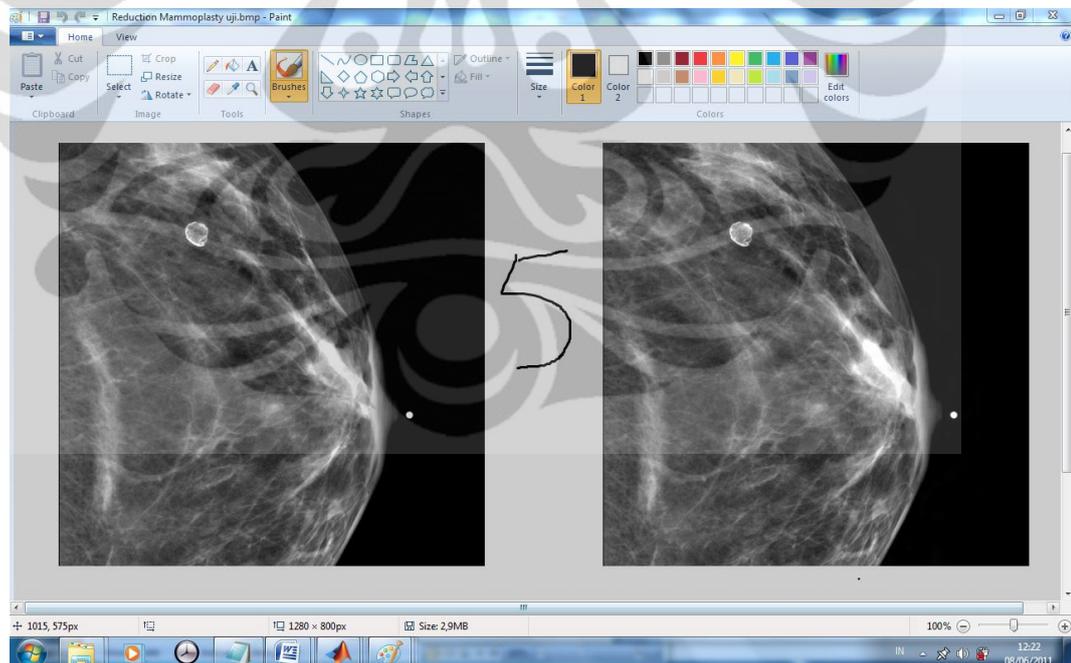
Citra Cystosarcoma Phyllodes



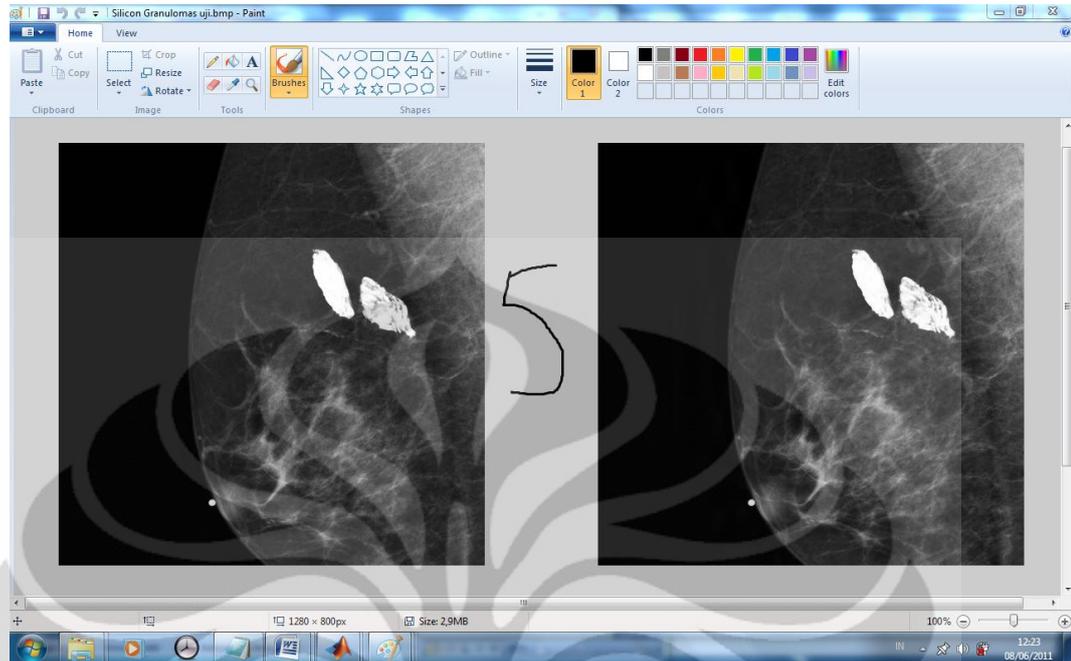
Citra Fat Necrosis



Citra Reduction Mammoplasty

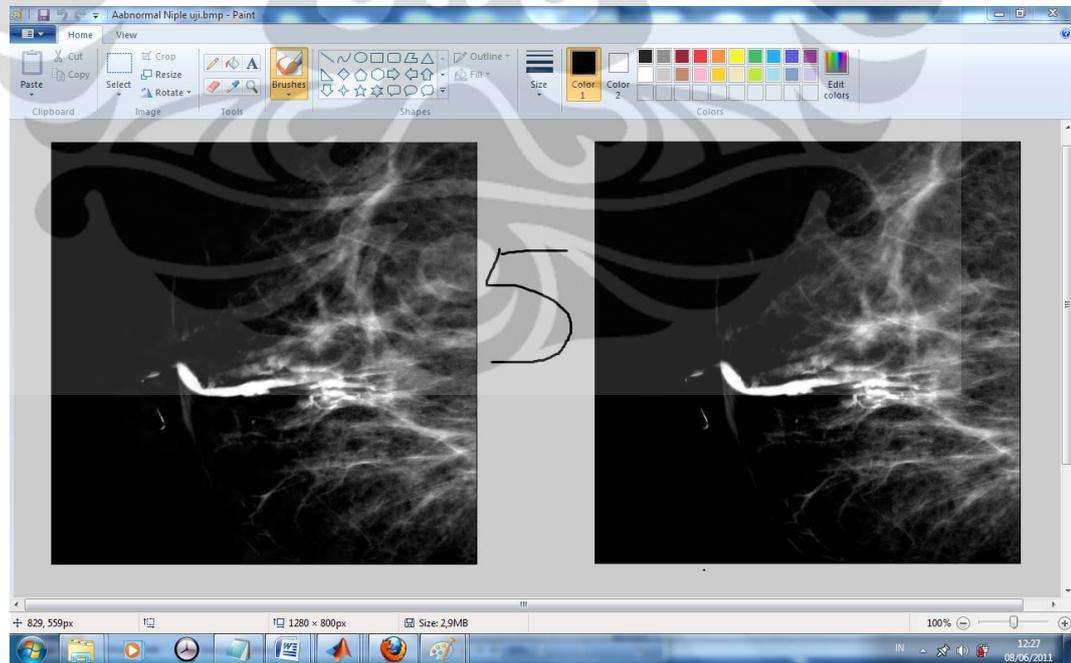


Citra Silicon Granulomas

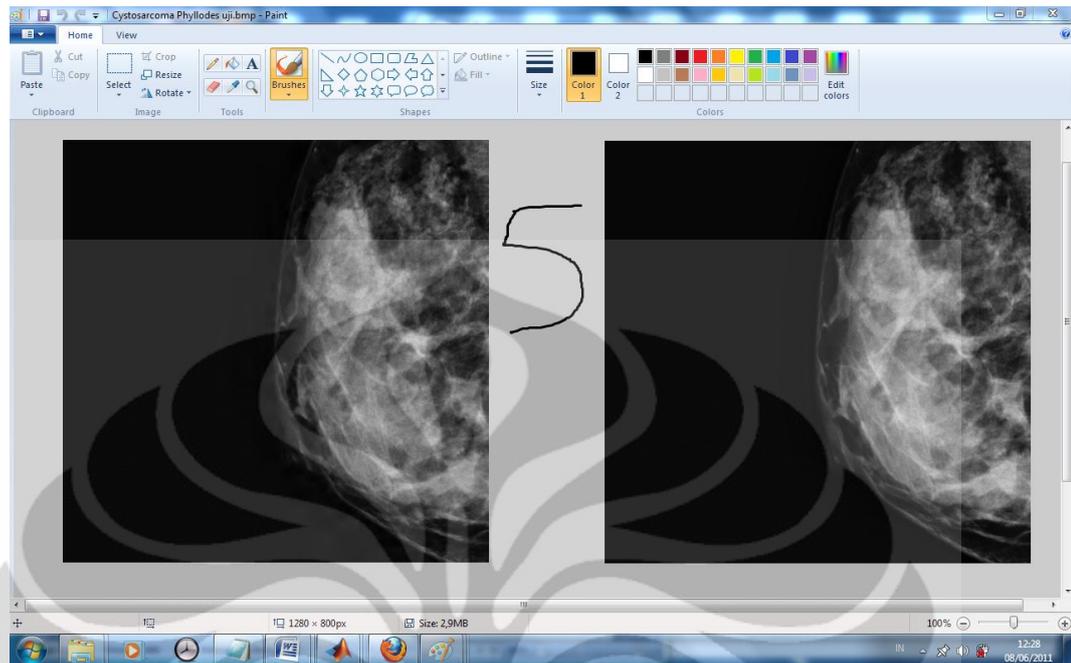


$$\beta = 1,8$$

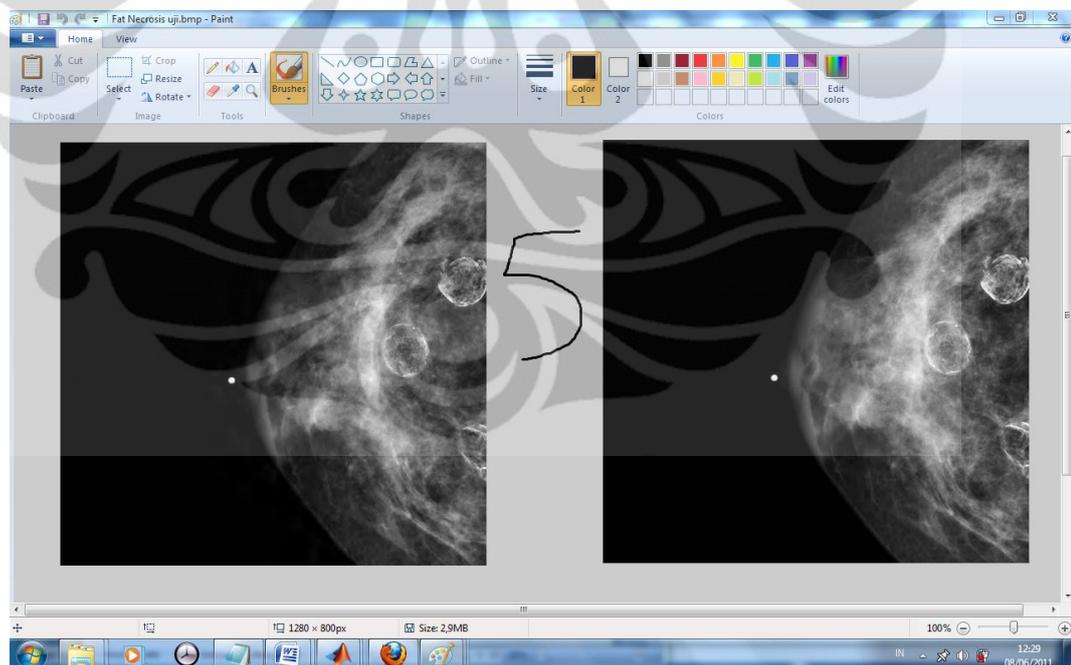
Citra Abnormal Nipple Discharge



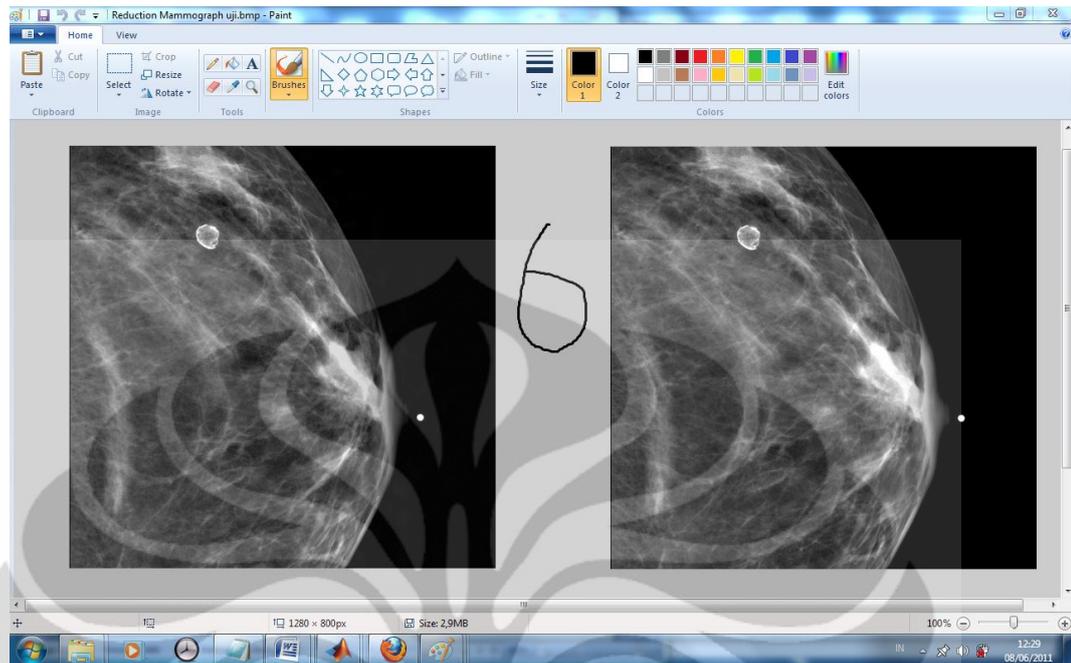
Citra *Cystosarcoma Phyllodes*



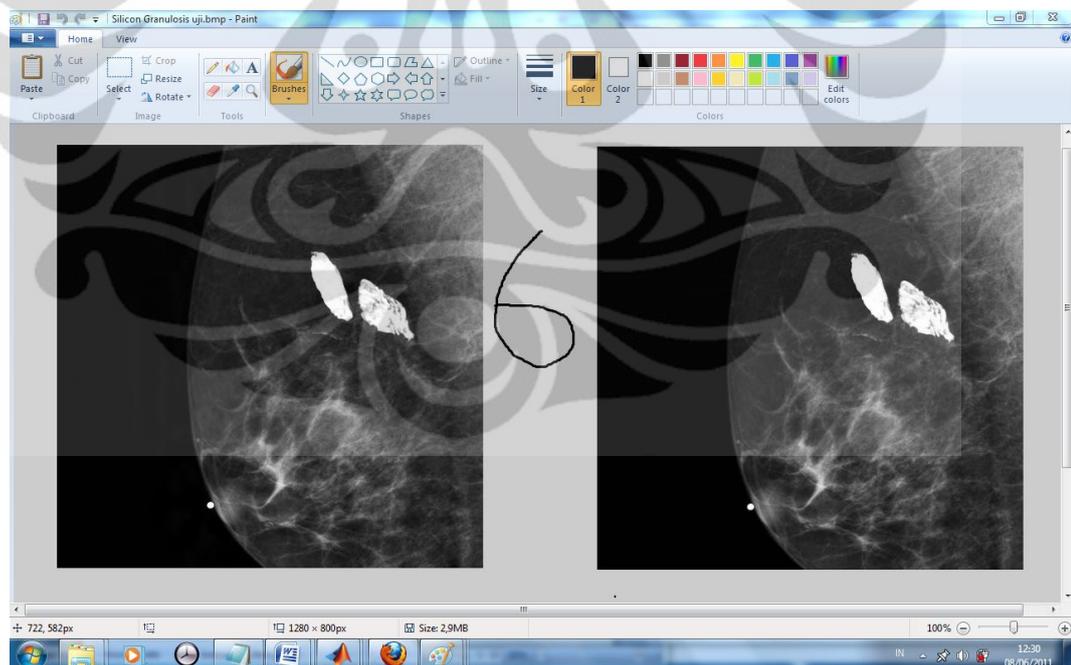
Citra *Fat Necrosis*



Citra Reduction Mammoplasty

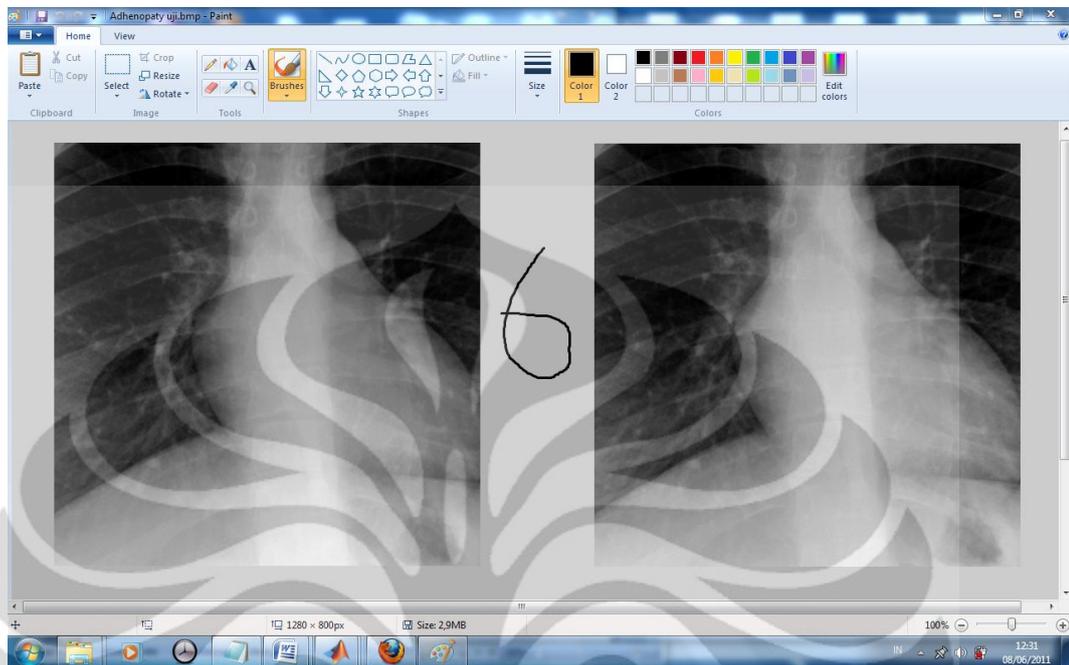


Citra Silicon Granulomas

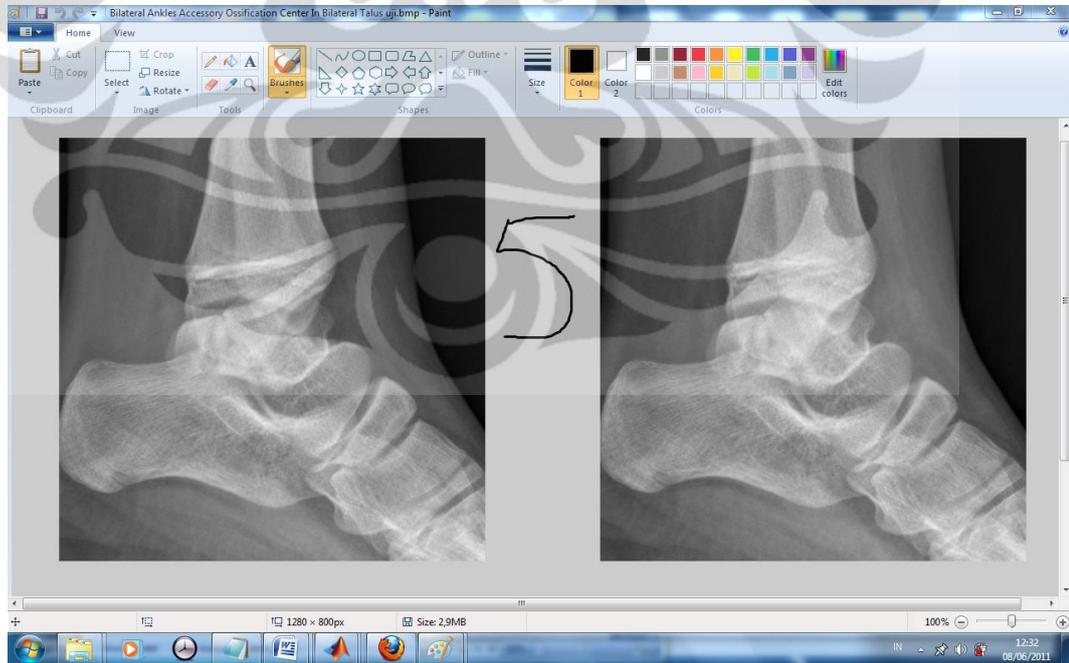


Modality: X-ray

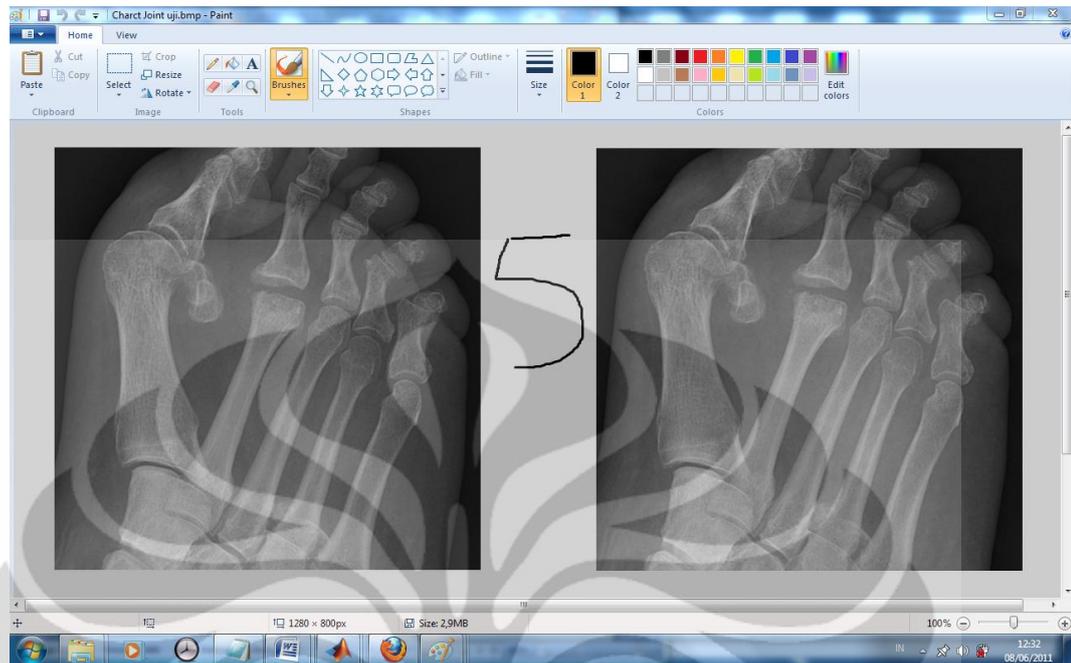
Citra Adhenopat



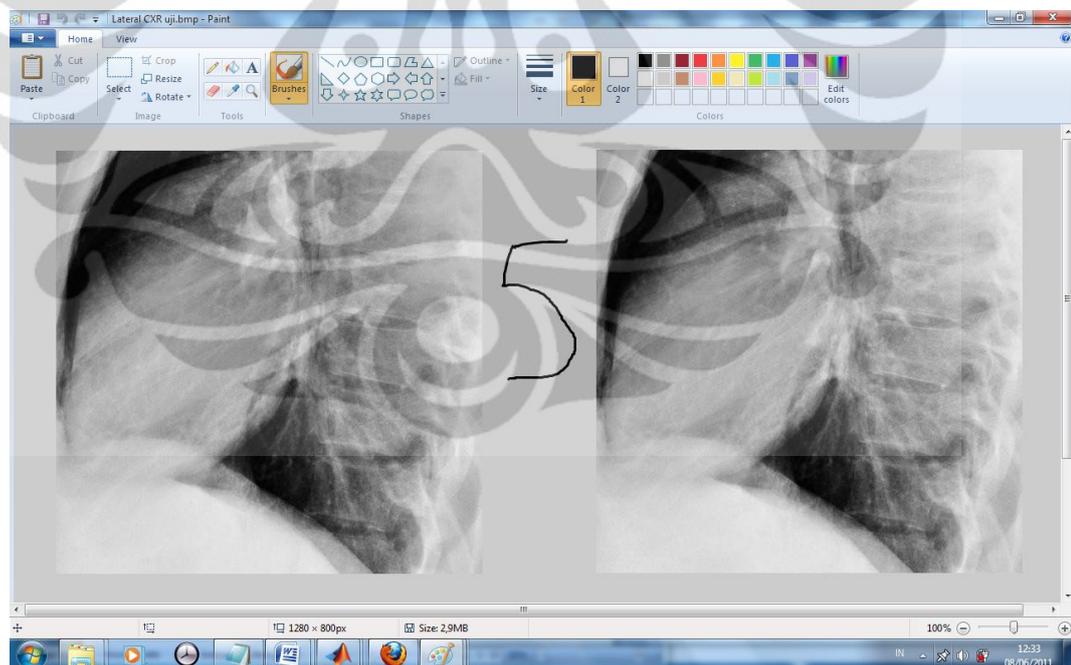
Citra Bilateral Ankles Accessory Ossification Center In Bilateral Talus



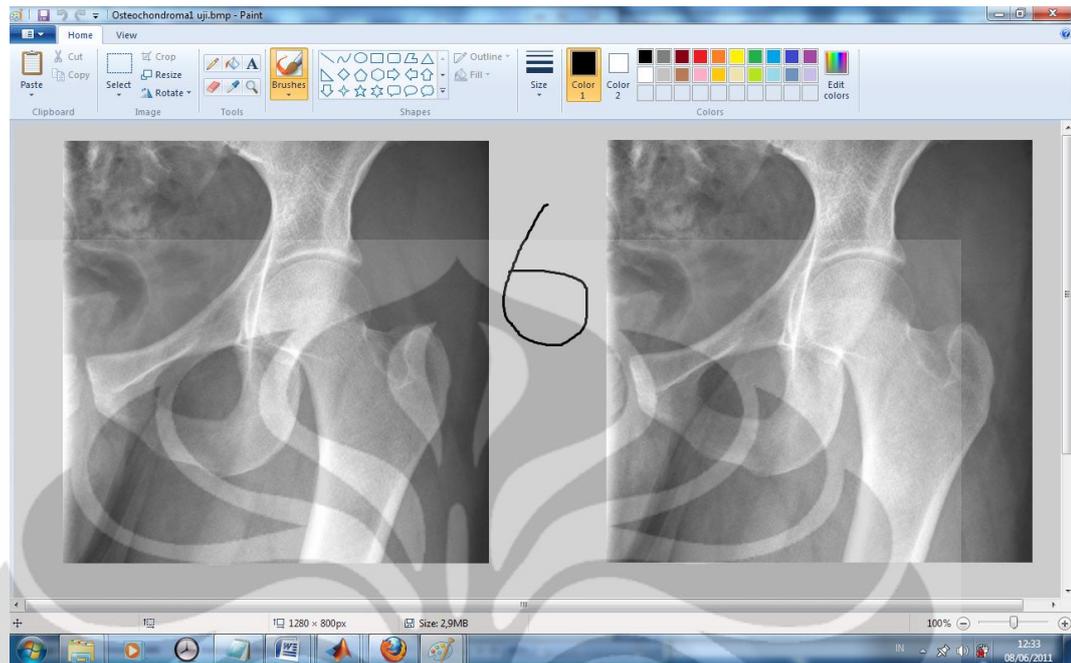
Citra Charcot Joint



Citra Lateral CXR



Citra *Osteochondroma*

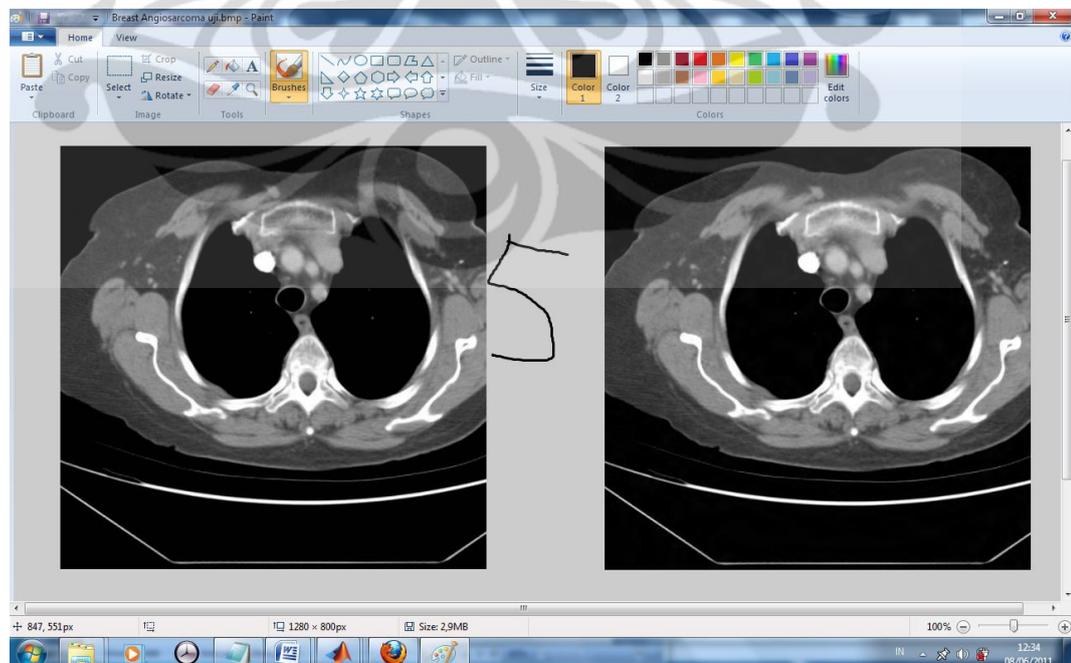


Lembar Pengujian Kuliata Citra Hasil Dekompresi pada Penguji 2

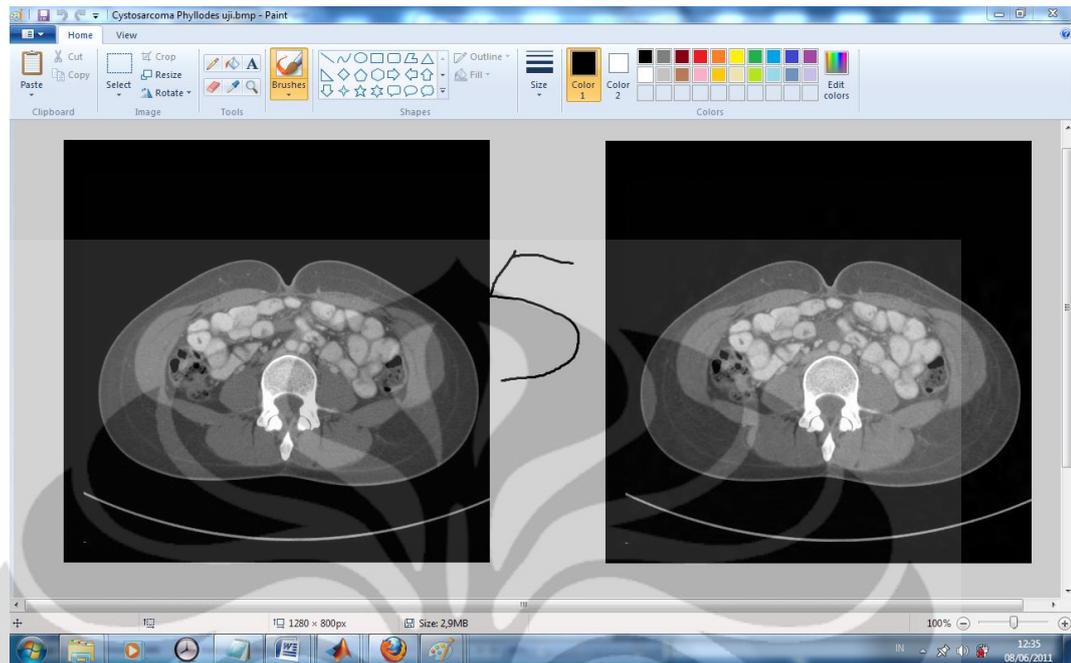
Modality: Computed Tomography

$\beta = 1,1$

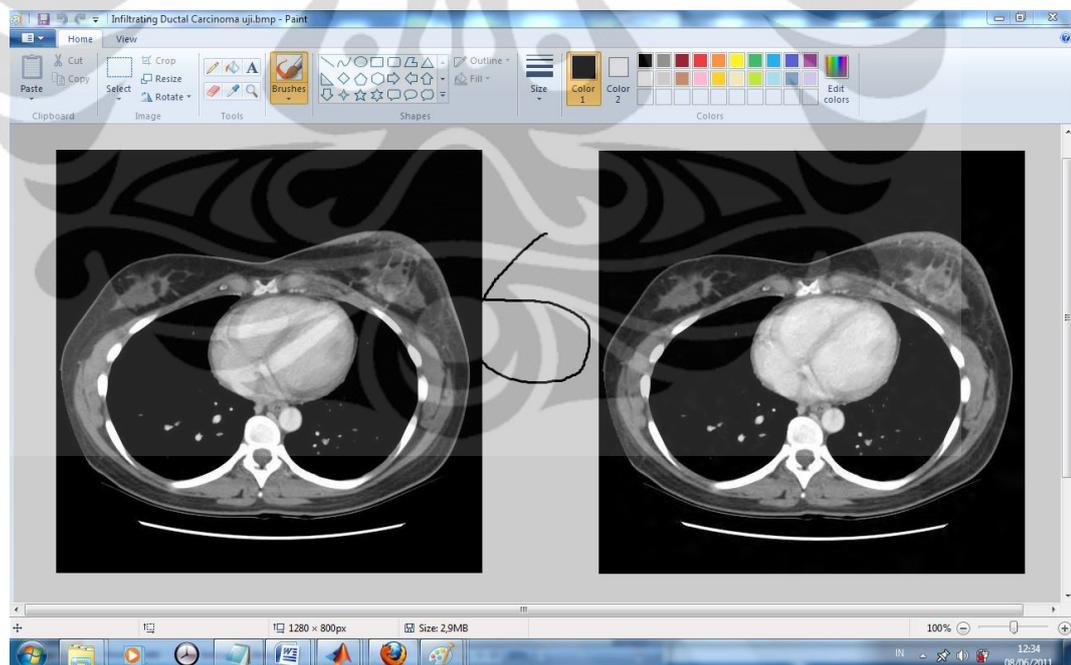
Citra *Breast Angiosarcoma*



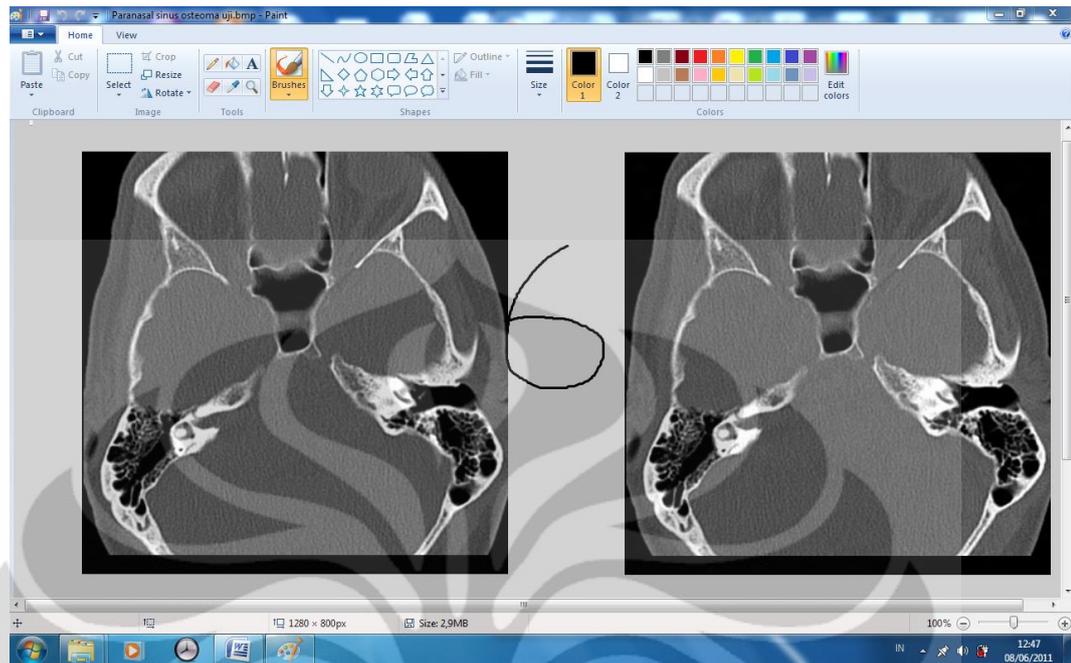
Citra *Cystosarcoma Phyllodes*



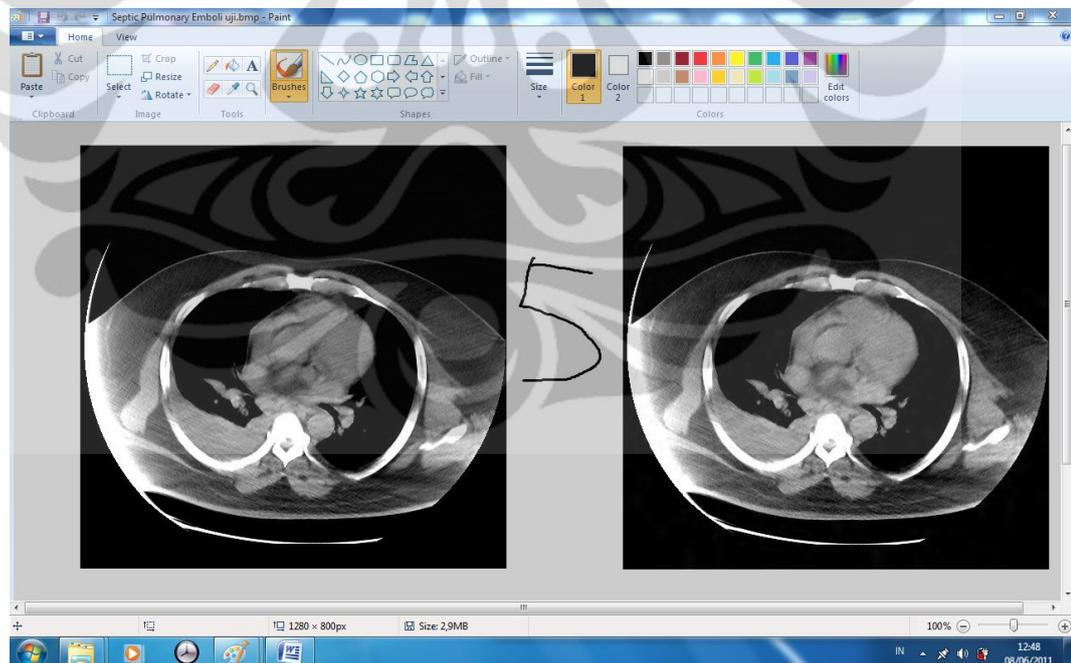
Citra *Infiltrating Ductal Carcinoma*



Citra Paranasal Sinus Osteoma

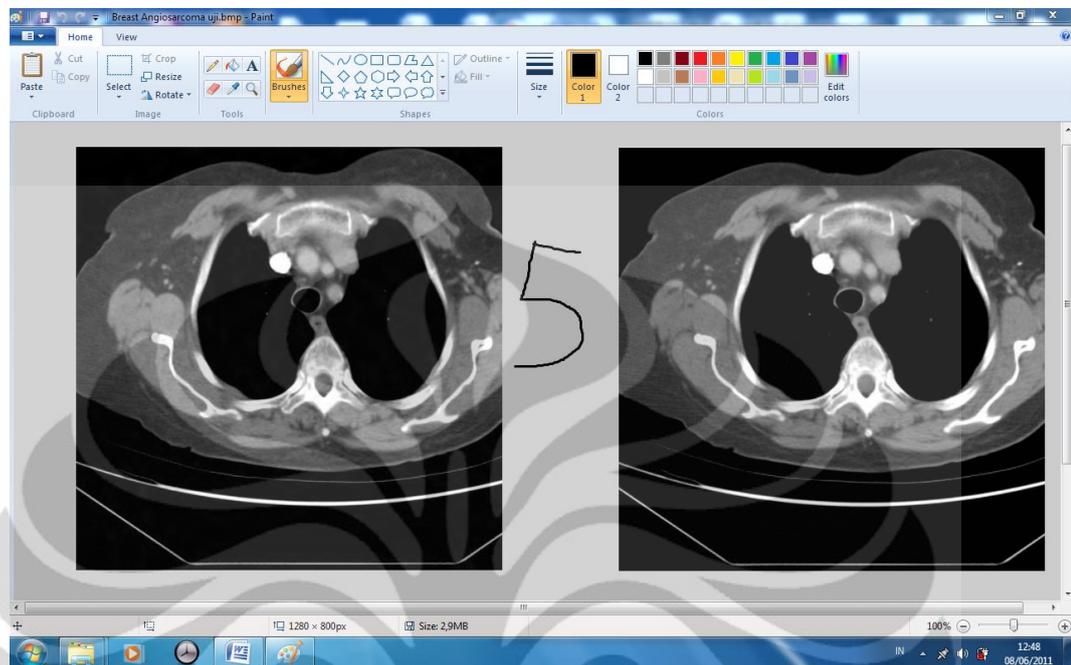


Citra Septic Pulmonary Emboli

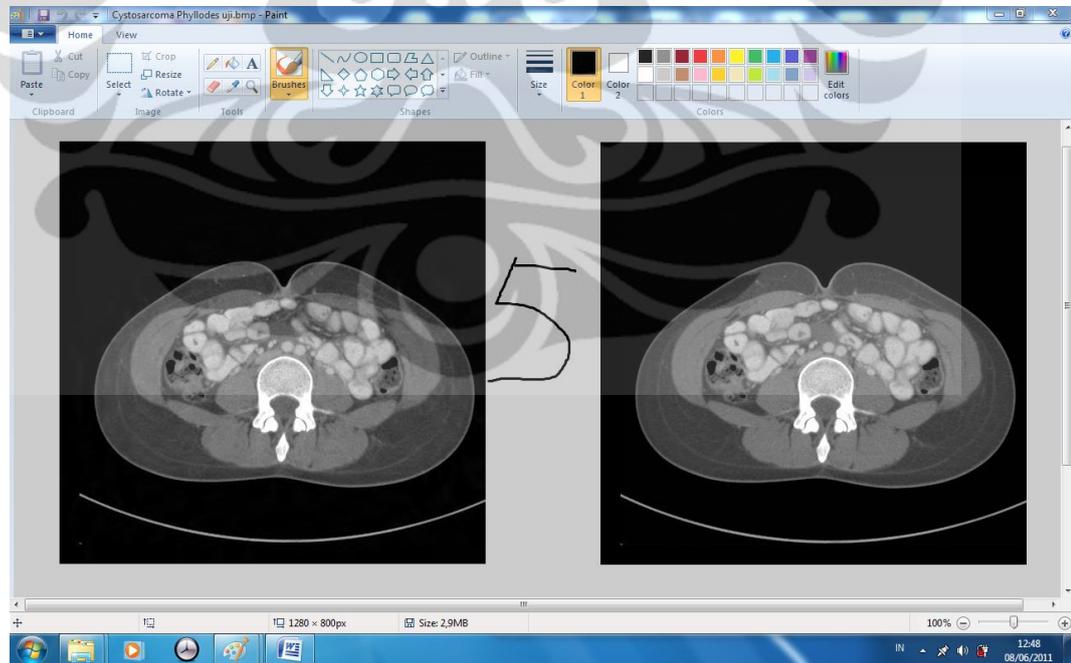


$$\beta = 1,2$$

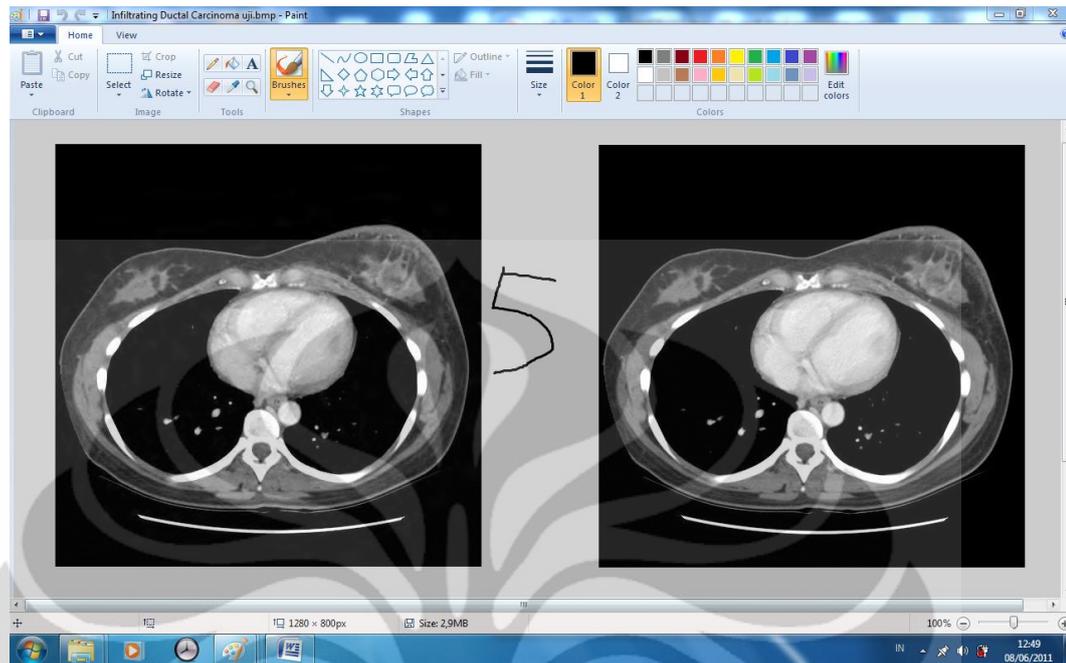
Citra Breast Angiosarcoma



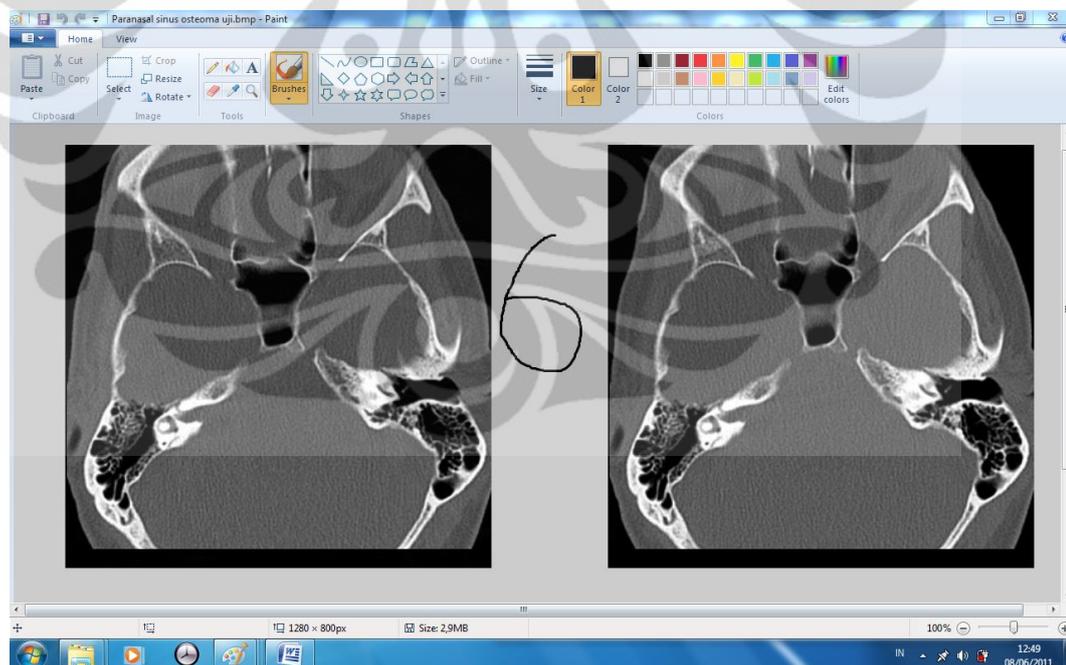
Citra Cystosarcoma Phyllodes



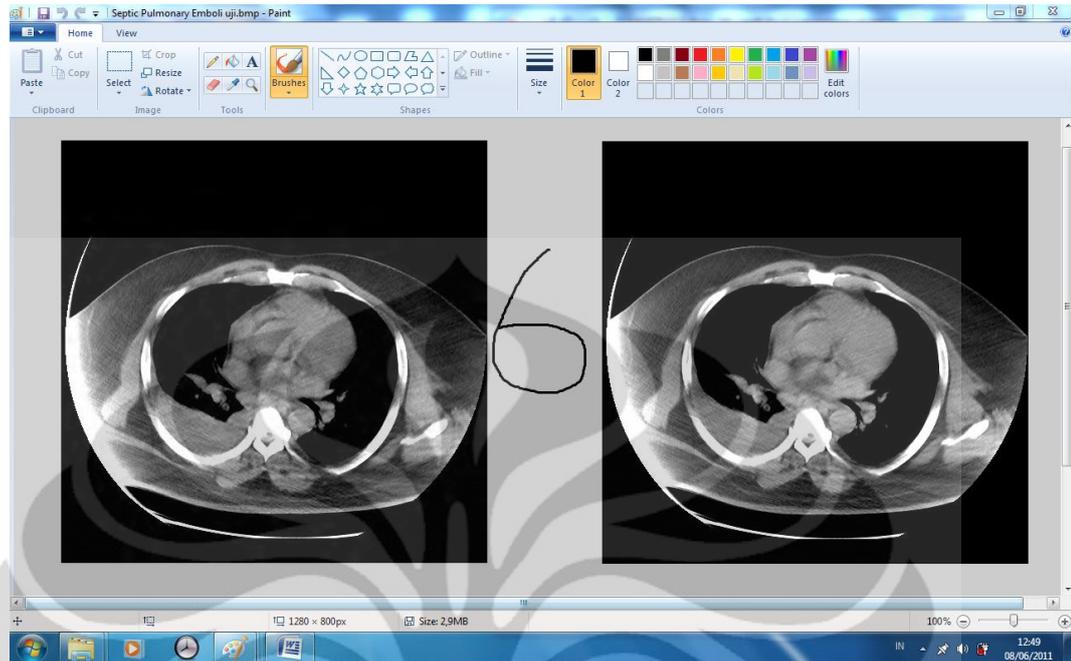
Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma

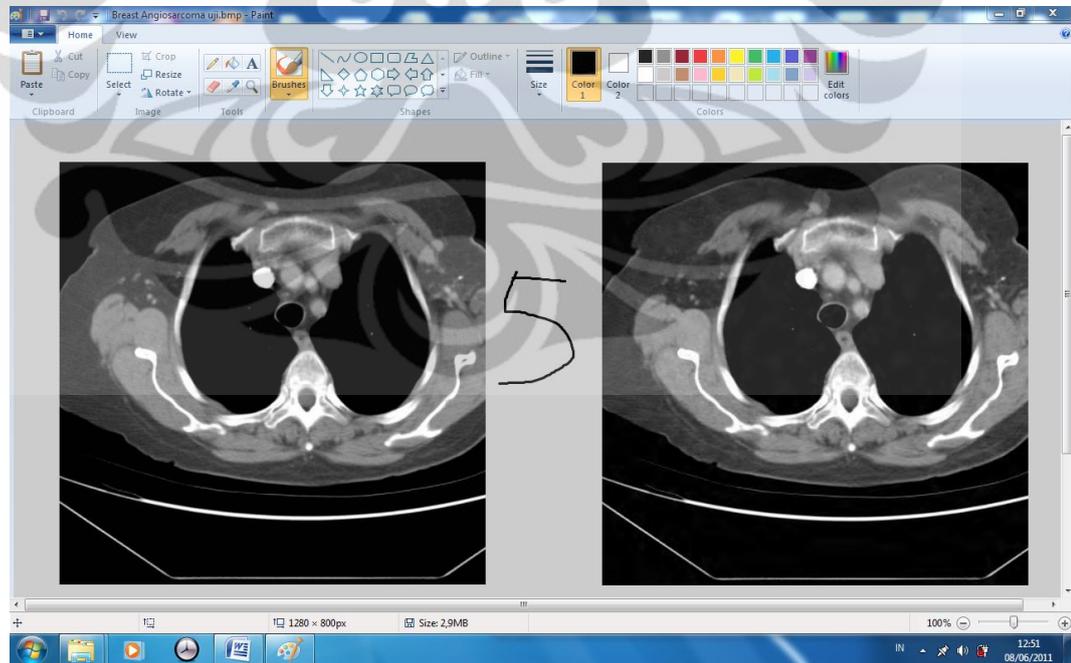


Citra Septic Pulmonary Emboli

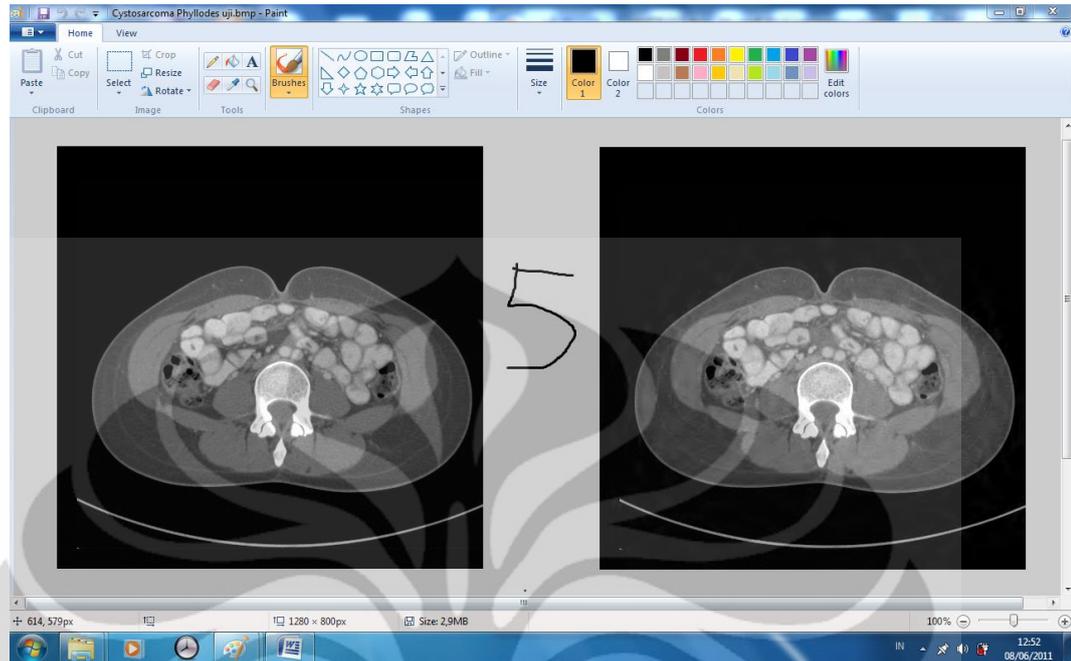


$$\beta = 1,5$$

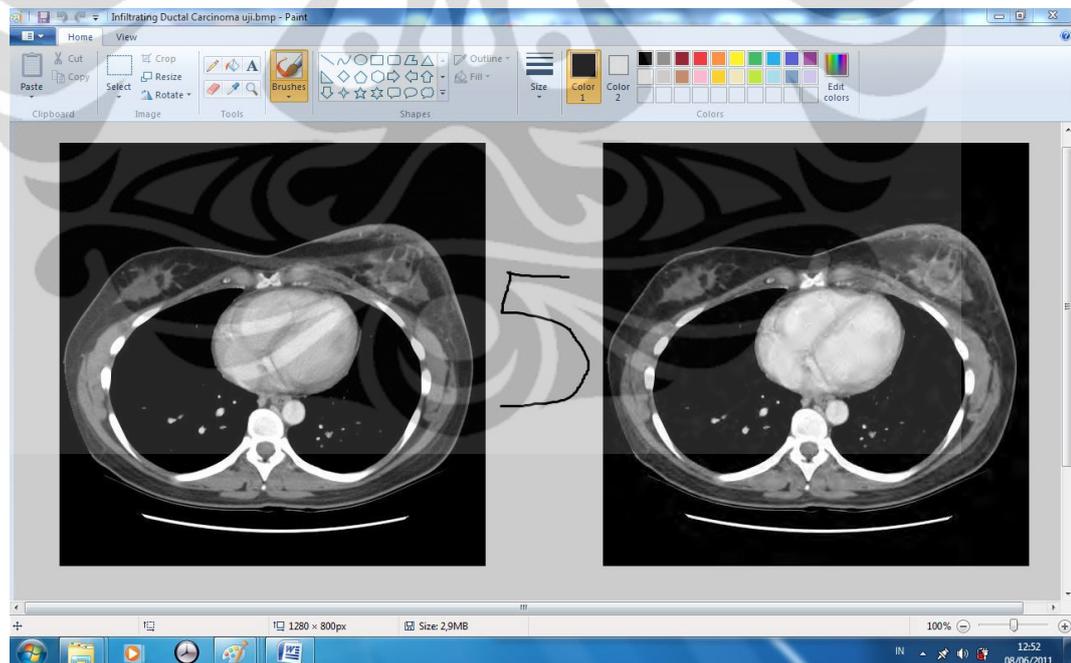
Citra Breast Angiosarcoma



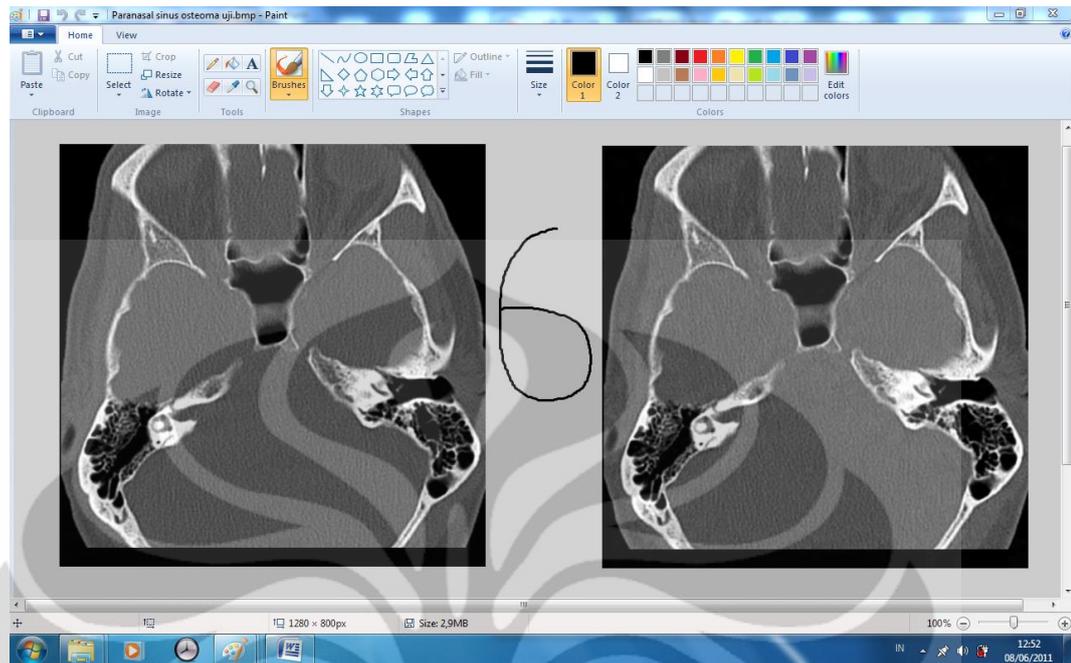
Citra Cystosarcoma Phyllodes



Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma

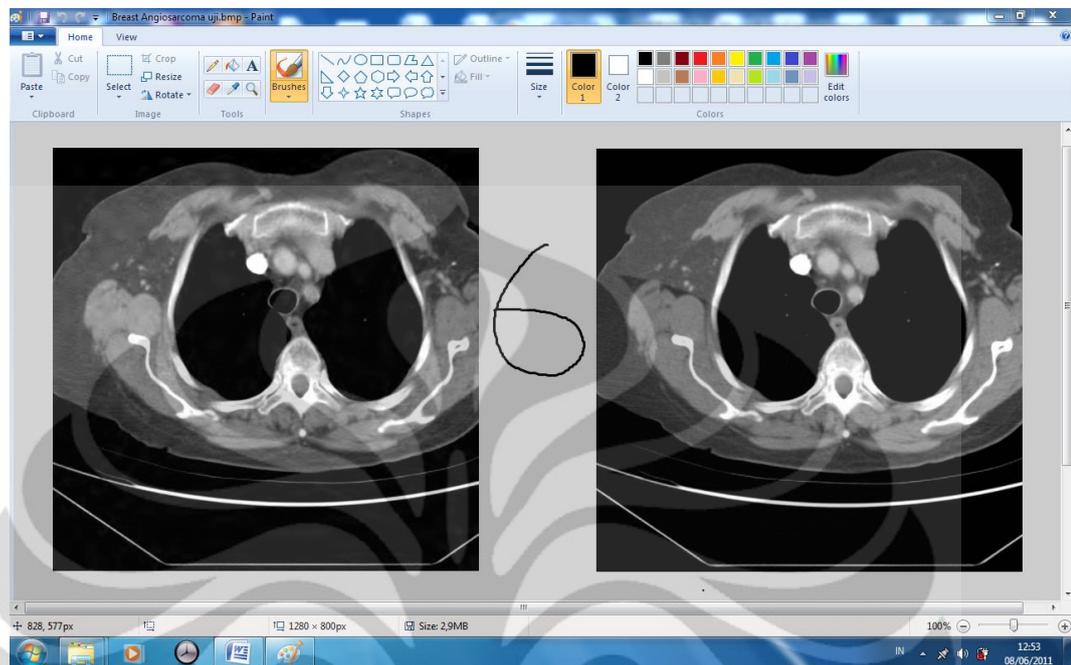


Citra Septic Pulmonary Emboli

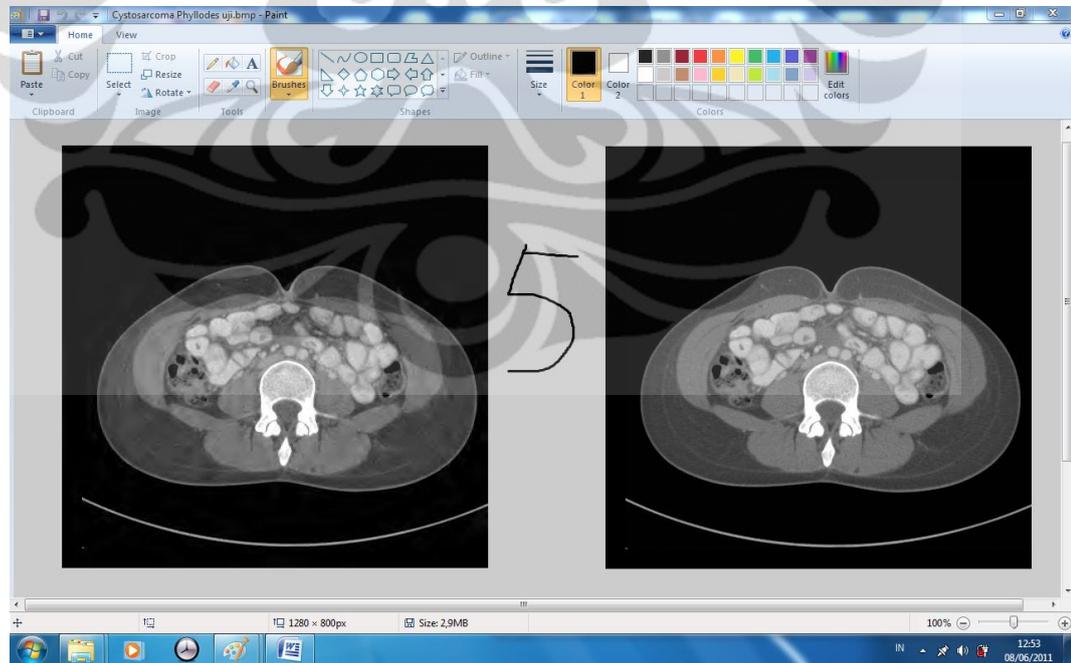


$$\beta = 1,8$$

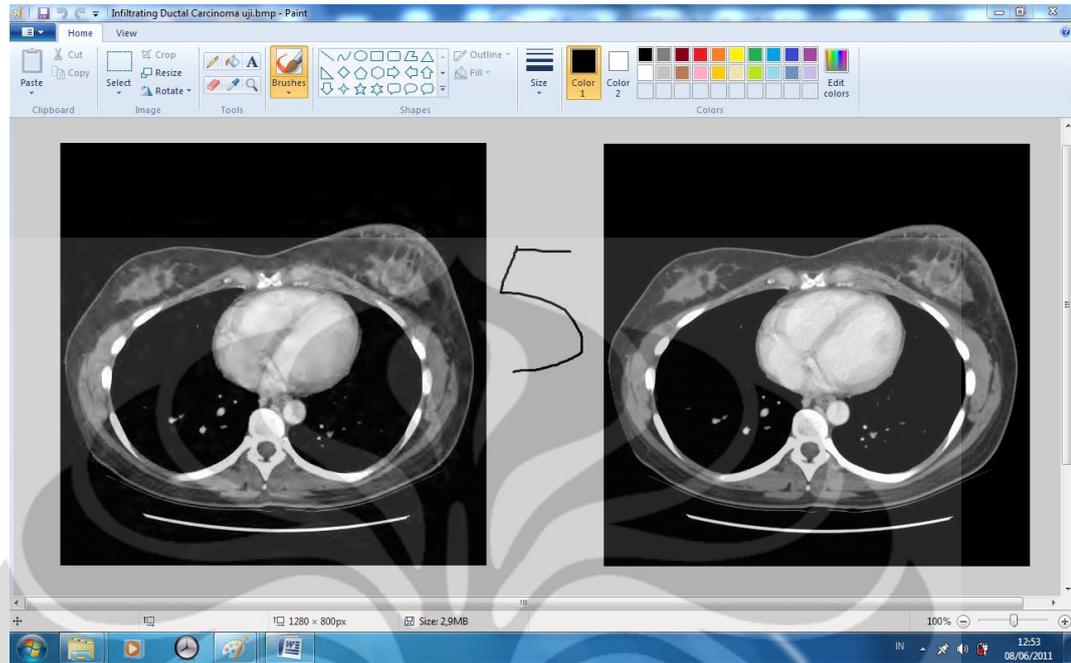
Citra Breast Angiosarcoma



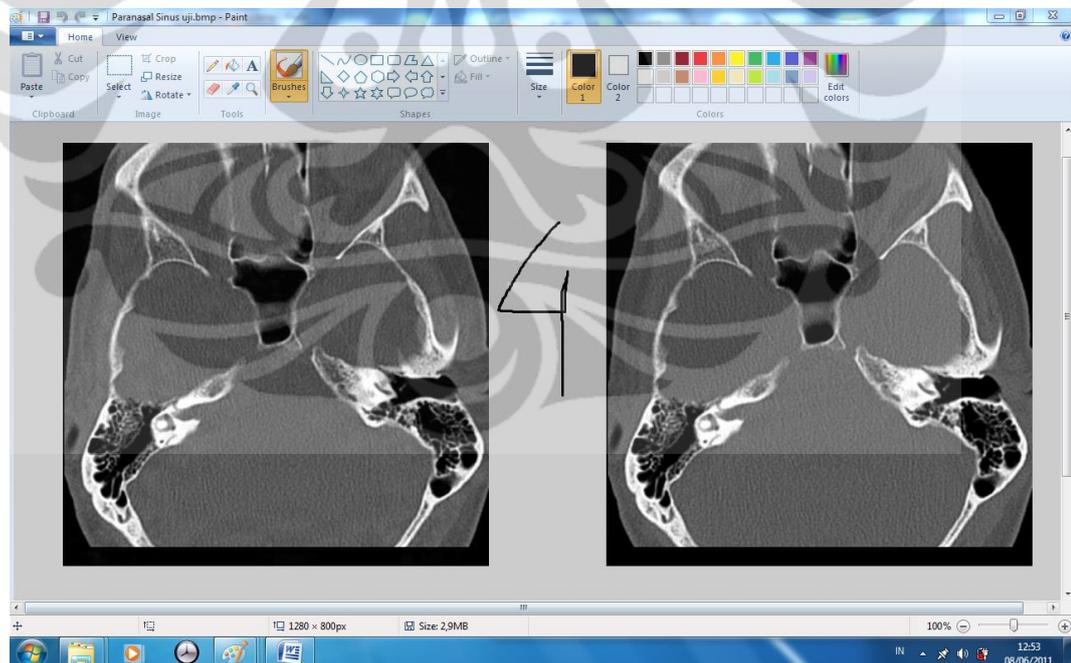
Citra Cystosarcoma Phyllodes



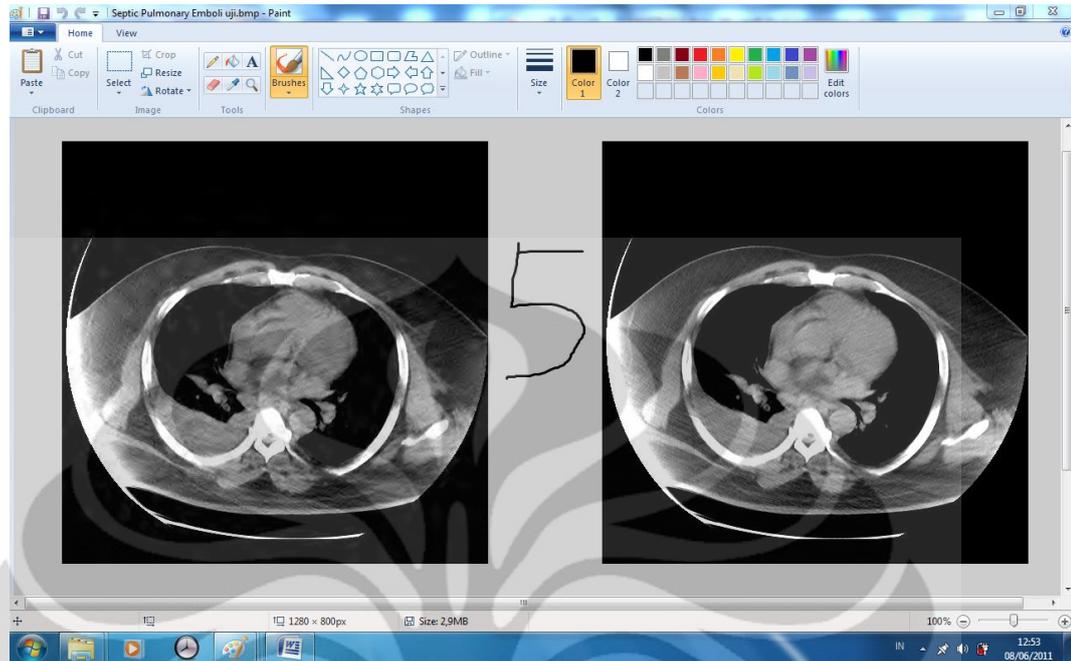
Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma



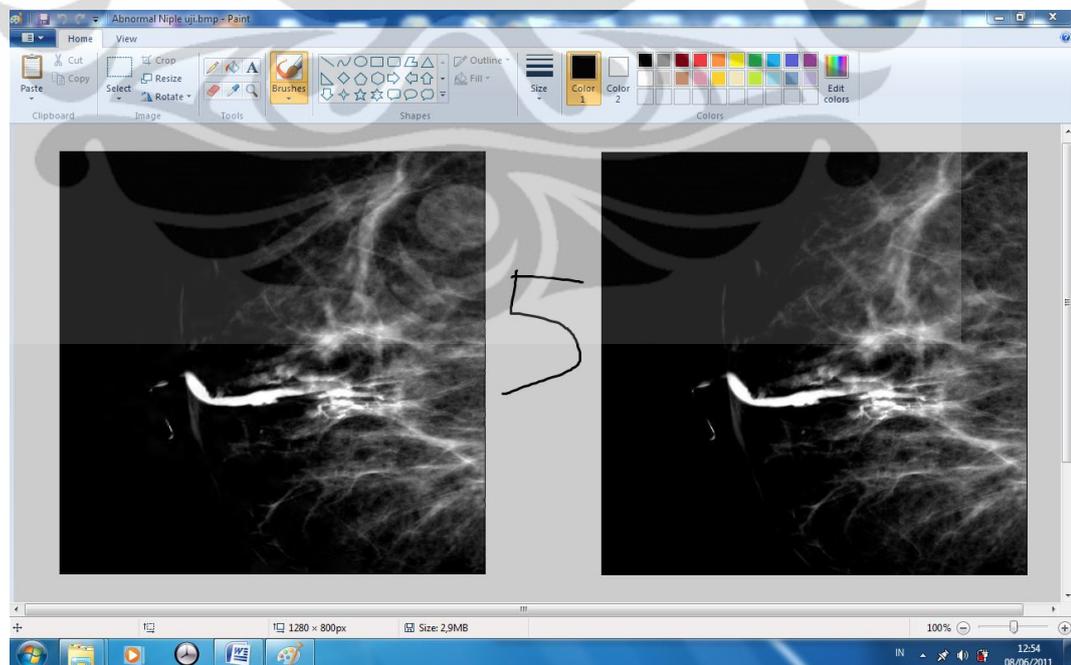
Citra Septic Pulmonary Emboli



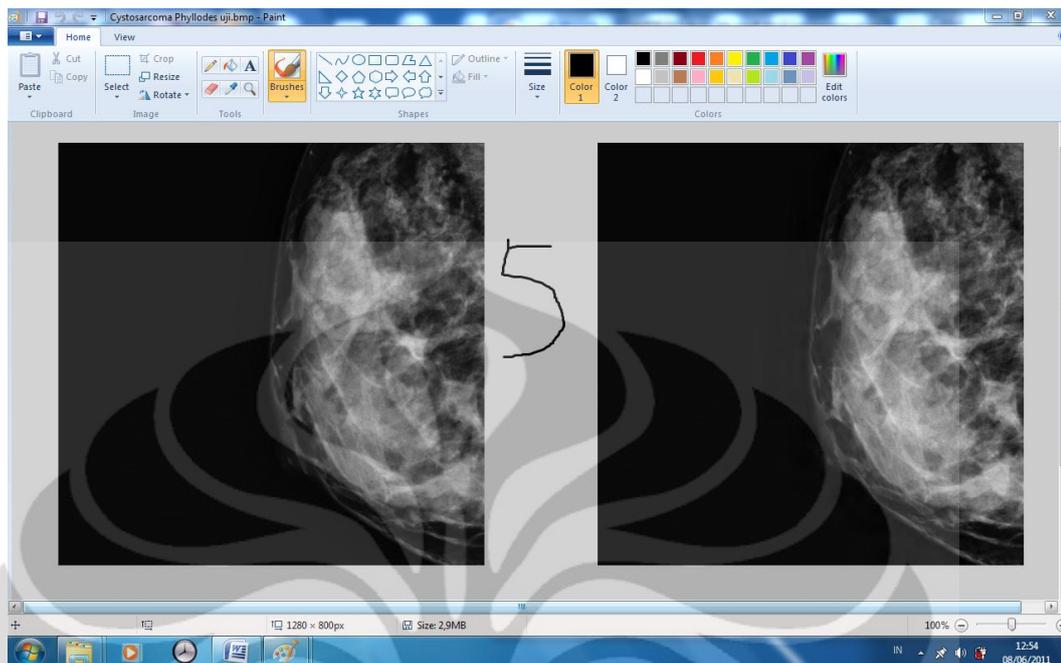
Modality: Mammography

$\beta = 1,5$

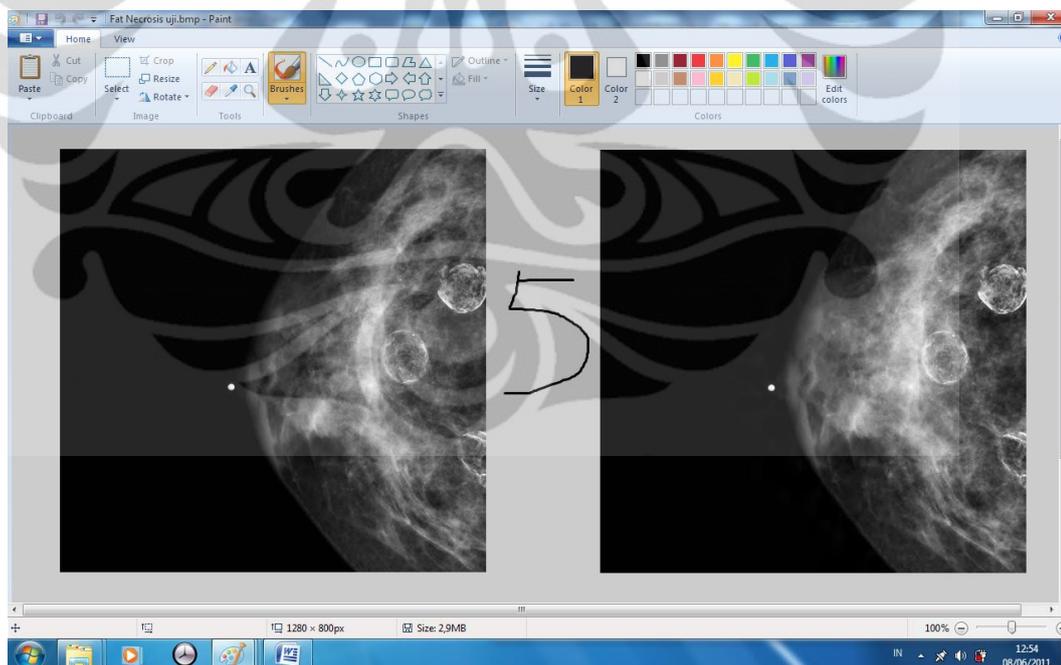
Citra Abnormal Nipple Discharge



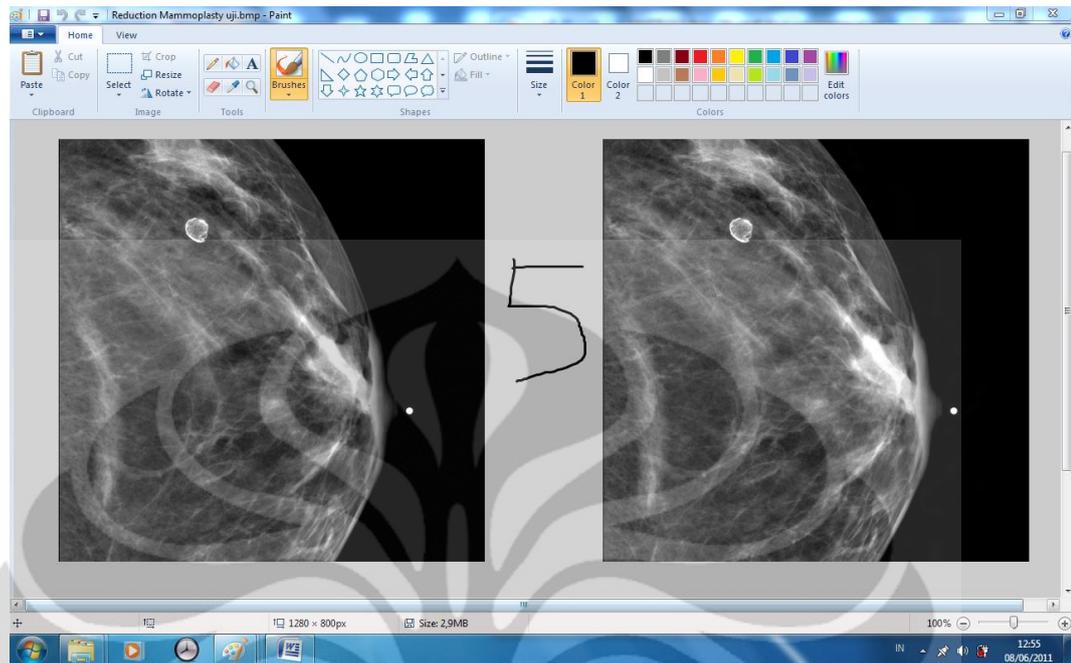
Citra *Cystosarcoma Phyllodes*



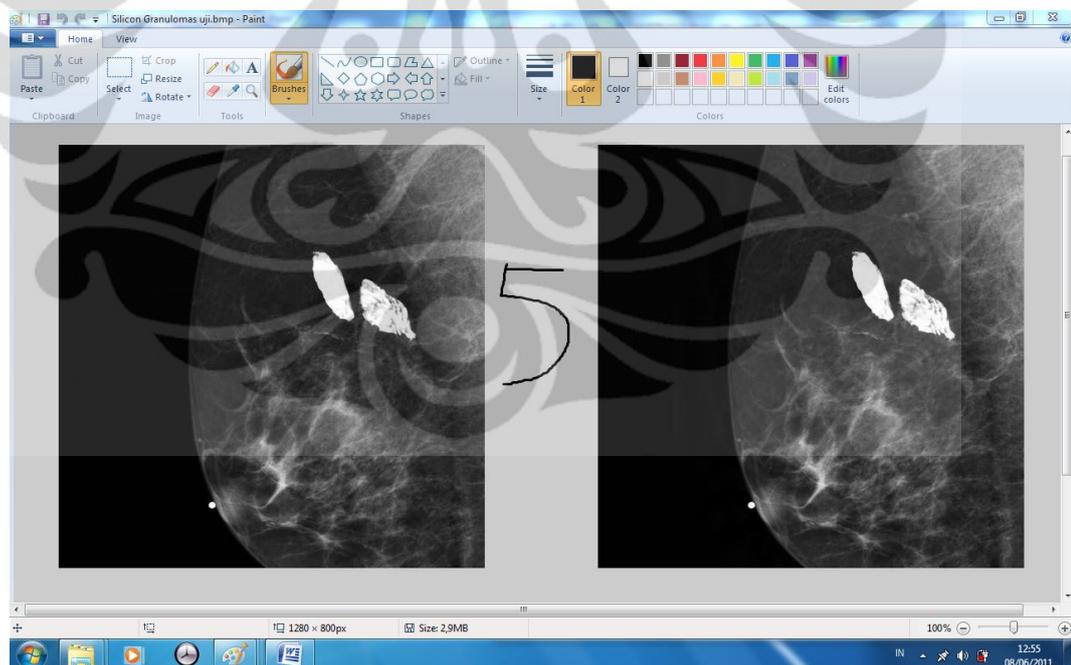
Citra *Fat Necrosis*



Citra Reduction Mammoplasty

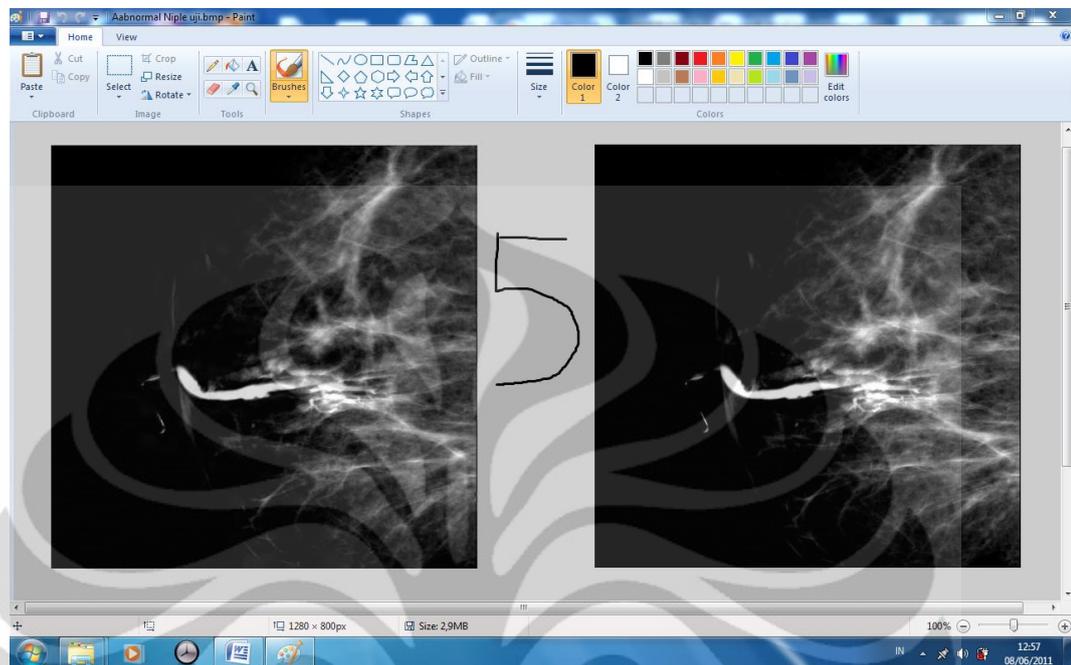


Citra Silicon Granulomas

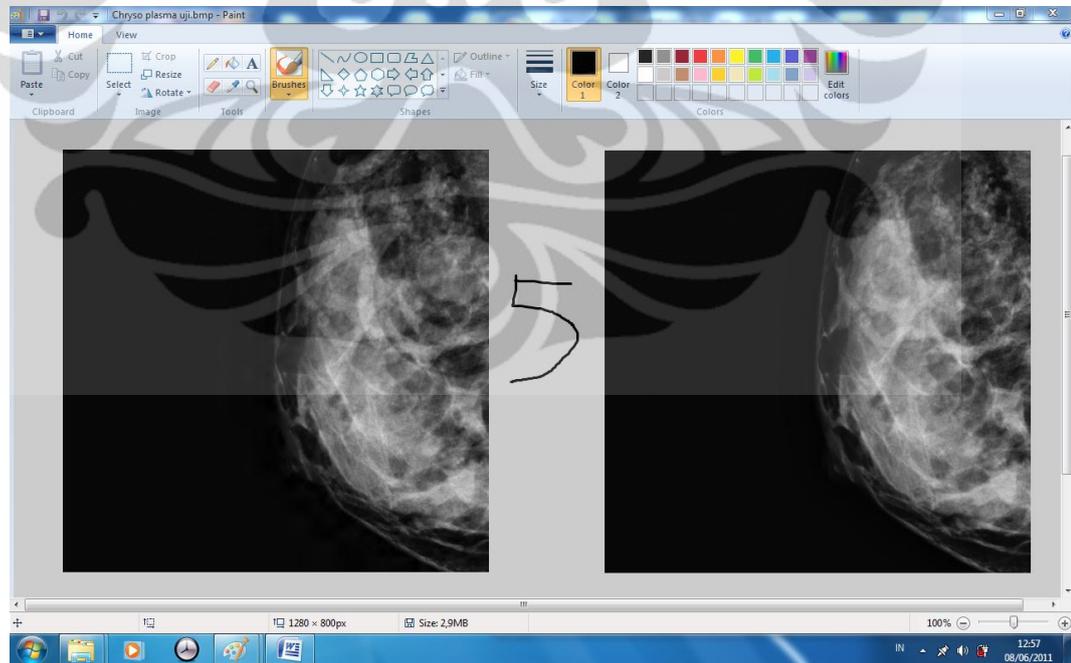


$$\beta = 1,8$$

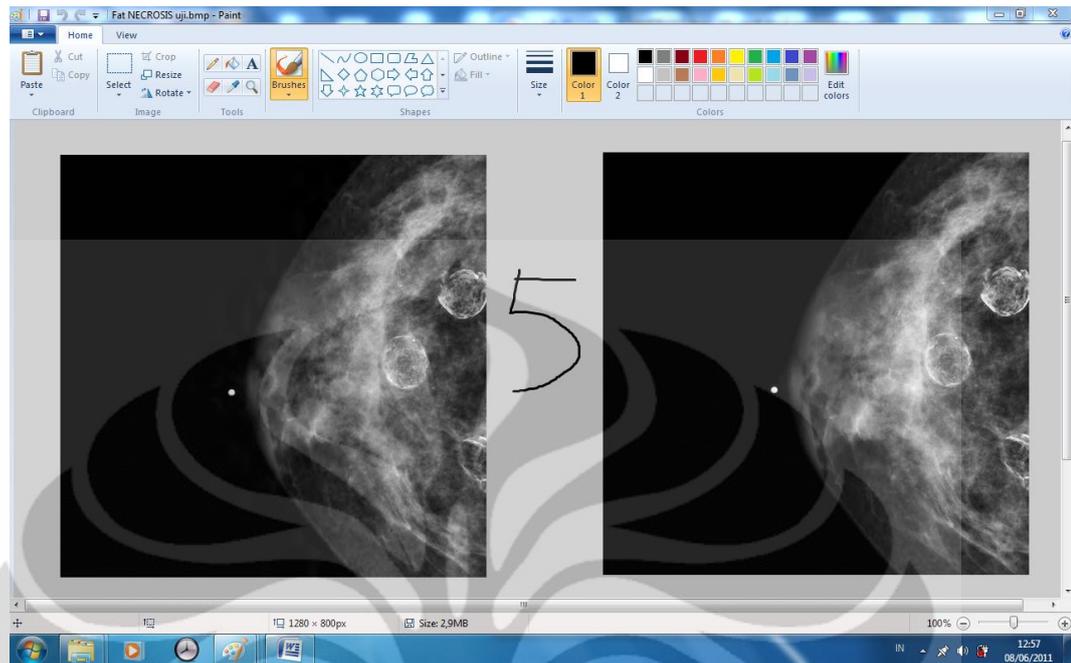
Citra Abnormal Nipple Discharge



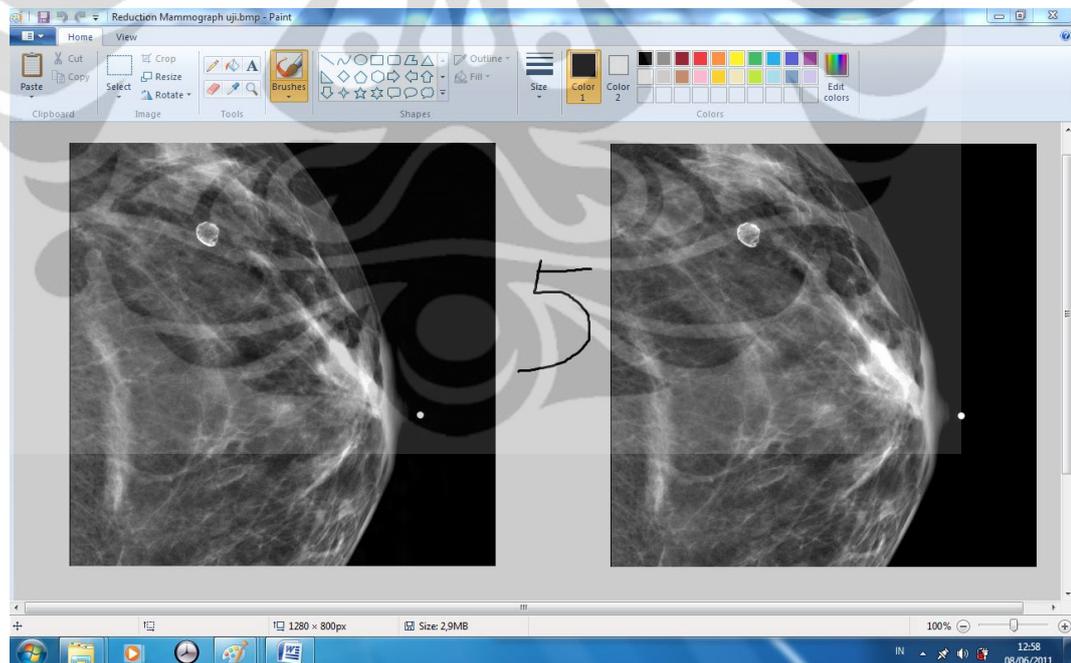
Citra Cystosarcoma Phyllodes



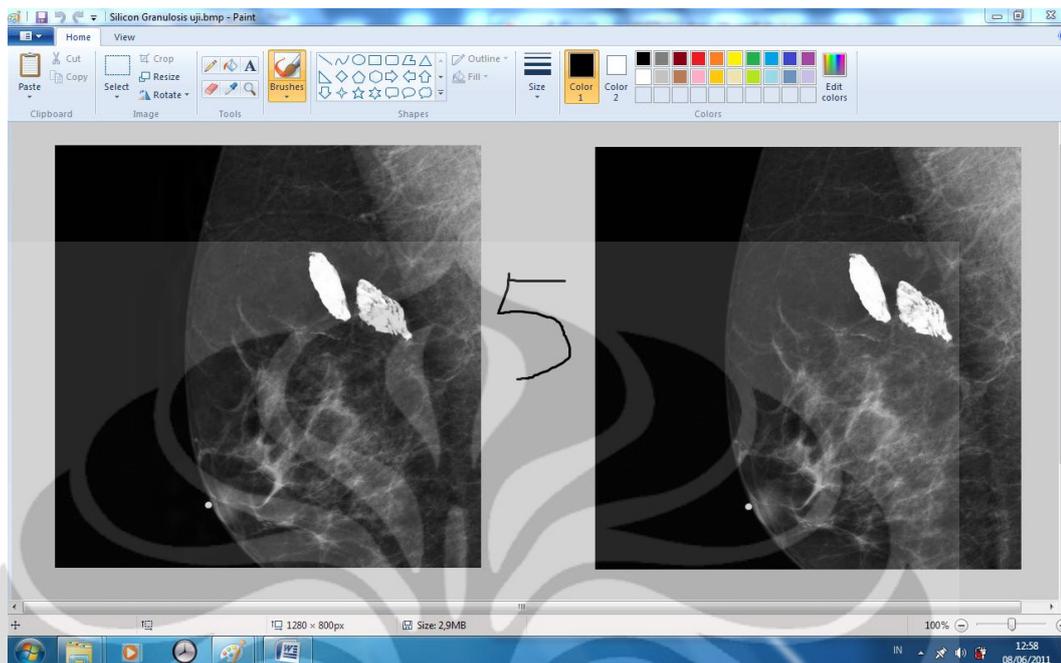
Citra Fat Necrosis



Citra Reduction Mammoplasty

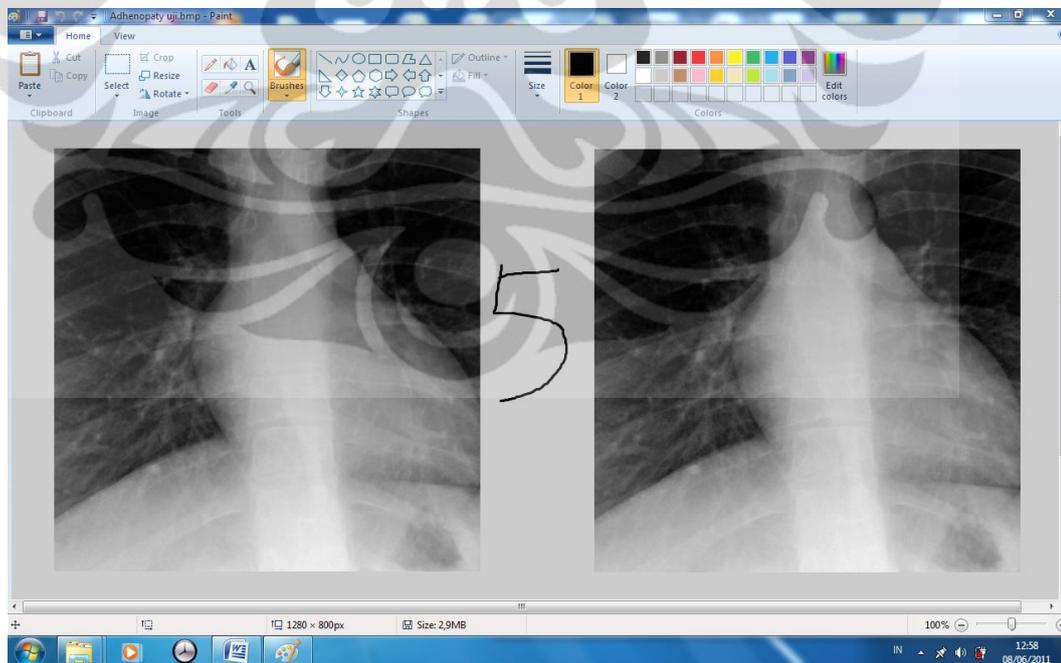


Citra Silicon Granulomas

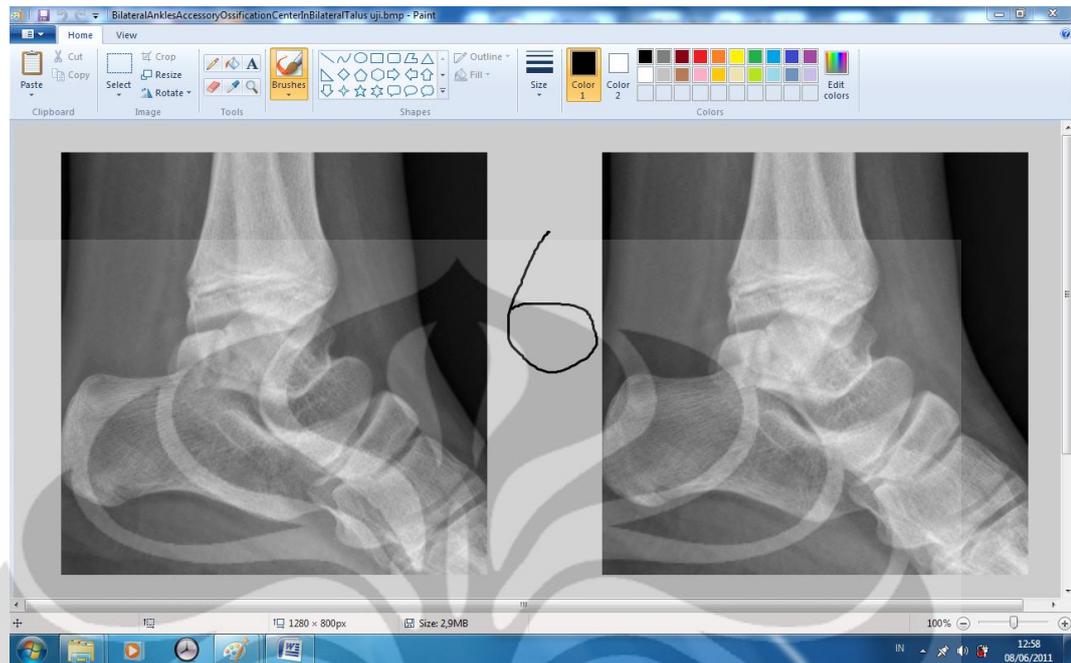


Modality: X-ray

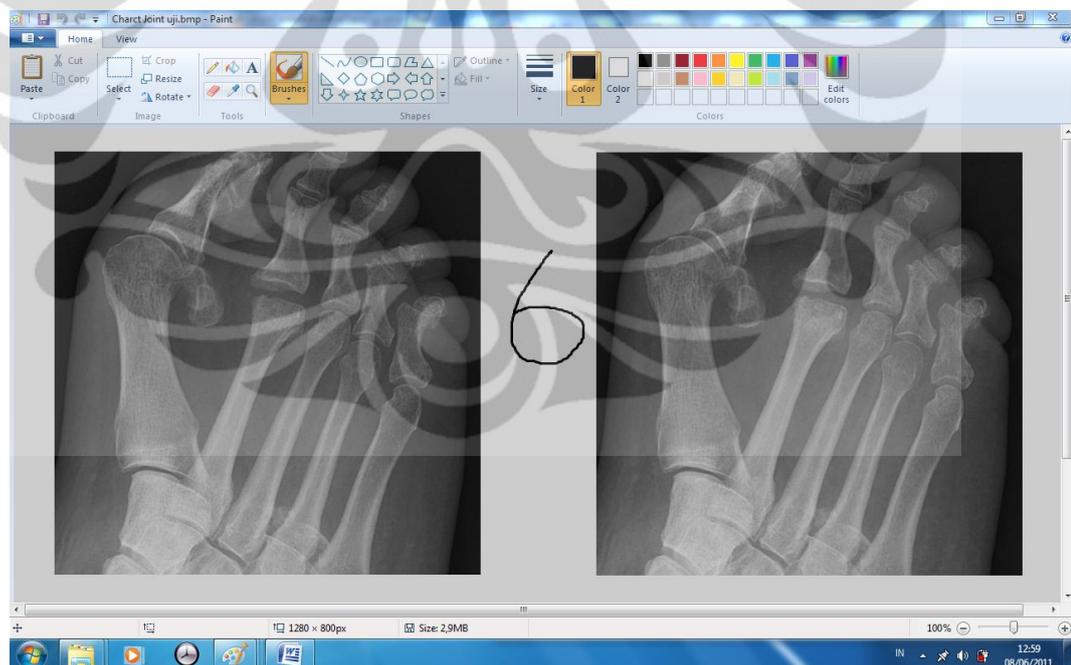
Citra Adhenopaty



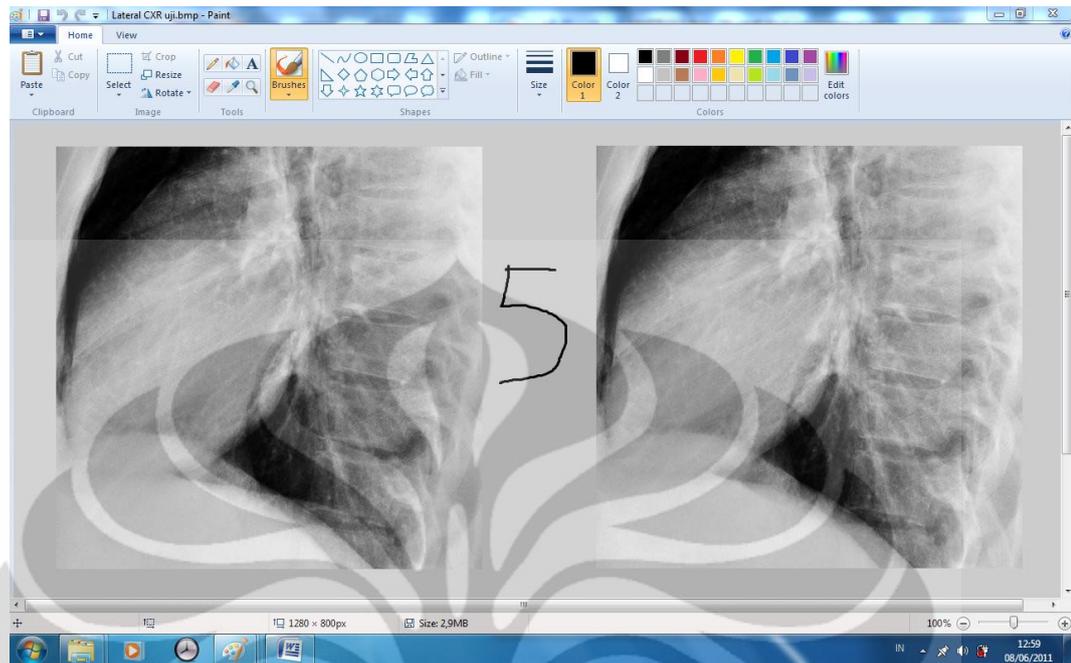
Citra Bilateral Ankles Accessory Ossification Center In Bilateral Talus



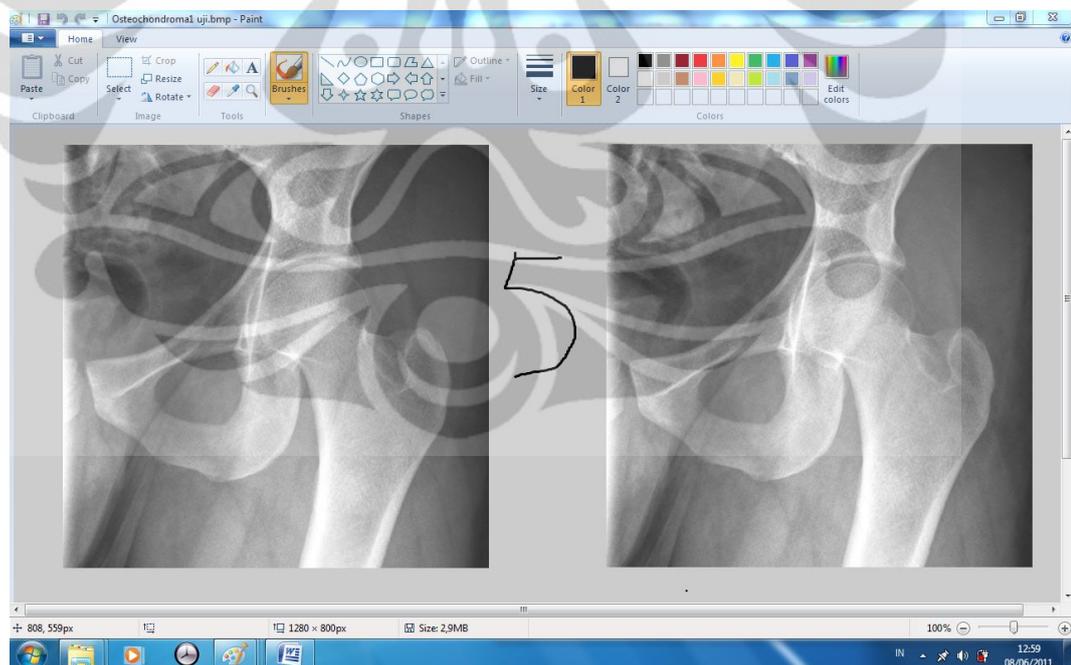
Citra Charcot Joint



Citra Lateral CXR



Citra Osteochondroma

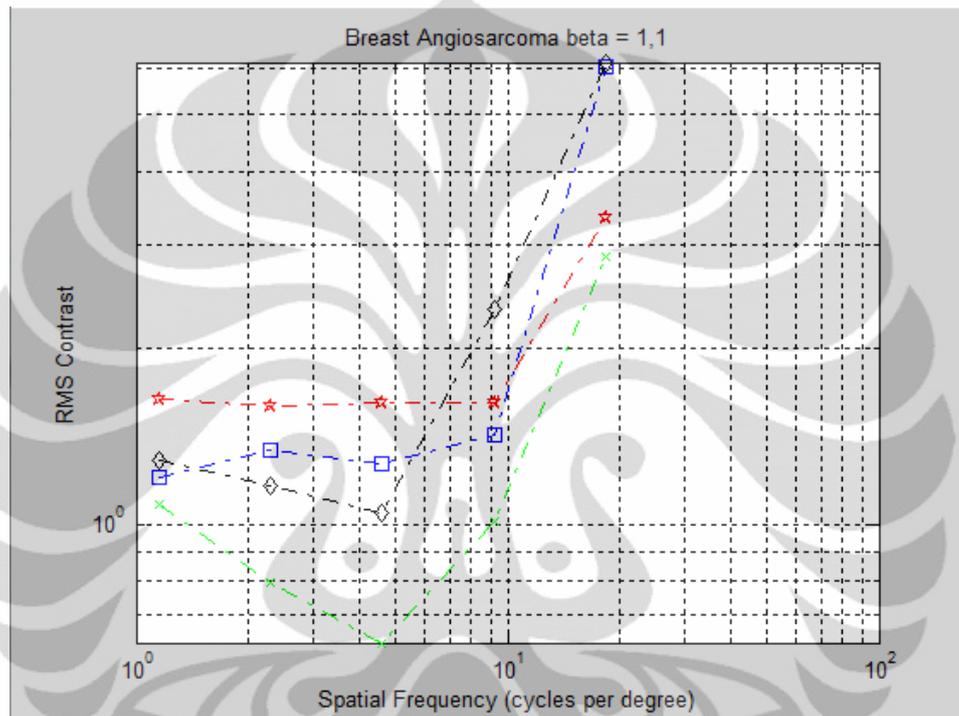


Lampiran 2: Grafik RMS Contrast terhadap Frekuensi Spasial
pada Setiap Citra yang Diujikan

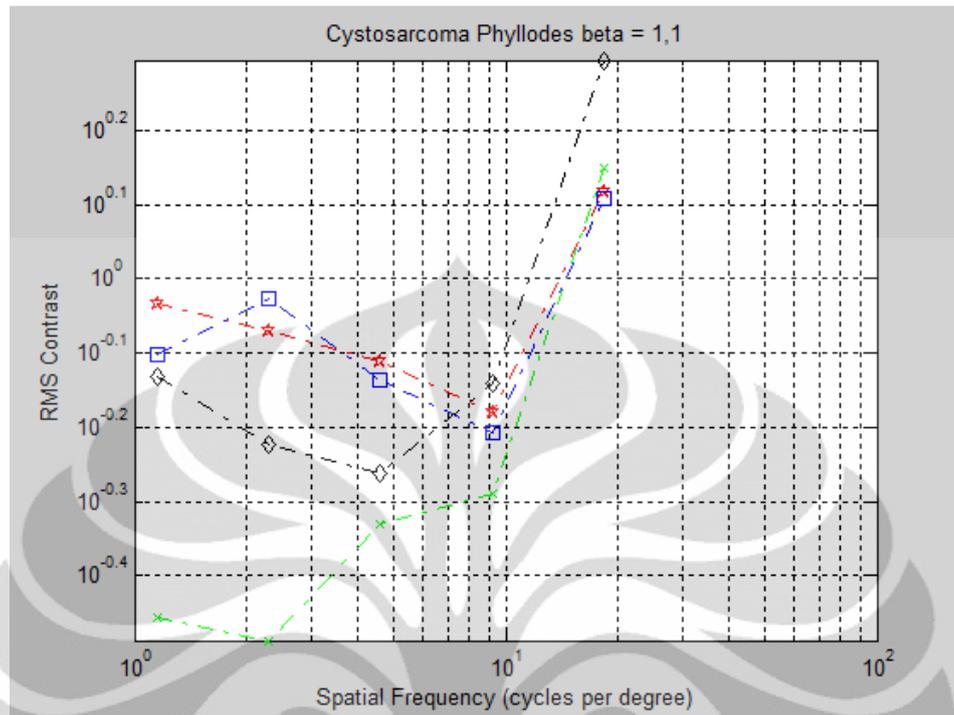
Modality: Computed Tomography

$\beta = 1,1$

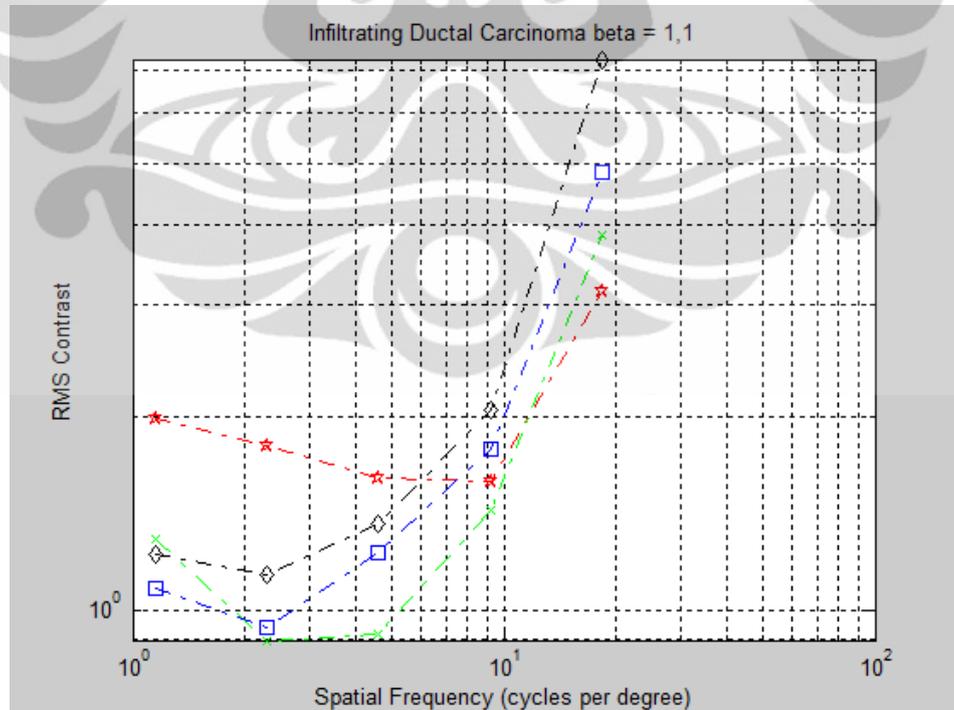
Citra Breast Angiosarcoma



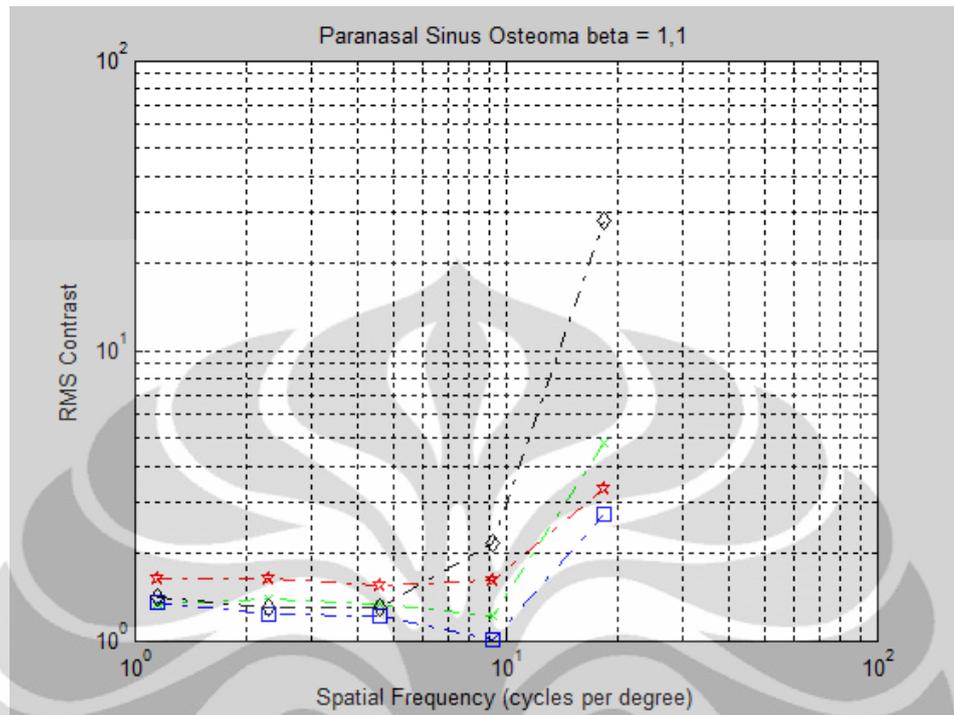
Citra *Cystosarcoma Phyllodes*



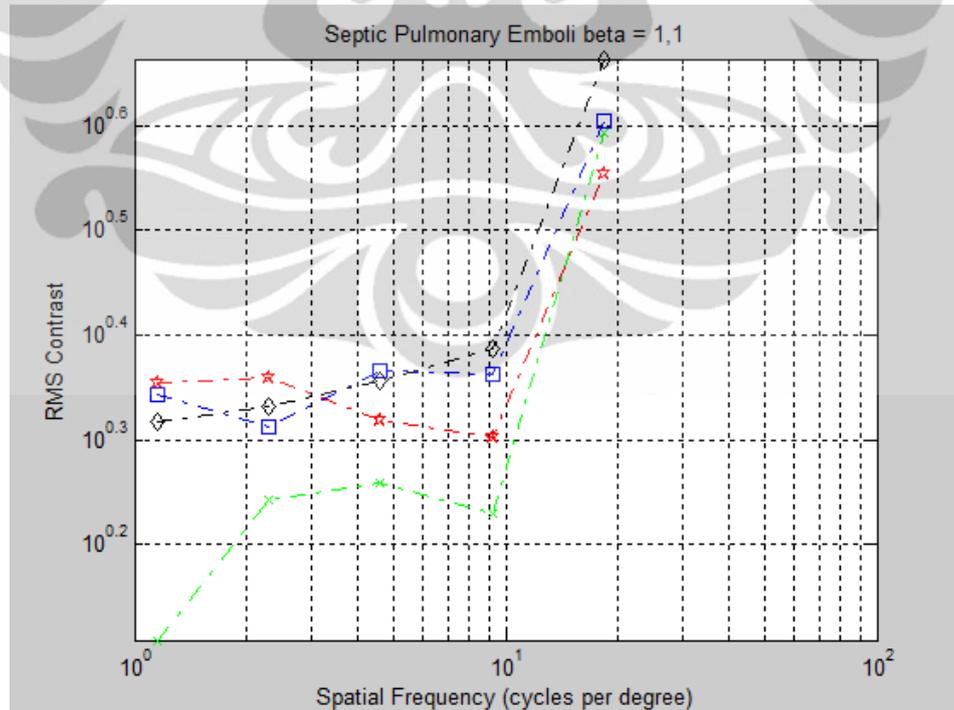
Citra *Infiltrating Ductal Carcinoma*



Citra Paranasal Sinus Osteoma

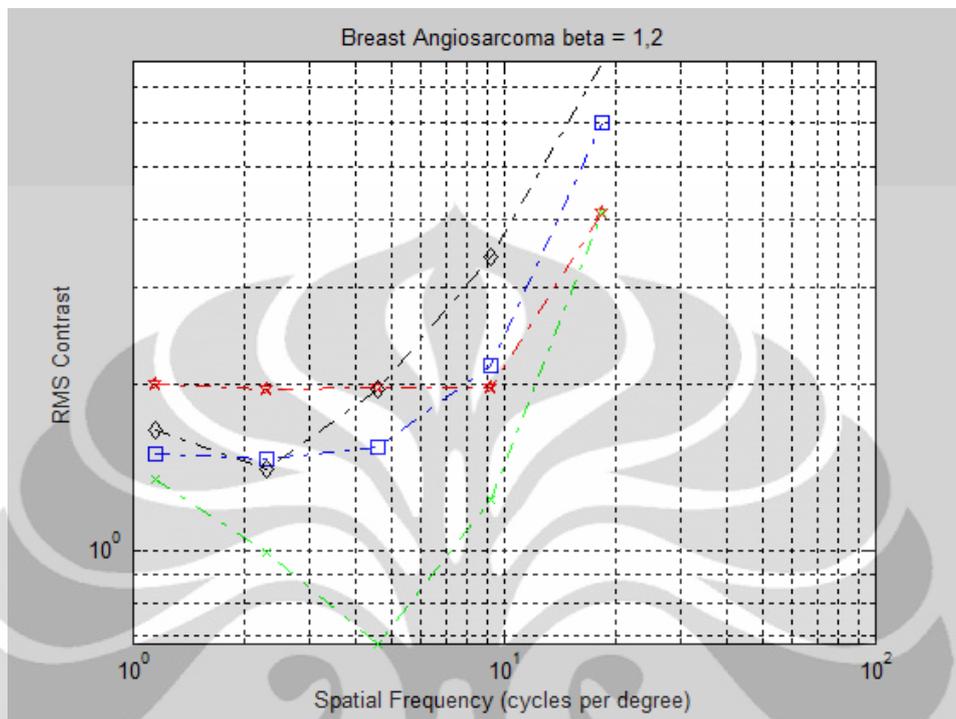


Citra Septic Pulmonary Emboli

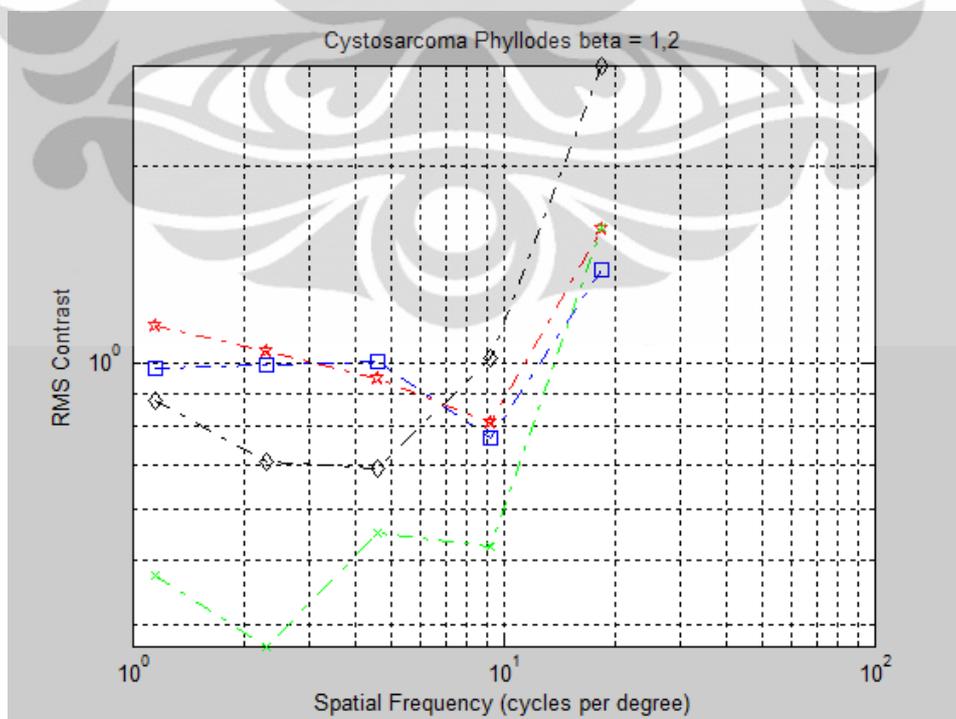


$$\beta = 1,2$$

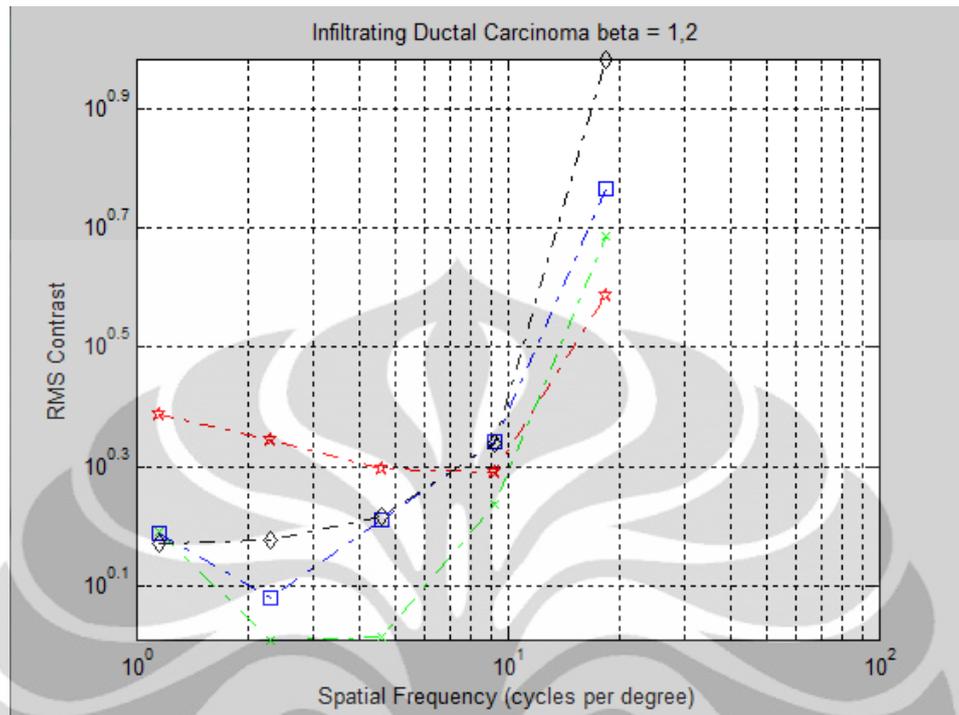
Citra *Breast Angiosarcoma*



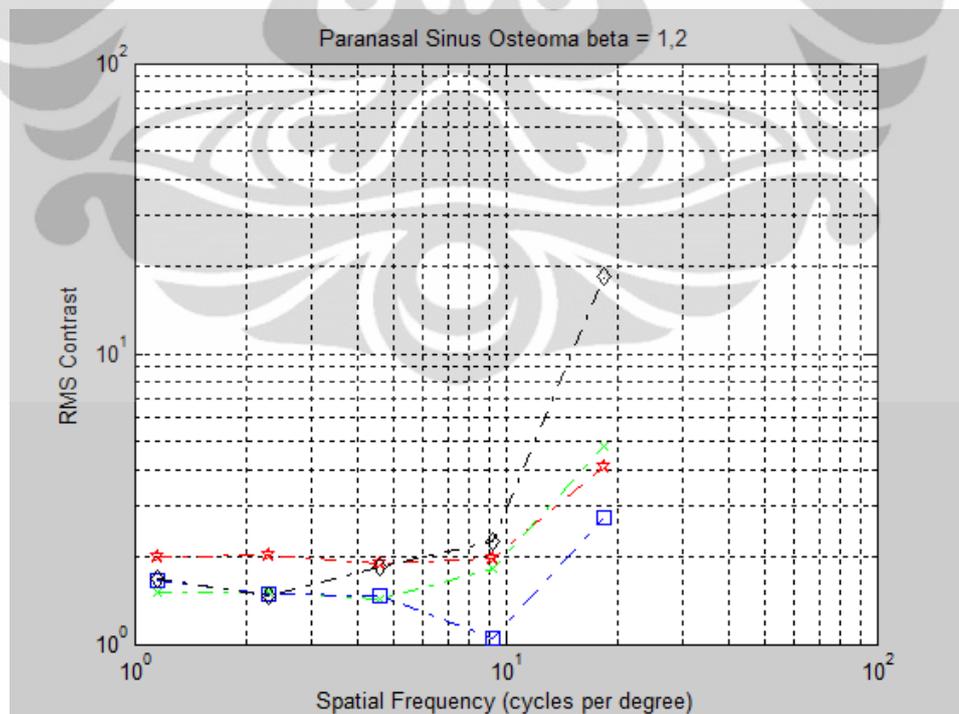
Citra *Cystosarcoma Phyllodes*



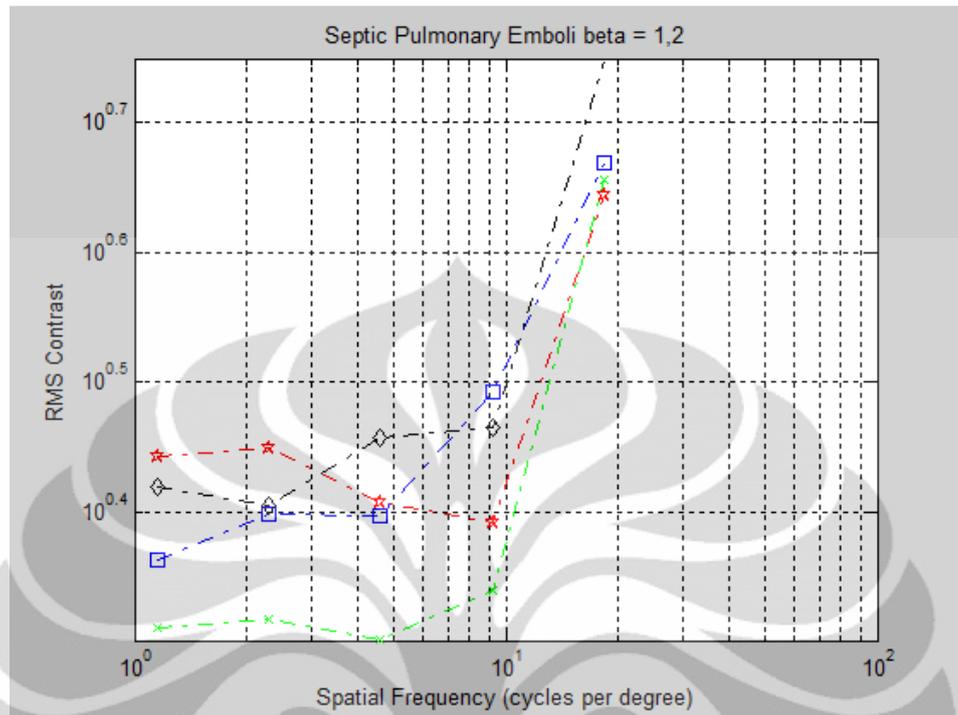
Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma

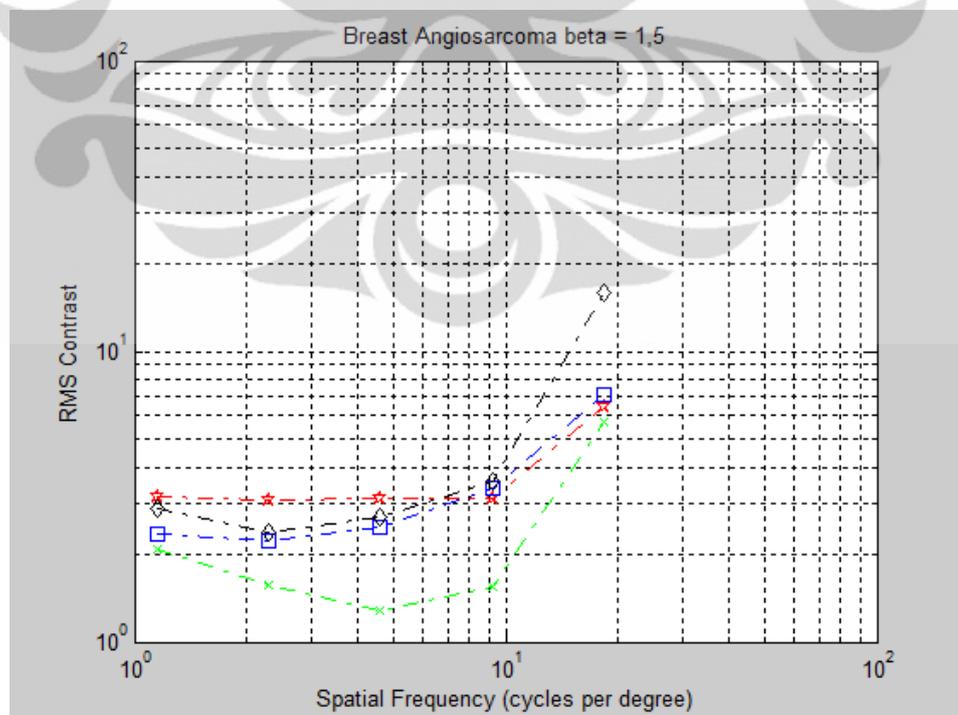


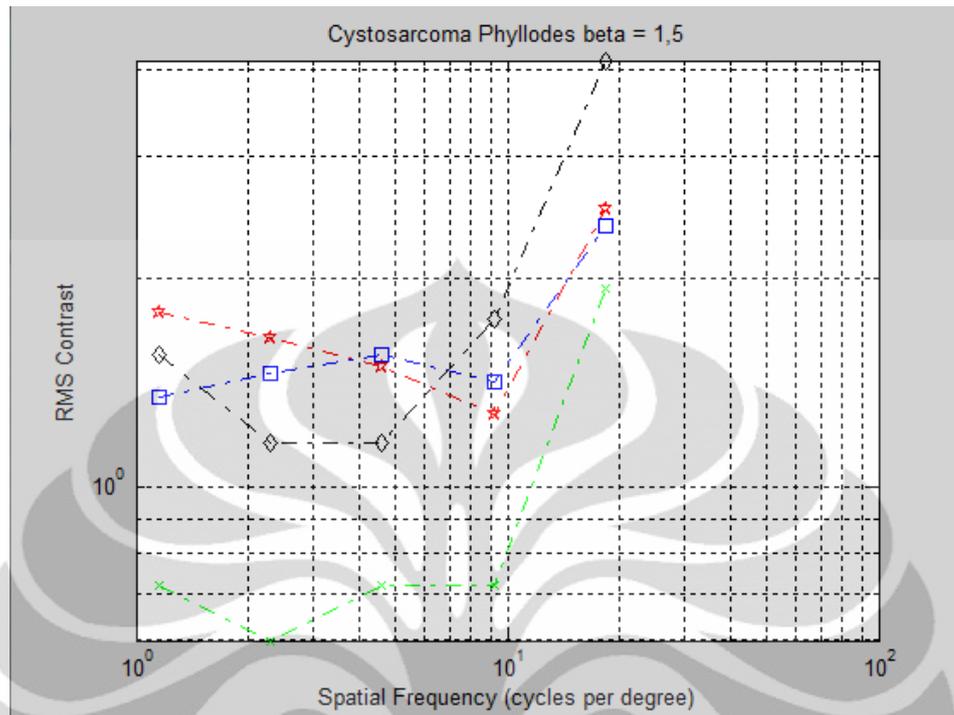
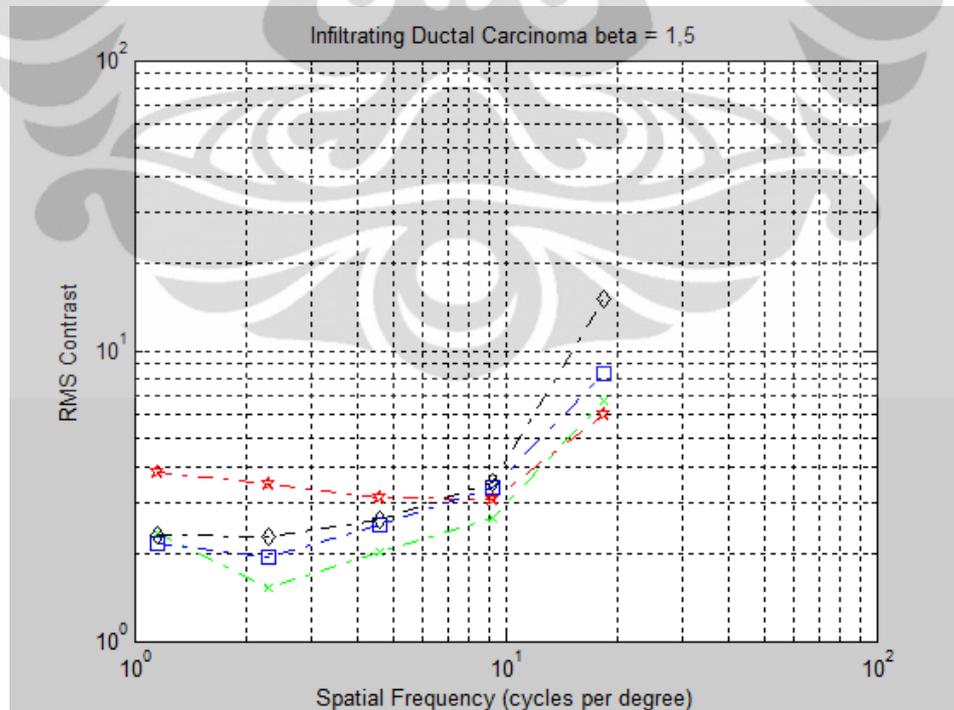
Citra Septic Pulmonary Emboli



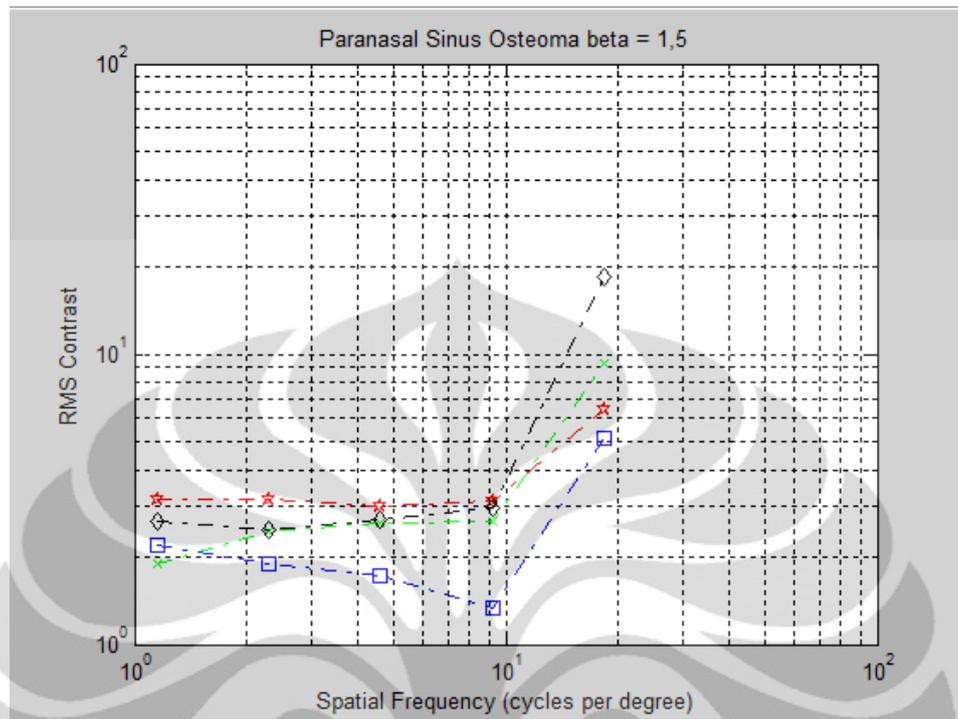
$$\beta = 1,5$$

Citra Breast Angiosarcoma

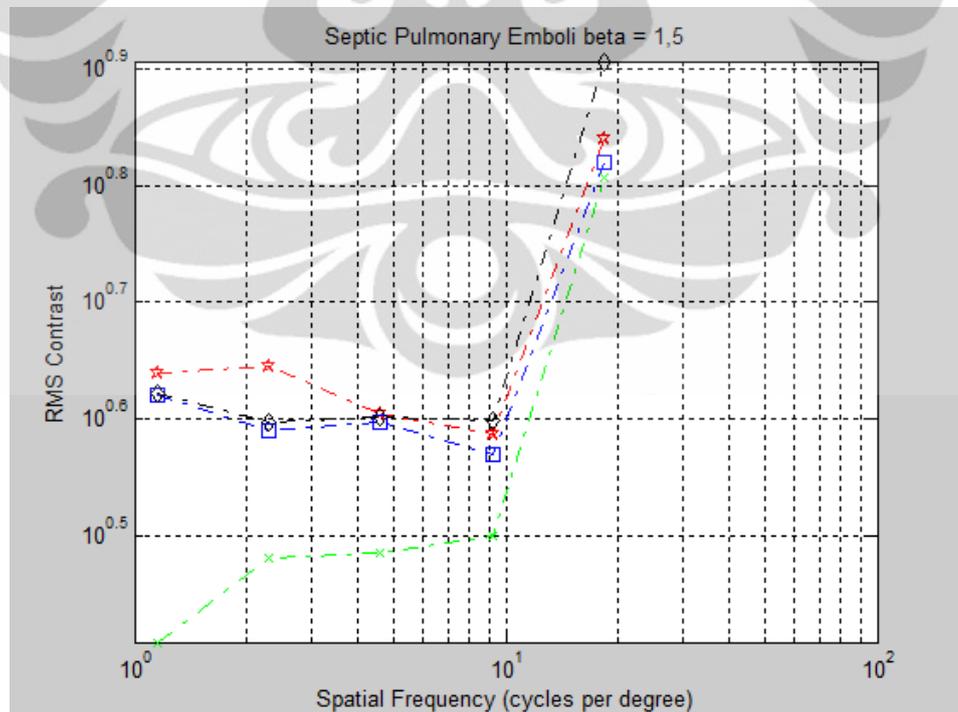


Citra *Cystosarcoma Phyllodes*Citra *Infiltrating Ductal Carcinoma*

Citra Paranasal Sinus Osteoma

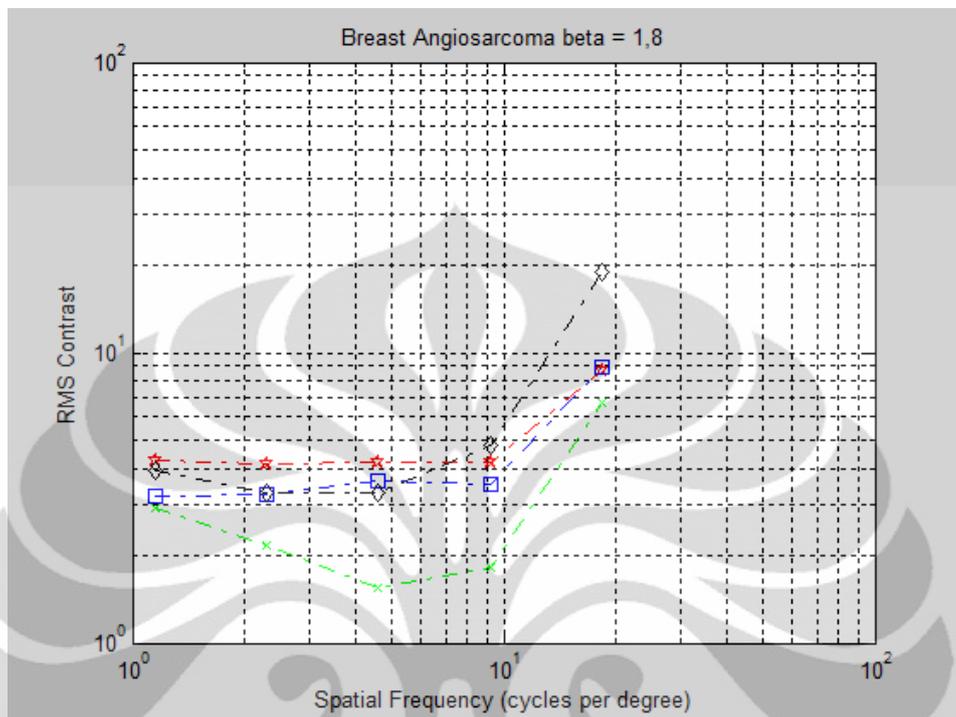


Citra Septic Pulmonary Emboli

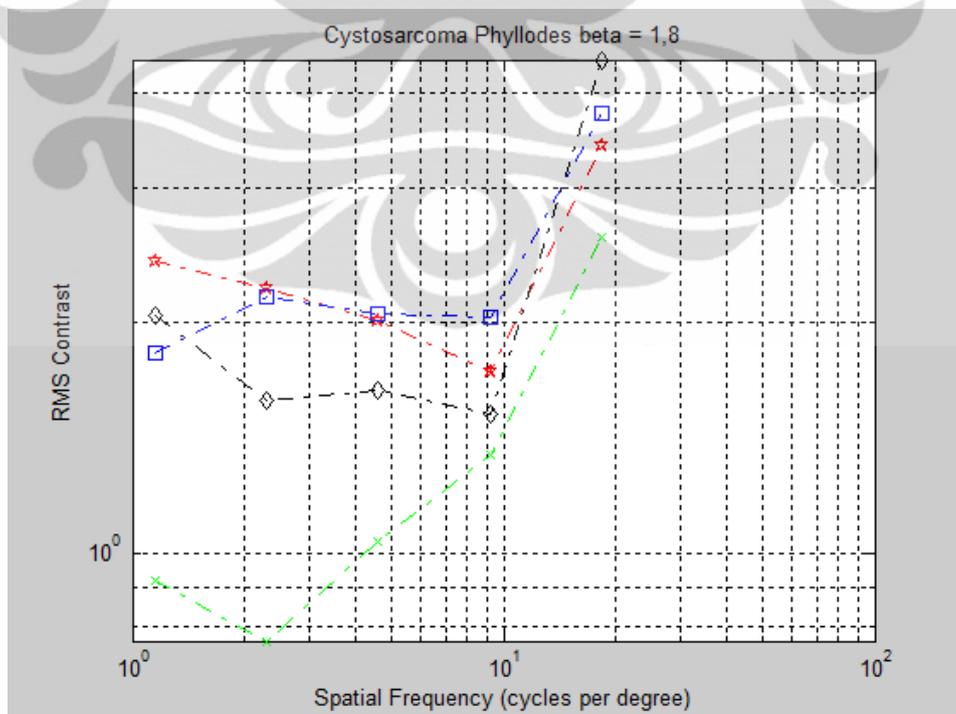


$$\beta = 1,8$$

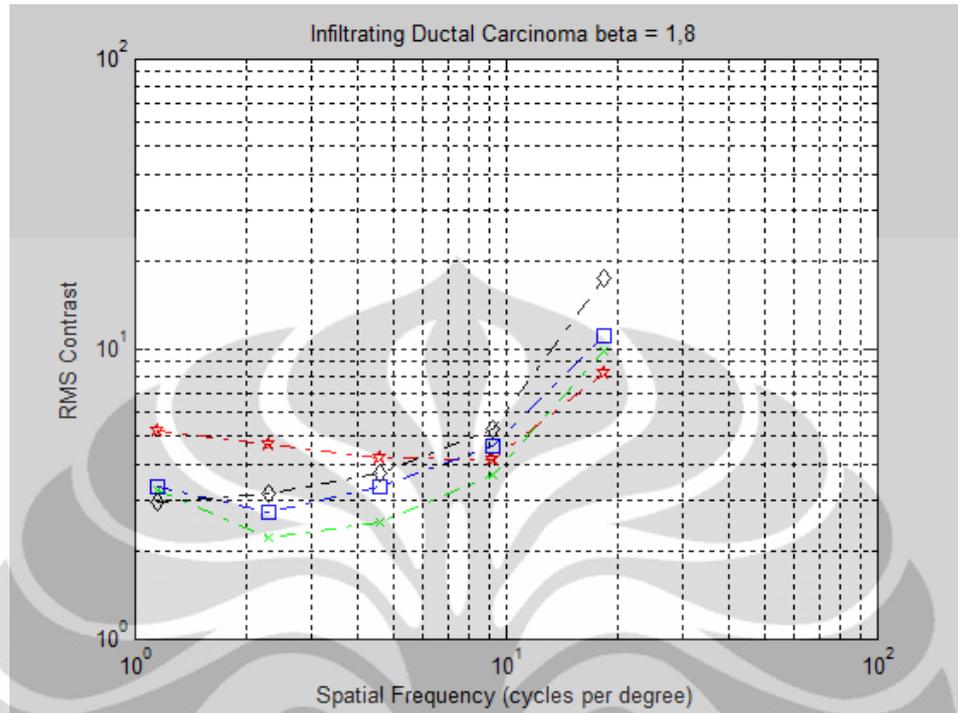
Citra *Breast Angiosarcoma*



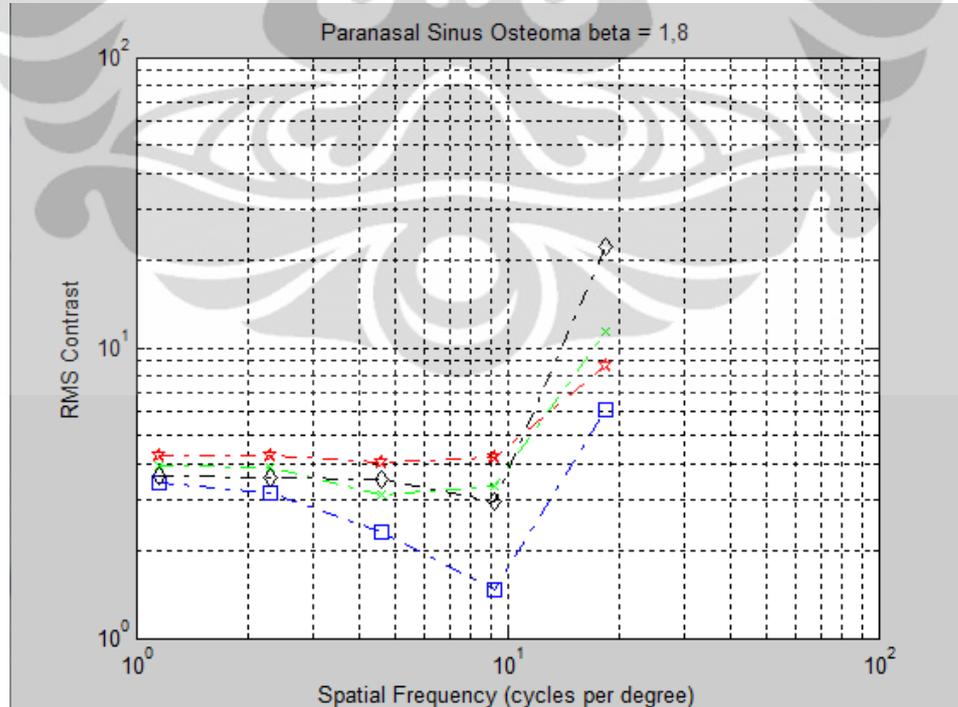
Citra *Cystosarcoma Phyllodes*



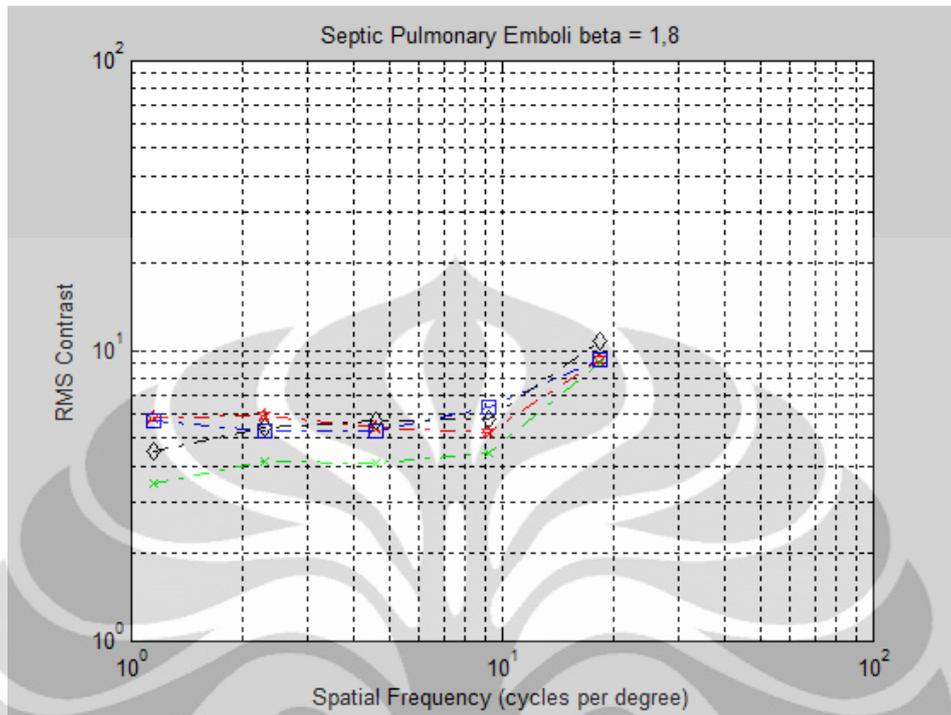
Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma



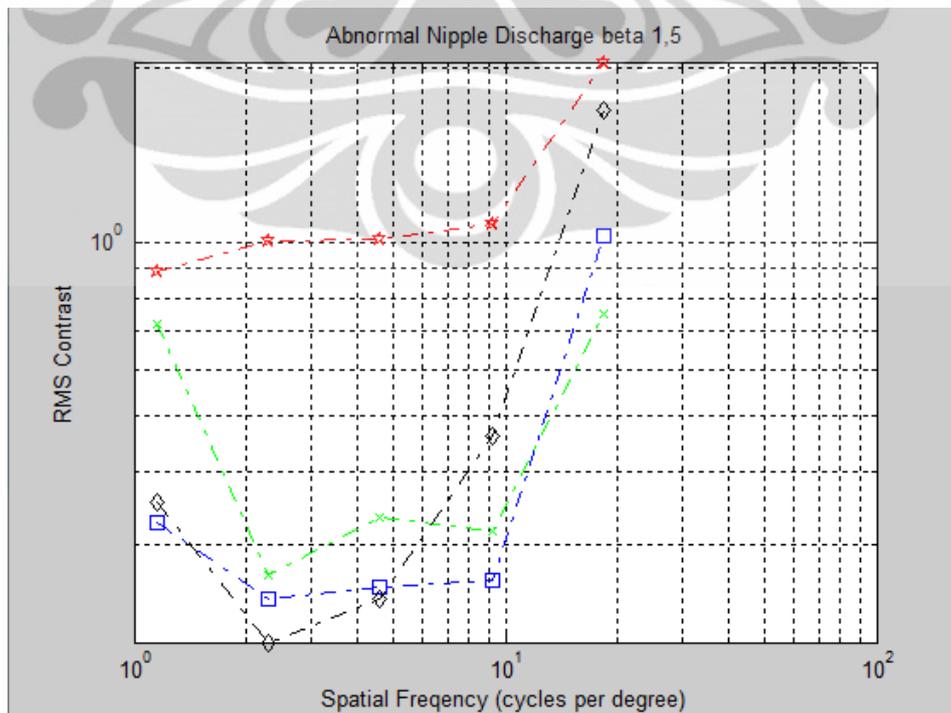
Citra Septic Pulmonary Emboli

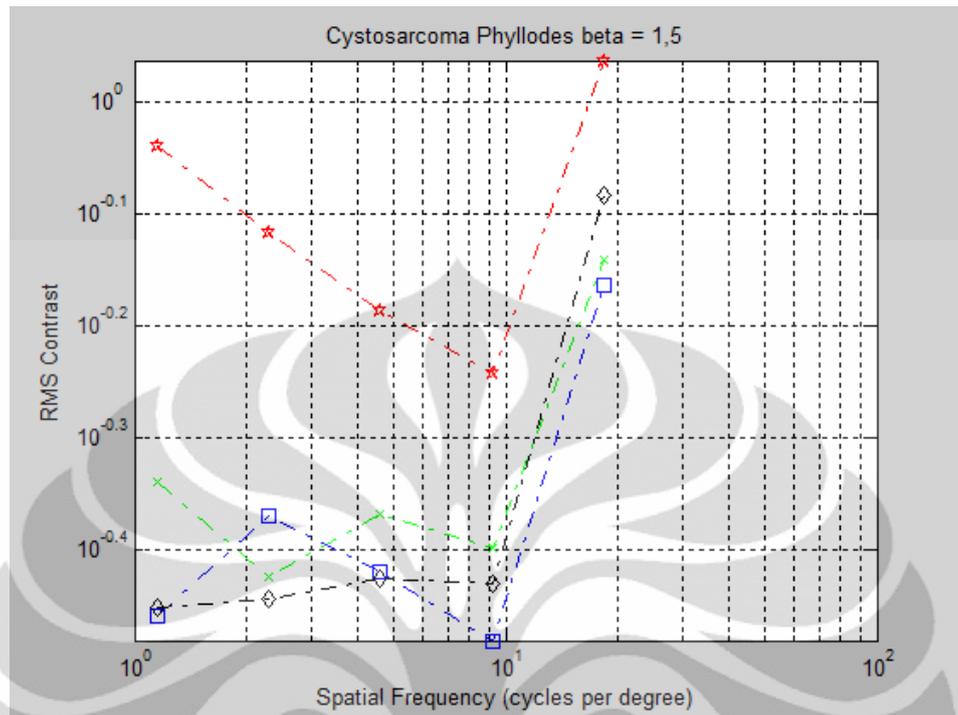
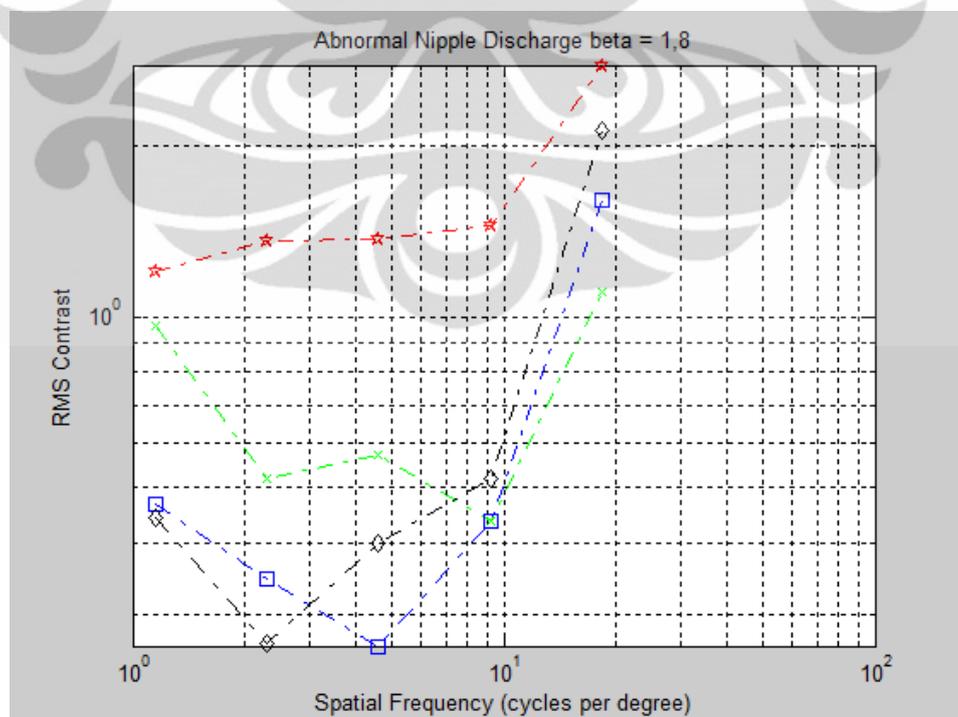


Modality: Mammography

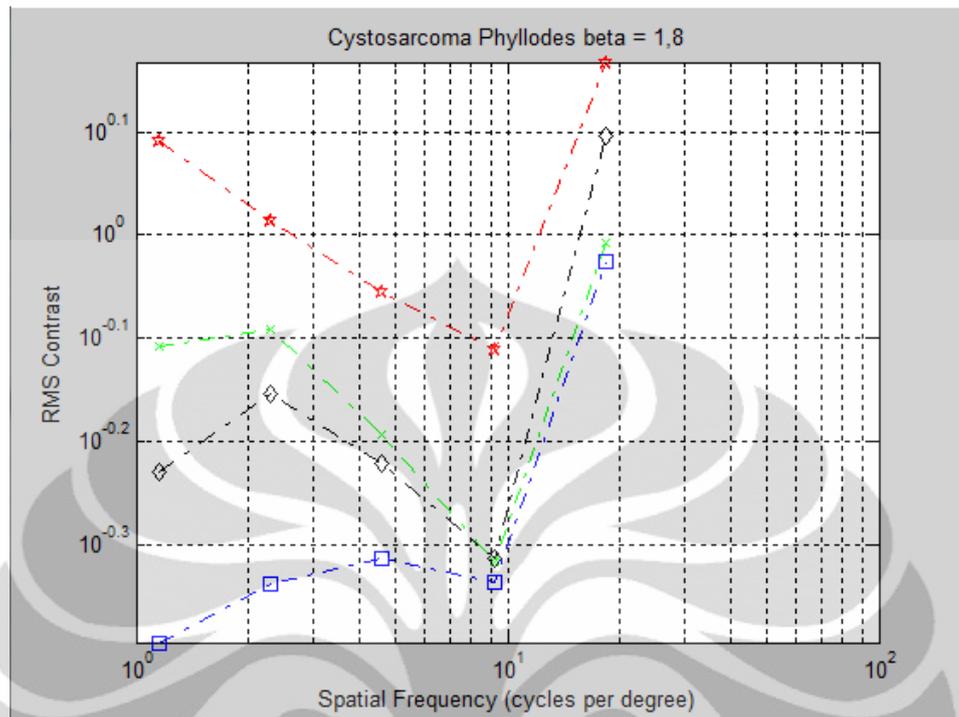
$\beta = 1,5$

Citra Abnormal Nipple Discharge



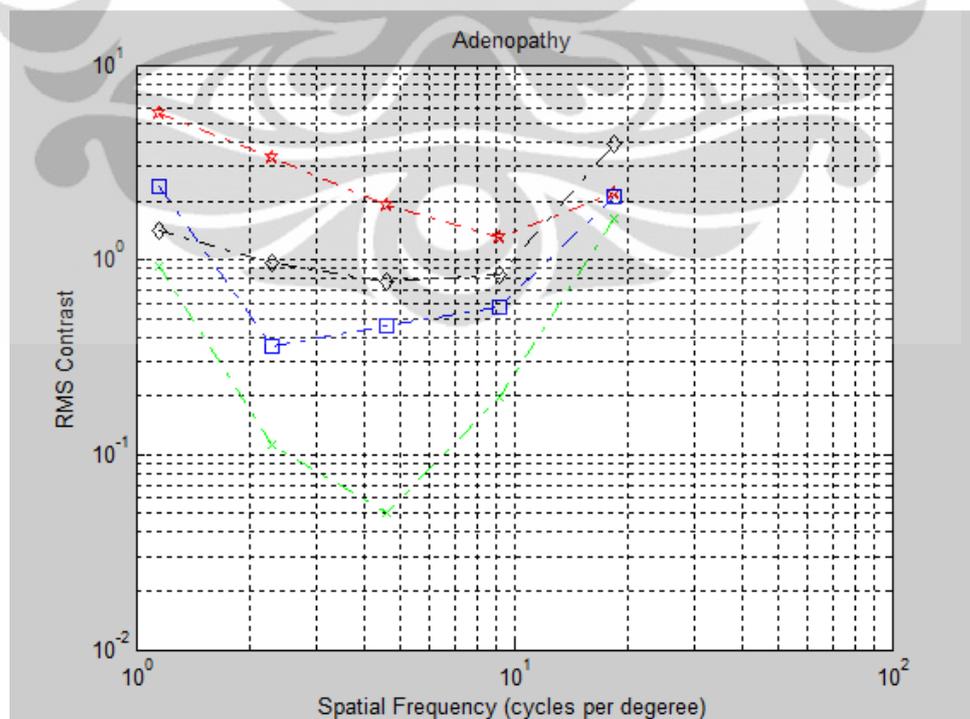
Citra *Cystosarcoma Phyllodes* $\beta = 1,8$ Citra *Abnormal Nipple Discharge*

Citra *Cystosarcoma Phyllodes*

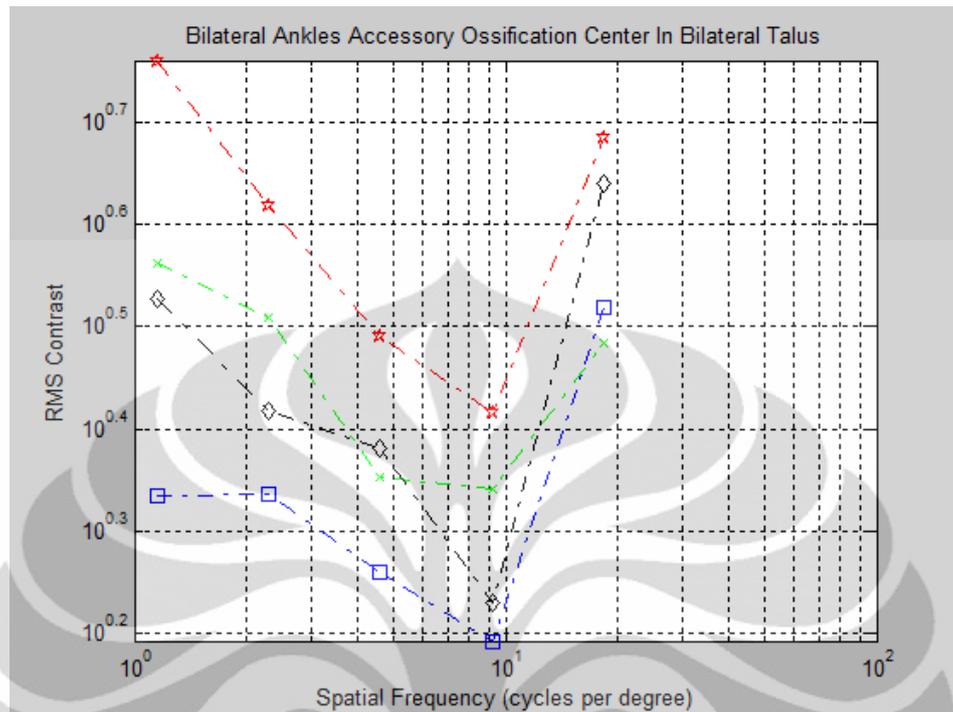


Modality: X-ray

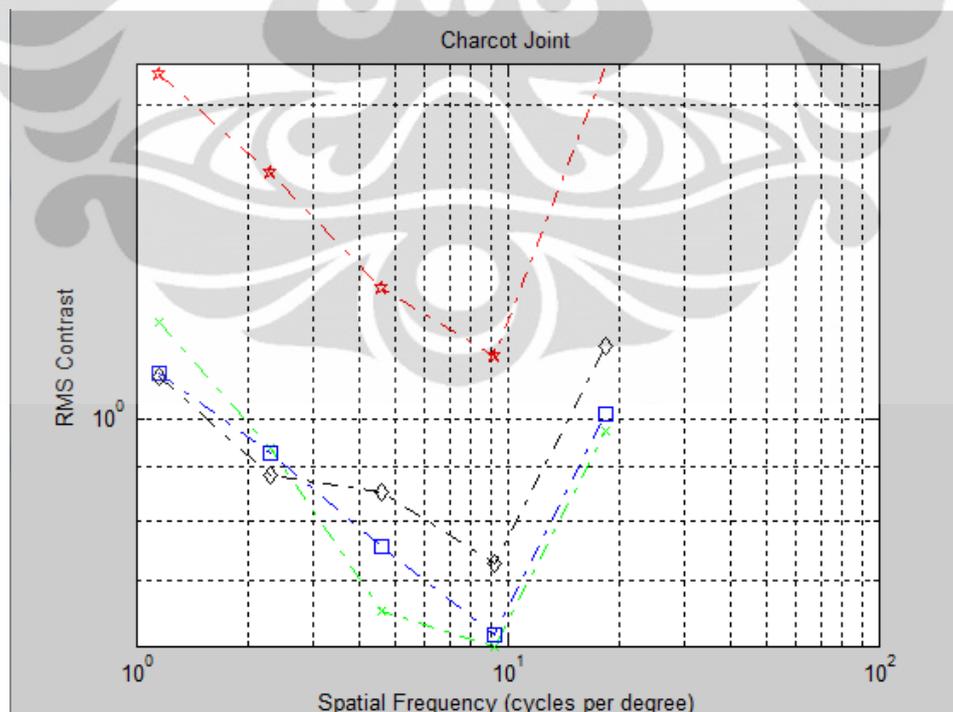
Citra Adenopathy

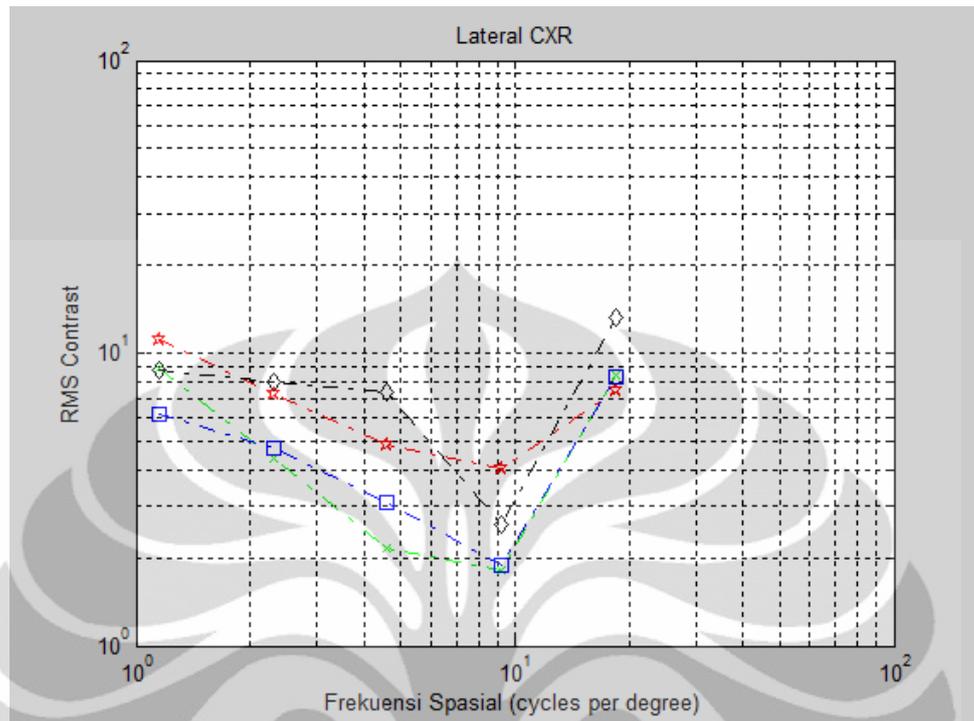
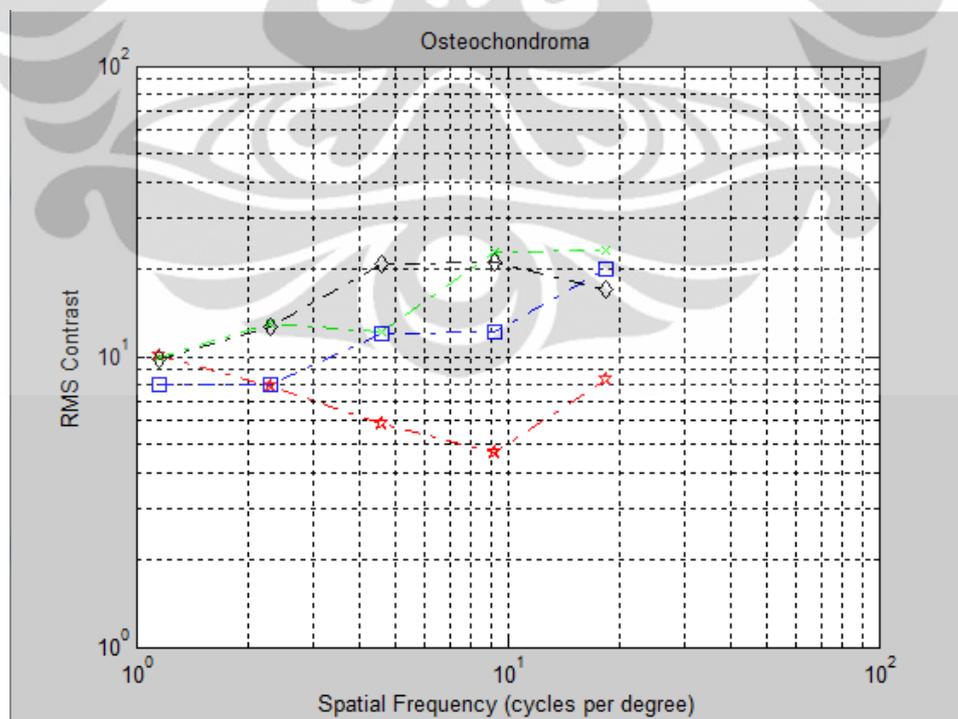


Citra Bilateral Ankles Accessory Ossification In Bilateral Talus



Citra Charcot Joint

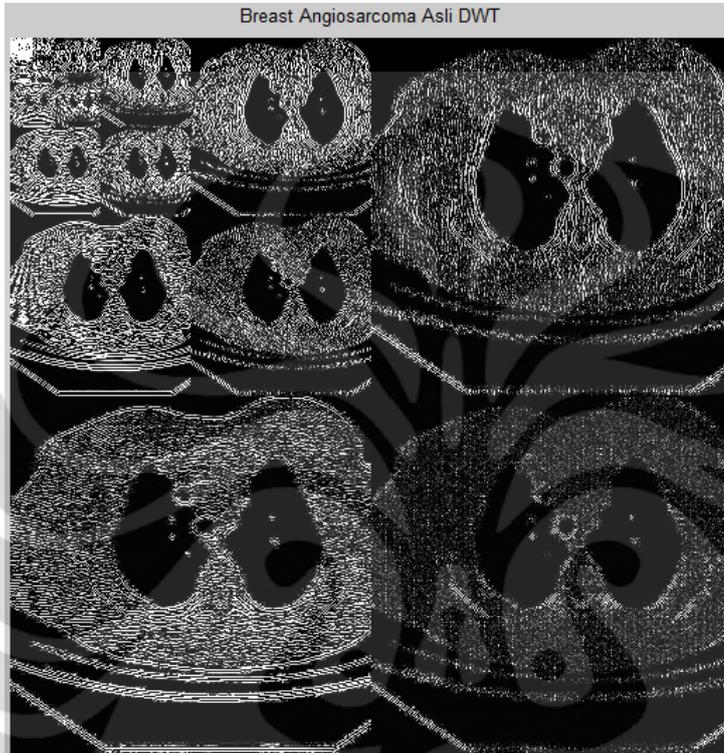


Citra *Lateral CXR*Citra *Osteochondroma*

Lampiran 3: Hasil Transformasi Wavelet pada Setiap Citra Yang Diujikan

Modality: Computed Tomography

Citra Breast Angiosarcoma

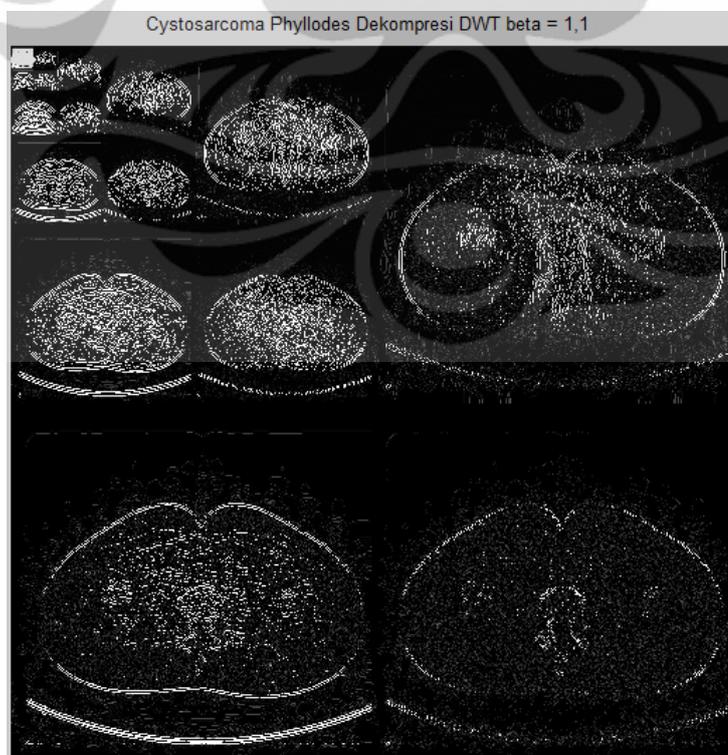


$\beta = 1,1$

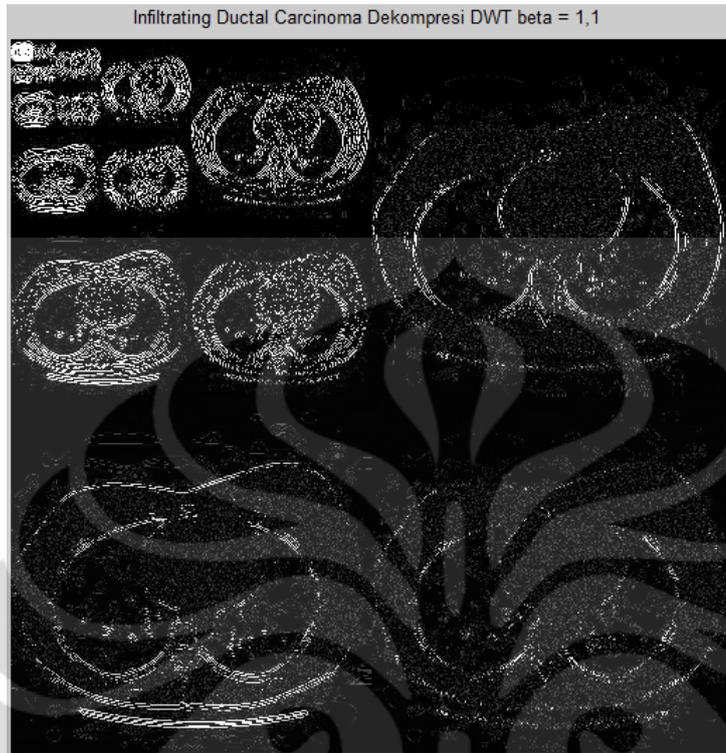
Citra Breast Angiosarcoma



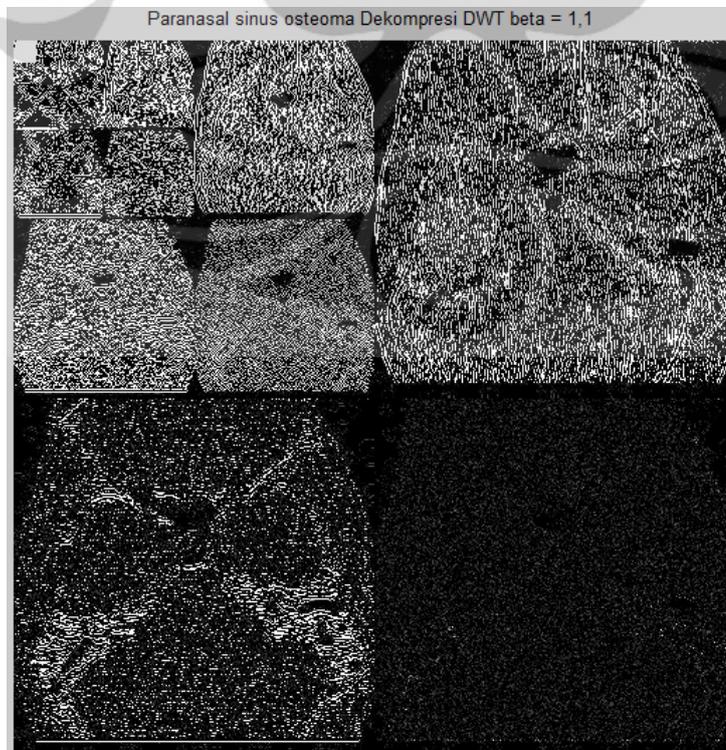
Citra Cystosarcoma Phyllodes



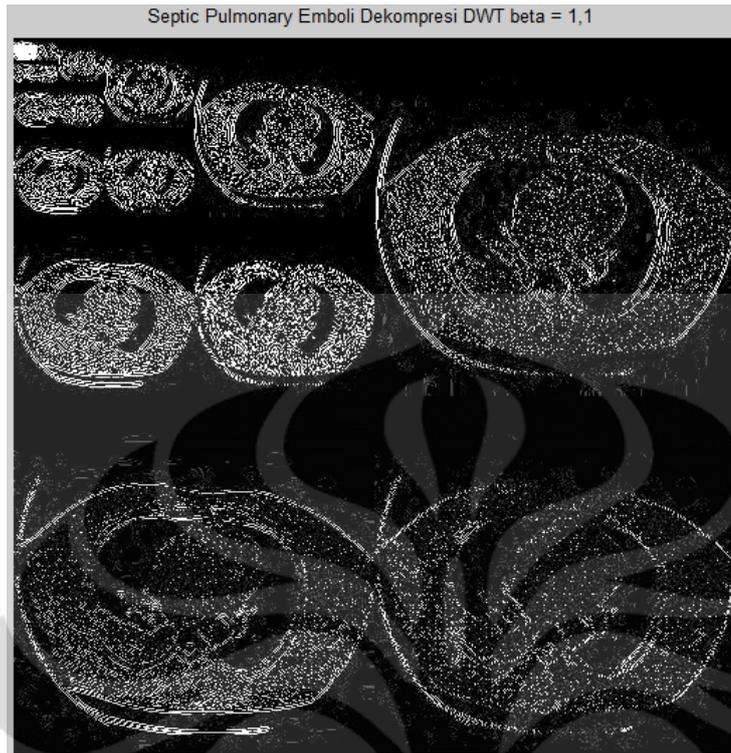
Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma

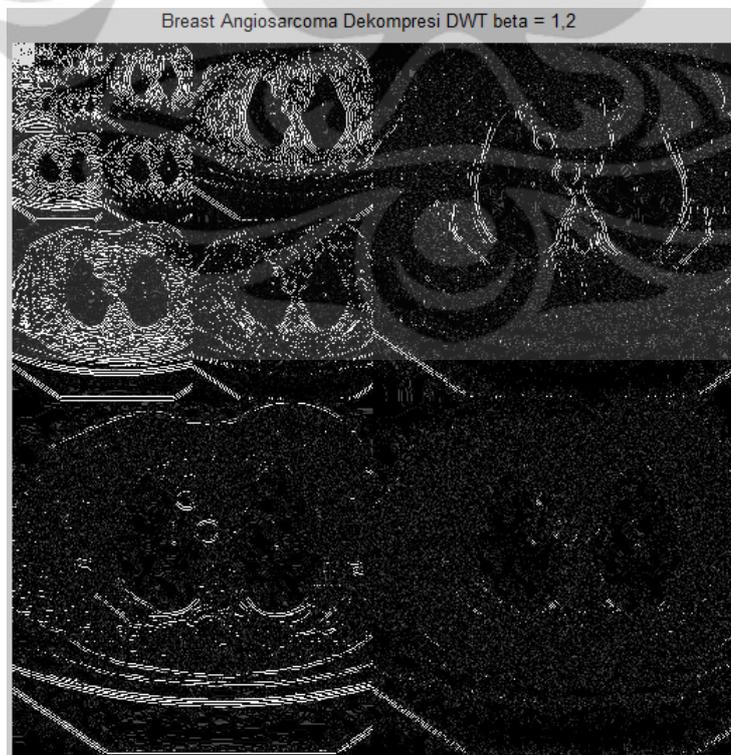


Citra Septic Pulmonary Emboli

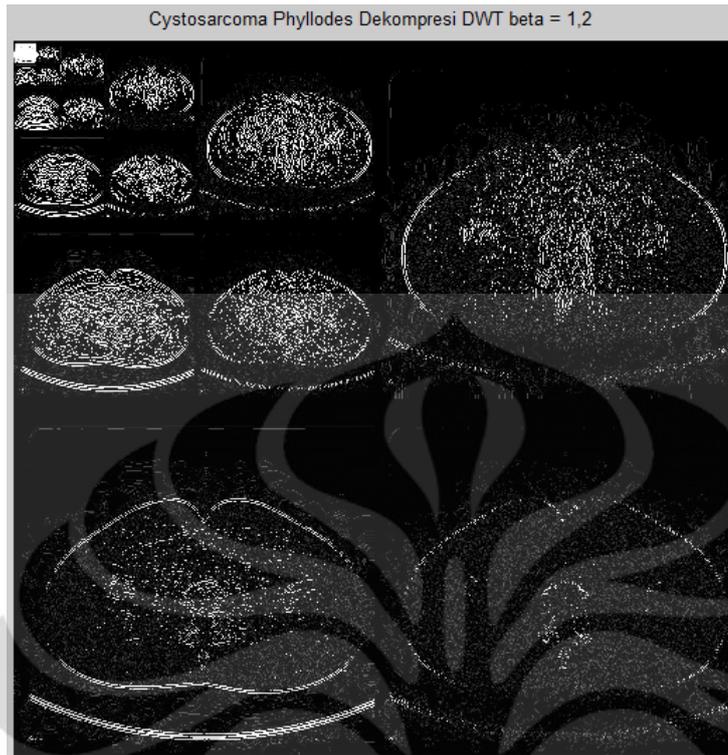


$\beta = 1,2$

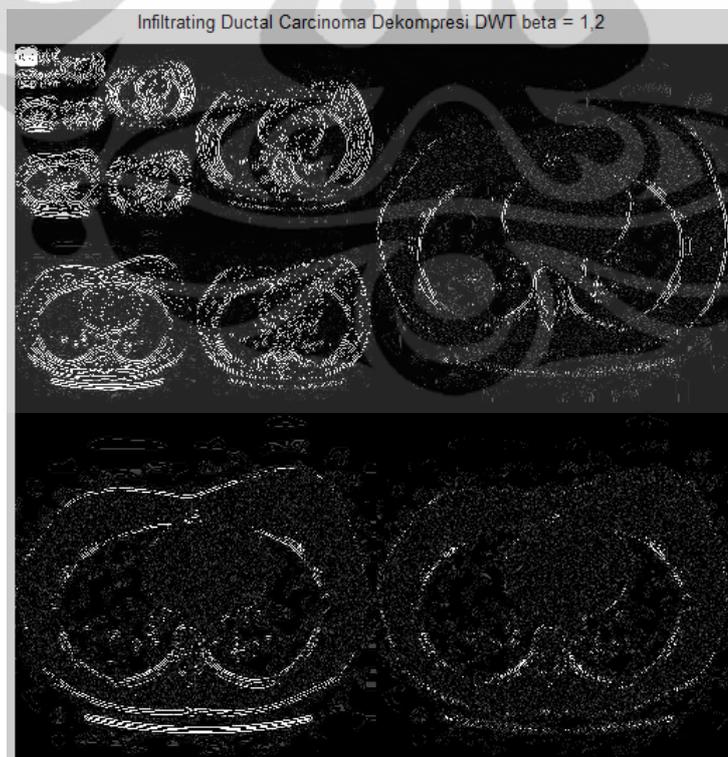
Citra *Breast Angiosarcoma*



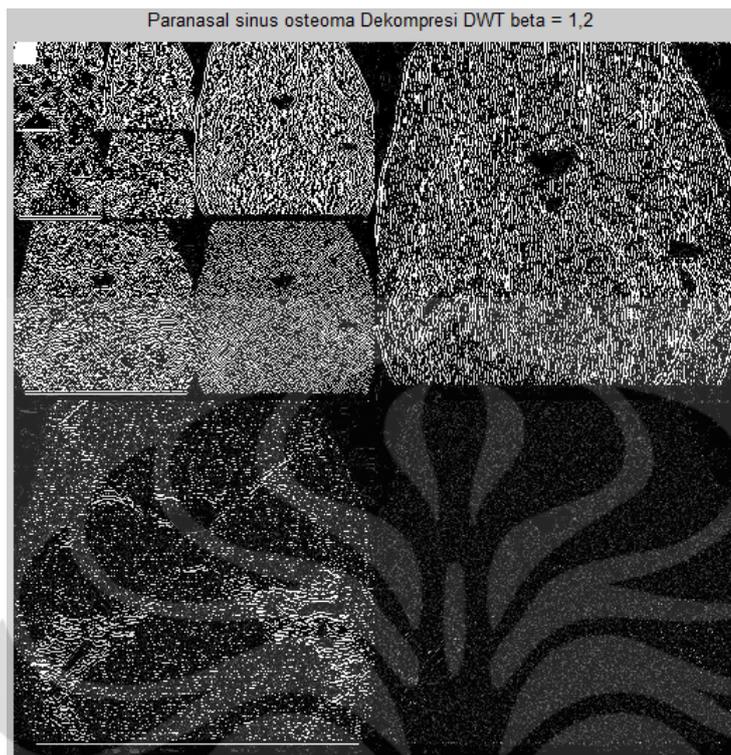
Citra *Cystosarcoma Phyllodes*



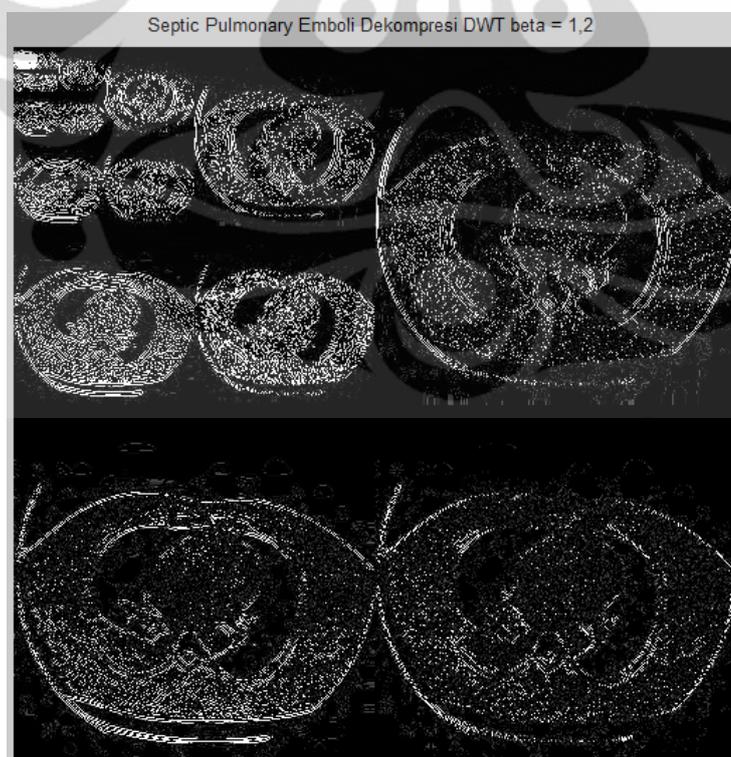
Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma

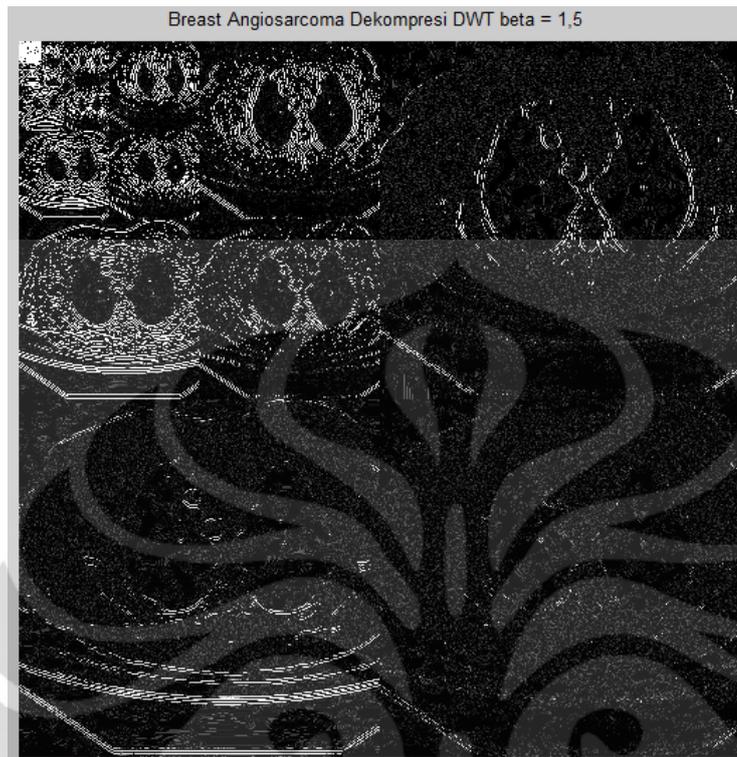


Citra Septic Pulmonary Emboli

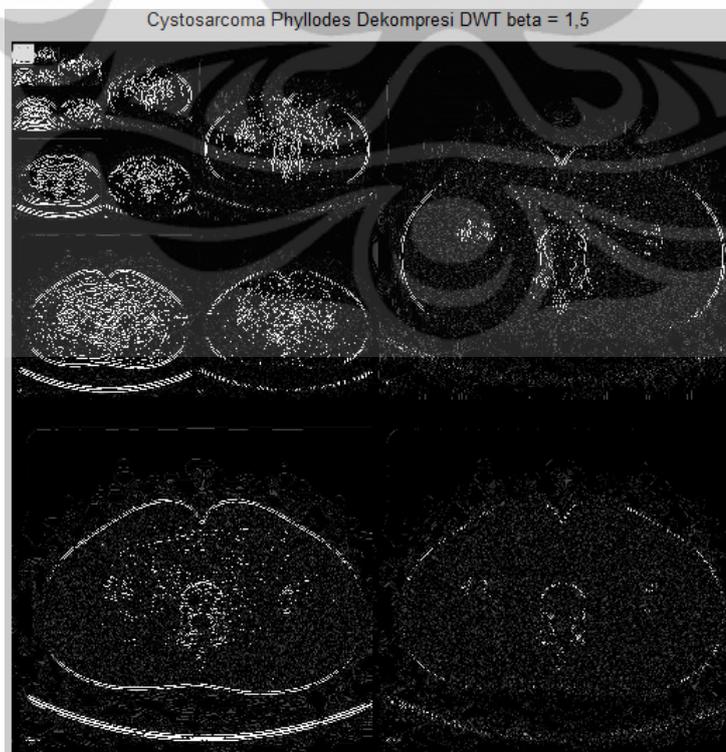


$$\beta = 1,5$$

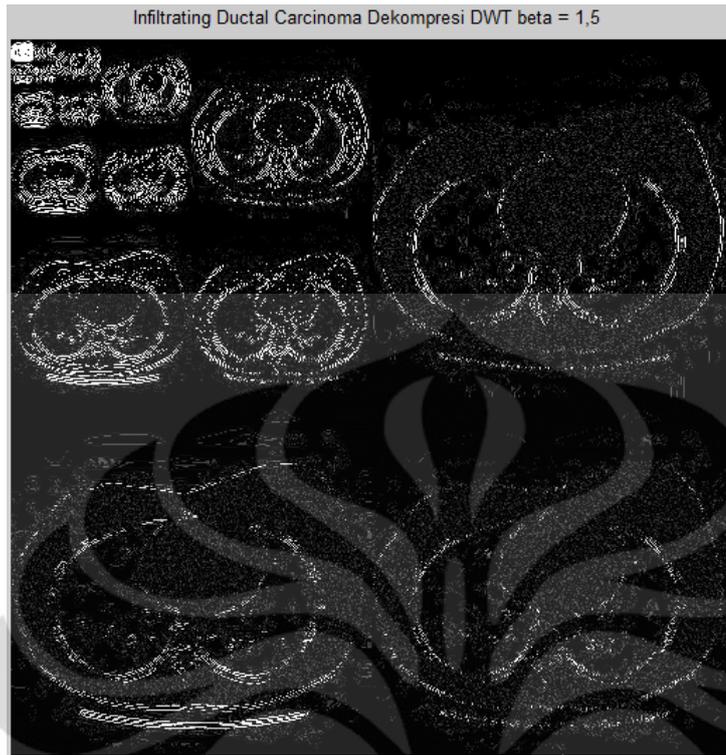
Citra Breast Angiosarcoma



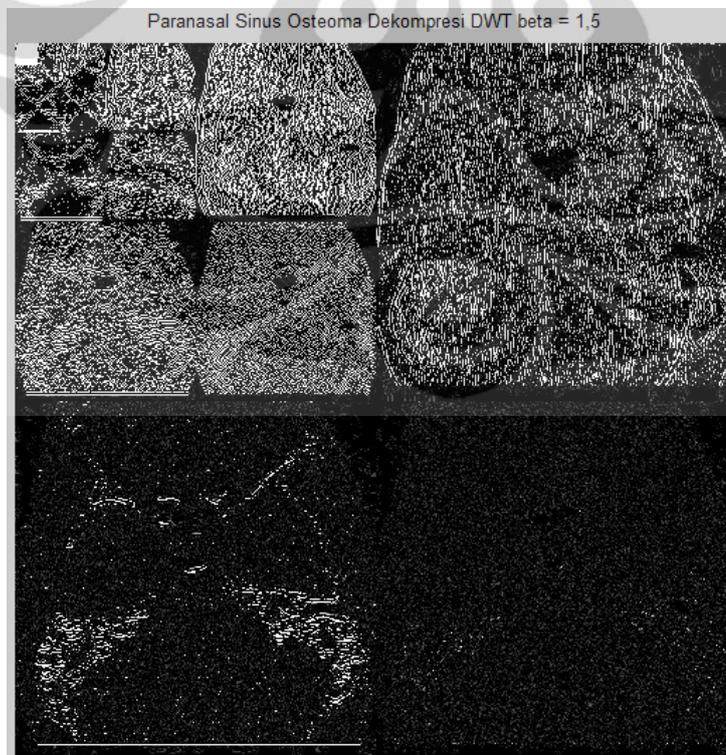
Citra Cystosarcoma Phyllodes



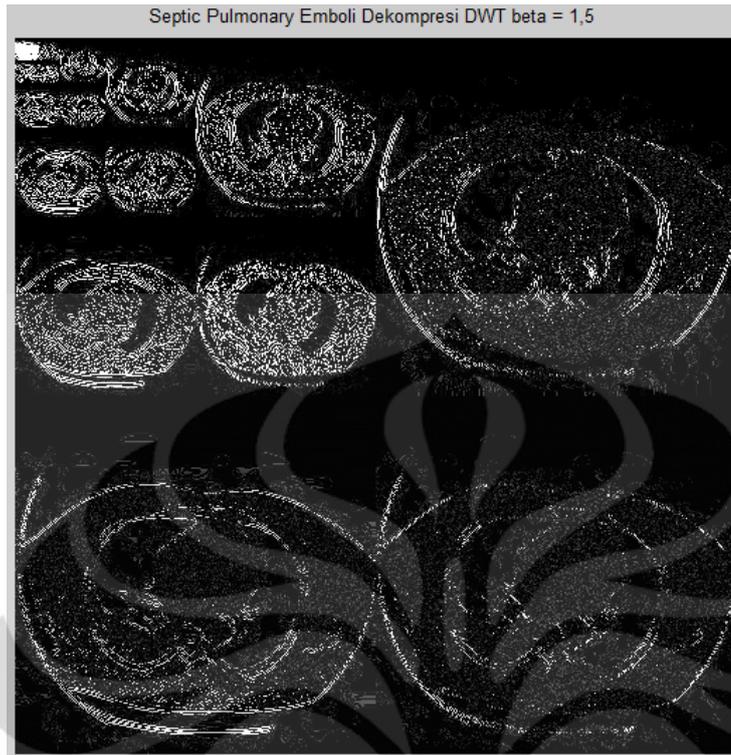
Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma

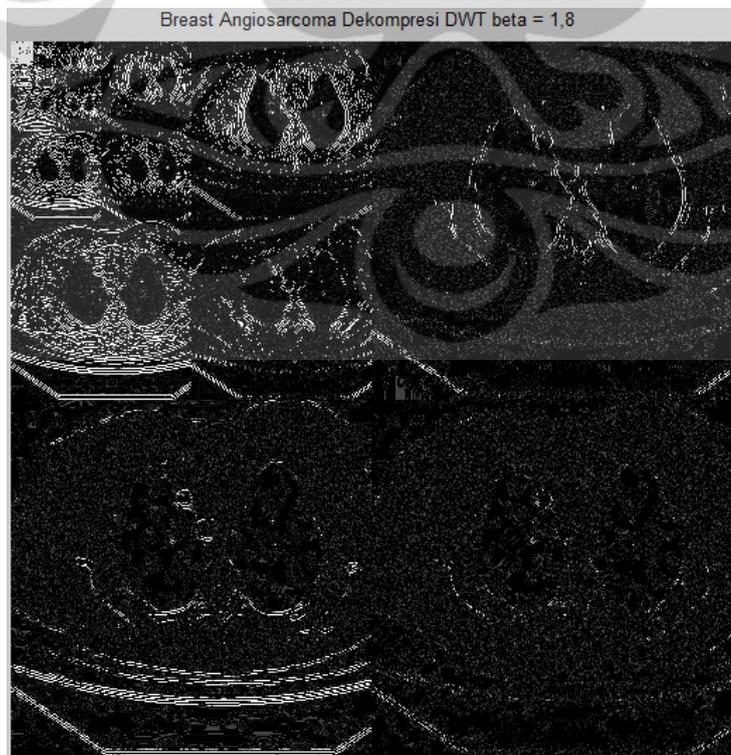


Citra Septic Pulmonary Emboli

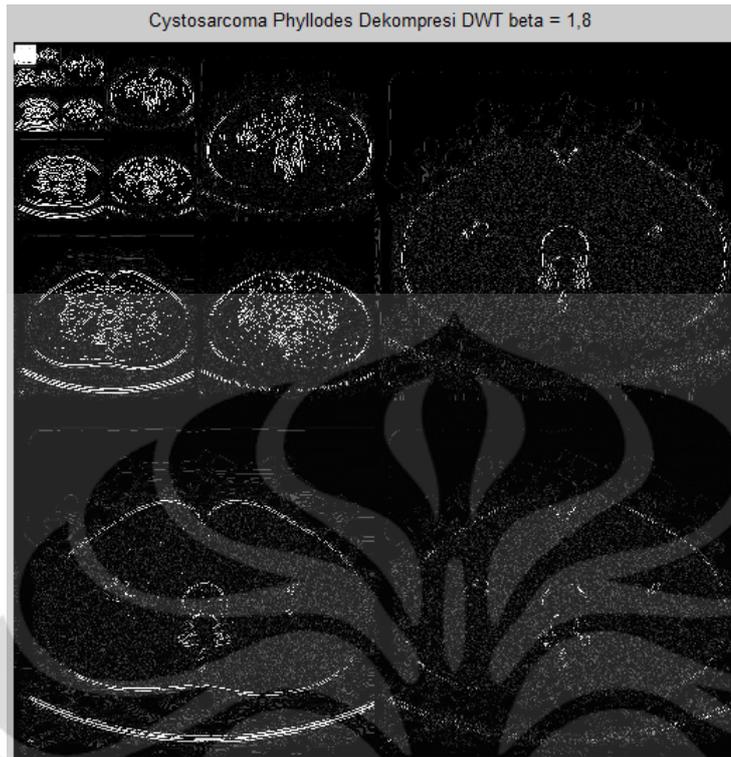


$\beta = 1,8$

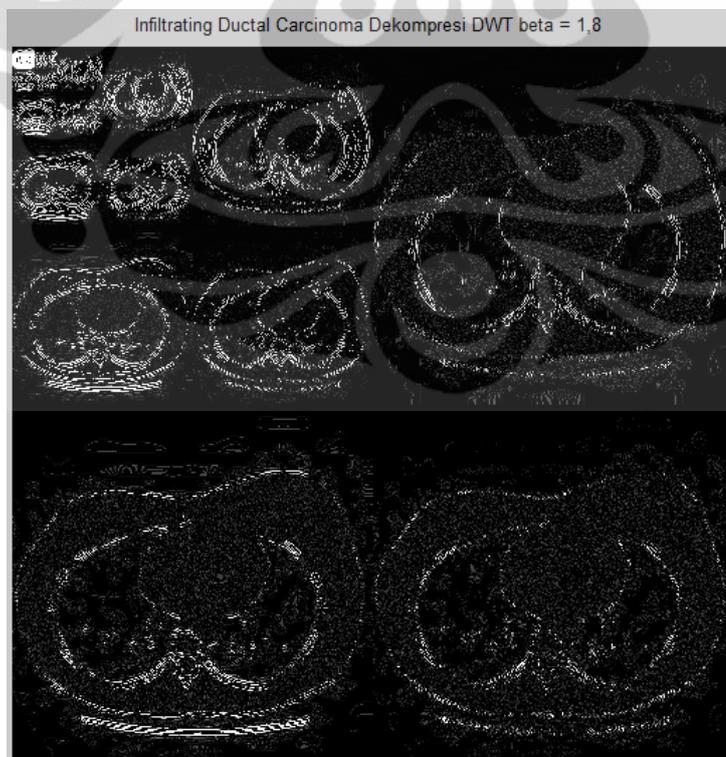
Citra *Breast Angiosarcoma*



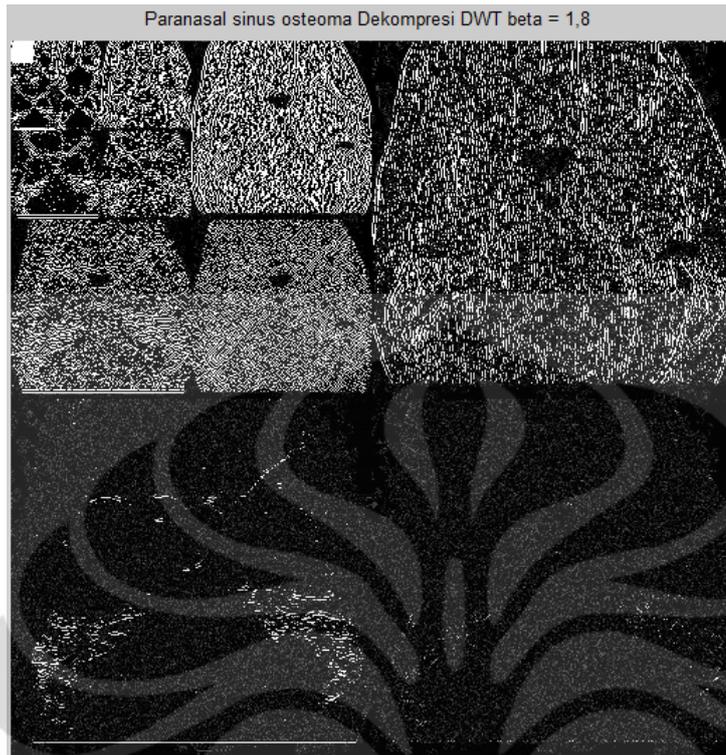
Citra *Cystosarcoma Phyllodes*



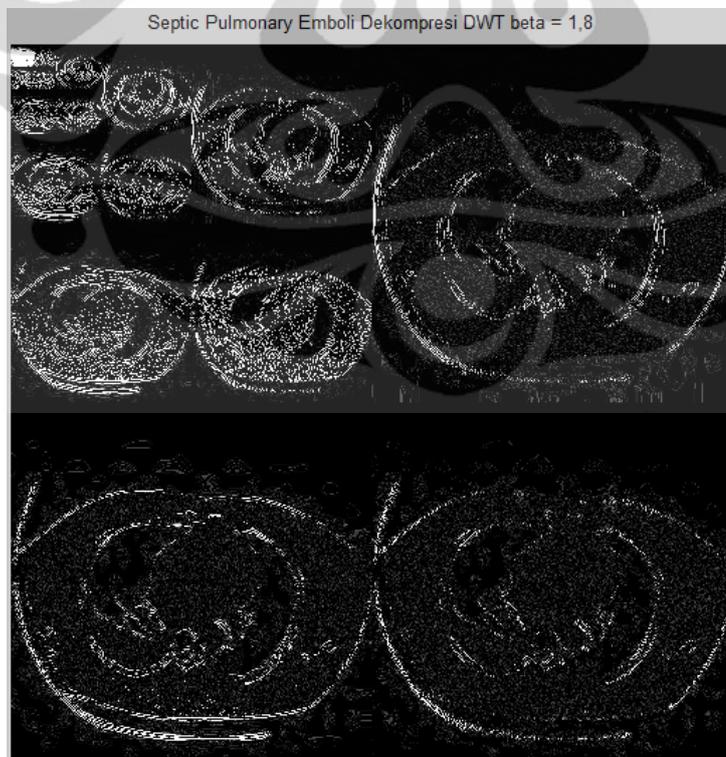
Citra Infiltrating Ductal Carcinoma



Citra Paranasal Sinus Osteoma



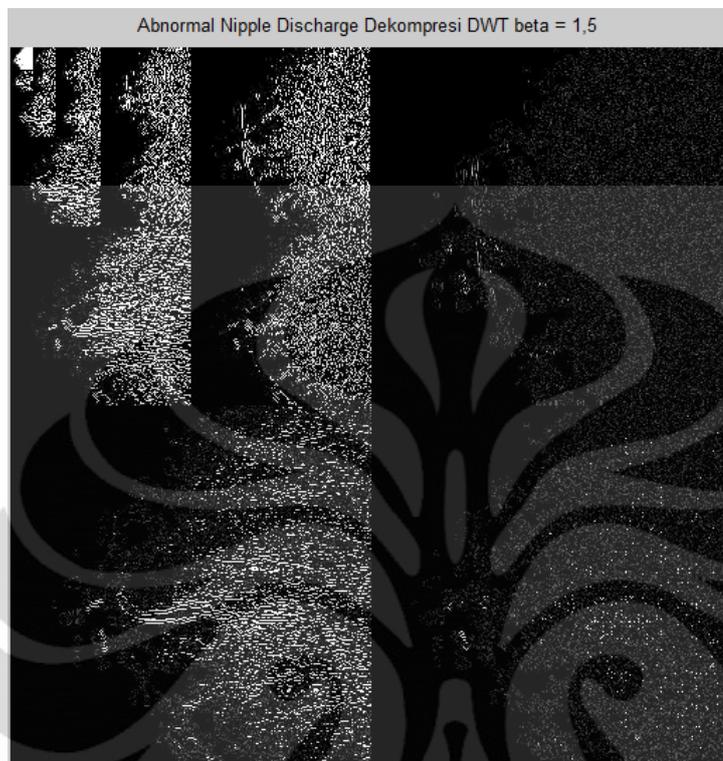
Citra Septic Pulmonary Emboli



Modality: Mammograph

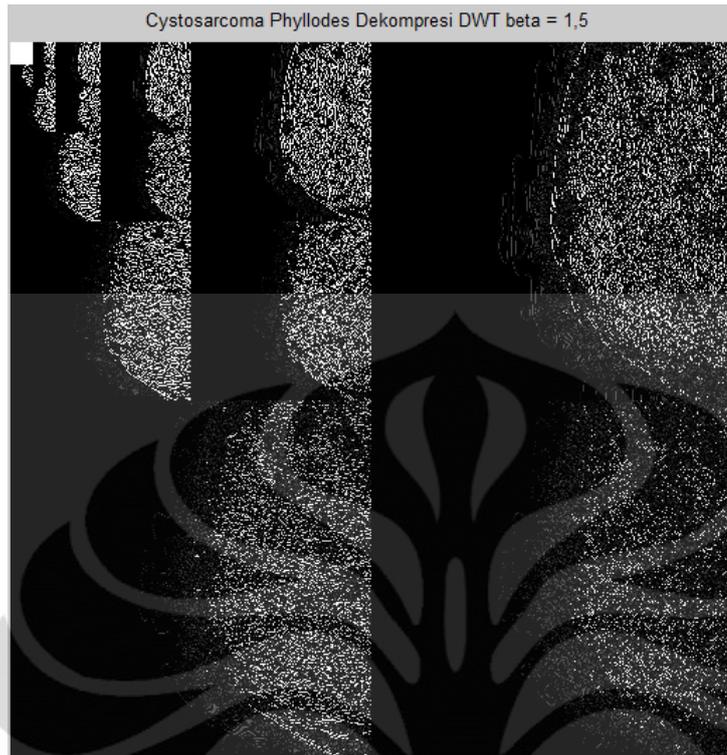
$$\beta = 1,5$$

Citra *Abnormal Nipple Discharge*

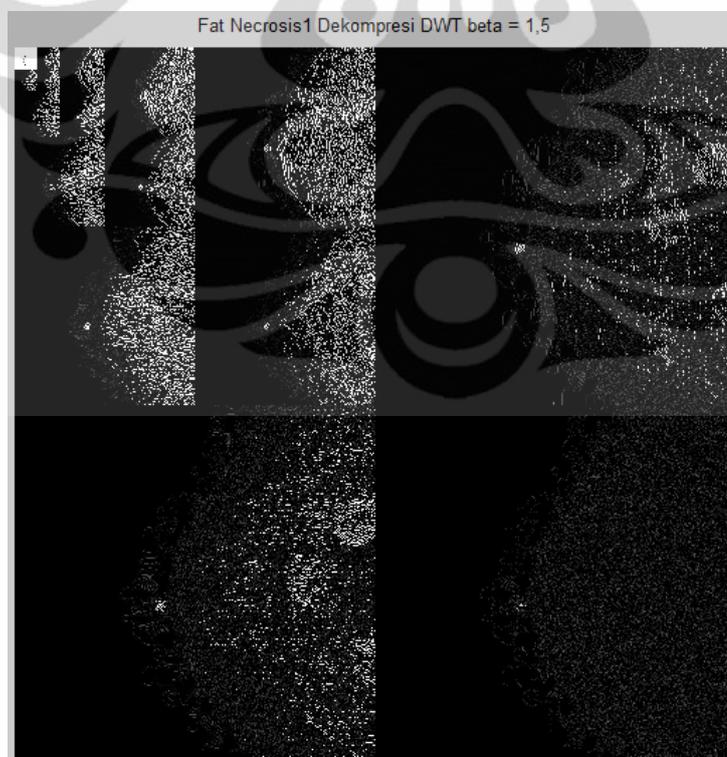


Citra *Cystosarcoma Phyllodes*

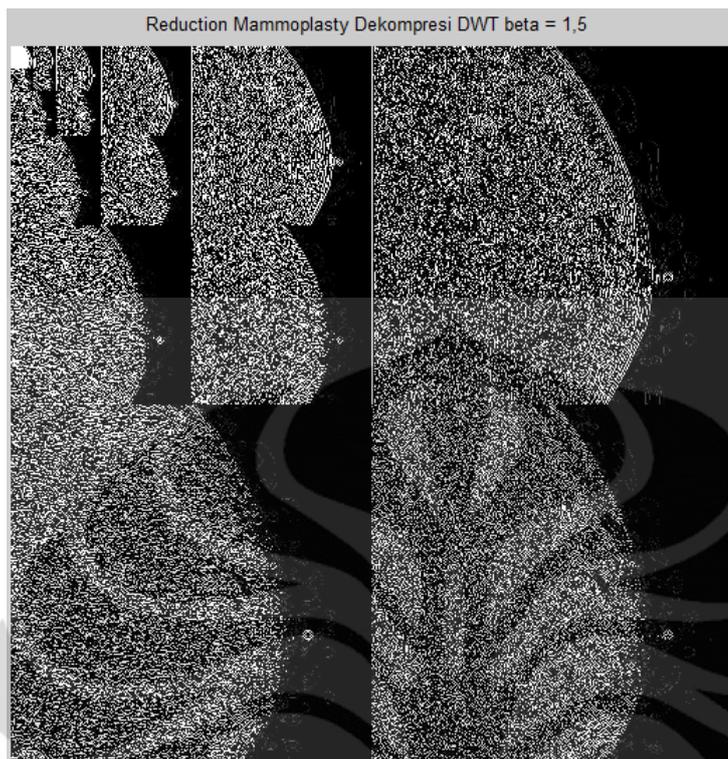
Universitas Indonesia



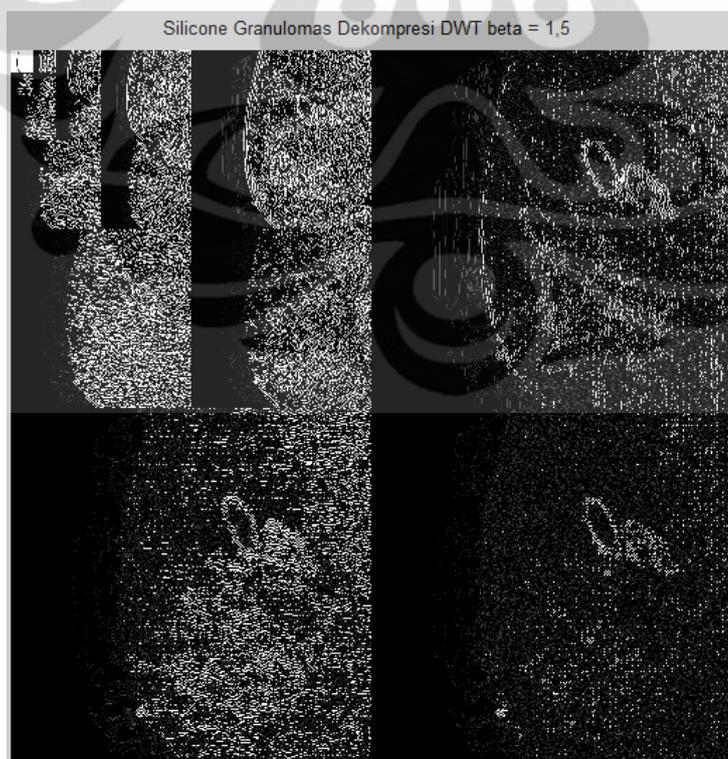
Citra Fat Necrosis



Citra Reduction Mammoplasty

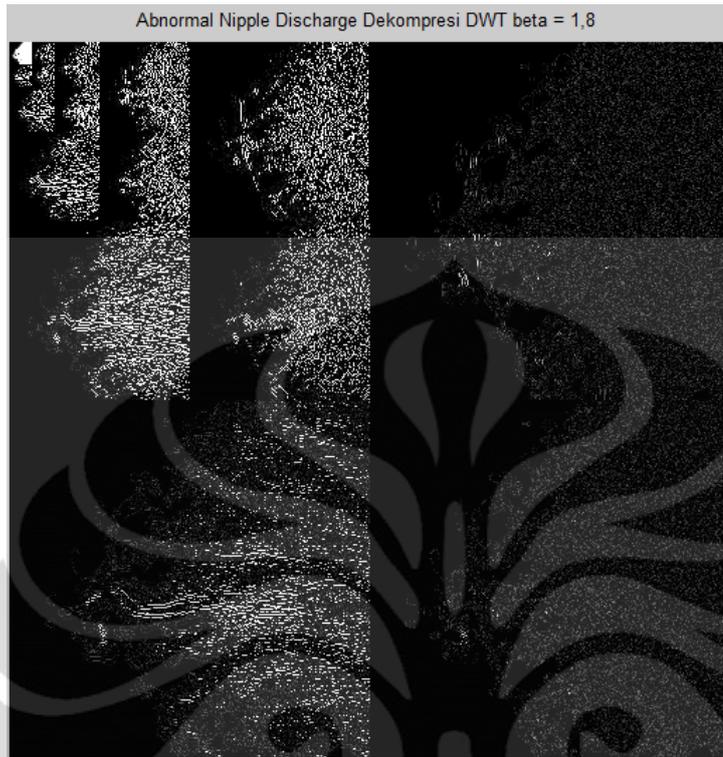


Citra *Silicon Granulomas*

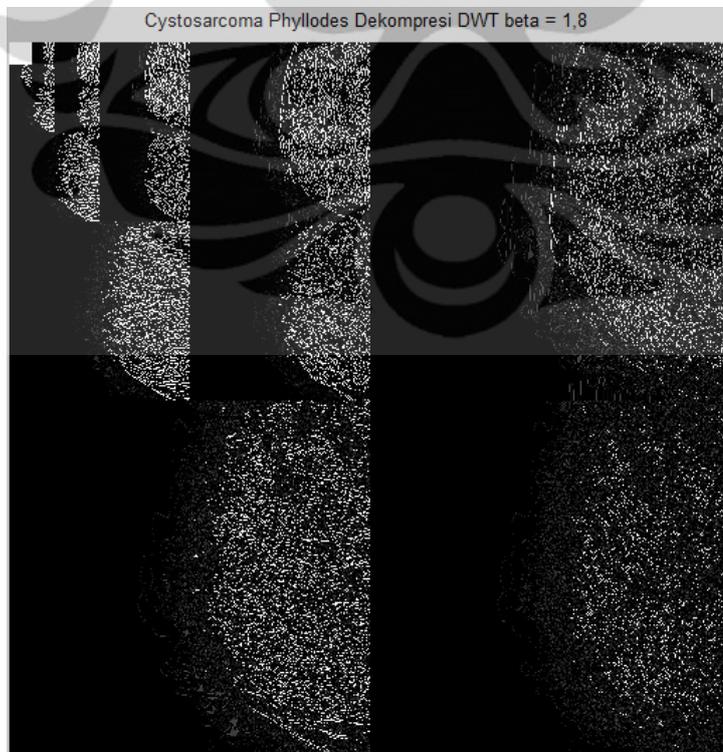


$$\beta = 1,8$$

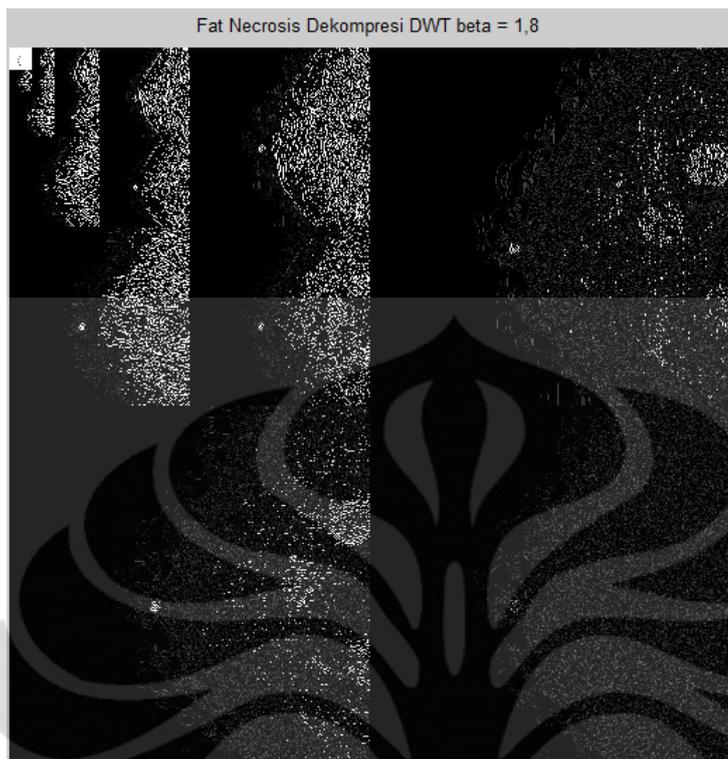
Citra Abnormal Nipple Discharge



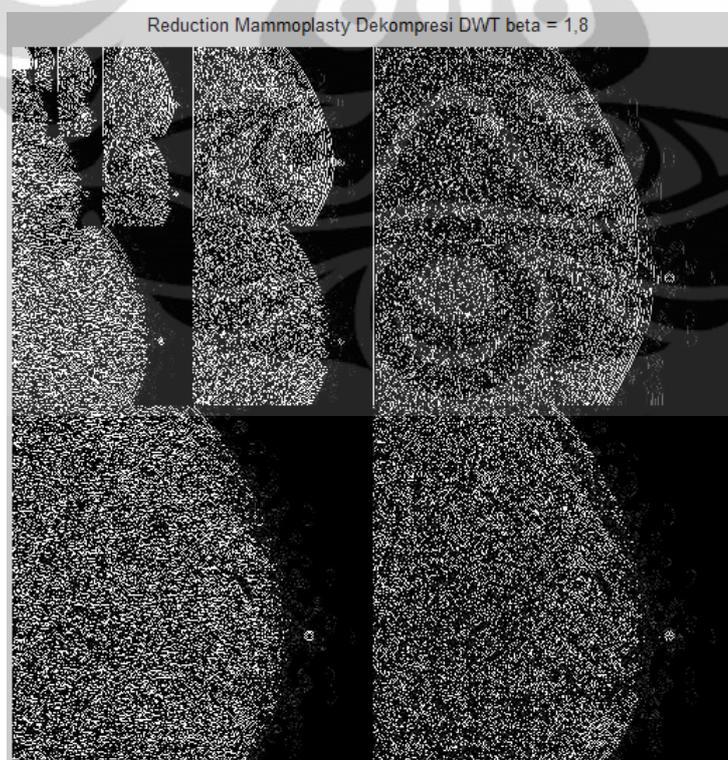
Citra Cystosarcoma Phyllodes



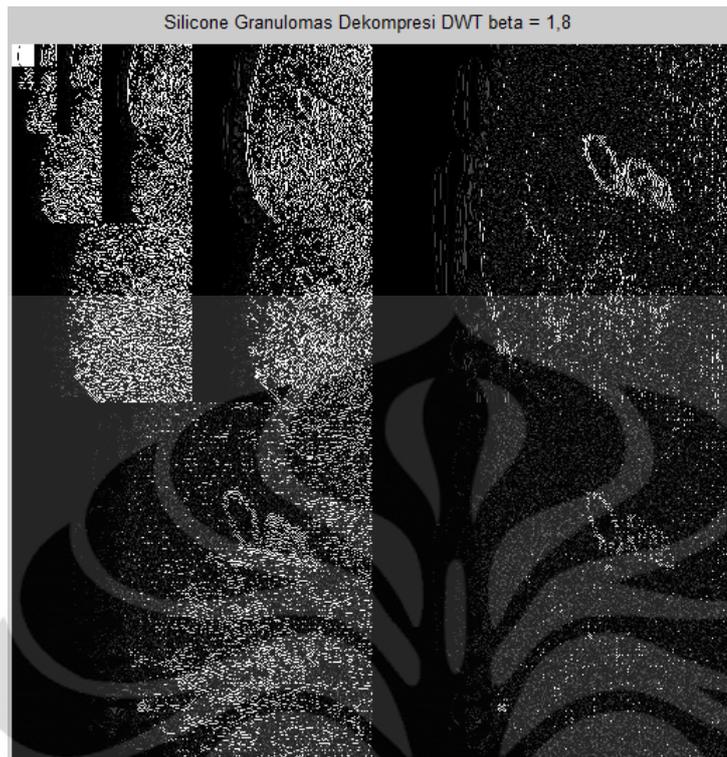
Citra Fat Necrosis



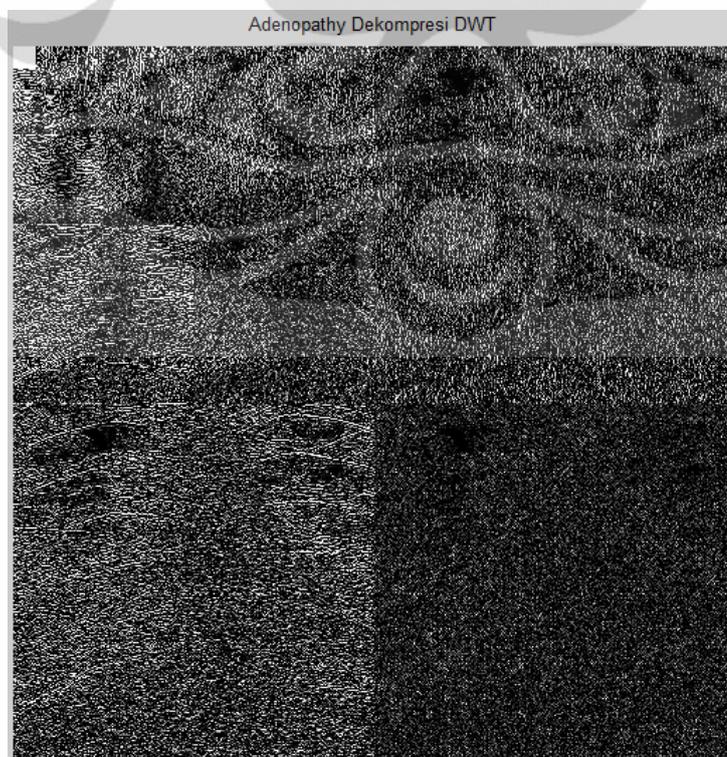
Citra Reduction Mammoplasty



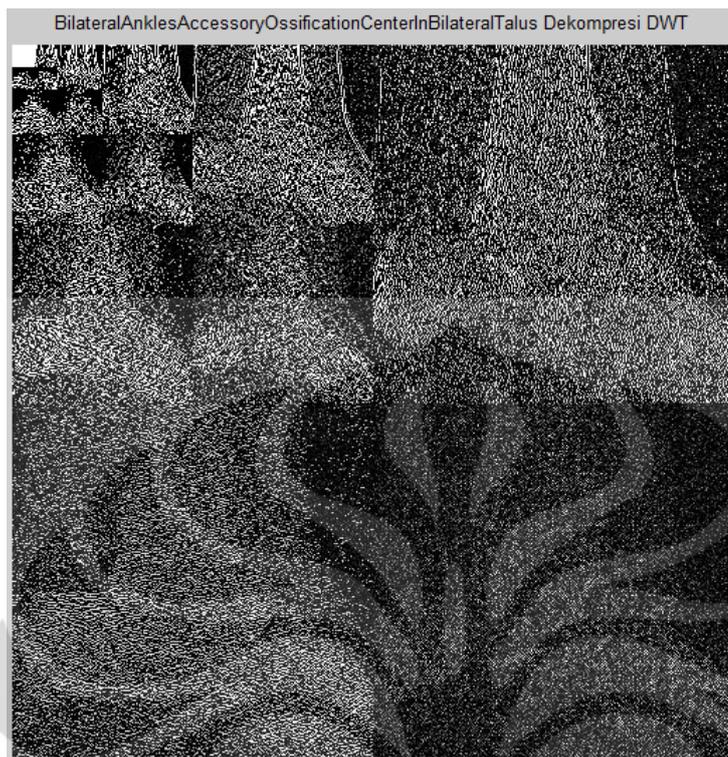
Citra Silicon Granulomas



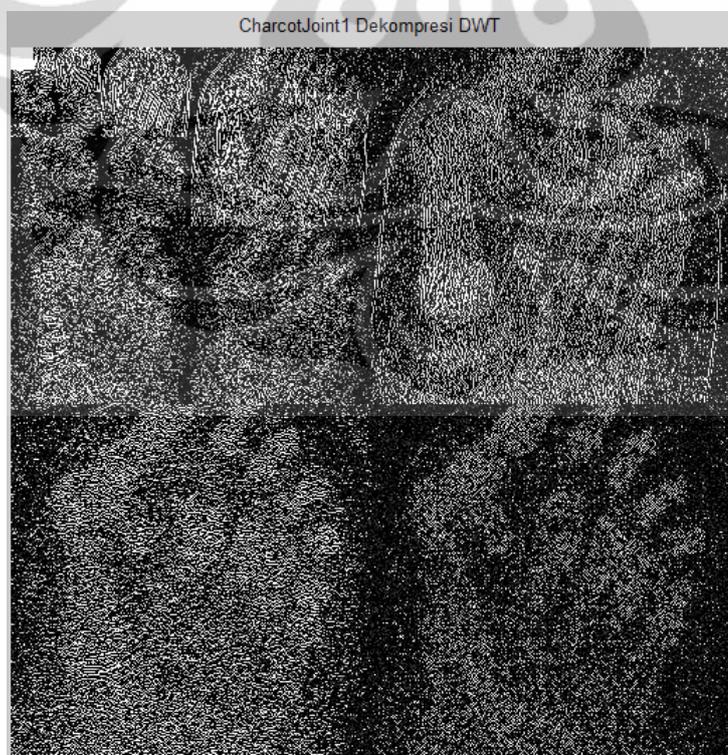
Modality: X-ray
Citra Adhenopatya



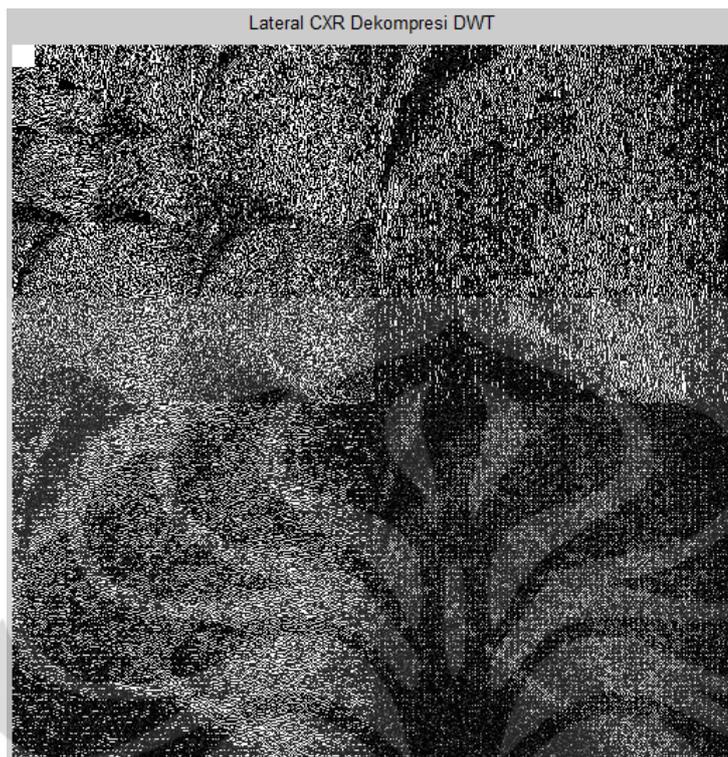
Citra Bilateral Ankles Accessory Ossification Center In Bilateral Talus



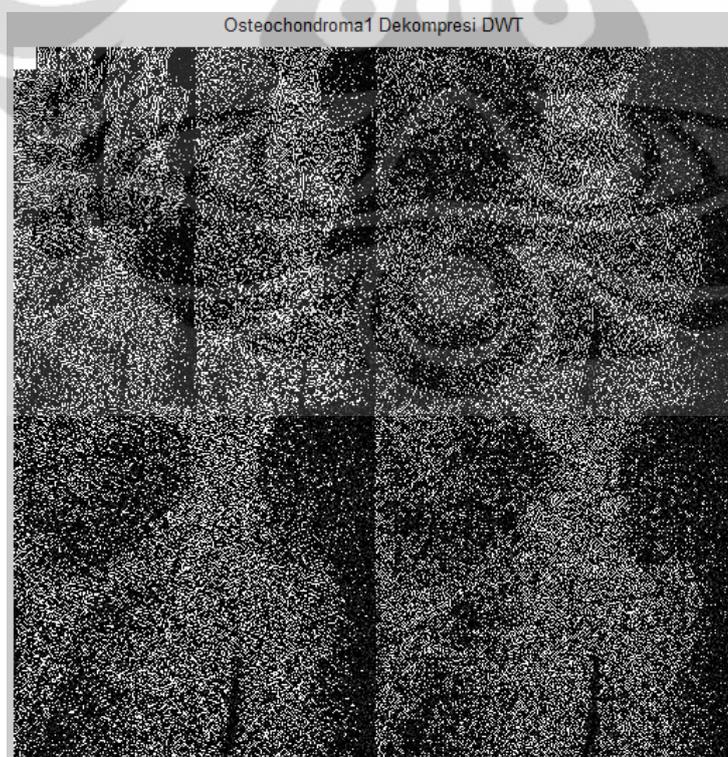
Citra Charcot Joint



Citra Lateral CXR



Citra *Osteochondroma*



Lampiran 4: Korespondensi yang dilakukan Penulis dengan Matthew D. Gaubatz

Current Folder: **INBOX** [Sign Out](#)

[Compose](#) [Addresses](#) [Folders](#) [Options](#) [Search](#) [Help](#) [Calendar](#) [Universitas Indonesia](#)

[Message List](#) | [Unread](#) | [Delete Previous](#) | [Next Forward](#) | [Forward as Attachment](#) | [Reply](#) | [Reply All](#)

Subject: RE: Correspondence Research Article

From: "Gaubatz, Matthew" <Matthew.Gaubatz@hp.com>

Date: Mon, March 14, 2011 11:57 pm

To: "hakim.agung71@ui.ac.id" <hakim.agung71@ui.ac.id>

Priority: Normal

Options: [View Full Header](#) | [View Printable Version](#) | [Download this as a file](#) | [Add to Addressbook](#) | [Spam](#)

Hi Hakim,

There's nothing wrong with your email, I've just been very, very busy the past couple of weeks.

I have some code to compute some of these quantities, but I worked on these problems a long time ago, and I can't find all of it.

I think I understand your confusion. In general, I think the most accurate way to compute the contrast of a region in a distorted image is by using the reconstructed image. This quantity can be estimated in the wavelet domain, but I believe the computation is more accurate (although slower) in the luminance domain. To compute a detection threshold, however, there are some methods that relate spatial frequencies in the wavelet domain to thresholds (that one would compare against using computations applied to reconstructed images).

I'm trying to put together some examples to make these ideas clearer.

Matt

-----Original Message-----

From: hakim.agung71@ui.ac.id [<mailto:hakim.agung71@ui.ac.id>]

Sent: Tuesday, March 08, 2011 5:50 PM

To: Gaubatz, Matthew

Subject: RE: Correspondence Research Article

Dear Mr. Matthew D. Gaubatz,

Thank you for your reply my email Mr. Matthew. After you replied my email, I discussed with my professor, he said that to focus on the journal you suggested (Visually Lossless Compression of Digitized Radiographs based on Contrast Sensitivity and Visual Masking) is better to be applied in medical image compression.

So far, I have made some codes which is correlated with the algorithm mentioned by journal you suggested (Visually Lossless Compression of Digitized Radiographs based on Contrast Sensitivity and Visual Masking). I have also read some journals correlated with that, especially journals written by Professor Sheila S. Hemami.

There are some particular aspects I want to know more about compression using human visual system which I listed below.

1. Contrast Threshold

As I know so far from reading journals or research articles about image compression using human visual system, contrast threshold is a key parameter that should be calculated correctly; but I got confused when I have to calculate contrast threshold.

Universitas Indonesia

I found there are three different formulas that are used to calculate contrast threshold cited in three journals.

2. Contrast Target

Second particular thing I want to know is the way (algorithms) to measure contrast target. Is it calculated in reconstructed image (Reconstructed Image, Figure 1 (left) in [2]), in distortions in reconstructed image generated by quantizing subband(s) (Distortions (E), Figure 1 (right) in [2]), or in wavelet domain in each subband?

Mr. Matthew, if you don't mind, I would like to have some codes or programme related with problems I mentioned above. May I have those ones?

Thank you in advance

Best Regards,

Hakim Agung Ramadhan

hakim.agung71@ui.ac.id

hakim.ramadhan@hotmail.com

References:

- [1] Visually Lossless Compression of Digitized Radiographs based on Contrast Sensitivity and Visual Masking.
- [2] Dynamic Contrast-Based Quantization for Lossy Wavelet Image Compression.
- [3] Wavelet Coefficient Quantization to Produce Equivalent Visual Distortions in Complex Stimuli.

> Dear Hakim,

>>

Thank you for your email.

>>

I don't believe I can access all of the code at this time, but I can
> try to help. Is there a particular aspect of the work that is most
> useful (the masking model, the blok classification scheme or the
> compression engine)? Some parts are easier to deal with than others.

>>

I would point out that the this approach, though in principle is
> applicable to medical image compression problems, was never designed
> for such purposes. It could be modified to do so, but that would
> require a significant amount of work. First, content-adaptive
> quantization thresholds would need to be established to create images
> that can be used for diagnosis; my guess is that the resulting
> thresholds would be stricter than those established by the related
> experiments. So, in order to use those ideas for a medical
> compression application, it would be first necessary to establish
> masking thresholds associated with the different types of blokes you
> might find in medical images. Second, and this is only my opinion,
> but it is not clear to me how the 3 classes image data (texture,
> structure and edges) map into medical images. Yes, one could probably
> map many instances of medical images into these categories, but the

> method for computing the mapping would have to be re-derived for
> medical images. In other words, if you used software that implemented
> this approach to classify a portion of a medical image as having a
> texture, structure or edge data, I don't think anything useful or predictable
would necessarily happen.

>>

If you are interested in medical image compression, and you have not
> already done so, I would suggest taking a look at "Visually lossless
> compression of digitized radiographs based on contrast sensitivity and
> visual masking" by Chandler et al.; you can find a copy of it here
>http://vision.okstate.edu/pubs/chandler_5749_40.pdf.

>>

Matthew

>>

-----Original Message-----

> From: hakim.agung71@ui.ac.id [<mailto:hakim.agung71@ui.ac.id>]
> Sent: Wednesday, March 02, 2011 4:53 PM
> To: Gaubatz, Matthew
> Subject: Correspondence Research Article

>>>

Dear Mr. Matthew D. Gaubatz

>>

Let me introduce my self. My name is Hakim Agung Ramadhan. I live in
> Jakarta, Indonesia. I am an undergraduate student at Electrical
> Engineering Department, Universitas Indonesia, Indonesia. I am
> majoring in telecommunication engineering. Hopefully, this semester is
> my last semester.

>>

I know your research from your journal at iee.org. From that website,
> I searched your research more. I found that there are so many your
> research activities on website foulard.ece.cornell.edu. I have read
> some journals from that website, especially in psychovisually-based
> image coding and processing.

>>

Some research articles that I am interested with is your research article:
> A Blok-based Structural Masking Model with an Application to
> Compression, and Spatially-adaptive Wavelet Image Compression via Structural Masking.
> The former is published on EURASIP Journal on Image and Video
> Processing, Volume 2009; and the latter is published on Proc. IEEE
> Int. Conf. on Image Processing, Atlanta, Georgia, October 2006.

>>

Those research articles that I mentioned above are closely related
> with my research (my undergraduate thesis) about medical image
> compression. I would like to have some codes or programme related with
> the paper I mentioned above. May I get those ones? The codes or
> programme you give would help my research a lot.

>>

Webmail 1.4.21 https://webmail.ui.ac.id/squirrel/src/read_body.php?mailbox=INBOX...

2 of 3 13/06/2011 17:44

>>

Thank you in advance.

> Best Regards,

> Hakim Agung Ramadhan

>>

hakim.agung71@ui.ac.id

>hakim.ramadhan@hotmail.com

